

**UNIVERSIDADE DE PASSO FUNDO**

**Ana Carolina Antunes Piccoli**

**INFLUÊNCIA DO MÉTODO DE FABRICAÇÃO NO  
COMPORTAMENTO DE FRATURA DE COROAS  
TOTALMENTE CERÂMICAS**

Passo Fundo

2014



**Ana Carolina Antunes Piccoli**

**INFLUÊNCIA DO MÉTODO DE FABRICAÇÃO NO  
COMPORTAMENTO DE FRATURA DE COROAS  
TOTALMENTE 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 Prof<sup>ª</sup>. Dra. Márcia Borba.

Passo Fundo

2014





ppgOdonto  
ODONTOLÓGICA

PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA - CURSO DE MESTRADO

Campus I – BR 285, Km 171 – Bairro São José – Passo Fundo, RS

CEP: 99001-970 - Fones (54) 3316-8395

E-mail: [ppgodonto@upf.br](mailto:ppgodonto@upf.br) Web: [www.ppgodonto.upf.br](http://www.ppgodonto.upf.br)

A Comissão Examinadora, abaixo assinada, aprova a Dissertação.

“Influência do método de fabricação no comportamento de fratura de coroas totalmente cerâmicas.”

Elaborada por

**Ana Carolina Antunes Piccoli**

Como requisito parcial para a obtenção do grau de Mestre em Odontologia – Área de Concentração em Clínica Odontológica

Aprovado em 30/04/2014, pela Comissão Examinadora:

Prof. Dra. Márcia Borba

Orientador UPF

Prof. Dr. Rafael Ratto de Moraes

UFPeL

Prof. Dr. Paula Benetti

UPF

Prof. Dra. Márcia Borba

Coordenadora do PPGOdonto

CIP – Catalogação na Publicação

---

P138i Piccoli, Ana Carolina Antunes  
Influência do método de fabricação no comportamento de  
fratura de coroas totalmente cerâmicas / Ana Carolina  
Antunes Piccoli. – 2018.  
104 f. : il. color. ; 31 cm.

Orientadora: Dra. Márcia Borba.

Dissertação (Mestrado em Odontologia) – Universidade  
de Passo Fundo, 2018.

1. Cerâmicas dentárias. 2. Materiais dentários.  
3. Restauração (Odontologia). 4. Prótese dentária. I. Borba,  
Márcia, orientadora. II. Título.

CDU: 616.314-089.27

## **BIOGRAFIA DO AUTOR**

Ana Carolina Antunes Piccoli, nascida em Soledade, aos 13/06/1985, graduada em Odontologia pela Universidade de Passo Fundo (2004 a 2010). Com atualização em Dentística pela Faculdade Especializada na Área da Saúde do Rio Grande do Sul (FASURGS), Passo Fundo (2011). Especializando em Dentística pelo Centro de Estudos Odontológicos Meridional (CEOM), Passo Fundo (2013). Atua como cirurgiã-dentista em consultório particular.

## AGRADECIMENTOS

*Primeiramente quero agradecer a Deus, por ter me dado a vida e a oportunidade de viver ao lado da minha família que eu tanto amo, por sempre estar me iluminando e me mostrando que “Tudo posso ao lado Daquele que me fortalece”...*

*Agradeço aos meus pais, Vanda e Moacir, que sempre estiveram do meu lado me dando todo o amor e carinho do mundo, me mostraram que nunca devo parar de sonhar, me pegaram no colo todas as vezes que precisei. Muito obrigada pelo estímulo de coragem que me deram para ingressar no mestrado e por terem acreditado em mim quando muitas vezes nem eu mesma acreditava. Eu amo muito vocês e nunca vou conseguir descrever em palavras tudo que vocês representam na minha vida!*

*Agradeço a minha irmã Carolina, obrigada por ser minha amiga, apoiar meus sonhos, por tornar a minha vida mais leve e divertida, você foi um presente*

*na minha vida. Ao meu irmão Afonso, obrigada por ser meu companheiro nesses anos em que moramos juntos, obrigada por dividir comigo suas alegrias e tristezas, por me apoiar sempre que precisei, por cuidar de mim, me aguentar e entender os meus conflitos. Ao meu irmão Rodolfo, você é como um filho pra mim, obrigada pelo amor incondicional que você me dá e por me ensinar a ser uma pessoa melhor, mesmo que você nem se dê conta disso ainda. Contem comigo pra sempre! Amo vocês!*

*Agradeço aos meus queridos colegas de mestrado, Antônio, Diogo, Fernando, Geórgia, Luciano, Montalverne, Nicolau, Pablo e Roger pelo companheirismo, pelos ensinamentos, pela amizade que com certeza ficará pra sempre e pelos momentos de descontração e alegria que você me proporcionaram. Agradeço também ao meu colega João Cezar Mosele, por inúmeras vezes você foi um amigo e me apoiou quando eu pensei em desistir, me passou grande parte do seu conhecimento como um verdadeiro professor, teve paciência e humildade para me ajudar sempre que precisei. Muito obrigada por tudo colega!*

*Agradeço a minha orientadora, professora Márcia Borba, pela paciência que teve para me orientar, por ter me introduzido no universo gigantesco das cerâmicas, por me ensinar e amparar sempre que precisei e por me fazer aprender perante as minhas dificuldades.*

*Agradeço ao professor Álvaro Della Bona, por sempre se mostrar disposto a ajudar, por cuidar de tudo e de todos com cuidado e carinho e por ser um exemplo de pesquisador e professor em nossa sociedade.*

*Agradeço ao professor Bruno Carlini Jr., por ter me incentivado na decisão de iniciar o mestrado, por me assistir sempre que precisei, você é um exemplo de mestre, dentista e ser humano pra mim.*

*Agradeço à querida colega Quéli Nunes Souza, por sempre se mostrar cordial comigo, por me emprestar os seus materiais para que eu concluísse a minha pesquisa e por me ajudar sempre que precisei.*

*Agradeço ao funcionário Carlos, da Faculdade de Odontologia da UPF, que prontamente se colocou à disposição para auxiliar no desenvolvimento de materiais importantes para realizar a pesquisa.*

*Agradeço à funcionária da secretaria do mestrado, Fabiana, que sempre se mostrou disposta a me assessorar, pela competência que exerce a sua função e por muitas vezes ter sido uma amiga e ouvinte quando algo dava errado com a pesquisa ou com o mestrado.*

*Agradeço ao Laboratório Coral de Prótese Odontológica, especialmente ao técnico responsável Ireno Brito, pelo extremo cuidado e auxílio prestado na confecção dos corpos de prova e aplicação da cerâmica.*

*Agradeço à Faculdade de Engenharia da UPF, especialmente ao André, que se colocou à disposição para fresar o material de resina G10, indispensável para a minha pesquisa.*

*Agradeço imensamente à Universidade de Passo Fundo, que me proporcionou a bolsa de estudos que tive durante o mestrado, com certeza foi de grande ajuda pra mim e pra minha família.*

*Obrigada pela confiança e oportunidade*

# SUMÁRIO

BIOGRAFIA DO AUTOR .....	6
AGRADECIMENTOS .....	7
SUMÁRIO .....	11
LISTA DE TABELAS .....	13
LISTA DE FIGURAS .....	14
LISTA DE ABREVIATURAS .....	16
1. INTRODUÇÃO .....	19
2. REVISÃO DE LITERATURA .....	22
2.1 Cerâmicas Odontológicas .....	22
2.2 Cerâmicas Infiltradas por Vidro .....	26
2.3 Fractografia de Materiais Cerâmicos .....	38
3. PROPOSIÇÃO .....	41
4. MATERIAL E MÉTODOS .....	42
4.1 Método do CAD-CAM .....	44
4.2 Técnica do <i>slip-cast</i> .....	47
4.3 Recobrimento das infraestruturas .....	49
4.4 Cimentação .....	52
4.5 Teste Mecânico .....	58
4.6 Análise Fractográfica .....	60
4.7 Análise de Weibull .....	60
4.8 Análise Estatística .....	61
5. RESULTADOS .....	62
6. DISCUSSÃO .....	67
7. CONCLUSÕES .....	77

REFERÊNCIAS.....	78
ARTIGO A SER SUBMETIDO .....	84

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1. Ciclo de sinterização das IE do grupo IZS e ciclo de infiltração de vidro das IE dos grupos IZC e IZS.....	48
Tabela 2. Ciclo de sinterização da porcelana VM7 e ciclo de glaze. ....	50
Tabela 3. Valores de média, desvio padrão (DP), mínima (Min), máxima (Max), mediana e coeficiente de variação (CV em %) dos grupos experimentais (N). ....	62
Tabela 4. Valores de módulo de Weibull (m), resistência característica ( $\sigma_0$ ) e respectivos intervalos de confiança (IC) para os grupos experimentais. Segue também a resistência para uma probabilidade de falha de 5% ( $\sigma_{5\%}$ ).....	64

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1. Esquema com os materiais e métodos de fabricação das infraestruturas (IE) e tipo de cerâmica de recobrimento dos grupos experimentais (n=30). Todos os materiais cerâmicos foram produzidos por Vita-Zahnfabrik (Bad Sackingen, Alemanha). .....	42
Figura 2. Imagem do modelo de resina reforçada com fibra de vidro (G10). .....	43
Figura 3. Imagem da moldagem do modelo de resina reforçada com fibra de vidro (G10). .....	44
Figura 4. Imagem do modelo de gesso do preparo. ....	45
Figura 5. Imagem do modelo de gesso do preparo sendo escaneado pelo equipamento InEos Blue. ....	46
Figura 6. Imagem tridimensional do preparo. ....	46
Figura 7. Imagem do bloco cerâmico pré-fabricado sendo usinado com o sistema CAD/CAM CEREC InLab MC XL. ....	47
Figura 8. Imagem da aplicação da porcelana utilizando um pincel. ....	50
Figura 9. Imagem da coroa depois de concluído o processo de aplicação da porcelana. ....	51
Figura 10. Imagem das coroas finalizadas após a sinterização. ....	51
Figura 11. Imagem da coroa sendo aferida com um espessímetro. ....	52
Figura 12. Imagem da coroa sendo limpa em um banho sônico com água destilada. ....	53
Figura 13. Pilar de G10 sendo condicionado com ácido fluorídrico. ....	54
Figura 14. Imagem do pilar de G10 e a aplicação do agente silano. ....	55
Figura 15. Imagem do pilar de G10 recebendo a aplicação do adesivo. ....	55
Figura 16. Imagem do cimento Panavia F sendo inserido na coroa. ....	56
Figura 17. Imagem do kit de cimento Panavia F. ....	56
Figura 18. Imagem da coroa já cimentada no pilar de G10 e posicionada em um dispositivo para receber uma carga de 2kg por aproximadamente 1 min. ....	57
Figura 19. Imagem da coroa recebendo a aplicação do Oxyguard por aproximadamente 3 min. ....	57

Figura 20. Imagem da máquina de ensaio realizada para fazer o teste de fratura. ....	58
Figura 21. Imagem do dispositivo utilizado para realizar o ensaio mecânico. ....	59
Figura 22. Imagem da coroa no momento da fratura. ....	59
Figura 23. ....	63
Figura 24. Gráfico de Weibull. ....	64
Figura 25. Visão lateral do padrão de fratura catastrófica de uma coroa do grupo IZS. ....	65
Figura 26. Visão oclusal do padrão de fratura catastrófica de uma coroa do grupo IZS. ....	66
Figura 27. Fragmento de uma coroa do grupo IZC (a) e IZS (b). Pode-se observar o dano de contato na superfície oclusal (superior). ....	66

## LISTA DE ABREVIATURAS

CAD/CAM *Computer-aided design/computer-aided manufacture*

IE Infraestrutura

Kg Kilograma

G10 Resina com fibras de vidro; NEMA grau 10

n tamanho da amostra

°C Graus celsius

mm Milímetro

min Minuto

m Metro

PPF's Próteses Parciais Fixas

CTE Coeficiente de expansão térmico

MPa Megapascal

N Newton

Y-TZP Cerâmica policristalina de zircônia tetragonal  
estabilizada por ítria

° Grau

g Gramas

DP Desvio padrão

Mín Mínima

Máx Máxima

CV Coeficiente de variação

## RESUMO

# INFLUÊNCIA DO MÉTODO DE FABRICAÇÃO NO COMPORTAMENTO DE FRATURA DE COROAS TOTALMENTE CERÂMICAS

Ana Carolina Antunes Piccoli<sup>1</sup>

A In-Ceram Zircônia é uma cerâmica à base de alumina, reforçada com zircônia e infiltrada com vidro, que pode ser fabricada com duas técnicas diferentes, *slip-cast* (barbotina) e CAD-CAM. A microestrutura e os métodos de fabricação das restaurações cerâmicas estão diretamente relacionados com seu desempenho mecânico. Por isso, o objetivo deste estudo foi avaliar a influência da técnica de fabricação da In-Ceram Zircônia no comportamento de fratura de coroas totalmente cerâmicas. As coroas foram confeccionadas a partir de um modelo de resina epóxica reforçada por fibra de vidro (G10) simulando um preparo protético. Foram avaliados dois grupos de coroas com infraestrutura (IE) de In-Ceram Zircônia (Vita) (n=30): IZC – IE fabricada com a técnica CAD/CAM e IZS – IE fabricada com a técnica *slip-cast*. As IE foram recobertas com porcelana (Vita VM7) e cimentadas sobre o preparo com cimento resinoso. As coroas foram testadas até a fratura em uma máquina de ensaios com uma carga compressiva aplicada paralela ao longo eixo da coroa, com velocidade de 1 mm/min, em água destilada a 37°C. Foi realizada análise fractográfica utilizando estereomicroscópio. Os dados foram analisados com teste *t de student* ( $\alpha=0,05$ ) e análise estatística de Weibull. Não foi encontrada diferença estatística entre os grupos experimentais para carga de fratura ( $p=0,481$ ). Os valores de módulo de Weibull e resistência característica também foram semelhantes entre os grupos. Para ambos os grupos o tipo de falha predominante foi catastrófica, envolvendo a porcelana e a IE. Concluiu-se que ambos os métodos de fabricação resultaram em coroas com comportamento de fratura e confiabilidade semelhantes.

Palavras-chave: Cerâmicas. CAD-CAM. Falha da restauração dentária. Materiais dentários. Prótese dentária.

---

1- Aluna de Pós-Graduação do PPGOdonto - UPF

## ABSTRACT<sup>1</sup>

In-Ceram Zirconia is an alumina-based zirconia-reinforced glass-infiltrated ceramic produced using two different techniques, slip-cast and CAD-CAM. Ceramics microstructure and fabrication methods are related to restorations mechanical performance. Thus, the objective of this study was to evaluate the influence of In-Ceram Zirconia's fabrication method on the failure behavior of all-ceramic crowns. A glass fiber-reinforced composite die simulating a prosthetic preparation was used to produce the crowns. Two groups of crowns with In-Ceram Zirconia infrastructure (IE) were evaluated (n=30): IZC – IE produced with CAD/CAM technology and IZS – IE produced using slip-cast technique. IE were veneered with porcelain (Vita VM7) and cemented over the die with resin cement. Crowns were tested until failure using a universal testing machine with a compressive load being applied parallel to the crown long axis, with 1 mm/min cross-head speed, in 37° distilled water. Fractographic analysis was performed using a stereomicroscope. Data were statistically analyzed with student t test ( $\alpha=0.05$ ) and Weibull analysis. There was no significant differences between the experimental groups for the fracture load ( $p=0.481$ ). Weibull modulus and characteristic strength were also similar among groups. For both groups, the failure mode was catastrophic failure involving IE and porcelain. It was concluded that both fabrication methods resulted in all-ceramic crowns with similar failure behavior and reliability.

Key words: Ceramics. CAD-CAM. Dental restoration failure. Dental materials. Dental prosthesis.

---

<sup>1</sup> Influence of the fabrication method on the failure behavior of all-ceramic crowns

# 1. INTRODUÇÃO

As cerâmicas odontológicas possuem diversas vantagens, como alta biocompatibilidade, alta resistência à corrosão, baixos índices de aderência de placa, baixa solubilidade, é um material inerte e que possui a capacidade de simular a aparência dos dentes naturais reproduzindo as suas características ópticas. Além de que, o coeficiente de expansão térmica e a condutividade térmica são semelhantes aos do esmalte e dentina, reduzindo assim o risco de uma irritação pulpar ou de alguma falha no selamento marginal da restauração (VAN NOORT 2004; DELLA BONA, 2009).

Porém, as cerâmicas também são consideradas materiais frágeis e de baixa resistência mecânica quando são submetidas às tensões de tração, comprometendo o seu desempenho clínico quando utilizadas em restaurações submetidas a altos níveis de tensão mastigatória. Portanto, considerando que as cerâmicas odontológicas tem pouca ou nenhuma capacidade de se deformar plasticamente, a resistência à fratura desses materiais é influenciada pela presença de defeitos internos e de superfície. Assim, a microestrutura e os métodos de fabricação das restaurações cerâmicas estão diretamente relacionados com seu desempenho mecânico (DELLA BONA, 2009).

As cerâmicas odontológicas são classificadas de acordo com a sua composição, e podem ser denominadas cristalinas ou policristalinas, quando elas não apresentam conteúdo vítreo, parcialmente cristalinas ou vidros com partículas, que podem conter um alto ou baixo teor de vidro, e vidros amorfos (DELLA BONA, 2009). Entre os materiais

classificados como vidros parcialmente cristalinos estão as cerâmicas infiltradas por vidro, comercialmente conhecidas como sistema In-Ceram. Existem três tipos desse sistema disponíveis no mercado: a In-Ceram Spinell, a In-Ceram Alumina e a In-Ceram Zircônia. A In-Ceram Zircônia é uma cerâmica à base de alumina, reforçada com zircônia e infiltrada com vidro. É a cerâmica com maiores valores de resistência e tenacidade à fratura quando comparada com os outros dois sistemas. Assim, esse material pode ser utilizado para próteses unitárias e próteses parciais fixas posteriores (ANUSAVICE, 2005; YILMAZ *et al.*, 2007).

Clinicamente, os modos de falha observados em coroas unitárias totalmente cerâmicas com infraestrutura à base de alumina e zircônia são o lascamento da porcelana de cobertura sem exposição do material de infraestrutura, o que não compromete tanto a restauração, pois esse tipo de falha é passível de reparo; ou então fratura catastrófica envolvendo além da porcelana de cobertura a infraestrutura cerâmica (CEHRELI *et al.*, 2009; KERN *et al.*, 2012).

As restaurações do sistema In-Ceram Zircônia podem ser confeccionadas através de dois diferentes métodos de fabricação: (1) técnica da barbotina ou *slip-casting*; (2) usinagem de blocos pré-fabricados para CAD-CAM (*Computer aided design- Computer aided machining*) (DELLA BONA, 2009). O desenvolvimento de novos métodos de fabricação tem como objetivo simplificar os passos de confecção e também produzir restaurações com uma microestrutura mais homogênea, diminuindo a sensibilidade da técnica ao operador e obtendo assim as melhores propriedades mecânicas e físicas dos materiais. Pois, cada etapa do processamento tem potencial para produzir falhas microestruturais indesejáveis no corpo da cerâmica, que podem acabar

limitando as suas propriedades e confiabilidade (DELLA BONA *et al.*, 2008).

Devido ao fato de que a tecnologia CAD-CAM simplifica e elimina a influência do técnico de laboratório em algumas etapas da confecção das restaurações, existe uma tendência à substituição da técnica *slip-casting* por este método mecanizado. Além disso, sugere-se que como a estrutura dos blocos pré-fabricados apresenta um volume menor de poros e é mais homogênea do que a estrutura produzida com o *slip-casting*, isso poderia resultar em propriedades mecânicas superiores, fazendo com que a quantidade de defeitos que podem levar a fratura catastrófica da estrutura seja menor (BORBA *et al.*, 2011). Entretanto, os resultados encontrados na literatura são controversos, não existindo um consenso a respeito da superioridade do sistema CAD-CAM em relação à técnica convencional (GUAZZATO *et al.*, 2004a; GUAZZATO *et al.*, 2004b). Assim, o cirurgião-dentista fica em dúvida a respeito da técnica de fabricação mais confiável e adequada, que resultaria em um melhor prognóstico clínico.

## **2. REVISÃO DE LITERATURA**

### **2.1 Cerâmicas Odontológicas**

A cerâmica é um dos materiais mais desenvolvidos dentro da ciência e tecnologia dos materiais dentários (DELLA BONA, 2009). A cerâmica odontológica é um composto inorgânico com propriedades não metálicas, constituído por oxigênio e um ou mais elementos metálicos ou semimetálicos, como alumínio, cálcio, lítio, magnésio, potássio, silício, sódio, estanho, titânio e zircônio (ANUSAVICE, 2005). Existe um grande crescimento na pesquisa e desenvolvimento das cerâmicas, sendo que novos materiais e métodos de processamento foram introduzidos. Alguns desses materiais podem ser indicados para a confecção de restaurações como inlays, onlays, facetas, próteses unitárias e pontes parciais fixas (PPFs) (ANUSAVICE, 2005).

As cerâmicas são amplamente utilizadas na Odontologia devido a sua excelente propriedade de reproduzir as características ópticas e simular a aparência dos dentes naturais. É um material inerte, apresenta baixos níveis de aderência de placa, estabilidade de cor, alta resistência à corrosão e baixa solubilidade, produzindo uma restauração altamente biocompatível (VAN NOORT, 2004; DELLA BONA, 2009). As cerâmicas possuem uma ampla aceitação tanto do profissional quanto do paciente e apresentam um bom prognóstico clínico. A condutividade térmica e o coeficiente de expansão térmica são similares aos do esmalte

e da dentina, reduzindo o risco de irritação pulpar e falha no selamento marginal (VAN NOORT, 2004).

A principal limitação das cerâmicas é seu comportamento pouco plástico, com baixa maleabilidade e sensivelmente frível. Assim, as cerâmicas são materiais frágeis e de baixa resistência mecânica quando submetidas às tensões de tração, o que pode comprometer seu desempenho clínico quando utilizadas na confecção de restaurações submetidas a alto carregamento oclusal ou estresse mastigatório. Considerando que as cerâmicas odontológicas tem pouca ou nenhuma capacidade de se deformar plasticamente, a resistência à fratura desses materiais é influenciada pela presença de defeitos dentro da região de estresse de tração. Por isso, geralmente utiliza-se testes de flexão para avaliar a resistência desses materiais, já que nesses testes são induzidos estresses tanto de tração como de compressão (DELLA BONA, 2009). Além disso, a remoção de defeitos superficiais ou redução do tamanho e número desses defeitos pode produzir um aumento na resistência à fratura desse material. Por isso, clinicamente, é de extrema importância as etapas de polimento e glaze das restaurações cerâmicas (ANUSAVICE, 2005).

A falha clínica de restaurações totalmente cerâmicas está geralmente associada com a sua fragilidade e baixo valor de tenacidade à fratura. Por isso, a falta de acompanhamento clínico de longo prazo de restaurações confeccionadas com esta última geração de materiais cerâmicos levou os fabricantes e dentistas a utilizarem como referência as propriedades mecânicas avaliadas *in vitro* para definir as indicações clínicas destes materiais (GUAZZATO *et al.*, 2004b; DELLA BONA, 2009). Com relação a isso, as propriedades mecânicas mais relevantes

são a resistência à fratura e a tenacidade à fratura (GUAZZATO *et al.*, 2004b).

A resistência pode ser definida como o estresse necessário para causar a fratura ou uma quantidade específica de deformação plástica. Porém, como as cerâmicas são incapazes de se deformar plasticamente, a resistência refere-se ao estresse necessário para causar a fratura, associada com frequência à presença de defeitos dentro da região de estresse de tração. Por esse motivo, a resistência das cerâmicas é comumente medida utilizando testes de flexão (DELLA BONA, 2009).

A propriedade tenacidade à fratura, é definida como o nível de intensidade de tensão crítica no qual uma dada falha começa a crescer, e indica a capacidade de um material para resistir a propagação de falhas e sua consequente fratura catastrófica (YILMAZ *et al.*, 2007). Embora a relação entre as propriedades mecânicas de uma cerâmica e seu desempenho clínico seja influenciado por muitas variáveis, algumas destas propriedades, como resistência à fratura e tenacidade à fratura, têm sido frequentemente os primeiros parâmetros investigados para determinar o potencial clínico e as limitações de uma cerâmica dentária (YILMAZ *et al.*, 2007).

Existem outras propriedades mecânicas importantes para se avaliar quando estudamos as cerâmicas, como o módulo de elasticidade, que pode ser compreendido como a rigidez ou flexibilidade de um material dentro da sua faixa elástica. Nessa faixa, o material se deforma em proporção direta ao estresse aplicado (DELLA BONA, 2009). A dureza, que é uma das propriedades medidas com mais frequência em uma cerâmica, pois o seu valor ajuda a caracterizar a resistência à deformação, densificação e fratura. A dureza é medida por durômetros

usando penetradores, onde os mais populares são de diamante de Vickers ou Knoop. Estes instrumentos fazem impressões no qual o tamanho diagonal é medido com um microscópio óptico e essas medidas são utilizadas para calcular o valor de dureza do material (YILMAZ *et al.*, 2007).

As cerâmicas dentárias mais estéticas são compostas por grande quantidade de matriz vítrea (amorfa), o que compromete suas propriedades mecânicas. Com o objetivo de reforçar a restauração pode-se utilizar um material de infraestrutura com melhor comportamento mecânico. Por muito tempo, a opção de material de infraestrutura era o metal, dando origem à restauração metalocerâmica. Esse tipo de restauração é mais resistente e durável do que a prótese unitária de porcelana convencional e é considerado o “padrão ouro” dos sistemas para prótese fixa, porém, também é susceptível a fraturas e trincas na camada de porcelana que recobre o metal (ANUSAVICE, 2005). Outro modo de fratura das restaurações metalocerâmicas é a separação da cerâmica do metal devido à falha na interface de união entre metal e cerâmica. Para garantir a qualidade dessa união estão envolvidos fatores como a quantidade de união micromecânica, a compatibilidade entre o coeficiente de expansão térmico (CTE) dos dois materiais, e a interação química entre os óxidos metálicos e a cerâmica (VAN NOORT, 2004).

Apesar da restauração metalocerâmica ser amplamente utilizada na Odontologia e apresentar bons resultados clínicos a longo prazo, não é a escolha mais estética, especialmente para restaurações de dentes anteriores. Geralmente a margem cervical apresenta um aspecto escurecido devido à infraestrutura metálica, que fica mais visível quando ocorre recessão gengival (ANUSAVICE, 2005). Assim, com o objetivo

de obter um material mais estético e resistente, capaz de substituir a infraestrutura metálica, foram desenvolvidos os sistemas cerâmicos com alto conteúdo cristalino. Essas restaurações totalmente cerâmicas também são construídas em camadas, sendo uma camada de infraestrutura, constituída por uma cerâmica com melhores propriedades mecânicas, e uma camada de cobertura, composta por uma cerâmica de melhor qualidade óptica (DELLA BONA, 2009).

Uma maneira de classificar as cerâmicas está relacionada à sua composição, sendo que as mesmas podem ser denominadas cristalinas ou policristalinas, quando não apresentam conteúdo vítreo; vidros com partículas ou parcialmente cristalinos, que podem conter alto ou baixo teor de vidro; e vidros amorfos (DELLA BONA, 2009). Entre os materiais classificados como vidros parcialmente cristalinos estão as cerâmicas infiltradas por vidro, que são amplamente utilizadas como material de infraestrutura para restaurações unitárias e PPFs e são comercialmente conhecidas como sistema In-Ceram.

## **2.2 Cerâmicas Infiltradas por Vidro**

Existem três tipos de sistemas infiltrados por vidro disponíveis no mercado, os sistemas: In-Ceram Spinell, In-Ceram Alumina e In-Ceram Zircônia. O In-Ceram Spinell é indicado para inlays, onlays e próteses unitárias localizadas na região anterior. O In-Ceram Alumina é indicado para próteses unitárias anteriores e posteriores e PPFs de três elementos para dentes anteriores. Em virtude do seu alto grau de opacidade, o In-Ceram Zircônia não é recomendado para restaurações anteriores. Entretanto, devido à alta resistência e tenacidade à fratura, esse material

pode ser utilizado para próteses unitárias e PPFs posteriores (ANUSAVICE, 2005; YILMAZ *et al.*, 2007).

A zircônia é um biomaterial muito interessante devido as seguintes propriedades: altos valores de resistência à fratura e de tenacidade à fratura, alta dureza; alta resistência ao desgaste e bom comportamento à fricção; isolante elétrico; baixa condutividade térmica; resistência à corrosão na maioria dos ácidos e alcalóides; módulo de elasticidade semelhante ao aço; e coeficiente de expansão térmica semelhante ao ferro (DELLA BONA, 2009). Por isso, com o objetivo de melhorar as propriedades mecânicas da cerâmica à base de alumina e vidro, In- Ceram Alumina foi adicionado aproximadamente 33% de óxido de zircônio estabilizado com cério, dando origem à In-Ceram Zircônia (RIZKALLA *et al.*, 2003; DELLA BONA, 2009).

O comportamento mecânico superior das cerâmicas à base de zircônia está associado a um mecanismo de tenacificação por transformação de fase (*transformation toughness*). Quando tensões externas são induzidas na cerâmica como, por exemplo, impacto, desgaste e polimento, ocorre uma transformação dos cristais de zircônia tetragonais para a fase monoclínica. Esta transformação resulta em um aumento de volume de aproximadamente 4%, que produz estresses de compressão na região da extremidade da trinca, interrompendo a sua propagação. Dessa forma, a trinca precisa superar esse obstáculo para poder se propagar, aumentando a tenacidade à fratura da zircônia quando comparada com outras cerâmicas e diminuindo a intensidade de estresse local (GUAZZATO *et al.*, 2004b; DELLA BONA, 2009). Assim, a In-Ceram Zircônia apresenta uma combinação de mecanismos de

tenacificação associados tanto aos cristais de zircônia como aos cristais de alumina.

Além da introdução de cerâmicas com diferentes composições e microestruturas, também têm sido desenvolvidos diferentes métodos de fabricação das restaurações (YILMAZ *et al.*, 2007). O desenvolvimento de novos métodos tem como objetivo simplificar os passos de confecção e também produzir restaurações com microestrutura mais homogênea, diminuindo a sensibilidade da técnica ao operador e obtendo as melhores propriedades mecânicas e físicas dos materiais. Cada etapa do processamento tem potencial para produzir falhas microestruturais indesejáveis no corpo da cerâmica, que podem limitar as suas propriedades e confiabilidade (DELLA BONA *et al.*, 2008). Assim, existem dois diferentes métodos de fabricação de restaurações de In-Ceram Zircônia: (1) técnica da barbotina ou *slip-casting* convencional; (2) usinagem de blocos pré-fabricados para CAD-CAM (*Computer aided design- Computer aided machining*).

O *slip-casting* é uma técnica baseada na aplicação de uma suspensão (barbotina) sobre um modelo, que irá absorver água por capilaridade, deixando apenas uma estrutura compacta de pó. Essa estrutura é levada a um forno para realizar um ciclo de pré-sinterização. No caso do sistema In-Ceram, a estrutura porosa obtida após a sinterização é posteriormente infiltrada com um vidro a base de óxido de lantânio. Esse vidro tem como objetivo preencher os espaços vazios entre os cristais dando origem a uma estrutura com propriedades mecânicas adequadas ao uso clínico. A única diferença entre a técnica convencional e a técnica de deposição por eletroforese é a maneira como a suspensão cerâmica é aplicada sobre o modelo de gesso. Na técnica

convencional, a suspensão é aplicada com um pincel ou espátula, pelo técnico de prótese dental. Na técnica da eletroforese, a suspensão é aplicada sobre o modelo de gesso através de um campo elétrico que faz com que as partículas movimentem-se com uma velocidade proporcional à resistência aplicada no campo. É aplicada uma polarização elétrica ao modelo (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 (DELLA BONA, 2009).

Este sistema também está disponível na forma de blocos cerâmicos pré-fabricados (*dry-pressed*) para uso com a tecnologia CAD-CAM. Nesta tecnologia o modelo de gesso é escaneado e uma restauração digital é construída utilizando um *software* de computador. Posteriormente, o desenho final é enviado a uma unidade de usinagem para a confecção da restauração através do desgaste do bloco cerâmico pré-fabricado. Após a usinagem, o bloco de In-Ceram Zircônia deve ser submetido ao processo de infiltração do vidro como descrito para a técnica *slip casting* (GUAZZATO *et al.*, 2004b; BORBA, 2010).

É importante investigar a relação entre a composição química, a estrutura atômica, o processo de fabricação, a microestrutura e as propriedades das cerâmicas. Apholt *et al.* (2000) avaliaram a resistência flexural de barras de In-Ceram Alumina e In-Ceram Zircônia confeccionadas com a tecnologia CAD-CAM. O objetivo do estudo foi avaliar um procedimento de união das barras seccionadas utilizando a técnica *slip-casting*, simulando o procedimento de solda de PPFs. Foram testadas diferentes configurações para a união sendo que a forma arredondada foi a que apresentou a maior resistência flexural para a In-

Ceram Zircônia (475 MPa) e para a In-Ceram Alumina (434 MPa). A análise de variância mostrou diferença significativa entre os materiais.

Guazzato *et al.* (2004b) investigaram a resistência, tenacidade à fratura e microestrutura de cerâmicas à base de zircônia. Foram avaliados corpos-de-prova de In-Ceram Zircônia confeccionados com a técnica *slip-casting* convencional e com blocos pré-fabricados de CAD-CAM. Os valores de resistência flexural e tenacidade à fratura foram, respectivamente, 476 MPa e 4,9 MPa m<sup>1/2</sup> para o grupo confeccionado com CAD-CAM e 630 MPa e 4,8 MPa m<sup>1/2</sup> para o grupo confeccionado com a técnica *slip-casting*. Observaram que a média de resistência flexural foi maior para o grupo confeccionado com a técnica *slip-casting*, mas que os valores de tenacidade à fratura foram semelhantes para os dois grupos.

Um estudo investigou a influência de jateamento de partículas, desgaste, orientação do desgaste e polimento, antes e depois de um tratamento térmico, na resistência à flexão da In-Ceram Zircônia. Foi encontrada uma fina camada de vidro presente na superfície das amostras depois do tratamento térmico, que contribuiu para uma melhoria da resistência à flexão. Tratamentos de superfície que não foram seguidos de tratamento térmico geraram transformação de fase. No entanto, essa transformação não foi suficiente para evitar a degradação da resistência causada pelas falhas introduzidas pelos tratamentos. O jateamento de partículas provocou a maior degradação de resistência à flexão. O polimento aumentou a confiabilidade, mas não melhorou a resistência à flexão. A orientação do desgaste em relação à direção das tensões de tração não influenciou os valores de resistência. Os pesquisadores concluíram que qualquer tratamento de superfície

realizado na In-Ceram Zirconia deve ser sempre seguido por tratamento térmico para evitar a degradação da resistência à fratura (GUAZZATO *et al.* 2005).

Um estudo investigou o comportamento mecânico de cerâmicas infiltradas com vidro (In-Ceram Alumina e In-Ceram Zircônia) e cerâmicas policristalinas de zircônia. Observaram que as cerâmicas infiltradas com vidro apresentaram maior susceptibilidade ao crescimento subcrítico de trincas do que as cerâmicas policristalinas. O valor de tenacidade à fratura encontrado para a In-Ceram Zircônia foi de 6,2 MPa m<sup>1/2</sup>. O módulo de Weibull foi de 13,9, sendo similar ao das cerâmicas policristalinas, sugerindo confiabilidade semelhante para os materiais (TINSCHERT *et al.*, 2006).

Yilmaz *et al.* (2007) compararam as propriedades mecânicas de seis cerâmicas que são comumente utilizadas como material de infraestrutura. Eles utilizaram os testes de resistência à flexão biaxial e de tenacidade à fratura por indentação. Os valores mais elevados de resistência à fratura foram obtidos para as cerâmicas à base de zircônia (Cercon Zircônia e In-Ceram Zircônia). Foram encontradas diferenças significativas na resistência flexural e nos valores de tenacidade à fratura dos materiais avaliados, sendo que a cerâmica policristalina de zircônia obteve os valores mais elevados. Segundo os autores, as propriedades dos materiais podem afetar o desempenho clínico das restaurações cerâmicas.

Chai *et al.* (2007) investigaram a solubilidade química e a resistência flexural de três cerâmicas odontológicas à base de zircônia: In-Ceram Zircônia (IZ), In-Ceram 2000 YZ CUBES (YZ) (Vita Zahnfabrik) e Cercon (Dentsply). A cerâmica à base de dissilicato de

lítio (e-max, Ivoclar Vivadent) foi usada como grupo controle. Não houve diferença significativa entre as cerâmicas com relação à solubilidade. Os pesquisadores concluíram que as cerâmicas à base zircônia possuem resistência à flexão significativamente mais elevada do que o grupo controle de cerâmica à base de dissilicato de lítio.

Um estudo caracterizou a microestrutura, composição, e propriedades importantes de cerâmicas à base de alumina infiltrada com vidro, similares ao sistema In-Ceram Zircônia. Foram testados corpos-de-prova produzidos pela técnica convencional *slip-casting*, técnica de deposição por eletroforese e técnica de deposição a vácuo. Não foi encontrada diferença nas análises de composição para o material fabricado com as três diferentes técnicas. Na análise de microscopia eletrônica de varredura observou-se que os cristais de alumina eram mais compactos quando utilizada a técnica de deposição a vácuo. Não houve diferença nos valores de coeficiente de Poisson e densidade entre os materiais avaliados. A cerâmica produzida por deposição a vácuo também obteve os maiores valores de módulo de Weibull, que indica maior confiabilidade, e maior valor de módulo de elasticidade (DELLA BONA *et al.*, 2008).

Um estudo comparou a probabilidade de fratura de três tipos de cerâmicas Y-TZP (Lava, DC-Zirkon, e Cercon) e da cerâmica In-Ceram Zircônia. Foram confeccionados dez corpos-de-prova em forma de barra de cada material e os mesmos foram submetidos a um ensaio de resistência à flexão em três pontos. A resistência à flexão para uma probabilidade de fratura de 10% (B10) para o grupo Lava foi significativamente mais baixa do que para o grupo DC-Zirkon, mas significativamente mais elevada do que dos grupos Cercon e In-Ceram

Zirconia. B10 foi semelhante entre os grupos Cercon e In-Ceram Zirconia. Os corpos-de-prova fabricados por usinagem (CAD-CAM) apresentaram geralmente um padrão de fratura intergranular. Assim, a hipótese de que a probabilidade de fratura sob uma carga de flexão, expressa como resistência B10, de cerâmicas policristalinas à base de zircônia fabricadas por usinagem CAD-CAM não é significativamente diferente da cerâmica de alumina infiltrada por vidro e reforçada com zircônia foi parcialmente aceita (CHAI *et al.*, 2009).

O efeito da microestrutura no comportamento mecânico de cerâmicas foi avaliado por Borba *et al.* (2011). Observou-se alto conteúdo cristalino e baixa porosidade para as cerâmicas policristalinas à base de alumina e zircônia. A cerâmica policristalina de zircônia apresentou maior resistência flexural (911 MPa), seguida da cerâmica policristalina de alumina (488 MPa) e da In-Ceram Zircônia (423 MPa). Os valores mais baixos de resistência flexural foram observados para as porcelanas (68-75 MPa). A cerâmica In-Ceram Zircônia apresentou susceptibilidade ao crescimento subcrítico de trincas inferior às cerâmicas policristalinas, mas superior às porcelanas. Concluiu-se que a microestrutura tem influência no comportamento mecânico e na longevidade dos materiais cerâmicos.

Além dos testes padronizados de resistência à flexão, estudos também avaliam os sistemas cerâmicos numa configuração mais próxima a situação clínica, utilizando corpos-de-prova que simulam as restaurações dentárias. Nesse caso, Ghazy *et al.* (2012) avaliaram a influência da técnica de fabricação e envelhecimento mecânico na carga de fratura de PPFs à base de zircônia em cantilever. Foram confeccionadas oitenta próteses fixas, atribuídas a quatro grupos

experimentais, de acordo com o tipo de material e técnica de fabricação (n = 20). Em seguida, metade dos corpos-de-prova foram submetidos a uma ciclagem mecânica de um milhão de ciclos, com carga variando entre 10 e 40 N, em água a 37 °C. Todas as PPFs foram submetidas ao teste de carga de fratura. Concluíram que a resistência à fratura de restaurações à base de zircônia é influenciada pelo envelhecimento cíclico e pela técnica usada para a fabricação das mesmas.

Corazza *et al.* (2013) investigaram a influência do ângulo de convergência do preparo do dente pilar na resistência à fratura de uma infraestrutura cerâmica de à base de zircônia recoberta com uma porcelana feldspática. Foi realizada análise de elementos finitos (FEA) para examinar a distribuição de tensões na restauração, durante o teste. Quatro grupos foram testados, de acordo com o ângulo de convergência (TOC): G6 - 6° TOC; G12 - 12° TOC; G20 - 20° TOC e G20MOD - 20° TOC com modificação na infraestrutura. As coroas foram recobertas com porcelana e cimentadas em um pilar de resina epóxica reforçada com fibra (G10) e carregadas até a fratura. Metade das amostras de cada grupo (n = 10) foram envelhecidas mecanicamente (10<sup>6</sup> ciclos) antes do teste de carga de fratura. O maior valor de carga de fratura foi encontrado para a G20MOD, o que foi previsto também na FEA. A ciclagem mecânica não afetou significativamente a resistência à fratura. Uma fratura catastrófica com origem na superfície interna da infraestrutura foi o modo de falha predominante, com exceção do grupo G20MOD. As coroas suportaram uma carga compressiva superior carga oclusal fisiológica normal, independentemente do ângulo de TOC dos preparos. No entanto, o grupo G20MOD produziu o melhor desempenho entre as condições experimentais avaliadas.

Para desenvolver metodologias de teste e verificar a validade dos resultados obtidos com estudos *in vitro* é fundamental entender o comportamento clínico dos materiais cerâmicos. Wasserman *et al.*, em 2006, fizeram uma revisão sistemática de literatura através de uma seleção baseada em evidências e avaliação de estudos clínicos de restaurações produzidas com cerâmicas do sistema VITA In-Ceram Classic, que são cerâmicas infiltradas por vidro e confeccionadas com a técnica *slip-casting*. Foram encontrados apenas alguns estudos significativos sobre próteses fabricadas com as cerâmicas In-Ceram Alumina e In-Ceram Zircônia. Segundo a literatura, a taxa de sobrevivência após 5 anos de coroas de In-Ceram Alumina e In-Ceram Spinell variou entre 91,7% e 100%, e é semelhante às taxas de sobrevivência das coroas metalo-cerâmicas convencionais. Concluíram que a In-Ceram Alumina pode ser recomendada para coroas anteriores e posteriores, bem como para PPF anterior. Porém, novos estudos devem ser iniciados para avaliar em detalhes o desempenho clínico das próteses de In-Ceram Alumina. A cerâmica In-Ceram Spinell pode ser recomendada para coroas anteriores, especialmente se são solicitados resultados altamente estéticos. Para coroas ou PPFs de In-Ceram Zirconia, em 2006, ainda não existiam dados suficientes para embasar suas indicações clínicas.

Della Bona *et al.* (2008) realizaram uma abrangente revisão de literatura e concluíram que os clínicos podem utilizar qualquer tipo de cerâmica odontológica levando em conta a necessidade estética (muitos sistemas tiveram mais do que 90% de sucesso em seis anos). Restaurações de dentes posteriores são realizadas com cerâmicas à base de alumina e, cada vez mais, zircônia e dissilicato de lítio. Existe uma evidência razoável para a eficácia do uso de cerâmicas à base de

dissilicato de lítio, alumina e zircônia em PPFs anteriores de três elementos. Entretanto, existe um consenso entre os pesquisadores de que apenas os sistemas à base de zircônia estariam indicados. Além disso, tem sido mostrado que a cimentação adesiva aumenta o sucesso clínico das restaurações totalmente cerâmicas. Os estudos com próteses à base de zircônia indicam que o maior problema clínico seria a fratura da porcelana de recobrimento. Nesse mesmo estudo, foi verificado o sucesso do sistema In-Ceram Alumina e sua expiração da patente (Abril de 2007) que instigou o lançamento de cerâmicas semelhantes de outros fabricantes. No entanto, nenhum destes sistemas foi investigado, mas encontravam-se comercialmente disponíveis.

Mais tarde, em 2009, foi realizado um estudo comparando o resultado clínico inicial de coroas de cerâmica de In-Ceram Zircônia e de Y-TZP (Zircônia Cercon). Um total de 30 coroas de In-Ceram Zirconia e Y-TZP foram confeccionadas e cimentadas com cimento de ionômero de vidro em 20 pacientes. Em rechamadas de consultas de 6 meses, 1 ano e 2 anos, foi utilizado o sistema de avaliação da qualidade de restaurações da Associação Dental Californiana (Association Californian Dental - CDA) para verificar as substituições protéticas e, o índice de pontuação de placa gengival, para explorar os resultados dos tratamentos periodontais. Não foi detectado qualquer sinal clínico de descoloração marginal, dor persistente e cárie secundária nas restaurações. Todos as coroas de In-Ceram Zircônia sobreviveram durante o período de 2 anos, embora tenha ocorrido a fratura radicular de um dente não-vital juntamente com a fratura da porcelana de recobrimento. Uma restauração de Y-TZP fraturou e foi substituída. De acordo com os critérios da CDA, a integridade marginal foi avaliada excelente para

restaurações de In-Ceram Zircônia (73%) e Y-TZP (80%). A incompatibilidade de cor foi maior para restaurações de In-Ceram Zircônia (66%) do que restaurações de Y-TZP (26%). A pontuação do índice de placa gengival foi praticamente zero e constante ao longo do tempo. Assim, o estudo clínico demonstra que para coroas unitárias as cerâmicas In-Ceram Zirconia e Y-TZP têm comparável evolução clínica nos primeiros anos, ambas parecem modalidades de tratamentos aceitáveis, e mais importante, coroas de In-Ceram Zircônia podem suportar uma carga suficientemente funcional na região posterior (CEHRELI *et al.*, 2009).

Um estudo prospectivo acompanhou o comportamento clínico de próteses parciais fixas (PPFs) posteriores de três e quatro elementos fabricadas com In-Ceram Zirconia. Vinte PPFs foram inseridas em 15 pacientes. Foram observadas três complicações técnicas e quatro falhas. Todas as complicações envolveram o lascamento da porcelana de recobrimento, sendo passível de reparo. As falhas foram relacionadas à fratura da infraestrutura e problema endodôntico. Em 65% dos casos, não foi possível confeccionar os conectores com as dimensões recomendadas pelo fabricante sem a utilização de procedimentos cirúrgicos (por exemplo, aumento de coroa clínica). Foi prevista uma taxa cumulativa de sobrevivência de 90% após 5 anos e 85% após 6 anos. PPFs confeccionadas com In-Ceram Zircônia parecem ser uma opção de tratamento protético viável para substituir um dente ausente (KERN *et al.*, 2012).

## 2.3 Fractografia de Materiais Cerâmicos

Fractografia significa realizar uma análise criteriosa da superfície fraturada de um determinado material (DELLA BONA, 2009; BORBA, 2010). O objetivo da fractografia é definir quais foram exatamente as causas e os fatores que levaram à falha de um material e compreender o processo de fratura durante a falha de uma restauração dentária (DELLA BONA, 2009; SCHERRER *et al.*, 2007). Por isso, a análise de falhas clínicas utilizando técnicas fractográficas está crescendo cada vez mais na comunidade científica odontológica (SCHERRER *et al.*, 2007).

Para realizar a análise fractográfica de uma superfície, é preciso realizar o preparo das amostras cerâmicas, sendo imprescindível deixar a superfície de fratura da amostra intacta, pois qualquer fricção ou manchamento apaga as características da superfície deixadas durante o processo de fratura. Por isso, recomenda-se realizar a limpeza da superfície de fratura utilizando etanol, que não deixa película de resíduos na superfície (SCHERRER *et al.*, 2007; DELLA BONA, 2009; BORBA, 2010). Existem duas ferramentas muito importantes para realizar a análise da superfície de fratura, o estereomicroscópio e o microscópio eletrônico de varredura (MEV). O estereomicroscópio possibilita ao operador uma visão mais ampliada, tridimensional e natural da superfície de fratura e também retém a informação relacionada à cor, rugosidade superficial e refletividade. Já o MEV possibilita visualizar melhor a falha, pois tem uma boa profundidade de campo, alta resolução e instrumentos de análise química (SCHERRER *et al.*, 2007; BORBA, 2010).

No caso de falhas clínicas, algumas vezes não é possível remover a peça para realizar a análise no laboratório, já que essas restaurações são cimentadas firmemente à estrutura do dente e haveria risco de dano a superfície da fratura durante sua remoção (SCHERRER *et al.*, 2007; BORBA, 2010). Nesses casos a solução seria confeccionar uma réplica da superfície da fratura remanescente, realizando uma moldagem intra-oral da superfície exposta fraturada utilizando um material de impressão de baixa viscosidade. As réplicas são de grande ajuda ao clínico, pois preenchem uma lacuna entre as necessidades clínicas e as necessidades científicas para a correta compreensão de uma falha (SCHERRER *et al.*, 2007).

Durante uma análise fractográfica podemos observar marcas deixadas na superfície da cerâmica que são resultantes da influência mútua da trinca em propagação com a microestrutura do material e as áreas de tensão (BORBA, 2010). Nos materiais friáveis, como as cerâmicas, existem três regiões características que envolvem a origem da fratura: (1) *mirror* - região relativamente lisa, (2) *mist* - região de textura fibrosa e de aspecto nebuloso, (3) *hackle* - é região mais heterogênea e com características mais pronunciadas na superfície.

Porém, é difícil medir diretamente o local do defeito inicial, e sempre que este não possa ser medido, a região a partir de onde a falha ocorreu pode ser determinada pela observação de algumas marcas características que aparecem mais freqüentemente na superfície de fratura, como: *arrest lines*, *hackle lines*, *wake hackles* e *compression curl* (SCHERRER *et al.*, 2007; DELLA BONA, 2009). Uma *arrest line* se caracteriza como uma linha bem definida produzida quando a fratura chega ao fim, antes de retomar a sua propagação, muitas vezes em uma

direção um pouco diferente. Já marcas do tipo *hackle lines* são linhas sobre a superfície de fratura que correm na direção local das rachaduras, separando porções paralelas da propagação da fratura que estão em planos ligeiramente diferentes. *Wake hackle* se define como uma marca criada pela frente da trinca quando a mesma encontra uma irregularidade, como um poro, e continua se propagando em planos ligeiramente diferentes, criando um degrau. *Wake hackle* são consideradas também como indicadores da direção de propagação da trinca. E a marca do tipo *compression curl* é uma curva criada na microestrutura do material quando a trinca encontra uma região de compressão e muda o plano de propagação (SCHERRER *et al.*, 2007; DELLA BONA, 2009; BORBA, 2010).

### 3. PROPOSIÇÃO

1. Avaliar a carga máxima de fratura e o modo de fratura de coroas fabricadas utilizando duas técnicas diferentes (CAD-CAM e *slip-casting*), porém com o mesmo tipo de cerâmica de infraestrutura (In-Ceram Zircônia), testando a hipótese de que a técnica de fabricação influencia a carga de fratura e modo de falha dessas coroas.
2. Investigar a confiabilidade de coroas cerâmicas fabricadas com diferentes técnicas. A hipótese testada é de que o módulo de Weibull para coroas confeccionadas com a técnica CAD-CAM é maior do que os valores obtidos para a técnica convencional de *slip-casting*.

## 4. MATERIAL E MÉTODOS

Os grupos experimentais e materiais utilizados nesse estudo se encontram na Figura 1. Foram confeccionadas 30 coroas para cada grupo experimental.



*Figura 1-Esquema com os materiais e métodos de fabricação das infraestruturas (IE) e tipo de cerâmica de recobrimento dos grupos experimentais (n=30). Todos os materiais cerâmicos foram produzidos por Vita-Zahnfabrik (Bad Sackingen, Alemanha).*

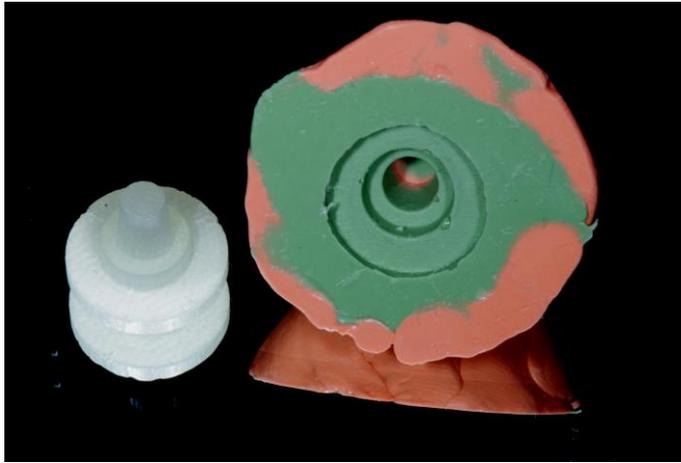
As coroas foram produzidas a partir de um modelo de resina reforçada com fibra de vidro (G10) simulando um dente pré-molar com preparo protético para receber uma coroa totalmente cerâmica. O preparo possui uma altura de 4,5mm, inclinação das paredes axiais de 6° e um chanfro de 120° (Figura 2). Os pilares foram confeccionados através da usinagem do G10 em torno mecânico.

Esse modelo de resina G10 foi moldado com silicone de adição (Express™ Material de Moldagem de Silicone por Adição, pasta

pesada e Express™ Material de Moldagem de Silicone por Adição, pasta fluida, 3M ESPE, São José do Rio Preto, SP, Brasil) utilizando a técnica de moldagem da impressão simultânea (Figura 3).



*Figura 2-Imagem do modelo de resina reforçada com fibra de vidro (G10).*



*Figura 3-Imagem da moldagem do modelo de resina reforçada com fibra de vidro (G10).*

Os modelos foram confeccionados de acordo com o método de fabricação das infraestruturas (IE) de cada grupo, como descrito a seguir.

#### **4.1 Método do CAD-CAM**

As infraestruturas do grupo IZC foram confeccionadas utilizando o sistema CAD/CAM CEREC InLab MC XL (Sirona Dental Company, Charlotte, NC, EUA). Um modelo de gesso do pilar foi confeccionado utilizando um gesso sintético extra-duro tipo IV (TUFF ROCK Fórmula 44) (Figura 4). Esse modelo de gesso foi recoberto com spray metálico e foi levado ao equipamento InEos Blue (Sirona Dental Company, Charlotte, NC, EUA) para escaneamento (Figura 5). Com base nas imagens capturadas, o programa montou uma imagem tridimensional do modelo de gesso que serviu como base para o desenho da infraestrutura

(Figura 6). Após delimitar o término cervical do preparo e atingir o formato desejado, o desenho final foi enviado para a unidade de usinagem do equipamento CEREC InLab MC XL, que produziu a infraestrutura a partir de um bloco cerâmico pré-fabricado (Figura 7). A infraestrutura foi separada do bloco cerâmico utilizando brocas diamantadas.

Seguiu-se o procedimento de infiltração com vidro específico do sistema (Zircônia Glass Powder, Vita Zahnfabrik, BadSackingen, Alemanha), de acordo com as recomendações do fabricante. O vidro foi aplicado na superfície externa das infraestruturas e as mesmas foram levadas a um forno (In Fire HTC Speed) para serem submetidas ao ciclo de infiltração (Tabela 1). Após realizar a infiltração, o excesso de vidro que permaneceu na superfície das infraestruturas foi removido utilizando brocas especiais e pedras abrasivas específicas.



*Figura 4-Imagem do modelo de gesso do preparo.*



*Figura 5-Imagem do modelo de gesso do preparo sendo escaneado pelo equipamento InEos Blue.*



*Figura 6-Imagem tridimensional do preparo.*

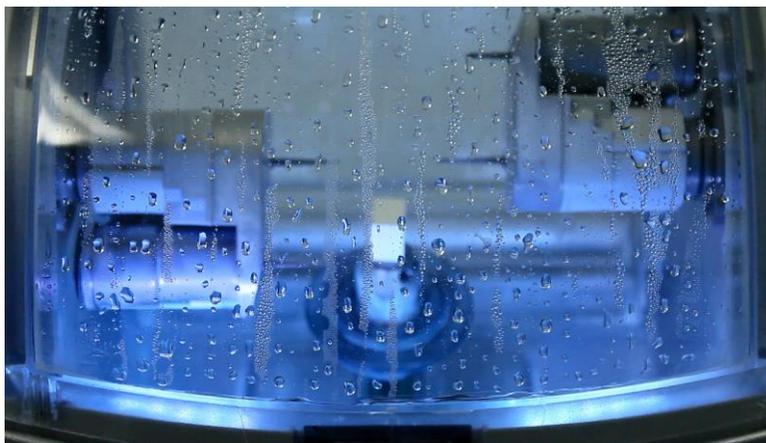


Figura 7-Imagem do bloco cerâmico pré-fabricado sendo usinado com o sistema CAD/CAM CEREC InLab MC XL.

#### 4.2 Técnica do *slip-cast*

Para a confecção das infraestruturas pela técnica de *slip-cast* (IZS), foram aplicadas duas camadas de espaçador (Vita In-Ceram Interspace Varnish, Vita Zahnfabrik, Alemanha) sobre a área de preparo protético do troquel de G10. Foi utilizado um molde de silicone (CEHA White ECS Duplicating Silicone – Components 1 e 2 – C, HAFNER, Pforzheim, Alemanha) para duplicar o troquel em gesso (Vita In-Ceram SpecialPlaster, Vita Zahnfabrik, Alemanha). Uma suspensão cerâmica foi preparada, misturando 38g de pó (Vita In-Ceram Zircônia Powder, Vita Zahnfabrik, Alemanha) com 1 ampola do líquido (Vita In-Ceram Alumina/Zircônia, Vita Zahnfabrik, Alemanha) e uma gota de aditivo (Vita In-Ceram Zircônia Aditivo) em um recipiente de vidro, com auxílio de um ultrassom. Essa mistura foi aplicada ao redor do troquel de gesso com um pincel. Após a absorção do líquido da mistura pelo gesso, o corpo verde foi retirado do modelo e os excessos foram removidos

com um bisturi. Essa estrutura foi sinterizada no forno InCeram 3 (Vita Zahnfabrik, BadSackingen, Alemanha), conforme o ciclo sugerido pelo fabricante, descrito na Tabela 1. Seguiram-se os procedimentos de infiltração do vidro e remoção dos excessos como descrito anteriormente para o grupo IZC.

Tabela 1 Ciclo de sinterização das IE do grupo IZS e ciclo de infiltração de vidro das IE dos grupos IZC e IZS.

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

### 4.3 Recobrimento das infraestruturas

Todas as infraestruturas foram recobertas com a porcelana VM7. A mesma cor de porcelana foi utilizada para todos os grupos experimentais, a cor 2 R2,5. A cobertura das infraestruturas foi realizada por um profissional técnico em prótese dentária. Uma mistura do pó da porcelana juntamente com água destilada foi aplicada sobre as infraestruturas com o auxílio de um pincel, formando uma camada fina inicial (Figura 8 e Figura 9). O excesso de líquido foi removido com lenço de papel absorvente, e a peça foi levada ao Vita Vacumat 40 para a realização do ciclo de sinterização, seguindo as recomendações do fabricante (Tabela 2 e Figura 10). Após foi realizada uma segunda aplicação da porcelana numa espessura maior que a anterior. A configuração externa das restaurações foi padronizada com a forma de um pré-molar inferior, porém sem anatomia oclusal.

As duas aplicações de porcelana resultaram em uma espessura uniforme de 1,2 mm ao redor de toda a infraestrutura. As coroas foram aferidas em suas faces mesial, distal, vestibular, lingual e oclusal, para assegurar que todas as faces teriam aproximadamente a mesma espessura (Figura 11). Após o recobrimento com porcelana todas as coroas foram levadas novamente ao forno para serem submetidas a um ciclo de *glaze* (**Tabela 2**).

Tabela 2 Ciclo de sinterização da porcelana VM7 e ciclo de *glaze*.

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

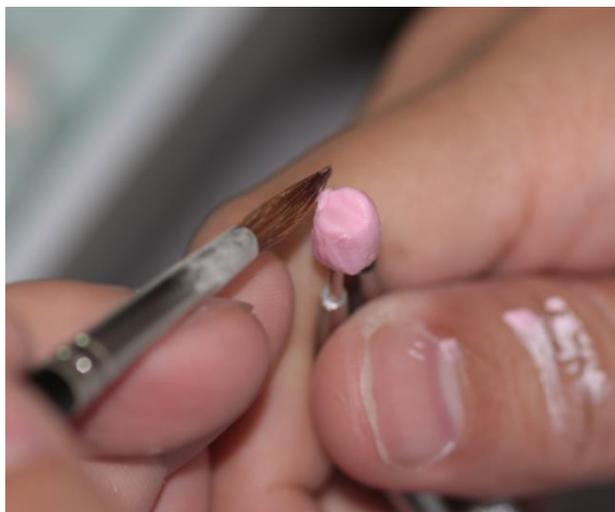
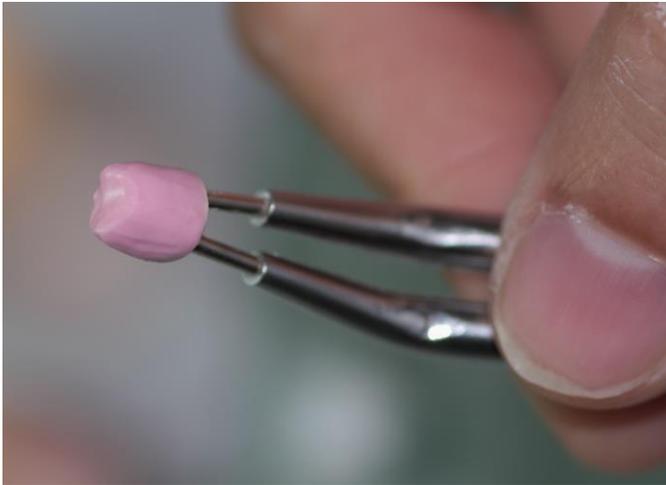
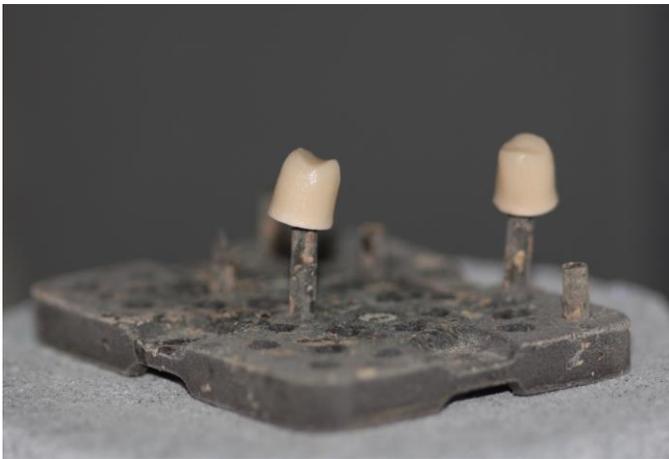


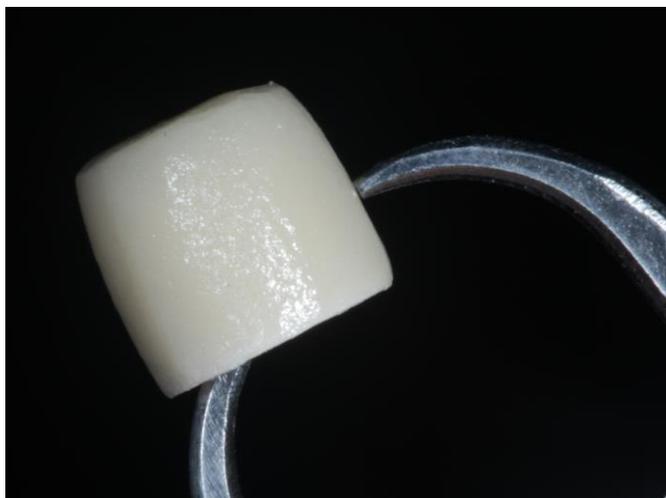
Figura 8-Imagem da aplicação da porcelana utilizando um pincel.



*Figura 9 - Imagem da coroa depois de concluído o processo de aplicação da porcelana.*



*Figura 10-Imagem das coroas finalizadas após a sinterização.*

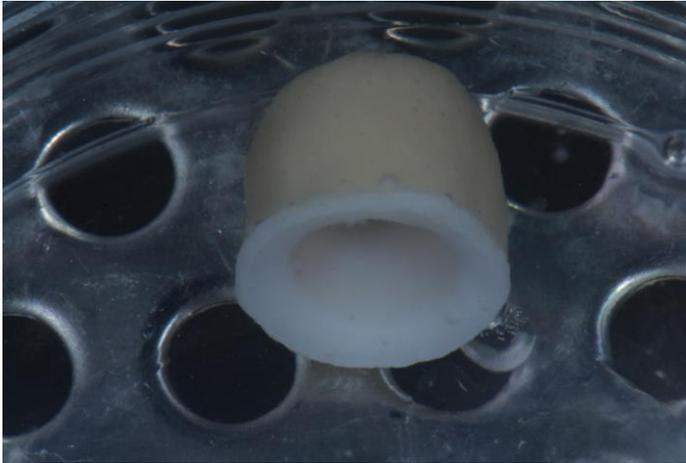


*Figura 11-Imagem da coroa sendo aferida com um espessímetro.*

#### **4.4 Cimentação**

Foram fabricados sessenta modelos de resina epóxica reforçada por fibra de vidro com alto conteúdo de carga (G10, Via de ProductsInc), através da usinagem dos cilindros de G10 nas dimensões do preparo original, a qual foi realizada pelo Núcleo de Mecânica da UPF. Os pilares foram incluídos com resina acrílica em cilindros de PVC para facilitar o posicionamento do corpo-de-prova durante o ensaio.

Antes de realizar a cimentação das coroas sobre os pilares de G10 foi feita uma limpeza das coroas através de uma imersão em um banho sônico com água destilada por, aproximadamente, 5 min (Figura 12).



*Figura 12-Imagem da coroa sendo limpa em um banho sônico com água destilada.*

Foi efetuado um tratamento na resina epóxica reforçada por fibras de vidro (G10) seguindo as orientações de Kelly *et al.* (2010). Primeiro foi realizado o condicionamento com ácido fluorídrico 10% no pilar, por 1 minuto, e removido com jato de ar-água por 30 segundos (Figura 13). Seguiu-se a aplicação do agente de união silano (Silano Agente de União, Angelus – Brasil) que foi deixado evaporar por 1 minuto (Figura 14). Depois, foi aplicado o adesivo ED Primer A+B (Kuraray, Japão) sobre o pilar de resina G10, como foi preconizado pelo fabricante do cimento resino (Figura 15).

Após o tratamento do preparo, foi seguido o protocolo de cimentação do cimento resinoso Panavia F (Kuraray Co), de acordo com as instruções do fabricante. Misturou-se a pasta A e a pasta B por 20 segundos e aplicou-se a mistura na coroa (Figura 16 e Figura 17), que foi posicionada no preparo com pressão digital. Foi aplicada uma carga de

cimentação de 2 kg na superfície oclusal da infraestrutura durante 5 minutos, empregando um dispositivo de cimentação (Figura 18) (PALLIS *et al.*, 2004). Removeram-se os excessos de cimento com pontas aplicadoras microbrush e aplicou-se o Oxiguard, aguardando cerca de 3 minutos, para só depois remover o gel (Figura 19). Por fim, fotopolimerizou-se (Kondortech, Kondortech Equipamentos Odontológicos Ltda., São Carlos, SP, Brasil) por 20 segundos cada face da coroa para garantir uma completa polimerização.

Não foi realizado nenhum tratamento de superfície nas coroas previamente à cimentação. As coroas foram conservadas em água destilada a temperatura ambiente durante 24 horas, antes dos ensaios mecânicos.



*Figura 13-Pilar de G10 sendo condicionado com ácido fluorídrico.*



*Figura 14-Imagem do pilar de G10 e a aplicação do agente silano.*



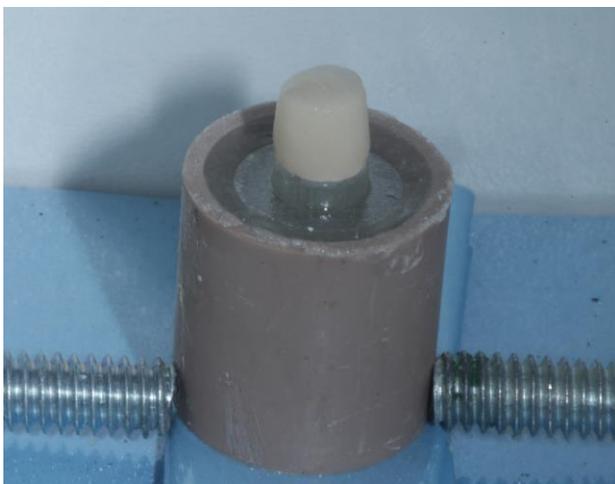
*Figura 15- Imagem do pilar de G10 recebendo a aplicação do adesivo.*



*Figura 16-Imagem do cimento Panavia F sendo inserido na coroa.*



*Figura 17-Imagem do kit de cimento Panavia F.*



*Figura 18 - Imagem da coroa já cimentada no pilar de G10 e posicionada em um dispositivo para receber uma carga de 2kg por aproximadamente 5 min.*



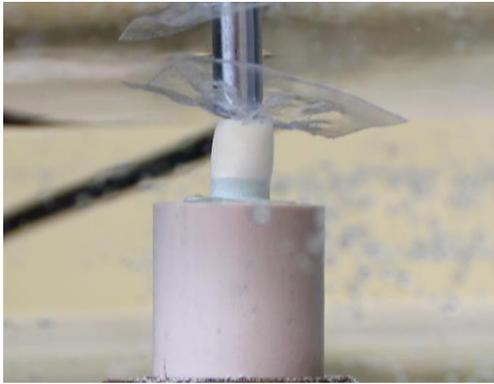
*Figura 19 - Imagem da coroa recebendo a aplicação do Oxyguard por aproximadamente 3 min.*

## 4.5 Teste Mecânico

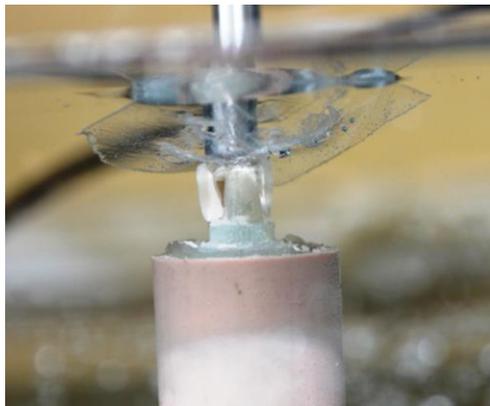
O ensaio de carga de fratura foi realizado em uma máquina de ensaios universal (EMIC DL 2000, São José dos Pinhais, PR, Brasil) (Figura 20). A carga foi aplicada utilizando um pistão de aço inoxidável (1 m de diâmetro de circunferência) no centro da superfície oclusal, em direção paralela ao longo eixo da coroa, e com uma velocidade de 1 mm/min até a fratura da coroa (Figura 21 e Figura 22). As coroas foram testadas dentro de um recipiente de vidro com água destilada a uma temperatura de 37°C. Foi utilizada uma tira de poliéster entre a coroa e o pistão para distribuir melhor as tensões.



*Figura 20– Imagem da máquina de ensaio realizada para fazer o teste de fratura.*



*Figura 21-Imagem do dispositivo utilizado para realizar o ensaio mecânico.*



*Figura 22-Imagem da coroa no momento da fratura.*

## 4.6 Análise Fractográfica

Primeiramente analisou-se o padrão macroscópico de fratura das coroas a olho nu. A coroa fraturada foi removida dos pilares e levada ao estereomicroscópico (Leica MZ 125, Leica Microsystems, Alemanha) para investigar a origem de fratura.

## 4.7 Análise de Weibull

Os dados obtidos no teste de carga de fratura foram analisados com análise estatística de Weibull. O módulo de Weibull ( $m$ ) e a resistência característica ( $\sigma_0$ ) foram determinados de acordo com a distribuição de Weibull de dois parâmetros:

$$P_f = 1 - \exp \left[ - \left( \frac{\sigma_f}{\sigma_0} \right)^m \right]$$

onde  $P_f$  é a probabilidade de fratura.

A probabilidade de fratura em função da tensão de fratura ( $P_{f(\sigma_i)}$ ) foi calculada de acordo com a equação:

$$P_{f(s_i)} = \frac{(i - 0,5)}{N}$$

onde  $N$  é o número de corpos-de-prova ensaiados e  $i$  é o número de ordem da tensão de fratura (classificada em ordem crescente).

A análise de Weibull foi realizada com auxílio do programa Excel. O limite superior e inferior dos intervalos de confiança de 95% de  $m$  e  $\sigma_0$  foram calculados utilizando valores tabelados.

## 4.8 Análise Estatística

Os dados de carga de fratura foram submetidos ao teste *t de student* ( $\alpha=0,05$ ), considerando que os mesmos passaram pelos requisitos de normalidade e homocedasticidade.

## 5. RESULTADOS

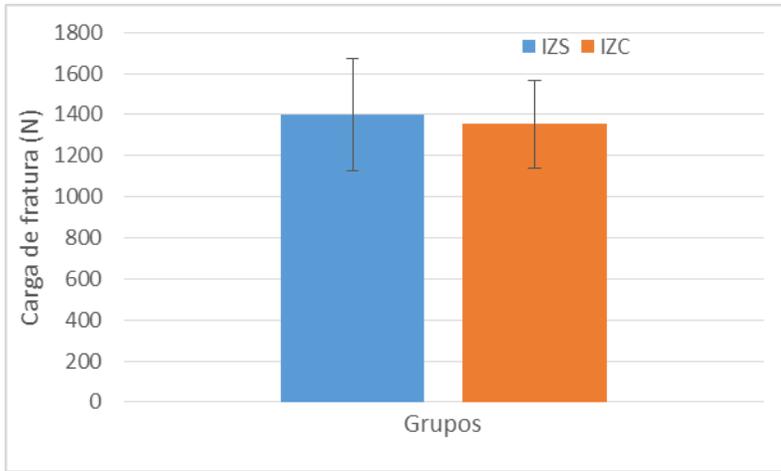
Durante a fabricação das coroas do grupo IZC, cinco coroas fraturaram durante o procedimento de jateamento para remover o excesso de vidro. Por isso, foram testadas 25 coroas para este grupo.

Não foi encontrada diferença estatística entre os grupos experimentais ( $p=0,481$ ). Os resultados de média, desvio padrão, mínima, máxima, mediana e coeficiente de variação dos grupos testados se encontram na **Tabela 3** e na Figura 23.

Tabela 3 Valores de média, desvio padrão (DP), mínima (Min), máxima (Max), mediana e coeficiente de variação (CV em %) dos grupos experimentais (N).

	Média	DP	Mín	Máx	Mediana	CV
IZS	1.400 <sup>a</sup>	274	814	1807	1441	19%
IZC	1.353 <sup>a</sup>	212	1043	1777	1368	16%

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



*Figura 23 Gráfico das médias dos grupos de IZS e IZC.*

Foi realizada a análise de Weibull dos dados de carga de fratura. Os resultados de módulo de Weibull ( $m$ ), resistência característica ( $\sigma_0$ ) e resistência para uma probabilidade de falha de 5% ( $\sigma_{5\%}$ ) estão na (Tabela 4) e representados na Figura 24. É considerada uma diferença estatisticamente significativa para os parâmetros  $m$  e  $\sigma_0$  quando os valores dos intervalos de confiança dos grupos experimentais não se sobrepõem. Para ambos os parâmetros houve sobreposição desses valores sugerindo semelhança estatística entre os grupos.

Tabela 4 Valores de módulo de Weibull (m), resistência característica ( $\sigma_0$ ) e respectivos intervalos de confiança (IC) para os grupos experimentais. Segue também a resistência para uma probabilidade de falha de 5% ( $\sigma_{5\%}$ ).

	m	IC (95%)	$\sigma_0$ (N)	IC (95%)	$\sigma_{5\%}$ (N)
IZS	5,6	3,8-7,3	1516	1393-1646	897
IZC	7,5	5,1-9,8	1442	1345-1533	970

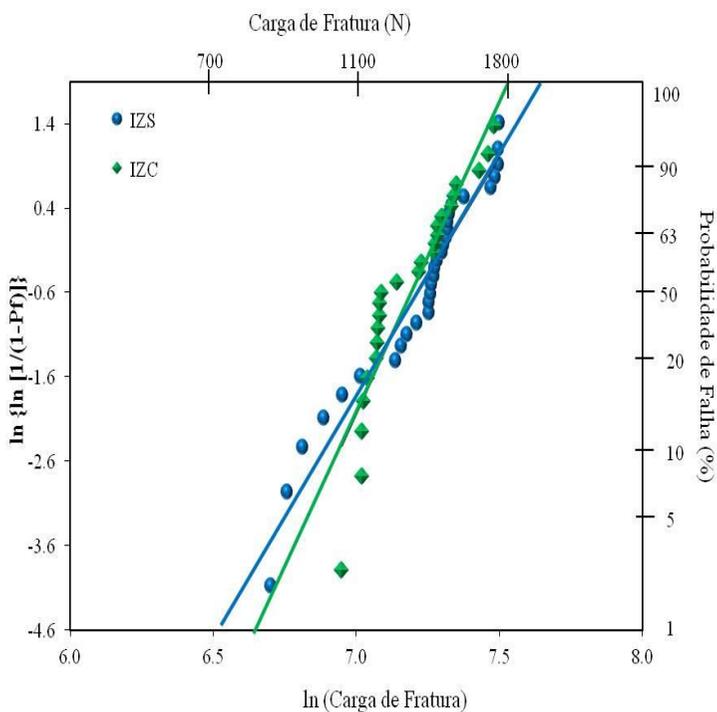
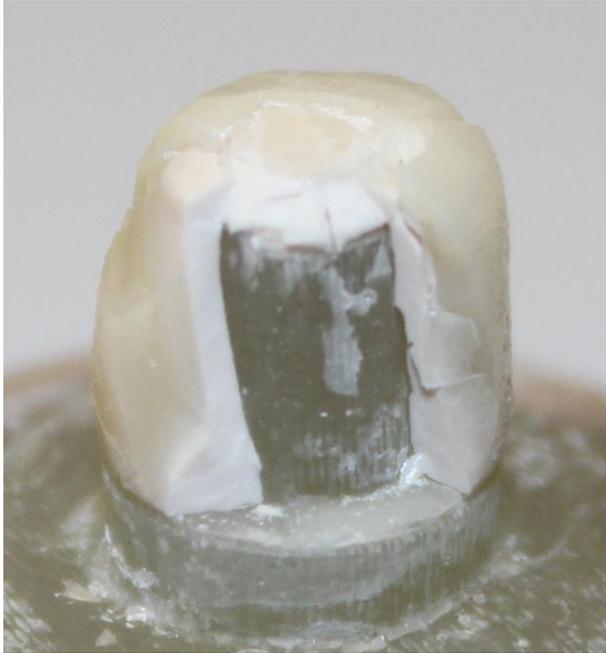


Figura 24 - Gráfico de Weibull.

O padrão macroscópico de falha de todas as coroas foi fratura catastrófica envolvendo a infraestrutura e a camada de porcelana (Figura 25 e Figura 26). Análise com estereomicroscópio sugere que a fratura foi um processo complexo com origem na zona de contato entre o pistão e a coroa (Figura 27).



*Figura 25-Visão lateral do padrão de fratura catastrófica de uma coroa do grupo IZS.*



*Figura 26 - Visão oclusal do padrão de fratura catastrófica de uma coroa do grupo IZS.*



*(a)*



*(b)*

*Figura 27-Fragmento de uma coroa do grupo IZC (a) e IZS (b). Pode-se observar o dano de contato na superfície oclusal (superior).*

## 6. DISCUSSÃO

Este estudo se propôs a fazer uma avaliação *in vitro* do comportamento de fratura de coroas totalmente cerâmicas confeccionadas com diferentes métodos, através de um ensaio aonde se visou simular as condições encontradas na cavidade bucal. Assim, optou-se por corpos-de-prova em forma de coroa, com geometria simples e reproduzível, respeitando todos os passos de confecção dos métodos estudados. Além disso, é mais recomendado testar um corpo-de-prova com multicamadas, para reproduzir todas as falhas resultantes das interfaces entre a cerâmica de cobertura (porcelana), a cerâmica de infraestrutura, a camada do agente de cimentação e o pilar (PALLIS *et al.*, 2004). Sabe-se que algumas falhas podem ser introduzidas durante as etapas de fabricação e no ajuste clínico das restaurações cerâmicas (GUAZZATO *et al.*, 2005). Por isso, a fabricação das coroas seguiu fielmente todas as recomendações dos fabricantes e não foi realizado nenhum ajuste interno da infraestrutura previamente à cimentação.

A técnica de fabricação não teve influência no comportamento mecânico das coroas, rejeitando a primeira hipótese do estudo. A composição química, a estrutura atômica, o processo de fabricação e a microestrutura têm forte relação com as propriedades dos materiais. No presente estudo, foram avaliadas duas cerâmicas com a mesma composição química e estrutura atômica, porém confeccionadas com métodos diferentes. A similaridade nos valores de carga de fratura entre

os grupos sugere que as duas técnicas foram capazes de criar uma microestrutura homogênea e semelhante.

Guazzato *et al.* (2004b) também estudaram a cerâmica In-Ceram Zircônia e investigaram a influência do método de confecção nas propriedades físicas e mecânicas desse sistema. Apesar do grupo confeccionado com a técnica *slip-casting* apresentar maior resistência flexural, os valores de tenacidade à fratura foram semelhantes para os dois grupos (*slip-casting* e CAD-CAM). A microestrutura da cerâmica produzida com CAD-CAM foi semelhante à produzida com a técnica *slip-casting*. Porém, a porosidade observada para o grupo CAD-CAM foi maior, o que poderia estar relacionado com o menor valor de resistência flexural. Não houve diferença entre os grupos para os valores de módulo de elasticidade e para dureza.

Outro estudo concluiu que o comportamento mecânico de restaurações adesivas à base zircônia é influenciado pela ciclagem mecânica e pela técnica utilizada para fabricar estas restaurações (Ghazy *et al.*, 2012). Observaram que a carga de fratura dos grupos metalocerâmico e da Y-TZP produzida com a técnica mecanizada (*machine copy-milling*) foi significativamente maior que os grupos da Y-TZP produzida com a técnica manual (*manual copy-milling*) e *slip-cast* (In-Ceram Zircônia). Além disso, o envelhecimento mecânico diminuiu a carga de fratura apenas dos grupos da Y-TZP produzida com a técnica manual (*manual copy-milling*) e *slip-cast* (In-Ceram Zircônia). Entretanto, deve-se considerar que neste estudo foram comparadas cerâmicas não apenas confeccionadas com diferentes métodos mas também com diferentes composições. A tenacidade à fratura da cerâmica In-Ceram Zircônia é inferior à Y-TZP e isso pode ter influência nos

resultados de uma maneira mais significativa do que o método de confecção (Borba *et al.*, 2011).

Um estudo semelhante foi realizado por Sonza (2013), em que o comportamento de fratura de coroas produzidas com diferentes cerâmicas de infraestrutura (In-Ceram Zircônia e Y-TZP) foi comparado ao sistema metalo-cerâmico. Concluíram que o método de fabricação das coroas de In-Ceram Zircônia não teve influência no comportamento de fratura das mesmas, o que vem ao encontro dos achados do presente estudo. Relataram que os valores de carga de fratura e os modos de falha foram semelhantes entre os grupos produzidos com o sistema CAD-CAM e com a técnica *slip-cast*.

Ainda avaliando os diferentes métodos de fabricação das restaurações, mas com um enfoque diferente, Colpani *et al.* (2013) compararam a adaptação interna e marginal de coroas totalmente cerâmicas e metalo-cerâmicas. Observaram que as infraestruturas que foram produzidas pelo técnico de laboratório (grupos metalo-cerâmico e In-Ceram Zircônia pelo método *slip-cast*) apresentaram o tamanho da fenda mais uniforme. Quando foi utilizada a “técnica do peso” o grupo In-Ceram Zircônia produzido com a técnica do *slip-cast* apresentou valor médio de fenda total menor do que para o grupo produzido pela técnica do CAD-CAM. Ainda, foram encontrados níveis de adaptação clinicamente aceitáveis para todos os grupos experimentais.

Foi observada fratura catastrófica para todas as coroas testadas, envolvendo a camada de porcelana e de infraestrutura. Portanto, o método de fabricação não teve influencia no modo de fratura das coroas. Já no estudo de Sonza (2013) foram observadas tanto fraturas catastróficas como lascamentos da porcelana. Os grupos In-Ceram

Zircônia pelo método CAD-CAM e *slip-cast* apresentaram 50% e 33% de fraturas de infraestrutura, respectivamente. O outro modo de falha encontrado foi o lascamento da porcelana sem exposição do material de infraestrutura, o que não compromete tanto a restauração, pois esse tipo de falha é passível de reparo. No presente estudo não foi encontrado lascamento. A diferença nos modos de fratura pode ser explicada por diferenças metodológicas, já que no estudo de Sonza (2013) a carga foi aplicada com uma ângulação de 30° e no presente estudo a carga foi aplicada em direção ao longo eixo da coroa.

Na maioria dos estudos de carga de fratura a força é aplicada no sentido do longo eixo das coroas para simular a maneira como a força é distribuída nos dentes posteriores (PALLIS *et al.*, 2004; SENYILMAZ *et al.*, 2010; GHAZY *et al.*, 2012). No presente estudo, as coroas foram testadas aplicando uma carga vertical, apesar de forças laterais serem mais prejudiciais quando encontradas em uma situação clínica (PALLIS *et al.*, 2004).

Pallis *et al.* (2004) também avaliaram coroas de In-Ceram Zircônia e encontraram dois momentos de fratura, um relacionado à fratura da infraestrutura, com a origem da falha na interface entre a infraestrutura e o cimento e outro relacionado à fratura da porcelana, com o início da falha localizado na superfície oclusal. Sendo que apenas 7% das coroas de In-Ceram Zircônia apresentaram fratura com origem somente na superfície oclusal.

Clinicamente, os modos de falha observados para coroas unitárias totalmente cerâmicas com infraestrutura à base de alumina e zircônia são lascamento e fratura catastrófica. Scherrer *et al.* (2007) analisaram a topografia da superfície de fratura de duas coroas, uma correspondente a

coroa de um molar fabricada com cerâmica policristalina à base de alumina (Procera Alumina) e outra correspondente a um pré-molar produzida com In-Ceram Zirconia. Para a coroa de In-Ceram Zirconia foi observado um lascamento da porcelana no lado vestibular. Foram observadas *hackle lines* convergendo para a região oclusal e pequenas trincas na ponta das cúspides. Já na coroa de Procera AllCeram foi encontrado um desgaste erosivo em todas as quatro cúspides, normalmente um sinal de hábitos parafuncionais (bruxismo). Na superfície fraturada, *arrest lines* foram encontradas e duas zonas mais profundas de dano em forma de crateras, na camada de porcelana. Estas crateras foram identificadas como as origens do processo de fratura.

O modo de falha encontrado no presente estudo, exclusivamente fratura catastrófica, pode ter sido influenciado tanto pelo modo de carregamento (ao longo eixo da coroa) como pelo tipo (aço inoxidável) e diâmetro do pistão (1 m). Foi verificado que existe uma relação entre o comportamento de fratura de restaurações protéticas e o tipo de pistão que é utilizado para aplicar a carga (Kelly *et al.*, 2010). Em um estudo, além do pistão em aço inoxidável, outros materiais foram investigados, incluindo o alumínio e uma resina reforçada por fibra (G10). Quando um pistão de aço inoxidável foi utilizado concluiu-se que poderiam ser induzidas falhas da coroa com origem em trincas em forma de cone (*cone cracks*), que geralmente não são vistas como parte da falha clínica. Por outro lado, esse tipo de falha raramente apareceu quando foi utilizado alumínio como material do pistão e não foram encontradas quando utilizado o compósito G10. Entretanto, foi observado lascamento do pistão de G10 quando cargas muito altas foram

aplicadas (1200N). Assim, para evitar o problema de fratura do pistão, no presente estudo, foi utilizado um pistão de aço inoxidável.

Testes de carga de fratura com carregamento monotônico são utilizados frequentemente para avaliar *in vitro* o comportamento de fratura de restaurações cerâmicas. No entanto, existe a preocupação de que estes testes não representam exatamente as condições de carregamento encontradas na boca de um paciente (GHAZY *et al.*, 2012). Embora um carregamento constante aplicado nas coroas não exprima de maneira realista o processo de mastigação cíclica “*in vivo*”, é possível obter informações a respeito do comportamento mecânico dos materiais e fazer previsões da sua durabilidade (TINSCHERT *et al.*, 2006).

Na literatura existe uma grande variação com relação à metodologia de teste de corpos-de-prova em forma de restauração. Os pilares sobre os quais as restaurações são cimentadas podem ser produzidos com diferentes materiais. Pallis *et al.* (2004) utilizaram a resina composta como material para o pilar, já que esse material apresentam um módulo de elasticidade (12,9 GPa) semelhante ao da dentina humana (14,7 GPa). Já outros estudos utilizam dentes humanos, pois o seu módulo de elasticidade, característica de adesão, condutividade térmica e resistência à fratura estariam mais próximos da situação clínica do que os pilares de metal, de compósitos e de dente de animais (SENYILMAZ *et al.*, 2010; GHAZY *et al.*, 2012).

Nessa pesquisa, o material eleito para a confecção dos pilares foi uma resina reforçada com fibra de vidro (G10) que possui um módulo de elasticidade (18,6 MPa) semelhante ao da dentina. Esse material foi preconizado por Kelly *et al.* (2010) em um estudo que investigou a

relação entre os tipos de falhas existentes *in vitro*, o substrato que a restauração está unida e também o modelo do pistão aplicador de carga. Para eleger qual o tipo de substrato que iriam utilizar, foram realizados experimentos para comparar as propriedades elásticas e a resistência adesiva da dentina e do compósito G10, sendo que foi observada semelhança entre os substratos.

O tipo de material do pilar deve simular o comportamento mecânico do elemento dental, como também deve ser compatível com a técnica de cimentação e o cimento utilizado. Nos pilares em dentina humana, o cimento de escolha é o cimento resinoso (GHAZI *et al.*, 2012; SENYILMAZ *et al.*, 2010), que também é utilizado quando o pilar é confeccionado com resina composta (PALLIS *et al.*, 2004). Em um estudo realizado por Kelly *et al.* (2010) também foi utilizado cimentos de fosfato de zinco, ionômero de vidro e cimento resinoso, para os pilares utilizados em aço inoxidável, alumínio e compósito G10, respectivamente. No presente estudo, foi seguida as recomendações de Kelly *et al.* (2010) em relação à técnica de cimentação utilizada. Bem como, o material de escolha para realizar a cimentação das coroas nos pilares de G10 foi o cimento resinoso à base de MDP, que é capaz de se unir quimicamente com óxidos metálicos. Essa característica do MDP melhora a adesão das superfícies cerâmicas, que possuem algum metal na sua composição, como a zircônia, por exemplo, pois o zircônio é um elemento químico originado da família dos metais (DELLA BONA, 2009).

Não existe uma padronização na literatura em relação ao tipo de pistão que é melhor utilizar, mas geralmente os pesquisadores utilizam um pistão metálico de forma esférica com um diâmetro que varia de 2

mm a 10 mm. Seria necessário um tamanho de esfera de aproximadamente 1 m de diâmetro para simular os desgastes dentais intra-orais e a pressão que ocorre durante a mastigação, porém este diâmetro seria inviável para realizar um ensaio experimental. O pistão utilizado neste estudo foi usinado de forma que sua ponta apresentasse uma circunferência de 1 m de diâmetro (área de contato de 2-3 mm de diâmetro) para evitar a concentração de tensões em apenas um ponto da coroa e evitar danos de contato (KELLY *et al.*, 2010).

De acordo com Çehreli *et al.* (2009), a carga de fratura de uma coroa totalmente cerâmica é significativamente influenciada pelo tipo de material cerâmico, bem como pelo cimento utilizado na cimentação e a forma de carregamento oclusal. Uma técnica de cimentação bem realizada é de extrema importância, pois ela pode influenciar a longevidade da prótese. Na literatura é muito comum encontrar falhas que ocorrem na interface entre a infraestrutura e camada de cimento (PALLIS *et al.*, 2004). Assim, não foi realizado nenhum tratamento de superfície nas infraestruturas para não induzir possíveis defeitos.

As coroas confeccionadas com a técnica *slip-cast* e CAD-CAM apresentaram confiabilidade semelhante. Assim, a segunda hipótese do estudo foi rejeitada. Foi encontrado um valor de módulo de Weibull de 5,6 para o grupo IZS e de 7,5 para o grupo IZC. Esse resultado sugere que os diferentes métodos de fabricação não alteraram a população de defeitos do material, ou seja, os defeitos relacionados a falha das coroas permaneceram os mesmos.

A variabilidade nos valores de resistência dos materiais cerâmicos está relacionada com a distribuição do tamanho e posicionamento dos defeitos e pode ser analisada utilizando a análise estatística de Weibull.

Essa análise relaciona a probabilidade de falha de um volume ou área submetido a tensões de tração a dois parâmetros, o módulo de Weibull ( $m$ ) e a resistência característica ( $\sigma_0$ ). Sendo que, a resistência característica ( $\sigma_0$ ) representa o valor no qual a probabilidade de ocorrer fratura do corpo-de-prova é de 63,21%. O módulo de Weibull ( $m$ ) está relacionado com a dispersão dos resultados de resistência na distribuição assimétrica (Borba *et al.*, 2011).

Estudos relatam boa confiabilidade para o sistema In-Ceram Zircônia, sendo seu valor de módulo de Weibull semelhante ao observado para cerâmicas policristalinas (Tinschert *et al.*, 2006; Borba *et al.*, 2011). Ainda, uma investigação relatou 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. Entretanto, esse sistema apresenta uma maior susceptibilidade ao crescimento subcrítico de trincas do que as cerâmicas policristalinas, fenômeno atribuído, principalmente, a presença da matriz vítrea em sua composição (Tinschert *et al.*, 2006; Borba *et al.*, 2011). No presente estudo, não foi avaliado o comportamento de crescimento subcrítico de trincas dos materiais nem o efeito da fadiga cíclica que ocorre durante o processo da mastigação, o que é uma limitação.

Por outro lado, através da análise Weibull é possível fazer uma estimativa de vida dos materiais. Assim, o valor esperado de carga de fratura para uma probabilidade de falha de 5% ( $\sigma_{5\%}$ ) é 897 N para as coroas do grupo IZS e 970 N para o IZC. Considerando que a carga mastigatória média na região posterior é de 220 N, sugere-se que a

probabilidade de falha para coroas com infraestruturas de In-Ceram Zircônia seja bem baixa.

Os resultados do presente estudo indicam que ambos os métodos de confecção podem ser utilizados com segurança pelos cirurgiões-dentistas. Restaurações confeccionadas pelo método *slip-cast* podem ser de acesso mais fácil ao profissional. Essa foi a primeira técnica disponível para confecção de restaurações do sistema In-Ceram e não exige equipamentos caros e sofisticados. Porém deve-se optar por um laboratório capacitado já que a técnica envolve muitos passos e a qualidade da restauração é dependente da habilidade do técnico de laboratório. Já a tecnologia CAD-CAM é um método mais controlado e exige menor quantidade de passos para a confecção das restaurações. Esse sistema existe há muitos anos nos países mais desenvolvidos, mas só recentemente está sendo utilizado no Brasil, o que ainda é um obstáculo para seu acesso.

## **7.CONCLUSÕES**

1. A técnica de fabricação da In-Ceram Zircônia não tem influência nos valores de carga de fratura e no modo de falha das coroas protéticas, rejeitando a primeira hipótese desse estudo.

2. Coroas produzidas com CAD-CAM e slip-cast apresentam confiabilidade semelhante, rejeitando a segunda hipótese do estudo.

## REFERÊNCIAS

ANUSAVICE, K. J. *Phillips, Materiais Dentários*. São Paulo: Elsevier. P. 619 a 647. 2005.

APHOLT, W.; BINDL, A.; LÜTHY, H.; MÖRMANN, W.H. Flexural strength of Cerec 2 Machined and jointed In Ceram-Alumina and In Ceram-Zirconia bars. *DentMater*, v. 17, p. 260-267, june 2001.

BORBA, M. *Comportamento mecânico de cerâmicas utilizadas na confecção de próteses parciais fixas*. 2010. 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.; DELLA BONA, A. Effect of the microstructure on the lifetime of dental ceramics. *DentMater*, v. 27, p.710-721, april 2011.

ÇEHRELI, M.C.; KÖKAT, A.M.; AKÇA, K. CAD/CAM Zirconia vs slip-cast glass infiltrated alumina/zirconia all-ceramic crowns: 2-year results of a randomized controlled clinical trial. *J Appl Oral Sci*, v. 17, n 1, p. 49-55, june 2009.

CHAI, J.; CHU, F.C.S.; CHOW, T.W.; LIANG, B.M.H. Chemical Solubility and Flexural Strength of Zirconia-Based Ceramics. *Int J Prosthodont*, v. 20, n 6, p. 587-595, 2007.

CHAI, J.; CHONG, K. Probability of Failure of Machined Zirconia. *Dent Ceramic*, v. 22, n 4, p. 340-341, 2009.

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. 174-80, 2013.

CORAZZA, P. H.; FEITOSA, S.A.; BORGES, A.L.S; DELLA BONA, A. Influence of convergence angle of tooth preparation on the fracture resistance of Y-TZP-based all-ceramic restorations. *Dent Mater*, v. 29, p.339-47, 2013.

DELLA BONA, A. *Adesão às Cerâmicas: evidências científicas para o uso clínico*. São Paulo: Artes Médicas. P. 276. 2009.

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

DELLA BONA, A.; KELLY, J.R. The clinical success of all-ceramic restorations. *American Dental Association*, v. 139, n 4, p. 8-13, 2008.

GHAZY, M.H.; MADINA, M.M.A.; ABOUSHELIB, M.N. Influence of Fabrication Techniques and Artificial Aging on the Fracture Resistance of Different Cantilever Zirconia Fixed Dental Prostheses. *J. Adhes dent*, v. 14, p. 161-166, 2012.

GUAZZATO, M.; ALBAKRYA, M.; RINGER, S.P.; SWAIN, M.V. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part I. Pressable and alumina glass-infiltrated ceramics. *Dent Mater*, v. 20, p. 441-448, may 2004a.

GUAZZATO, M.; ALBAKRYA, M.; RINGER, S.P.; SWAIN, M.V. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Pressable and alumina glass-infiltrated ceramics. *Dent Mater*, v. 20, p. 449-456, may 2004b.

GUAZZATO, M.; ALBAKRY, M.; QUACH, L.; SWAIN, M.V. Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of a glass-infiltrated alumina/zirconia-reinforced dental ceramic. *Dent Mater*, v. 21, p. 454-63, jul, 2005.

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

KERN, T.; TINSCHERT, J.; SCHLEY, J.S.; WOLFART, S. Five-year clinical evaluation of all-ceramic posterior FDPs made of In-Ceram Zirconia. *Int J Prosthodont*, v. 25, p. 622-24, 2012.

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.

RISKALLA, A.S.; JONES, D.W. Mechanical properties of commercial high strength ceramic core materials. *Dent Mater*, v. 20, p. 207-2012, jan. 2003.

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

SENYILMAZ, D.P.; CANAY, S.; HEYDECKE, G.; STRUB, J.R. Influence of Thermomechanical Fatigue Loading on the Fracture Resistance of All-ceramic Posterior Crowns. *J. Prosthodont. Rest. Dent.*, v. 18, n. 2, p. 50-54, 2010.

SONZA, Q. N. *Comportamento de fratura de sistemas para restaurações cerâmicas*. 2013. Dissertação (Mestrado em Odontologia – Área de Concentração em Clínica Odontológica) – Faculdade de Odontologia, Universidade de Passo Fundo, Passo Fundo, 2013.

TINSCHERT, J.; NATT, G.; MOHRBOTTER, N.; SPIEKERMANN, H.; SCHULZE, K.A. Lifetime of alumina and Zirconia Ceramics used for Crown and Bridge Restorations. *J Biomed Mater Res*, p. 317-321, feb. 2006.

VAN NOORT, R. *Introdução aos Materiais Dentários*. Porto Alegre: Artmed. P. 269-297. 2004.

WASSERMANN, A.; KAISER, M.; STRUB, J.R. Clinical Long-Term Results of VITA In-Ceram Classic Crowns and Fixed Partial Dentures: A Systematic Literature Review. *Int J Prosthodont*, v. 19, p. 355-363, 2006.

YILMAZ, H.; AYDIN, C.; GUL, B. E. Flexural strength and fracture toughness of dental core ceramics. *J Prosthetic Dent*, v. 98, p. 120-128



## **ARTIGO SUBMETIDO**

---

Artigo a ser submetido à Revista Dental Materials

### **Influência do método de fabricação no comportamento de fratura de coroas totalmente cerâmicas**

Ana Carolina Antunes Piccoli<sup>1</sup>

Márcia Borba<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Mestranda em Odontologia, área de concentração Clínica Odontológica, da Faculdade de Odontologia da Universidade de Passo Fundo, Passo Fundo, RS, Brasil.

<sup>2</sup>Doutora em Odontologia, área de concentração Materiais Dentários (FO-USP, São Paulo, Brasil). Professora do Programa de Graduação e Pós-Graduação da Faculdade de Odontologia da Universidade de Passo Fundo, Passo Fundo, RS, Brasil.

## **Abstract**

Objective: to evaluate the influence of In-Ceram Zirconia's fabrication method on the failure behavior of all-ceramic crowns. Methods: A glass fiber-reinforced composite die simulating a prosthetic preparation was used to produce the crowns. Two groups of crowns with In-Ceram Zirconia infrastructure (IE) were evaluated (n=30): IZC – IE produced with CAD/CAM technology and IZS – IE produced using slip-cast technique. IE were veneered with porcelain (Vita VM7) and cemented over the die with resin cement. Crowns were tested until failure using a universal testing machine with a compressive load being applied parallel to the crown long axis, with 1 mm/min cross-head speed, in 37° distilled water. Fractographic analysis was performed using a stereomicroscope. Data were statistically analyzed with student t test ( $\alpha=0.05$ ) and Weibull analysis. Results: There was no significant differences between the experimental groups for the fracture load ( $p=0.481$ ). Weibull modulus and characteristic strength were also similar among groups. For both groups, the failure mode was catastrophic failure involving IE and porcelain. Significance: It was concluded that both fabrication methods resulted in all-ceramic crowns with similar failure behavior and reliability.

Key words: Ceramics. CAD-CAM. Dental restoration failure. Dental materials. Dental prosthesis.

## **Introdução**

As cerâmicas odontológicas possuem diversas vantagens, como alta biocompatibilidade, alta resistência à corrosão, baixos índices de aderência de placa, baixa solubilidade, é um material inerte e que possui a capacidade de simular a aparência dos dentes naturais reproduzindo as suas características ópticas. Além de que, o coeficiente de expansão térmica e a condutividade térmica são semelhantes aos do esmalte e dentina, reduzindo assim o risco de uma irritação pulpar ou de alguma falha no selamento marginal da restauração [1,2].

Porém, as cerâmicas também são consideradas materiais frágeis e de baixa resistência mecânica quando são submetidas às tensões de tração, comprometendo o seu desempenho clínico quando utilizadas em restaurações submetidas a altos níveis de tensão mastigatória. Portanto, considerando que as cerâmicas odontológicas tem pouca ou nenhuma capacidade de se deformar plasticamente, a resistência à fratura desses materiais é influenciada pela presença de defeitos internos e de superfície. Assim, a microestrutura e os métodos de fabricação das restaurações cerâmicas estão diretamente relacionados com seu desempenho mecânico [2].

As cerâmicas odontológicas são classificadas de acordo com a sua composição, e podem ser denominadas cristalinas ou policristalinas, quando elas não apresentam conteúdo vítreo, parcialmente cristalinas ou vidros com partículas, que podem conter um alto ou baixo teor de vidro, e vidros amorfos [2]. Entre os materiais classificados como vidros parcialmente cristalinos estão as cerâmicas infiltradas por vidro,

comercialmente conhecidas como sistema In-Ceram. Existem três tipos desse sistema disponíveis no mercado: a In-Ceram Spinell, a In-Ceram Alumina e a In-Ceram Zircônia. A In-Ceram Zircônia é uma cerâmica à base de alumina, reforçada com zircônia e infiltrada com vidro. É a cerâmica com maiores valores de resistência e tenacidade à fratura quando comparada com os outros dois sistemas. Assim, esse material pode ser utilizado para próteses unitárias e próteses parciais fixas posteriores [3,4].

As restaurações do sistema In-Ceram Zircônia podem ser confeccionadas através de dois diferentes métodos de fabricação: (1) técnica da barbotina ou *slip-casting*; (2) usinagem de blocos pré-fabricados para CAD-CAM (*Computer aided design- Computer aided machining*) (Della Bona, 2009). O desenvolvimento de novos métodos de fabricação tem como objetivo simplificar os passos de confecção e também produzir restaurações com uma microestrutura mais homogênea, diminuindo a sensibilidade da técnica ao operador e obtendo assim as melhores propriedades mecânicas e físicas dos materiais. Pois, cada etapa do processamento tem potencial para produzir falhas microestruturais indesejáveis no corpo da cerâmica, que podem acabar limitando as suas propriedades e confiabilidade [5].

Devido ao fato de que a tecnologia CAD-CAM simplifica e elimina a influência do técnico de laboratório em algumas etapas da confecção das restaurações, existe uma tendência à substituição da técnica *slip-casting* por este método mecanizado. Além disso, sugere-se que como a estrutura dos blocos pré-fabricados apresenta um volume menor de poros e é mais homogênea do que a estrutura produzida com o *slip-casting*, isso poderia resultar em propriedades mecânicas superiores,

fazendo com que a quantidade de defeitos que podem levar a fratura catastrófica da estrutura seja menor [6]. Entretanto, os resultados encontrados na literatura são controversos, não existindo um consenso a respeito da superioridade do sistema CAD-CAM em relação a técnica convencional [7,8]. Assim, o cirurgião-dentista fica em dúvida a respeito da técnica de fabricação mais confiável e adequada, que resultaria em um melhor prognóstico clínico.

Por isso, esse estudo foi realizado com o objetivo de avaliar a carga máxima de fratura e o modo de fratura de coroas fabricadas utilizando duas técnicas diferentes (CAD-CAM e *slip-cast*), porém com o mesmo tipo de cerâmica de infraestrutura (In-Ceram Zircônia). As hipóteses testadas foram: (1) a técnica de fabricação influencia a carga de fratura e modo de falha das coroas, e (2) o módulo de Weibull de coroas confeccionadas com a técnica CAD-CAM é maior do que o encontrado para a técnica *slip-cast*.

### **Materiais e Métodos**

Foram avaliados dois grupos de coroas com infraestrutura (IE) de In-Ceram Zircônia (Vita Zahnfabrik, Alemanha) (n=30): IZC – IE fabricada com a técnica CAD/CAM e IZS – IE fabricada com a técnica *slip-cast*.

As coroas foram produzidas a partir de um modelo de resina reforçada com fibra de vidro (G10) simulando um dente pré-molar com preparo protético para receber uma coroa totalmente cerâmica. O preparo possui uma altura de 4,5mm, inclinação das paredes axiais de 6° e um chanfro de 120°.

Esse modelo de resina G10 foi moldado com silicone de adição (Express™ Material de Moldagem de Silicone por Adição, pasta pesada e Express™ Material de Moldagem de Silicone por Adição, pasta fluida, 3M ESPE, São José do Rio Preto, SP, Brasil) utilizando a técnica de moldagem da impressão simultânea. Os modelos foram confeccionados de acordo com o método de fabricação das infraestruturas de cada grupo, como descrito a seguir.

#### **a) Método do CAD-CAM**

As infraestruturas do grupo IZC foram confeccionadas utilizando o sistema CAD/CAM CEREC InLab MC XL (Sirona Dental Company, Charlotte, NC, EUA). Um modelo de gesso do pilar foi confeccionado utilizando um gesso sintético extra-duro tipo IV (TUFF ROCK Fórmula 44). Esse modelo de gesso foi recoberto com spray metálico e foi levado ao equipamento InEos Blue (Sirona Dental Company, Charlotte, NC, EUA) para escaneamento. Com base nas imagens capturadas, o programa montou uma imagem tridimensional do modelo de gesso que serviu como base para o desenho da infraestrutura. O desenho final foi enviado para a unidade de usinagem do equipamento CEREC InLab MC XL, que produziu a infraestrutura a partir de um bloco cerâmico pré-fabricado. A infraestrutura foi separada do bloco cerâmico utilizando brocas diamantadas.

Seguiu-se o procedimento de infiltração com vidro específico do sistema (Zircônia Glass Powder, Vita Zahnfabrik, BadSackingen, Alemanha), de acordo com as recomendações do fabricante. O vidro foi aplicado na superfície externa das infraestruturas e as mesmas foram levadas a um forno (In Fire HTC Speed) para serem submetidas ao ciclo

de infiltração. Após realizar a infiltração, o excesso de vidro que permaneceu na superfície das infraestruturas foi removido utilizando brocas especiais e pedras abrasivas específicas.

#### **b) Técnica do *slip-cast***

Para a confecção das infraestruturas pela técnica de *slip-cast* (IZS), foram aplicadas duas camadas de espaçador (Vita In-Ceram Interspace Varnish, Vita Zahnfabrik, Alemanha) sobre a área de preparo protético do troquel de G10. Foi utilizado um molde de silicone (CEHA White ECS Duplicating Silicone – Components 1 e 2 – C, HAFNER, Pforzheim, Alemanha) para duplicar o troquel em gesso (Vita In-Ceram SpecialPlaster, Vita Zahnfabrik, Alemanha). Uma suspensão cerâmica foi preparada, misturando 38g de pó (Vita In-Ceram Zircônia Powder, Vita Zahnfabrik, Alemanha) com 1 ampola do líquido (Vita In-Ceram Alumina/Zircônia, Vita Zahnfabrik, Alemanha) e uma gota de aditivo (Vita In-Ceram Zircônia Aditivo) em um recipiente de vidro, com auxílio de um ultrassom. Essa mistura foi aplicada ao redor do troquel de gesso com um pincel. Após a absorção do líquido da mistura pelo gesso, o corpo verde foi retirado do modelo e os excessos foram removidos com um bisturi. Essa estrutura foi sinterizada no forno InCeram 3 (Vita Zahnfabrik, BadSackingen, Alemanha), conforme o ciclo sugerido pelo fabricante. Seguiu-se os procedimentos de infiltração do vidro e remoção dos excessos como descrito anteriormente para o grupo IZC.

### **c) Recobrimento das infraestruturas**

Todas as infraestruturas foram recobertas com a porcelana VM7. A mesma cor de porcelana foi utilizada para todos os grupos experimentais, a cor 2 R2,5. A cobertura das infraestruturas foi realizada por um profissional técnico em prótese dentária. Uma mistura do pó da porcelana juntamente com água destilada foi aplicada sobre as infraestruturas com o auxílio de um pincel, formando uma camada fina inicial. O excesso de líquido foi removido com lenço de papel absorvente, e a peça foi levada ao Vita Vacumat 40 para a realização do ciclo de sinterização, seguindo as recomendações do fabricante. Após foi realizada uma segunda aplicação da porcelana numa espessura maior que a anterior. A configuração externa das restaurações foi padronizada com a forma de um pré-molar inferior, porém sem anatomia oclusal. As duas aplicações de porcelana resultaram em uma espessura uniforme de 1,2 mm ao redor de toda a infraestrutura. Após o recobrimento com porcelana todas as coroas foram levadas novamente ao forno para serem submetidas a um ciclo de glaze.

### **d) Cimentação**

Antes de realizar a cimentação das coroas sobre os pilares de G10 foi feita uma limpeza das coroas através de uma imersão em um banho sônico com água destilada por, aproximadamente, 5 min.

Foi efetuado um tratamento na resina epóxica reforçada por fibras de vidro (G10) seguindo as orientações de Kelly et al. (2010). Primeiro foi realizado o condicionamento com ácido fluorídrico 10% no pilar, por 1 minuto, e removido com jato de ar-água por 30 segundos. Seguiu-se a aplicação do agente de união silano (Silano Agente de União, Angelus –

Brasil) que foi deixado evaporar por 1 minuto. Depois, foi aplicado o adesivo ED Primer A+B (Kuraray, Japão) sobre o pilar de resina G10, como foi preconizado pelo fabricante do cimento resino. Após o tratamento do preparo, foi seguido o protocolo de cimentação do cimento resinoso Panavia F (Kuraray Co), de acordo com as instruções do fabricante. Misturou-se a pasta A e a pasta B por 20 segundos e aplicou-se a mistura na coroa, que foi posicionada no preparo com pressão digital. Foi aplicada uma carga de cimentação de 2 kg na superfície oclusal da infraestrutura durante 5 minutos, empregando um dispositivo de cimentação. Removeram-se os excessos de cimento com pontas aplicadoras microbrush e aplicou-se o Oxiguard, aguardando cerca de 3 minutos, para só depois remover o gel (Figura 19). Por fim, fotopolimerizou-se (Kondortech, Kondortech Equipamentos Odontológicos Ltda., São Carlos, SP, Brasil) por 20 segundos cada face da coroa para garantir uma completa polimerização.

Não foi realizado nenhum tratamento de superfície nas coroas.

As coroas foram conservadas em água destilada a temperatura ambiente durante 24 horas, antes dos ensaios mecânicos.

#### **e) Teste mecânico**

O ensaio de carga de fratura foi realizado em uma máquina de ensaios universal (EMIC DL 2000, São José dos Pinhais, PR, Brasil) (Figura 20). A carga foi aplicada utilizando um pistão de aço inoxidável (1 m de diâmetro) no centro da superfície oclusal, em direção paralela ao longo eixo da coroa, e com uma velocidade de 1 mm/min até a fratura da coroa. As coroas foram testadas dentro de um recipiente de vidro com

água destilada a uma temperatura de 37°C. Foi utilizada uma tira de poliéster entre a coroa e o pistão para distribuir melhor as tensões.

#### **f) Análise Fractográfica**

Primeiramente analisou-se o padrão macroscópico de fratura das coroas a olho nu. A coroa fraturada foi removida dos pilares e levada ao estereomicroscópico (Leica MZ 125, Leica Microsystems, Alemanha) para investigar a origem de fratura.

#### **g) Análise de Weibull**

Os dados obtidos no teste de carga de fratura foram analisados com análise estatística de Weibull. O módulo de Weibull (m) e a resistência característica ( $\sigma_0$ ) foram determinados de acordo com a distribuição de Weibull de dois parâmetros:

$$P_f = 1 - \exp \left[ - \left( \frac{\sigma_f}{\sigma_0} \right)^m \right]$$

onde  $P_f$  é a probabilidade de fratura.

A probabilidade de fratura em função da tensão de fratura ( $P_{f(\sigma_i)}$ ) foi calculada de acordo com a equação:

$$P_{f(\sigma_i)} = \frac{(i - 0,5)}{N}$$

onde N é o número de corpos-de-prova ensaiados e i é o número de ordem da tensão de fratura (classificada em ordem crescente).

A análise de Weibull foi realizada com auxílio do programa Excel. O limite superior e inferior dos intervalos de confiança de 95% de m e  $\sigma_0$  foram calculados utilizando valores tabelados.

### **h) Análise Estatística**

Os dados de carga de fratura foram submetidos ao teste *t de student* ( $\alpha=0,05$ ), considerando que os mesmos passaram pelos requisitos de normalidade e homocedasticidade.

### **Resultados**

Não foi encontrada diferença estatística entre os grupos experimentais ( $p=0,481$ ). Os resultados de média, desvio padrão, mínima, máxima, mediana e coeficiente de variação dos grupos testados se encontram na Tabela 1.

*Tabela 1 - Valores de média, desvio padrão (DP), mínima (Min), máxima (Max), mediana e coeficiente de variação (CV em %) dos grupos experimentais (N).*

	Média	DP	Min	Max	Mediana	CV
IZS	1.400a	274	814	1807	1441	19%
IZC	1.353a	212	1043	1777	1368	16%

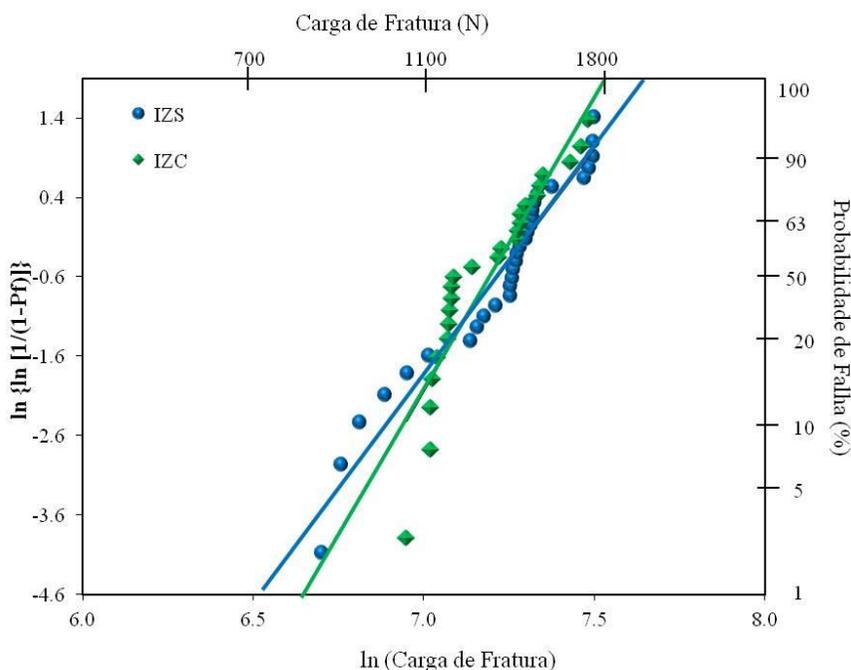
\*Médias acompanhadas por letras iguais na coluna não apresentam diferença estatística ( $p>0,05$ ).

Foi realizada a análise de Weibull dos dados de carga de fratura. Os resultados de módulo de Weibull ( $m$ ), resistência característica ( $\sigma_0$ ) e resistência para uma probabilidade de falha de 5% ( $\sigma_5$ ) estão na Tabela 2 e representados na Figura 1. É considerada uma diferença estatisticamente significativa para os parâmetros  $m$  e  $\sigma_0$  quando os valores dos intervalos de confiança dos grupos experimentais não ser

sobrepoem. Para ambos os parâmetros houve sobreposição desses valores sugerindo semelhança estatística entre os grupos.

*Tabela 2 - Valores de módulo de Weibull (m), resistência característica ( $\sigma_0$ ) e respectivos intervalos de confiança (IC) para os grupos experimentais. Segue também a resistência para uma probabilidade de falha de 5% ( $\sigma_{5\%}$ ).*

	m	IC (95%)	$\sigma_0$	IC (95%)	$\sigma_{5\%}$
IZS	5,6	3,8-7,3	1516	1393-1646	897
IZC	7,5	5,1-9,8	1442	1345-1533	970



*Figura 1. Gráfico de Weibull.*

O padrão macroscópico de falha de todas as coroas foi fratura catastrófica envolvendo a infraestrutura e a camada de porcelana. Análise com estereomicroscópio sugere que a fratura tem origem na zona de contato entre o pistão e a coroa.

### **Discussão**

A técnica de fabricação não teve influência no comportamento mecânico das coroas, rejeitando a primeira hipótese do estudo. A composição química, a estrutura atômica, o processo de fabricação e a microestrutura têm forte relação com as propriedades dos materiais. No presente estudo, foram avaliadas duas cerâmicas com a mesma composição química e estrutura atômica, porém confeccionadas com métodos diferentes. A similaridade nos valores de carga de fratura entre os grupos sugere que as duas técnicas foram capazes de criar uma microestrutura homogênea e semelhante.

Em um estudo foi avaliada a cerâmica In-Ceram Zircônia e investigada a influência do método de confecção nas propriedades físicas e mecânicas desse sistema. Apesar do grupo confeccionado com a técnica *slip-casting* apresentar maior resistência flexural, os valores de tenacidade à fratura foram semelhantes para os dois grupos (*slip-casting* e CAD-CAM). A microestrutura da cerâmica produzida com CAD-CAM foi semelhante à produzida com a técnica *slip-casting*. Porém, a porosidade observada para o grupo CAD-CAM foi maior, o que poderia estar relacionado com o menor valor de resistência flexural [8].

Outro estudo concluiu que o comportamento mecânico de restaurações adesivas à base zircônia é influenciado pela ciclagem mecânica e pela técnica utilizada para fabricar estas restaurações [9].

Entretanto, deve-se considerar que neste estudo foram comparadas cerâmicas não apenas confeccionadas com diferentes métodos, mas também com diferentes composições. A tenacidade à fratura da cerâmica In-Ceram Zircônia é inferior à Y-TZP e isso pode ter influência nos resultados de uma maneira mais significativa do que o método de confecção.

Um estudo semelhante foi realizado por Sonza (2013) [10], em que o comportamento de fratura de coroas produzidas com diferentes cerâmicas de infraestrutura (In-Ceram Zircônia e Y-TZP) foi comparado ao sistema metalo-cerâmico. Concluíram que o método de fabricação das coroas de In-Ceram Zircônia não teve influência no comportamento de fratura das mesmas, o que vem ao encontro dos achados do presente estudo. Relataram que os valores de carga de fratura e os modos de falha foram semelhantes entre os grupos produzidos com o sistema CAD-CAM e com a técnica *slip-cast*.

Ainda avaliando os diferentes métodos de fabricação das restaurações, mas com um enfoque diferente, Colpani. (2012) [11], compararam a adaptação interna e marginal de coroas totalmente cerâmicas e metalo-cerâmicas. Observaram que as infraestruturas que foram produzidas pelo técnico de laboratório (grupos metalo-cerâmico e In-Ceram Zircônia pelo método *slip-cast*) apresentaram o tamanho da fenda mais uniforme. Quando foi utilizada a “técnica do peso” o grupo In-Ceram Zircônia produzido com a técnica do *slip-cast* apresentou valor médio de fenda total menor do que para o grupo produzido pela técnica do CAD-CAM.

Foi observada fratura catastrófica para todas as coroas testadas, envolvendo a camada de porcelana e de infraestrutura. Portanto, o

método de fabricação não teve influencia no modo de fratura das coroas. Já no estudo de Sonza (2013) [10], foram observadas tanto fraturas catastróficas como lascamentos da porcelana. No presente estudo não foi encontrado lascamento. A diferença nos modos de fratura pode ser explicada por diferenças metodológicas, já que no estudo de Sonza (2013) [10], a carga foi aplicada com uma ângulação de 30° e no presente estudo a carga foi aplicada em direção ao longo eixo da coroa.

Na maioria dos estudos de carga de fratura a força é aplicada no sentido do longo eixo das coroas para simular a maneira como a força é distribuída nos dentes posteriores [12,13,9]. No presente estudo, as coroas foram testadas aplicando uma carga vertical, apesar de forças laterais serem mais prejudiciais quando encontradas em uma situação clínica [12].

Em outro estudo também avaliaram coroas de In-Ceram Zircônia e encontraram dois momentos de fratura, um relacionado à fratura da infraestrutura, com a origem da falha na interface entre a infraestrutura e o cimento e outro relacionado à fratura da porcelana, com o início da falha localizado na superfície oclusal. Sendo que apenas 7% das coroas de In-Ceram Zircônia apresentaram fratura com origem somente na superfície oclusal [12].

Clinicamente, os modos de falha observados para coroas unitárias totalmente cerâmicas com infraestrutura à base de alumina e zircônia são lascamento e fratura catastrófica [14]. Foi analisada a topografia da superfície de fratura de duas coroas, uma correspondente a coroa de um molar fabricada com cerâmica policristalina à base de alumina (Procera Alumina) e outra correspondente a um pré-molar produzido com In-Ceram Zircônia. Para a coroa de In-Ceram Zirconia foi observado um

lascamento da porcelana no lado vestibular. Já na coroa de Procera AllCeram foi encontrado um desgaste erosivo em todas as quatro cúspides, normalmente um sinal de hábitos parafuncionais (bruxismo). Na superfície fraturada, *arrest lines* foram encontradas e duas zonas mais profundas de dano em forma de crateras, na camada de porcelana. Estas crateras foram identificadas como as origens do processo de fratura.

Testes de carga de fratura com carregamento monotônico são utilizados frequentemente para avaliar *in vitro* o comportamento de fratura de restaurações cerâmicas. No entanto, existe a preocupação de que estes testes não representam exatamente as condições de carregamento encontradas na boca de um paciente [9]. Porém embora, um carregamento constante aplicado nas coroas não exprima de maneira realista o processo de mastigação cíclica “*in vivo*”, é possível obter informações a respeito do comportamento mecânico dos materiais e fazer previsões da sua durabilidade [15].

Na literatura existe uma grande variação com relação à metodologia de teste de corpos-de-prova em forma de restauração. Os pilares sobre os quais as restaurações são cimentadas podem ser produzidos com diferentes materiais. Nessa pesquisa, o material eleito para a confecção dos pilares foi uma resina reforçada com fibra de vidro (G10) que possui propriedades elásticas e resistência adesiva semelhante a da dentina [16]. Ainda, o material de escolha para realizar a cimentação foi o cimento resinoso à base de MDP, que é capaz de se unir quimicamente com óxidos metálicos [2].

As coroas confeccionadas com a técnica *slip-cast* e CAD-CAM apresentaram confiabilidade semelhante. Assim, a segunda hipótese do

estudo foi rejeitada. Foi encontrado um valor de módulo de Weibull de 5,6 para o grupo IZS e de 7,5 para o grupo IZC. Esse resultado sugere que os diferentes métodos de fabricação não alteraram a população de defeitos do material, ou seja, as defeitos relacionados a falha das coroas permaneceram os mesmos.

Estudos relatam boa confiabilidade para o sistema In-Ceram Zircônia, sendo seu valor de módulo de Weibull semelhante ao observado para cerâmicas policristalinas [15,6]. Ainda, uma investigação relatou 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. Entretanto, esse sistema apresenta uma maior susceptibilidade ao crescimento subcrítico de trincas do que as cerâmicas policristalinas, fenômeno atribuído, principalmente, a presença da matriz vítrea em sua composição [15,6]. No presente estudo, não foi avaliado o comportamento de crescimento subcrítico de trincas dos materiais, o que é uma limitação. Por outro lado, através da análise Weibull é possível fazer estimativa de vida dos materiais. Assim, o valor esperado de carga de fratura para uma probabilidade de falha de 5% ( $\sigma_{5\%}$ ) é 897 N para as coroas do grupo IZS e 970 N para o IZC. Considerando que a carga mastigatória média na região posterior é de 220 N, sugere-se que a probabilidade de falha para coroas com infraestruturas de In-Ceram Zircônia seja bem baixa.

Os resultados do presente estudo indicam que ambos os métodos de confecção podem ser utilizados com segurança pelos cirurgiões-dentistas. Restaurações confeccionadas pelo método *slip-cast* podem ser

de acesso mais fácil ao profissional. Essa foi a primeira técnica disponível para confecção de restaurações do sistema In-Ceram e não exige equipamentos caros e sofisticados. Porém deve-se optar por um laboratório capacitado já que a técnica envolve muitos passos e a qualidade da restauração é dependente da habilidade do técnico de laboratório. Já a tecnologia CAD-CAM é um método mais controlado e exige menor quantidade de passos para a confecção das restaurações. Esse sistema existe há muitos anos nos países mais desenvolvidos mas só recentemente está sendo utilizada no Brasil, o que ainda é um obstáculo para seu acesso.

### **Conclusões**

Conclui-se que a técnica de fabricação da In-Ceram Zircônia não tem influência nos valores de carga de fratura e no modo de falha das coroas protéticas. Coroas produzidas com CAD-CAM e *slip-cast* apresentam confiabilidade semelhante.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. VAN NOORT, R. Introdução aos Materiais Dentários. Porto Alegre: Artmed. p. 269-297. 2004.
2. DELLA BONA, A. Adesão às Cerâmicas: evidências científicas para o uso clínico. São Paulo: Artes Medicas. p. 276. 2009.
3. ANUSAVICE, K. J. Phillips, Materiais Dentários. São Paulo: Elsevier. P. 619 a 647. 2005.
4. YILMAZ H, AYDIN C, GUL B E. Flexural strength and fracture toughness of dental core ceramics. J Prosthetic Dent, v. 98, p. 120-128, aug. 2007.
5. DELLA BONA A, MECHOLSKY JR JJ, BARRET AA, GRIGGS JA. Characterization of glass-infiltrated alumina-based ceramics. Dental Mater, v. 24, p. 1568-74, 2008.
6. BORBA M, DE ARAÚJO MD, FUKUSHIMA KA, YOSHIMURA HN, CESAR PF, GRIGGS JA, DELLA BONA A. Effect of the microstructure on the lifetime of dental ceramics. Dental Mater. 2011; 27: 710-21.
7. GUAZZATO M, ALBAKRYA 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, v. 20, p. 441-448, may 2004a.
8. GUAZZATO M, ALBAKRYA M, RINGER SP, SWAIN MV. Strength, fracture toughness and microstructure of a

- selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics. *Dental Mater.* 2004b; 20: 449-56.
9. GHAZY MH, MADINA MMA, ABOUSHELIB MN. Influence of Fabrication Techniquis and Artificial Aging on the Fracture Resistance of Different Cantilever Zirconia Fixed Dental Prostheses. *J Adhes Dent.* 2012; 14: 161-66.
  10. SONZA QN. Comportamento de fratura de sistemas para restaurações cerâmicas. 2013. Dissertação / (Mestrado em Odontologia – Área de Concentração em Clínica Odontológica) – Faculdade de Odontologia, Universidade de Passo Fundo, Passo Fundo, 2013.
  11. COLPANI JT, BORBA M, DELLA BONA, A. Evaluation of marginal and internal fit of ceramic crown copings. *Dent Mater.* 2013; 29 (2): 174-80.
  12. 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; 91 (6): 561-9.
  13. SENYILMAZ DP, CANAY S, HEYDECKE G, STRUB JR. Influence of Thermomechanical Fatigue Loading on the Fracture Resistance of All-ceramic Posterior Crowns. *J Prosthodont Rest Dent.* 2010; 18, (2): 50-54.
  14. SCHERRER SS, QUINN JB, QUINN GD, WISKOTT HW. Fractographic ceramic failure analysis using the replica technique. *Dental Mater.* 2007; 23: 1397-1404.

15. TINSCHERT J, NATT G, MOHRBOTTER N, SPIEKERMANN H, SCHULZE KA. Lifetime of Alumina- and Zirconia Ceramics Used for Crown and Bridge Restorations. *J Biomed Mater Res.* 2006; 80B: 317-21.
16. KELLY RJ, RUNGRUANGANUNT P, HUNTER B, VAILATI F. Development of a clinically validated bulk failure test for ceramic crowns. *J Prosthet Dent.* 2010; 104, (4): 228-38.