

**UNIVERSIDADE DE PASSO FUNDO**

**Katia Raquel Weber Rhoden**

**EFEITO DO MATERIAL DE PISTÃO NO  
COMPORTAMENTO DE FRATURA DE  
CERÂMICAS VÍTREAS**

Passo Fundo

2016



**Katia Raquel Weber Rhoden**

**EFEITO DO MATERIAL DE PISTÃO NO  
COMPORTAMENTO DE FRATURA DE  
CERÂMICAS VÍTREAS**

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 do prof. Dra. Márcia Borba

Passo Fundo

2016



**Folha reservada para  
Ata de aprovação da Banca Examinadora**

**Observação:**

**Mantenha esta página no seu arquivo, imprimindo-a.  
Após, faça a substituição pela Ata de aprovação fornecida pela  
Secretaria para manter a correta numeração do seu trabalho.**

CIP – Catalogação na Publicação

---

---

Catálogo:

## DEDICATÓRIA

Primeiramente, a **DEUS**, pela graça da vida. Por ter me concedido a oportunidade de fazer o mestrado, novas amizades e proporcionar mais conhecimentos.

Aos meus pais, **Hedio Antonio Weber** e **Sueli Weber**, que sempre estão ao meu lado, me auxiliando e ajudando em tudo que preciso. Meu amor e carinho por vocês é enorme, e tudo que me tornei sou grata ao empenho e dedicação de vocês dois. Amo vocês!

Ao meu esposo **Oberdan Luis Rhoden**, por estar ao um lado sempre. A apoiar as minhas escolhas e a estar sempre presente. Quero que saiba que lhe admiro e quero viver meus dias ao seu lado.

Aos meus irmãos **Sandra** e **Ricardo** que sempre estão ao meu lado em todos os momentos.

## AGRADECIMENTOS

Primeiramente à Deus, que está sempre presente em minha vida, proporcionando realizações maravilhosas ao longo do meu caminho.

Aos meus pais Hedio e Sueli Weber, pelo amor incondicional. Obrigada pelo apoio e carinho que sempre me deram todos os dias de minha vida. Amo Vocês!

Aos meus irmãos Ricardo e Sandra, pela grande amizade que temos e pelo apoio em todas as horas.

Ao meu esposo Oberdan L.Rhoden, pelo apoio, amor, carinho e companheirismo ao longo de mais uma jornada.

A minha orientadora, professora Dra. Márcia Borba, por ter acreditado em mim. Agradeço pelos seus ensinamentos, sua paciência, pelas palavras sábias, por ter sempre apoiado e confiado ao longo deste caminho. És uma pessoa maravilhosa. Obrigada pela amizade.

Aos meus colegas Camila, Daniel, Davi, Ediléia, Eduardo, Migueli, Nájua, Rafael, Rodrigo, pela amizade e companheirismo durante esta jornada.

À funcionária da secretaria de pós-graduação Fabiana, pela amizade. Por sempre estar disposta a ajudar e ter sempre sábias palavras de carinho. Fabi, és uma pessoa iluminada.

À aluna da graduação Juliana Arisi de Medeiros, pela ajuda em todas as horas. Ju, obrigada pela sua paciência e dedicação com o nosso trabalho.



Às minhas amigas Anne Caroline Ritter e Fernanda Anschau, por terem me recebido e acolhido em seus lares neste período de estudo. Obrigada meninas.

À Faculdade de Engenharia da UPF, pela colaboração para a realização desta pesquisa.

Aos Laboratórios Coral e ROS, pela ajuda e colaboração durante a pesquisa.

## SUMÁRIO

<b>1. INTRODUÇÃO.....</b>	<b>17</b>
<b>2. REVISÃO DE LITERATURA .....</b>	<b>19</b>
<b>2.1 Cerâmicas Odontológicas .....</b>	<b>19</b>
<b>2.1.1 Porcelanas Feldspáticas.....</b>	<b>21</b>
<b>2.1.2 Vitrocerâmica à base de dissilicato de lítio .....</b>	<b>23</b>
<b>2.2 Modos de falha de coroas totalmente cerâmicas .....</b>	<b>26</b>
<b>2.3 Testes Laboratoriais de Coroas Totalmente Cerâmicas.....</b>	<b>29</b>
<b>3. PROPOSIÇÃO.....</b>	<b>40</b>
<b>4. MATERIAIS E MÉTODOS.....</b>	<b>41</b>
<b>4.1 Confeções dos corpos-de-prova .....</b>	<b>41</b>
<b>4.1.1 Preparo das cerâmicas.....</b>	<b>41</b>
<b>4.1.2 Preparo do G10.....</b>	<b>44</b>
<b>4.1.3 Cimentação.....</b>	<b>45</b>
<b>4.2 Ensaio Mecânico.....</b>	<b>53</b>
<b>4.3 Análise de Falha .....</b>	<b>55</b>
<b>4.4 Análise Estatística.....</b>	<b>55</b>
<b>5. RESULTADOS .....</b>	<b>57</b>
<b>6. DISCUSSÃO .....</b>	<b>60</b>
<b>6.1 Influência do material de pistão no comportamento de fratura .....</b>	<b>60</b>
<b>6.2 Influência do tipo de cerâmica no comportamento de fratura .....</b>	<b>62</b>
<b>6.3 Método de Ensaio Mecânico.....</b>	<b>65</b>
<b>7. CONCLUSÕES.....</b>	<b>67</b>
<b>REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS .....</b>	<b>68</b>
<b>ANEXOS.....</b>	<b>73</b>

## LISTA DE TABELAS

<i>Tabela 1.</i> Principais variáveis dos estudos laboratoriais de carga de fratura de coroas cerâmicas.....	33
<i>Tabela 2.</i> Principais variáveis dos estudos laboratoriais do grupo Kelly e colaboradores.....	39
<i>Tabela 3.</i> Ciclo de cristalização IPS emax CAD.....	44
<i>Tabela 4.</i> Valores de mediana e intervalo interquartil (IQ) para os grupos experimentais(N).....	57
<i>Tabela 5.</i> Frequência de cada modo de falha para cada grupo exprimetal.....	58

## LISTA DE FIGURAS

<i>Figura 1</i> . Bloco Vitablocs® MarkII Classical posicionado na cortadeira metalográfica.....	42
<i>Figura 2</i> . Bloco IPS e.max® CAD posicionado na cortadeira metalográfica.....	43
<i>Figura 3</i> . G10 posicionado na cortadeira metalográfica.....	45
<i>Figura 4</i> . Aplicação do Ácido Hidrofluorídrico 0,5% na cerâmica à base de Dissilicato de Lítio .....	46
<i>Figura 5</i> .Remoção do Ácido com jato ar/água .....	46
<i>Figura 6</i> .Aplicação Silano na cerâmica.....	47
<i>Figura 7</i> .Aplicação do Ácido Hidrofluorídrico 10% nas bases de G10	48
<i>Figura 8</i> .Remoção do Ácido com jato ar / água .....	48
<i>Figura 9</i> . Aplicação do agente Silano na superfície de cimentação do G10.....	49
<i>Figura 10</i> .Cimento Relyx U200 sendo dispensado .....	50
<i>Figura 11</i> .Espatulação do cimento .....	51
<i>Figura 12</i> .Cimento aplicado sobre a superfície tratada da cerâmica .....	51
<i>Figura 13</i> . Corpo-de-prova acoplado no dispositivo com peso de 750g	52
<i>Figura 14</i> .Fotoativação do corpo-de-prova. ....	52
<i>Figura 15</i> .Pistão de metal e compósito.....	53
<i>Figura 16</i> .CP sobre uma base de metal, dentro de um recipiente com água a 37 °C. O pistão de compósito está posicionado na superfície do CP para realizar o teste mecânico. Acima do conjunto está o microfone para detecção da falha inicial.....	53
<i>Figura 17</i> . CP de porcelana e pistão de G10. ....	55
<i>Figura 18</i> .(A) falha do tipo combinada de um corpo-de-prova de porcelana (grupo PR); (B) falha do tipo radial de um corpo-de-prova de vitrocerâmica à base de dissilicato de lítio (grupo DR) .....	58
<i>Figura 19</i> .Pistão de compósito antes da realização do teste mecânico (A), após 5 ensaios (B) e após 10 ensaios (C).....	59

## LISTA DE ABREVIATURAS

CAD-CAM	<i>Computer-aided design/ computer-aided manufacture</i>
CPs	Corpos de prova
°C	Graus Celsius
G10	Resina epóxica com fibras de vidro
Hz	Hertz
IE	Infraestrutura
$K_2O.Al_2O_3.6SiO_2$	Feldspato de potássio
MPa	Megapascal
mm	Milímetro
min	Minuto
$\mu m$	Micrometro
$Na_2O.Al_2O_3.6SiO_2$	Feldspato de sódio
NiCr	Níquel/Cromo
n	Tamanho da amostra
N	Newton
PPF	Prótese parcial fixa
$SiO_2$	Sílica
s	Segundos



# EFEITO DO MATERIAL DE PISTÃO NO COMPORTAMENTO DE FRATURA DE CERÂMICAS VÍTREAS

Katia Raquel Weber Rhoden<sup>1</sup>

## RESUMO

O objetivo deste estudo foi avaliar a influência do tipo de material do pistão, utilizado em um ensaio mecânico, no comportamento de fratura de cerâmicas. Também, investigar a carga e o modo de fratura de dois tipos de cerâmicas vítreas, uma porcelana feldspática e uma vitrocerâmica à base de dissilicato de lítio. Foram confeccionados 40 corpos-de-prova (CPs) de cada tipo de cerâmica através do corte de blocos de CAD-CAM, em lâminas de 1,5 mm de espessura. As lâminas foram cimentadas com cimento resinoso sobre discos de resina epóxica reforçada com fibras (G10). Os CPs foram sub-divididos em dois grupos, de acordo com o tipo de pistão (n=20): metal (aço inoxidável) ou compósito (G10). Os CPs foram testados com uma carga de compressão monotônica utilizando o método de detecção de falha por emissão acústica. O teste foi realizado em uma máquina de ensaios universal, com velocidade de 0,5 mm/min, em água a 37° C. Análise de falha foi realizada com transiluminação. Os dados foram analisados com Kruskal-Wallis e teste de Tukey ( $\alpha= 0,05$ ). Não houve influência do tipo de pistão nos valores de carga de fratura da vitrocerâmica à base de dissilicato de lítio. Já para a porcelana, o pistão de compósito resultou em valores de carga de fratura significativamente maiores do que o pistão de metal. A vitrocerâmica apresentou carga de fratura significativamente superior a porcelana somente quando testada com o pistão de metal. Houve predominância de trinca do tipo radial para os dois grupos de vitrocerâmica (pistão de metal e de compósito). Nos grupos de porcelana também foi encontrado o modo de falha *cone crack* em combinação com trinca do tipo radial. Concluiu-se que a influência do tipo de material do pistão na carga de fratura e modo de falha foi dependente do tipo de cerâmica avaliada. A porcelana foi mais suscetível a danos de contato.

Palavras-chave: Cerâmica. Materiais dentários. Porcelana.

---

<sup>1</sup> Aluno de Pós-Graduação do PPGOdonto-UPF.

## ABSTRACT<sup>1</sup>

The objective of this study was to evaluate the influence of the piston material, used in a mechanical test, in the failure behavior of dental ceramics. Also to investigate the fracture load and failure mode of two types of ceramics, a porcelain and a lithium disilicate glass-ceramic. Forty specimens of each ceramic were produced by cutting CAD-CAM blocks in 1.5 mm slices, and were cemented with resin cement over fiber-reinforced epoxy resin substrates (G10). Specimens were sub-divided into two groups, according the piston type (n=20): metal (stainless steel) or composite (G10). Tests were performed with a compressive monotonic load, using a universal testing machine, at 0.5 mm/min cross-head speed, in a 37° C water bath. The acoustic emission related to the initial flaw was detected with a device and the fracture load was registered. Failure analysis was performed with transillumination. Data were analyzed with Kruskal-Wallis and Tukey's test ( $\alpha=0.05$ ). The piston material had no influence on the fracture load of lithium disilicate glass-ceramic. Yet, porcelain tested with composite piston showed significantly higher fracture load in comparison to metal piston. When tested with metal piston, lithium disilicate glass-ceramic had higher fracture load than porcelain. Lithium disilicate glass-ceramic specimens showed radial cracks. For porcelain, cone cracks combined with radial cracks were also found. It was concluded that the effect of the piston material on the fracture load and failure behavior depends on the ceramic material evaluated. Porcelain was more susceptible to contact damages.

Key-words: Ceramics. Dental Materials. Porcelain

---

<sup>1</sup> Effect of the piston material on the failure behavior of ceramics



## 1. INTRODUÇÃO

As cerâmicas são utilizadas de uma forma muito ampla na Odontologia, pois suas propriedades são desenvolvidas especialmente para esta área, com um grande controle do tipo e quantidade de componentes na sua composição (Anusavice, 2005). São indicadas para a construção de dentes para próteses removíveis, coroas, próteses parciais fixas (PPFs), facetas, inlays, onlays, overlays, pinos, núcleos intra-canais, bráquetes, implantes e pilares de implantes (Della Bona, 2009).

Existem algumas limitações das cerâmicas nos aspectos clínicos e laboratoriais. Ainda, quanto ao comportamento mecânico e as propriedades físicas, as cerâmicas têm baixa resistência às tensões de tração, baixa tenacidade de fratura quando comparada com o metal, podem apresentar incompatibilidade térmica entre os materiais, e são sensíveis aos defeitos pré-existentes, como porosidade e impurezas (Della Bona, 2009).

Portanto, podem ocorrer falhas clínicas como lascamentos e fratura catastrófica das restaurações de cerâmicas. Para compreender o comportamento de fratura desses materiais são realizados vários estudos laboratoriais. É importante que estas pesquisas simulem de forma adequada a condição que as restaurações estão submetidas intra-

oralmente para que os dados possam ser extrapolados para o uso clínico (Kelly et al., 2010).

Porém, há uma falta de padronização dos métodos de teste de corpos-de-prova em forma de restaurações, como coroas e PPFs. Dentre os parâmetros que variam nas pesquisas está o pistão utilizado para aplicar a carga na restauração, que pode ser confeccionado com aço inoxidável (Pallis et al., 2004), compósito (Yi e Kelly, 2011), cerâmica (Belli et al., 2013), carbetto de tungstênio (Coelho et al., 2009) e alumínio (Kelly et al., 2010). Ainda, o pistão de aço inoxidável, que é o material mais utilizado na literatura, seria capaz de induzir danos de contato à superfície da cerâmica que não são vistos com muita frequência nas falhas clínicas (Kelly et al., 2010).

Sendo assim, este estudo propôs a avaliar a influência do tipo de material do pistão (metal ou compósito) utilizado em um ensaio mecânico no comportamento de fratura de cerâmicas odontológica, para definir qual pistão resulta em modo de falha mais semelhante aos observados clinicamente. Além disso, será investigado se existe relação entre os modos de falha observados para os diferentes tipos de pistão e o tipo de cerâmica avaliada.

## **2. REVISÃO DE LITERATURA**

### **2.1 Cerâmicas Odontológicas**

Pode-se definir cerâmicas como um composto inorgânico com propriedades não metálicas comumente formadas por elementos metálicos (ou semi-metálicos) e não metálicos (Anusavice, 2005; Della Bona, 2009). Na Odontologia, são indicadas para a construção de dentes para próteses removíveis, coroas, próteses parciais fixas (PPFs), facetas, inlays, onlays, overlays, pinos, núcleos intra-canais, bráquetes, implantes e pilares de implantes (Della Bona,2009).

As cerâmicas possuem algumas propriedades, como módulo de elasticidade, dureza, densidade, condutividade térmica e coeficiente de expansão térmica, muito semelhantes aos tecidos dentários. Isso torna a cerâmica um material restaurador de excelentes resultados e com prognóstico favorável (Della Bona, 2009). Segundo Anusavice (2005), o que todos os cirurgiões dentistas procuram é um material estético e biocompatível e encontram nas cerâmicas estas características. Além disso, é possível obter estabilidade de cor a longo prazo e resistência ao desgaste.

Porém, também existem algumas limitações das cerâmicas nos aspectos clínicos e laboratoriais. Clinicamente, o uso das cerâmicas pode ser comprometido pela altura insuficiente da coroa para preparo protético, hábitos parafuncionais, desgaste do dente ou restauração antagonista, ajuste de cor e controle das propriedades ópticas. Na fase laboratorial podem existir alguns problemas relacionados a tecnologia envolvida na fabricação de restaurações. Quanto ao comportamento mecânico e as propriedades físicas, as principais limitações das cerâmicas são sua baixa resistência às tensões de tração, baixa tenacidade de fratura quando comparada com o metal, incompatibilidade térmica entre os materiais, e a sensibilidade aos defeitos pré-existentes, como porosidade e impurezas (Della Bona, 2009).

Pode-se usar diversas classificações para as cerâmicas odontológicas. Considerando que o comportamento clínico, as indicações e as propriedades mecânicas, físicas e ópticas estão fortemente associadas à estrutura e composição das cerâmicas, optou-se por classificá-las como: cristalinas ou policristalinas (quando a cerâmica não tem conteúdo vítreo); parcialmente cristalina ou vidro com partículas (quando a cerâmica contém alto ou baixo teor de vidro) e vidro amorfo (Della Bona, 2009). No presente estudo, serão investigadas duas cerâmicas com microestruturas distintas, mas indicações clínicas semelhantes e estão descritas a seguir: a porcelana feldspática e a vitrocerâmica à base de dissilicato de lítio.

### 2.1.1 Porcelanas Feldspáticas

A porcelana odontológica convencional é uma cerâmica vítrea baseada em uma rede de sílica ( $\text{SiO}_2$ ) e feldspato de potássio ( $\text{K}_2\text{O} \cdot \text{Al}_2\text{O}_3 \cdot 6\text{SiO}_2$ ) ou soda feldspato ( $\text{Na}_2\text{O} \cdot \text{Al}_2\text{O}_3 \cdot 6\text{SiO}_2$ ) ou ambos. Para controlar a temperatura de fusão, tempo de sinterização, coeficiente de contração térmico e solubilidade são adicionados à porcelana pigmentos, opacificadores e vidros. A porcelana feldspática pode ser classificada como um vidro amorfo ou como um vidro com partículas, quando existe também uma fase cristalina, geralmente a leucita. Isso porque, em altas temperaturas o feldspato decompõe-se numa fase vítrea com estrutura amorfa e numa fase cristalina constituída de leucita (Anusavice, 2005; Sakaguchi e Powers, 2012; Della Bona, 2009).

A porcelana feldspática é utilizada na prótese fixa para recobrimento de infraestrutura metálica (restauração metalocerâmica) e de infraestrutura cerâmica, para coroas unitárias em dentes anteriores, facetas, inlays e onlays. Por causa da sua composição vítrea, é indicada para casos em que a estética é imprescindível. Por outro lado, apesar das propriedades ópticas superiores, a presença de grande quantidade de fase amorfa resulta em propriedades mecânicas inferiores às cerâmicas com alto conteúdo cristalino (Bohjalian et al., 2006).

A resistência à fratura da porcelana feldspática é uma propriedade mecânica importante. A resistência pode ser medida por um teste de flexão, que representa uma medida tanto da resistência à compressão e à tração, como da resistência ao cisalhamento do material. A resistência à

flexão da porcelana felspática é dependente da sua composição, integridade superficial e estrutura interna. A presença de porosidades na sua estrutura aumenta a probabilidade de fratura. Por exemplo, para uma porcelana mais porosa, menor força é exigida para causar fratura (Anusavice, 2005; Della Bona, 2009)

Pagani *et al.* (2003) avaliaram a tenacidade à fratura de diferentes tipos de cerâmicas: porcelana, vitrocerâmica reforçada com leucita, cerâmica à base de alumina infiltrada com vidro (In-Ceram Alumina). Observaram maior valor de tenacidade para a cerâmica In-Ceram Alumina. A tenacidade foi semelhante para a vitrocerâmica reforçada com leucita e a porcelana.

Além disso, a estrutura de cada fase nas cerâmicas depende das condições de queima como a temperatura de pré-aquecimento, velocidade de aquecimento, temperatura final de queima e velocidade de resfriamento. Essas condições de processamento influenciam propriedades como o coeficiente de expansão térmica, valores de resistência, solubilidade química, transparência e a aparência (Della Bona, 2009). Quando a porcelana felspática tem um resfriamento muito rápido, apresenta um aumento nas trincas superficiais e pode ficar com uma estrutura enfraquecida (Anusavice, 2005). O seu coeficiente de expansão térmica é de 6,4 a  $7,8 \times 10^{-6}$  por grau centígrado, valor próximo ao dente humano (Anusavice, 2005).

A utilização da porcelana feldspática para a confecção da restauração pode ser em forma de pó, que deve ser misturado com água ou outro veículo, e condensado sobre um troquel na forma desejada. Esta condensação pode ser através da vibração, espatulação ou pincelamento. Após a escultura, a restauração é submetida a um ciclo de sinterização

em um forno, aumentando a densidade e diminuindo a porosidade do material (Anusavice, 2005; Chain et al., 2000) .

Outra forma utilizada para produzir as restaurações é a usinagem de blocos de porcelana felpática pré-fabricados densamente sinterizados utilizando a tecnologia CAD-CAM (*computer aided design – computer aided manufacturing*). A tecnologia CAD-CAM é composta inicialmente por uma fase de captação de dados, através do escaneamento da estrutura dental. A imagem dos preparos pode ser capturada utilizando uma câmera óptica intra-oral, que escaneia diretamente a superfície do dente, ou através de um escaner extra-oral. Neste caso, o profissional precisa confeccionar a moldagem e modelo do preparo para posterior escaneamento. Em alguns sistemas, é preciso que o técnico realize o enceramento da estrutura sobre o troquel, para que o padrão em cera ou em resina seja escaneado. O sistema CAM utiliza base de dados em 3-D que representa o dente preparado ou modelo em cera da infraestrutura desejável. A restauração é desenhada e enviada para o sistema CAD, que usina a restauração final a partir de blocos pré-fabricados (Guerra et al.,2007; Della Bona, 2009).

### **2.1.2 Vitrocerâmica à base de dissilicato de lítio**

Com a busca de restaurações cada vez mais resistentes e similares às estruturas dentais, foram desenvolvidas cerâmicas reforçadas com cristais, um destes cristais é o dissilicato de lítio. Surgiu no mercado o primeiro sistema denominado IPS Empress 2 que depois evoluiu para o

sistema IPS e.max (Ivoclar-Vivadent), que apresenta duas fases em sua composição: uma cristalina, formada por cristais alongados de dissilicato de lítio, e uma vítrea, composta por ortofosfato de lítio (Carvalho *et al.*, 2012). Sendo assim, essa cerâmica pode ser classificada como parcialmente cristalina. Os cristais de dissilicato de lítio estão entrelaçados, o que dificulta a propagação de trincas no interior do material, e esta disposição e o tamanho dos cristais influenciam de forma direta a resistência ao desgaste. Além disso, há um alto padrão estético devido ao índice de refração da luz semelhante ao esmalte dentário, o que permite uma ótima reprodução das estruturas dentárias (Soares et al., 2012).

O IPS e.max (antiga IPS Empress 2) possui 60% em volume de cristais de dissilicato de lítio medindo de 0,5 a 5  $\mu\text{m}$  e uma segunda fase cristalina composta por ortofosfato de lítio com partículas de 0,1 a 0,3  $\mu\text{m}$  em pequena quantidade. Com esta estrutura, a cerâmica alcança uma resistência flexural de entre 300 e 400 MPa (Junior e Oliveira, 2007; Guerra et al., 2007; Gomes et al., 2008; Amoroso et al., 2012).

Gonzaga et al. (2011) avaliaram o comportamento de crescimento subcrítico de trincas (*slow crack growth* - SCG) e a confiabilidade de cinco tipos de cerâmicas: uma porcelana vítrea (V), uma porcelana à base de leucita (D), uma vitrocerâmica reforçada com leucita (E1), uma vitrocerâmica à base de dissilicato de lítio (E2) e uma cerâmica à base de alumina infiltrada com vidro (IC). O coeficiente de susceptibilidade ao crescimento sub-crítico de trincas ( $n$ ) foi obtido por ensaio de fadiga dinâmica, e as amostras foram testadas em flexão biaxial em cinco taxas de tensão, imersas em saliva artificial a 37°C. Concluíram que E2 mostrou a maior susceptibilidade ao crescimento



subcrítico de trincas, seguido pelos grupos D e V. E1 e IC apresentaram maior resistência ao SCG. A porcelana vítrea (V) apresentou o menor módulo de Weibull. Todos os outros materiais mostraram valores semelhantes de módulo de Weibull, variando 9,4-11,7. A análise fractográfica indicou que para porcelana à base de leucita (D), vitrocerâmicas E1 e E2, e cerâmica à base de alumina infiltrada com vidro (IC) o principal mecanismo de tenacificação foi a deflexão de trincas.

A vitrocerâmica à base de dissilicato de lítio possibilitou a confecção de laminados com menor espessura, favorecendo a confecção de preparos mais conservadores. Entre as vantagens da utilização dessa cerâmica estão: potencial para adaptação precisa, translucidez, ótima estética e estrutura sem metal. A desvantagem é que a resistência à flexão e a tenacidade à fratura são de baixa a moderada, o que limita o seu uso em preparos conservadores nas regiões suscetíveis a altas concentrações de tensões (Anusavice, 2005). É indicada como infraestrutura de coroas unitárias anteriores e posteriores, e PPFs de três elementos até a região de pré-molares, também para a confecção de inlays, onlays, facetas e prótese adesiva (Guerra et al., 2007; Júnior e Oliveira, 2007).

As restaurações podem ser produzidas pela técnica da injeção e pela técnica CAD-CAM. Na técnica da injeção, a cerâmica é injetada num molde de revestimento, obtido pela técnica da cera perdida, com alta temperatura (890-920 °C) e pressão, o que aumenta a resistência da mesma (Júnior e Oliveira, 2007; Gomes et al., 2008). Quando usada pela técnica da injeção, o material é comercialmente conhecido como IPS e.max Press.

Já no uso associado ao CAD-CAM, o material é denominado IPS e.max CAD, que é um bloco de cerâmica à base de dissilicato de lítio. Segundo dados do fabricante (Ivoclar -Vivadent), no estágio cristalino intermediário, o bloco pode ser facilmente fresado com o equipamento CAD-CAM. A resistência do material nesta fase intermediária é de 130 a 150 MPa. Após a fresagem, os blocos de IPS e.max CAD podem ser cristalizados num forno de cerâmica. O processo de cristalização leva 20 a 25 minutos, a 840-850°C, e produz um crescimento controlado dos cristais de dissilicato de lítio. A transformação da microestrutura possibilita maiores propriedades físicas finais, com 360 MPa de resistência e as respectivas propriedades óticas.

Segundo Carvalho et al. (2012), as restaurações com o sistema IPS e.max Press exibiram a taxa de sobrevivência em torno de 96% em quatro anos e meio e 91% em sete anos. Relataram como o fator principal de falha, a fratura da restauração. Segundo os autores, a fratura de um material geralmente inicia por defeito interno ou de superfície, na forma de microtrincas que agem como concentradoras de tensões, onde encontramos na fase cristalina maior resistência do que na fase vítrea, por isso a trinca normalmente se originará na fase vítrea.

## **2.2 Modos de falha de coroas totalmente cerâmicas**

Martins et al. (2010) citam que existem vários fatores que influenciam a longevidade clínica das restaurações cerâmicas, como a presença de falhas biológicas, mecânicas, e relacionadas ao paciente. A falha biológica mais frequente é a perda da vitalidade pulpar, pelo desgaste da estrutura dentária, o que pode levar também a fratura do

pilar. O outro tipo de falha biológica é a cárie secundária. Entre as falhas mecânicas existe a falha por fadiga, que é explicada pelo desenvolvimento e a propagação de trincas microscópicas em áreas de concentração de tensão. Sendo a falha catastrófica o resultado final do carregamento cíclico que excede a capacidade mecânica do material. Materiais com alta resistência à fratura e tenacidade deveriam ser usados em locais que apresentam maior concentração de tensões, como regiões posteriores e de canino (Garcia et al., 2011).

Schulte et al. (2005) determinaram a longevidade de inlays e onlays de vitrocerâmica reforçada com leucita, avaliando pacientes do Departamento de Odontologia Conservadora da Universidade de Heidelberg, entre 1993 e 2002. No momento da última observação, 783 (96,7%) restaurações estavam em função. O período médio de observação para todas as restaurações de cerâmica foi de 17,3 meses. A probabilidade de sobrevivência de todas as restaurações cerâmicas foi 90%. Fatores como condição endodôntica do dente, tipo e posição do dente, extensão da restauração, experiência do operador ou gênero do paciente não tiveram nenhuma influência significativa na probabilidade de sobrevivência das restaurações de cerâmica. Então, concluiu-se que restaurações cerâmicas do tipo inlays e onlays cimentadas com resina fotopolimerizável podem ser utilizadas com sucesso.

Denry (2013) realizou um estudo para analisar os tipos de danos de fabricação que são inerentes a cada técnica e tentar estabelecer uma relação entre defeitos de fabricação e desempenho clínico das restaurações em cerâmicas, com especial atenção para a sua longevidade *in vivo*. Como resultado encontrou que as falhas em cerâmicas podem ser complexas e são desencadeadas pela combinação de fatores. Além disso,

o paciente, o tipo de restauração e as condições em que esta ficou em meio bucal também influenciam.

Clinicamente, observa-se dois modos básicos de falhas de restaurações cerâmicas, um com origem na superfície oclusal, na região de carregamento, denominado de trinca tipo cone (*cone crack*), e outro na face oposta ao ponto de carregamento, onde trincas se originam na superfície de cimentação das infraestruturas cerâmicas ou na interface entre a porcelana de cobertura e a infraestrutura, denominada trinca tipo radial (*radial cracks*). A trinca tipo radial é considerada mais crítica porque leva a fratura catastrófica da restauração. Quando a trinca radial origina-se da superfície de cimentação da cerâmica, esta pode propagar-se através da restauração resultando na fratura completa da mesma. Já quando a trinca radial origina-se da interface porcelana de recobrimento\infraestrutura cerâmica, esta pode propagar-se através da porcelana levando ao lascamento ou delaminação (Martins et al.,2010).

Sailer et al. (2015) realizaram uma revisão sistemática onde avaliaram a taxa de sobrevivência de coroas individuais dento-suportadas, confeccionadas em cerâmica pura e metalo-cerâmicas, em um período de 5 anos. A meta-análise dos estudos indicou uma taxa de sobrevivência para coroas metalo-cerâmicas de 94,7% após 5 anos, que foi semelhante à taxa de sobrevivência estimada para as vitrocerâmicas (reforçada com leucita e à base de dissilicato de lítio) (96,6%), para as cerâmicas à base de alumina infiltradas com vidro (94,6%) e para as cerâmicas policristalinas de alumina (96%) e de zircônia (95%). Em contraste, as coroas de porcelana apresentaram taxa de sobrevivência em 5 anos significativamente inferiores. Quando comparada a taxa de sobrevivência nas diferentes regiões da cavidade oral, a porcelana

felspática apresentou maior taxa de falha para a região posterior. Assim, as taxas de longevidade da maioria dos tipos de coroas puras de cerâmica foram semelhantes as coroas metalocerâmicas, tanto na região anterior como posterior. Apenas a porcelana é mais fraca e deve ter seu uso limitado na região anterior.

Seguindo a mesma metodologia do estudo acima, também foi avaliada a taxa de sobrevivência em 5 anos de PPFs totalmente cerâmicas e metalocerâmicas. Foi estimada uma taxa de sobrevivência de 94,4% para as metalocerâmicas, 89,1% para a vitrocerâmica à base de dissilicato de lítio, 86,2% para as cerâmicas à base de alumina infiltradas com vidro, e 90,4% para a cerâmica policristalina de zircônia. O fator biológico que apresentou maior incidência foi cárie em dentes pilares quando utilizadas PPFs à base de zircônia em comparação com metalocerâmicas. As PPFs de cerâmica à base de alumina infiltrada com vidro e de vitrocerâmica apresentaram maior frequência de fratura de infraestrutura do que as metalocerâmicas (Pjetursson et al., 2015).

### **2.3 Testes Laboratoriais de Coroas Totalmente Cerâmicas**

Como já mencionado, as falhas das coroas totalmente cerâmicas envolvem vários fatores. Assim, quando o comportamento dessas restaurações é avaliado *in vitro* os pesquisadores procuram simular da forma mais real a situação clínica. Porém, muitas variáveis estão envolvidas na indicação, fabricação e uso clínico das coroas cerâmicas, o que dificulta a padronização dos estudos. O método laboratorial mais utilizado envolve a aplicação de uma carga compressiva por uma máquina de ensaios universal na superfície oclusal da coroa até que a

mesma frature. No entanto, não existe uma padronização dos estudos laboratoriais que avaliam o comportamento mecânico das cerâmicas em forma de restauração, gerando dúvidas a respeito da validade dos resultados desses estudos para a clínica. Por esse motivo, foi realizado um levantamento e uma análise dos diferentes métodos laboratoriais descritos na literatura para teste mecânico de coroas cerâmicas. A partir desses dados foram definidos os melhores parâmetros de teste para a presente pesquisa.

No estudo de Pallis et al. (2004) as coroas cerâmicas foram cimentadas com cimento resinoso sobre pilares de resina com alto conteúdo de carga. O teste de carga de fratura foi realizado com a carga compressiva aplicada no sentido do longo eixo da coroa por um pistão esférico de aço inoxidável, em uma máquina de ensaios universal.

Os estudos de Attia e Kern (2004) e Attia et al. (2006) tem metodologia semelhante. As coroas de cerâmica pura foram fabricadas sobre pré-molares humanos e um grupo de pré-molares superiores hígidos foi usado como controle. As coroas foram cimentadas aos dentes usando cimento resinoso. Após 24 horas de armazenamento em água, as coroas foram carregadas em uma máquina de ensaio universal, com a carga de compressão aplicada por um pistão esférico de aço inoxidável no sentido do longo do eixo da amostra, com velocidade de 1 mm/min até a fratura. Um grupo de coroas de cada material foi submetido a ciclagem mecânica (600.000 ciclos) e térmica (3.500 ciclos de 58<sup>0</sup>C/4<sup>0</sup>C) antes do ensaio de carga de fratura.

Vult von Steyern et al. (2006) também realizaram protocolos de envelhecimento nas coroas antes do teste de carga de fratura. Três diferentes tipos de tratamento foram avaliados: armazenamento em água;

ciclagem mecânica (10.000 ciclos, 30-300N, 1Hz); e termociclagem com ciclagem mecânica. As coroas foram cimentadas com cimento de fosfato de zinco sobre pilares de resina acrílica. Todas as coroas foram testadas até ocorrer a fratura com a carga aplicada por um pistão esférico de aço inoxidável, com uma ângulação de 10°.

Aboushelib et al. (2007) investigaram a carga de fratura e a resistência ao impacto de duas cerâmicas. As coroas para o teste de carga de fratura foram cimentadas em um pilar de resina epóxica com um cimento resinoso dual. As coroas foram carregadas em direção ao seu longo eixo usando um pistão esférico de aço inoxidável, em uma máquina de ensaios universal, a velocidade de 1mm/min.

Em outro estudo, as coroas foram cimentadas sobre pilares metálicos para implantes utilizando um cimento resinoso. As coroas foram submetidas a 1000 ciclos térmicos (5° C e 55° C) e foram cicladas mecânicamente utilizando uma carga de 49 N aplicada com angulação de 135° durante  $1,2 \times 10^6$  ciclos ou até que ocorresse a falha. As coroas que não falharam durante a ciclagem mecânica foram testadas em uma máquina de ensaios universal, com uma velocidade de 0,5 mm/min até a fratura. O pistão usado no estudo foi esférico e de aço inoxidável (Shirakura et al., 2009).

Já na investigação de Coelho et al. (2009), foi realizado um teste de fadiga com carga deslizante aplicada por um pistão esférico de carbetto de tungstênio. Coroas anatomicamente corretas foram fabricadas e cimentadas com cimento resinoso sobre pilares de resina composta. O deslizamento utilizado na pesquisa simula a aproximação de superfícies dos dentes durante a mastigação. Esse deslizamento é altamente deletério devido a extensão do campo de tensões e da presença de água,

resultando em trincas do tipo cone parciais (*partial cone cracks*). O contato deslizante durante a fadiga resultou em lascamento, reproduzindo o tipo de falha clínica.

Outro estudo realizou os preparos para as coroas sob raízes de dentes bovinos contendo pinos metálicos (NiCr) e núcleos de resina. As coroas foram cimentadas com cimento resinoso dual, e submetidas a cargas de compressão em uma máquina de ensaios mecânicos. A carga foi aplicada no sentido do longo eixo das coroas por um pistão esférico de aço inoxidável. Com base nas análises de estresse e fractográfica determinou-se que a fratura das coroas cerâmicas ocorreu na direção da oclusal para cervical (Campos et al., 2011).

Na pesquisa de Choi et al. (2012) foram utilizados pilares de titânio e cimento resinoso. O ensaio foi realizado com um pistão de aço inoxidável com uma angulação de 15°, em uma máquina universal de ensaios até ocorrer a falha.

Outra investigação também utilizou teste de fadiga e carga deslizante para avaliar o comportamento mecânico de coroas cerâmicas. As coroas foram cimentadas sobre pilares de resina com cimento de ionômero de vidro. A carga foi aplicada por um pistão esférico de cerâmica (estatite) (Belli et al., 2013).

Corazza et al. (2013) e Sonza et al. (2014) cimentaram as coroas com cimento resinoso sobre um pilar de resina epóxica reforçado com fibras (G10). Porém, no estudo de Sonza et al. (2014) a carga foi aplicada por um pistão de aço inoxidável com angulação de 30° e não no sentido do longo eixo da coroa. Já Corazza et al. (2013), realizaram envelhecimento das coroas, sendo que metade dos espécimes de cada grupo foram ciclados mecanicamente ( $10^6$  ciclos) antes dos testes.



Analisando estes estudos observa-se que não há uma padronização de vários fatores como a direção de aplicação da carga, tipo e tamanho de pistão, tipo de pilar, presença de envelhecimento térmico ou mecânico, tipo de cimento (Tabela 1). Além disso, nem sempre as tensões induzidas nestes testes de carga de fratura simulam de forma adequada o nível e distribuição das tensões encontradas clinicamente, podendo resultar em modos de falha que não são relevantes.

*Tabela 1 - Principais variáveis dos estudos laboratoriais de carga de fratura de coroas cerâmicas*

<b>Autor</b>	<b>Método</b>	<b>Direção Carga</b>	<b>Pistão (diâmetro)</b>	<b>Materia l Pistão</b>	<b>Modo de falha</b>
Pallis et al. (2004)	Carga compressiva	Longo eixo	Esférico (6,35 mm)	Aço inoxidável	Fratura catastrófica (origem interface entre cimento e IE, IE e porcelana, ou dano de contato)
Attia e Kern (2004)	Carga compressiva; Envelhecimento (térmico e mecânico)	Longo eixo	Esférico (4 mm)	Aço inoxidável	Fratura catastrófica*
Attia et al. (2006)	Carga compressiva; Envelhecimento (térmico e mecânico)	Longo eixo	Esférico (4 mm)	Aço inoxidável	Fratura catastrófica*
Vult von Steyern et al. (2006)	Carga compressiva; Envelhecimento	10°	Esférico (2,5 mm)	Aço inoxidável	Fratura catastrófica*;

	(térmico e mecânico)				lascamento da porcelana
Abousheli b et al. (2007)	Carga compressiva e resistência ao impacto	Longo eixo	Esférico (2,6 mm)	Aço inoxidável	Fratura catastrófica ( <i>cone crack</i> e trinca radial); delaminação
Shirakura et al. (2009)	Carga compressiva; Envelhecimento (térmico e mecânico)	Longo eixo; 135°	Esférico (6 e 8 mm)	Aço inoxidável	Fratura catastrófica; trincas na porcelana (zona de contato e região cervical)
Coelho et al. (2009)	Carga compressiva; Fadiga	Carga deslizante	Esférico (6,25 mm)	Cerâmica	Fratura catastrófica (origem interface cimento com IE); lascamento da porcelana
Campos et al. (2011)	Carga compressiva	Longo eixo	Esférico (6 mm)	Aço inoxidável	Fratura catastrófica (origem oclusal em direção a cervical; <i>cone crack</i> )
Choi et al. (2012)	Carga de fratura	15°	Esférico (6 mm)	Aço inoxidável	Fratura catastrófica; lascamento da porcelana

Coraza et al. (2013)	Carga compressiva; Envelhecimento (mecânico)	Longo eixo	Esférico (raio de curvatura 1,5 mm de diâmetro)	Aço inoxidável	Fratura catastrófica (origem interface de cimentação); lascamento da porcelana
Belli et al. (2013)	Fadiga e carga compressiva	Carga deslizante; longo eixo	Esférico (6,25 mm)	Cerâmica (esteatite)	Fratura catastrófica (origem interface de cimentação); lascamento da porcelana
Sonza et al. (2014)	Carga compressiva	30°	Esférico (6 mm)	Aço inoxidável	Fratura catastrófica (origem interface de cimentação); lascamento da porcelana

\*O artigo não apresenta descrição detalhada do modo de falha

IE - infraestrutura

Nesse sentido, o grupo de pesquisa de Kelly e colaboradores realizou uma série de estudos para desenvolver um método de teste padronizado e que simule de forma mais real o comportamento clínico das coroas cerâmicas (Tabela 2).

Em 2008, Yi e Kelly realizaram um estudo para investigar se a área de contato entre o pistão e a superfície cerâmica poderia influenciar

a carga necessária para ocorrer a formação de trincas radiais em corpos-de-prova de porcelana cimentados em um material análogo a dentina (uma resina epóxica reforçada com fibras de vidro – G10). Para este estudo foram utilizados discos de 0,5, 1,0 e 1,5 mm de espessura de porcelana cimentados em G10. Foram realizados testes com pistão de alumínio com diâmetros de 1, 2 e 3 mm até que ocorresse o primeiro sinal de fratura. Para esta detecção da falha foi utilizado o método de emissão acústica. A carga de fratura foi proporcional à espessura da porcelana. As cargas de fratura foram significativamente maiores para o pistão de 3 mm do que o de 1 mm, porém a pressão induzida no material é menor. Recomendaram o uso de pistões de 2 ou 3 mm porque simulam os contatos encontrados clinicamente.

Kelly et al. (2010) realizaram um estudo comparando as características dos testes tradicionais de carga de fratura com o processo de origem das falhas e tensões em coroas que falharam clinicamente, utilizando a análise de elementos finitos e dados de estudos clínicos. Foi examinada a influência da água durante o armazenamento e do carregamento (monotônico e cíclico) no comportamento de fratura dos corpos-de-prova. Ainda, variaram o tipo e desenho do pistão que aplicava a carga (G10, alumínio e aço inoxidável). O teste foi realizado em corpos-de-prova monolíticos de porcelana e cerâmica reforçada com leucita e em corpos-de-prova bicamada de uma cerâmica à base de alumina infiltrada por vidro recoberta com porcelana, todos cimentados em G10. A influência da frequência de carregamento cíclico na carga de fratura também foi avaliada (2 Hz, 10 Hz, 20 Hz). O carregamento cíclico com água diminuiu significativamente os valores de carga de fratura em relação ao armazenamento em água e ciclagem a seco. O G10

não foi significativamente diferente da dentina em relação ao comportamento elástico e resistência adesiva. O pistão de aço inoxidável e alumínio produziram trincas de contato do tipo *cone crack*. Já o pistão de G10 não produziu esses danos de contato e pode ser utilizado sem fraturar até uma carga de 1200 N. A frequência de carregamento alterou muito pouco os valores de carga de fratura (5%).

Yi e Kelly (2011) realizaram um estudo utilizando porcelana em 3 diferentes condições de estresse: flexão biaxial; teste de carga compressiva monotônica, a seco (método de emissão acústica para determinação da falha); e fadiga, em ambiente úmido. Os corpos-de-prova cerâmicos foram cimentados em G10, com exceção daqueles utilizados para o teste de flexão biaxial. Foi utilizado um pistão de G10 com área de contato de 3 mm de diâmetro para o teste de carga monotônica e de fadiga. Após a realização dos testes pode-se concluir que o teste de flexão biaxial permite uma melhor análise do tratamento de superfície das amostras e que o teste monotônico avalia melhor a interação com o cimento. No teste de fadiga em meio úmido percebeu-se um efeito cumulativo de danos, o que melhor representa a situação clínica.

Rungruanganunt e Kelly (2012) analisaram a influência da adesão na carga de fratura de uma cerâmica de alumina recoberta com porcelana, utilizando um tratamento químico e jateamento. Amostras de In-Ceram Alumina recobertas com porcelana foram cimentadas sobre discos de G10. Sessenta amostras foram fabricadas e armazenadas por duas semanas e mais oitenta amostras foram fabricadas e armazenadas por 6 meses, todas em água a 37°C. Metade das amostras de cada grupo foi testada “sem acabamento” e a outra metade foi “jateada”, cada grupo

dividido em dois sub-grupos de cimento: fosfato de zinco e cimento resinoso. As amostras foram submetidas a carregamento cíclico (20 Hz, 500.000 ciclos) em água, com um pistão de 3 mm de diâmetro. As trincas das amostras foram analisadas por transiluminação. O estudo concluiu que o jateamento é importante para a manutenção da carga de fratura depois de 6 meses em armazenamento em água e que o cimento de fosfato de zinco protegeu a cerâmica igualmente ao cimento resinoso nos grupos jateados.

Ainda, May et al. (2012) desenvolveram uma metodologia para obter dados laboratoriais mais relevantes do ponto de vista clínico. O estudo foi realizado com o objetivo de determinar a influência da espessura do cimento na distribuição de tensões e modo de falha de coroas fabricada com o sistema CAD-CAM, utilizando a análise de elementos finitos e um teste de carga compressiva monotônica. A espessura de cimento resinoso utilizada foi de 50  $\mu\text{m}$ , 100  $\mu\text{m}$ , 300  $\mu\text{m}$  e 500  $\mu\text{m}$ , e a carga foi aplicada sobre a superfície oclusal da coroa utilizando um pistão com área de contato de 2 mm de diâmetro. Após a análise de elementos finitos foram confeccionadas as coroas de porcelana e cimentadas sobre pilares de G10. A carga foi aplicada com uma velocidade de 5N/s até que fosse identificado o início da trinca, utilizando um dispositivo de emissão acústica. Concluíram que a carga de fratura depende da união entre cimento e porcelana e da espessura de cimento. Com 50  $\mu\text{m}$  de espessura de cimento as coroas resistiram pelo menos o dobro da carga dos demais grupos antes da falha.

Tabela 2 - Principais variáveis dos estudos laboratoriais do grupo de Kelly e colaboradores

<b>Autor</b>	<b>Método</b>	<b>Direção Carga</b>	<b>Pistão (diâmetro)</b>	<b>Material Pistão</b>	<b>Modo de falha</b>
Yi e Kelly (2008)	Carga compressiva (emissão acústica)	Longo eixo	Ponta plana (1, 2 e 3mm)	Alumínio	Trinca radial
Kelly et al. (2010)	Carga compressiva (emissão acústica); Fadiga	Longo eixo	Esférico (curvatura de 1 m de raio)	Compósito G10; Alumínio; Aço inoxidável	Trinca radial e <i>cone crack</i>
Yi e Kelly (2011)	Flexão biaxial; Carga compressiva (emissão acústica); Fadiga	Longo eixo	Ponta plana (3,0 mm)	Compósito G10	Trinca radial
Rungruan ganunt et al. (2012)	Carga compressiva (emissão acústica); Fadiga	Longo eixo	Ponta plana (3,0 mm)	Compósito G10	Trinca radial
May et al. (2012)	Carga compressiva (emissão acústica)	Longo eixo	Ponta plana (2,0 mm)	Compósito G10	Trinca radial

### 3. PROPOSIÇÃO

(1) Avaliar a influência do tipo de material do pistão (metal ou compósito), utilizado em um ensaio mecânico, no comportamento de fratura de cerâmicas odontológicas. A hipótese testada é de que o pistão de metal resulta em maior valor de carga de fratura e maior frequência de danos de superfície (*cone crack*) em comparação com o pistão de compósito.

(2) Investigar a carga e o modo de fratura de dois diferentes tipos de cerâmicas, uma porcelana feldspática (Vitablocs® MarkII Classical, Vita Zahnfabrik) e uma vitrocerâmica à base de dissilicato de lítio (IPS e.max® CAD, Ivoclar Vivadent), testando a hipótese de que a vitrocerâmica à base de dissilicato de lítio apresenta maior carga de fratura e modo de falha diferente da porcelana..



## **4. MATERIAIS E MÉTODOS**

Foram avaliadas duas cerâmicas: (D) vitrocerâmica à base de dissilicato de lítio (IPS e.max® CAD, Ivoclar Vivadent, Schann, Liechtenstein) e (P) porcelana feldspática (Vitablocs® MarkII Classical, Vita Zahnfabrik, Alemanha). Os corpos-de-prova (CPs) foram testados com uma carga de compressão monotônica utilizando o método de detecção de falha por emissão acústica. Cada material foi subdividido em dois grupos, de acordo com o tipo de pistão utilizado no teste mecânico (n=20): (M) metal (aço inoxidável); (R) compósito (G10 – resina epóxica reforçada com fibras de vidro- Nema -G)

### **4.1 Confeções dos corpos-de-prova**

#### **4.1.1 Preparo das cerâmicas**

Foram confeccionados CPs das duas cerâmicas a partir de blocos pré-fabricados para CAD/CAM. Os blocos de porcelana têm dimensões de 8 x 8 x 15 mm - e os blocos de vitrocerâmica à base de dissilicato de lítio têm dimensões de 10,4 x 12,5 x 15 mm.

Os blocos foram cortados em secções com o auxílio de um disco diamantado na cortadora metalográfica (modelo Miniton, Struers,

Denmark). Para realizar os cortes, os blocos foram fixados no suporte da máquina pelo pino metálico (Figuras 1 e 2).



**Figura 1.** Bloco Vitablocs® MarkII Classical posicionado na cortadeira metalográfica.



*Figura 2. Bloco IPS e.max® CAD posicionado na cortadeira metalográfica*

As lâminas das cerâmicas foram planificadas e polidas com lixas d'água de diferentes granulações. Foram utilizadas lixas de 180, 280 e 500 para planificar os CPs e as granulações de 600 a 1000 para polir, os dois lados, sempre com irrigação com água. A dimensão final das lâminas é de 1,5 mm de espessura ( $\pm 0,2$  mm) e secção quadrangular de 10,4x 12,5 mm para cerâmica à base de dissilicato de lítio e 8 x 8 mm para porcelana feldspática. Essa diferença nas dimensões se deve ao tamanho padronizado dos blocos de CAD-CAM.

Após o polimento, os CPs da cerâmica à base de dissilicato de lítio foram levados ao forno (Full Ceram Press, Talmax) para realizar o ciclo de cristalização de acordo com as recomendações do fabricante (Tabela 3). Os blocos de porcelana eram densamente sinterizados não sendo necessário nenhum ciclo térmico adicional.

Tabela 3. Ciclo de cristalização IPS e.max CAD

Temperatura de serviço (°C)	403
Tempo de fechamento (mm:ss)	02:00
Acréscimo de temperatura (°C)	30 / 30
Temperatura de manutenção (°C)	820 / 840
Tempo de manutenção (mm:ss)	02:00/07:00
Conexão de vácuo (°C)	550/820
Desconexão de vácuo (°C)	820/840
Resfriamento lento (°C)	600

#### 4.1.2 Preparo do G10

Foram confeccionadas bases de resina epóxica reforçada com fibra de vidro (G10- NEMA G10, International Paper, Hampton, SC, EUA) nas dimensões de 4 mm de espessura ( $\pm 0,2$  mm) e 20 mm de diâmetro. Bastões de G10 foram fixados no suporte da cortadeira metalográfica e cortados sob refrigeração na espessura de 4 mm, com o auxílio de um disco diamantado (Figura 3).



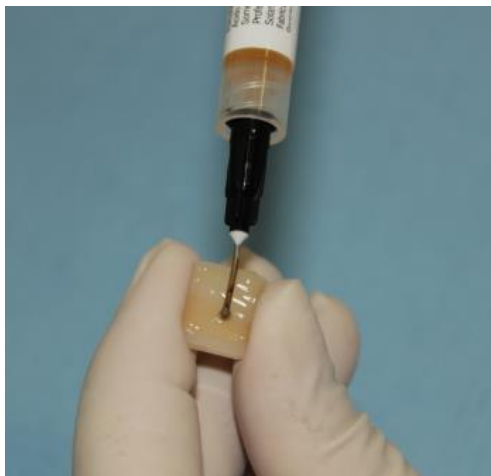
*Figura 3.* G10 posicionado na cortadeira metalográfica

#### **4.1.3 Cimentação**

Inicialmente, uma das faces da lâmina de cerâmica foi protegida com uma fita adesiva. A superfície oposta foi submetida ao condicionamento com ácido hidrófluorídrico. Para a porcelana feldspática foi utilizado o ácido hidrófluorídrico a 10% por 60 s (CONDAC PORCELANA, FGM, Joinville, Brasil), lavado com jato de ar/água por 30\_s, e em seguida foi aplicado agente de união silano (Prosil, FGM, Joinville, Brasil) com o auxílio de um aplicador microbrush e deixado evaporar por 60 s.

Para a cerâmica à base de dissilicato de lítio, foi utilizado o ácido hidrófluorídrico a 5% por 20 s (CONDAC PORCELANA, FGM, Joinville, Brasil) (Figura 4), lavado com jato de ar/água por 30 s (Figura 5), e em seguida foi aplicado agente de união silano (Prosil, FGM,

Joinville, Brasil) com o auxílio de um aplicador microbrush e deixado evaporar por 60 s (Figura 6).



**Figura 4.** Aplicação do Ácido Hidrofluorídrico 0,5% na cerâmica à base de Dissilicato de Lítio.

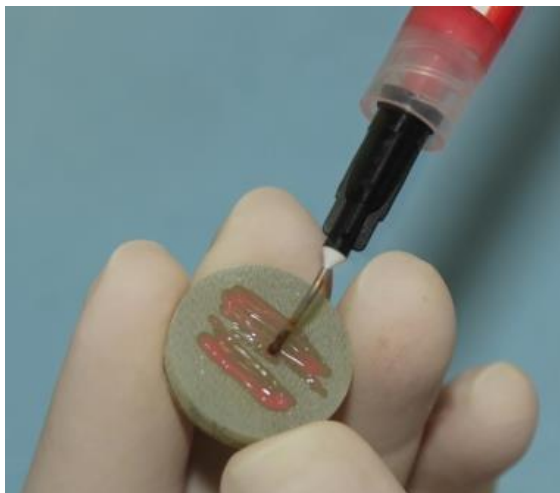


**Figura 5.** Remoção do Ácido com jato ar/água.



**Figura 6.** Aplicação Silano na cerâmica.

Uma das superfícies do G10 foi condicionada com ácido fluorídrico a 10% por 60 s (SALAZAR MAROCHO, 2012), lavada com jato ar/água por 30 s e foi aplicado o agente de união silano, deixado evaporar por 60 s, como realizado previamente nas cerâmicas (Figuras 7 a 9).

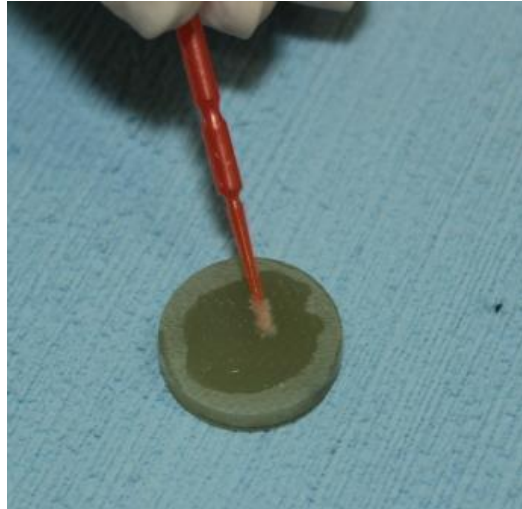


**Figura 7.** Aplicação do Ácido Hidrofluorídrico 10% nas bases de G10.



**Figura 8.** Remoção do Ácido com jato ar / água.





**Figura 9.** Aplicação do agente Silano na superfície de cimentação do G10.

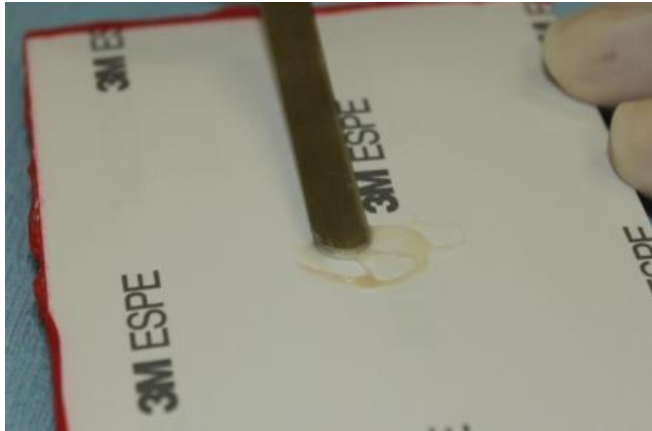
As lâminas de cerâmica foram cimentadas nas bases do G10 com cimento resinoso auto-adesivo dual Relyx U200 (3M ESPE, St. Paul, MN, EUA), seguindo o protocolo de cimentação recomendado pelo fabricante. O cimento foi dispensado em um bloco de papel em porções iguais (Figura 10) e manipulado com espátula de cimento de nº 24 por 20 s (Figura 11).

Após a sua manipulação, uma fina camada de cimento foi espalhada sobre toda a superfície tratada da cerâmica com o auxílio da espátula do cimento, e em seguida ela foi assentada sobre o centro do G10, também previamente tratado (Figura 12). O conjunto foi levado para um dispositivo com peso de 750 g acoplado, que foi mantido em posição por 3 min, para permitir a obtenção de uma película uniforme de cimento em todas as amostras (Figura 13) (Corazza. 2013). O excesso de

cimento foi removido com aplicador microbrush e gaze, seguindo da fotoativação de duas faces da cerâmica por 20 s cada. Após o conjunto foi removido do dispositivo e a face oclusal foi fotoativada por 20 s totalizando tempo de 60 s (May, 2012), utilizando fotopolimerizador Dabi Atlante Ultraluz EL (potência 84VA) (Figura 14).



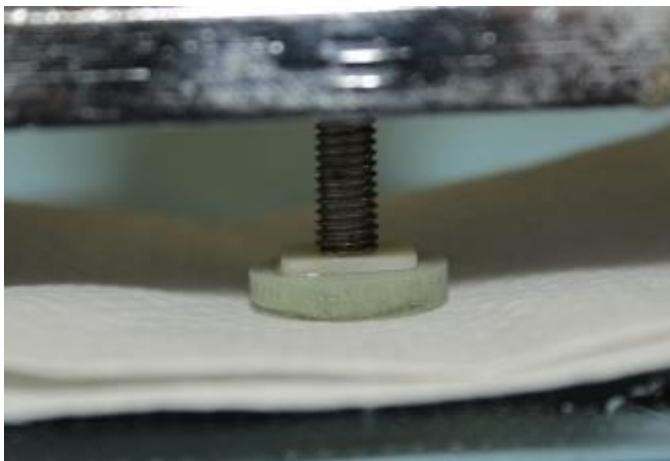
**Figura 10.** Cimento Relyx U200 sendo dispensado.



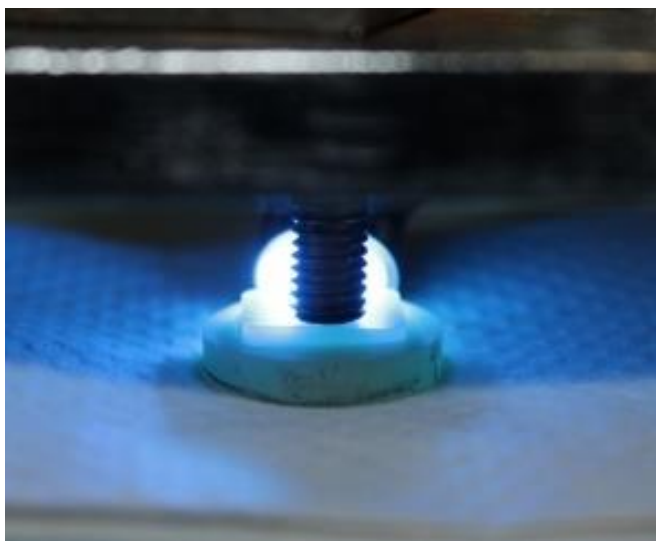
*Figura 11.* Espatulação do cimento.



*Figura 12.* Cimento aplicado sobre a superfície tratada da cerâmica.



**Figura 13.** Corpo-de-prova acoplado no dispositivo com peso de 750g.



**Figura 14.** Fotoativação do corpo-de-prova.

#### ***4.2 Ensaio Mecânico***

Os CPs ficaram imersos em água destilada a 37°C por 24 horas antes da realização dos testes. Durante os testes os CPs também ficaram imersos em água destilada a 37°C. O teste foi realizado com dois tipos de pistão com ponta plana de 3 mm de diâmetro (n=20): (M) metal (aço inoxidável) ou (R) compósito (G10) (Figura 15).

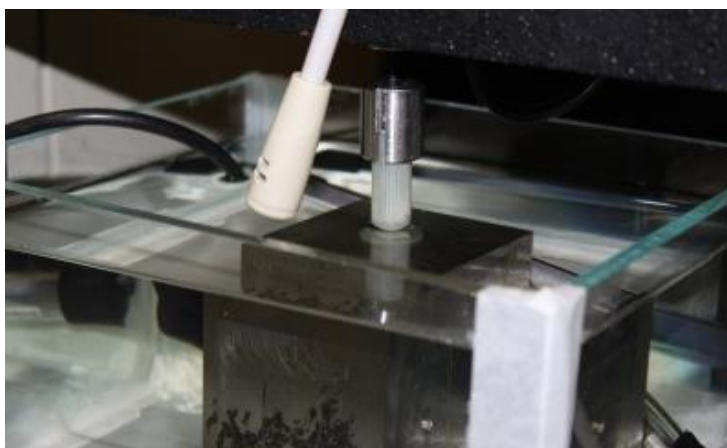
Para a fabricação dos pistões de metal e compósito, inicialmente desenhou-se uma forma geométrica cilíndrica (12 mm de diâmetro e 33 mm de comprimento) com uma extremidade cônica de 06 mm de comprimento e ponta plana de 3 mm de diâmetro. Com base nesse desenho usinou-se os dois materiais no Núcleo de Mecânica da UPF.



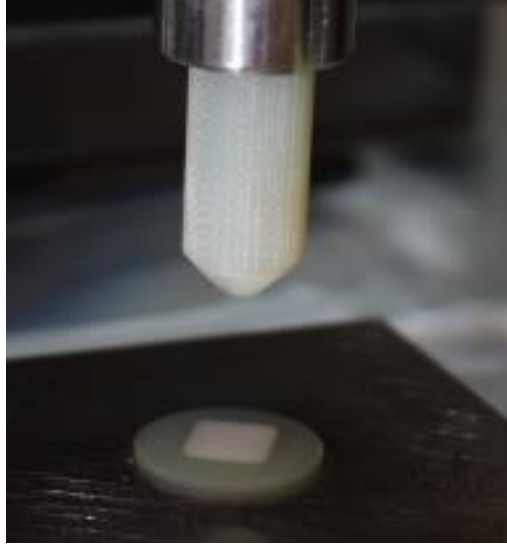
***Figura 15. Pistão de metal e compósito.***

Para o ensaio mecânico, a carga foi aplicada com velocidade de 0,5 mm/min, utilizando uma máquina de ensaios universal (EMIC-DL

2000, São José dos Pinhais, PR, Brasil). Durante todo o ensaio foi realizado um monitoramento acústico com microfone de computador acoplado na máquina de ensaios e a um programa de computador editor de som, chamado Audacity. Quando era identificado o fenômeno acústico relacionado com o início da falha, através do som e do pico sonoro agudo registrado pelo programa de computador, o ensaio era interrompido e a carga registrada (N) (Figuras 16 e 17).



**Figura 16.** CP sobre uma base de metal, dentro de um recipiente com água a 37 °C. O pistão de compósito está posicionado na superfície do CP para realizar o teste mecânico. Acima do conjunto está o microfone para detecção da falha inicial.



*Figura 17.* CP de porcelana e pistão de G10.

### ***4.3 Análise de Falha***

Após cada teste, o CP era examinado utilizando transiluminação para identificar o modo de falha, que foi classificado em: (1) trinca radial, com origem na interface de cimentação; (2) *cone crack*, com origem na superfície de contato entre cerâmica e pistão; (3) falha combinada, quando mais do que um modo de falha era identificado.

### **4.4 Análise Estatística**

Foi realizado teste de Kruskal-Wallis e teste de comparação de Tukey, com nível de significância de 5%, para os dados de carga de

fratura. A relação entre o modo de falha e o grupo experimental foi avaliada com teste Qui-quadrado ( $\alpha=0,05$ ).



## 5. RESULTADOS

Não houve diferença estatística na carga de fratura da vitrocerâmica à base de dissilicato de lítio para os diferentes tipos de pistão. Para a porcelana feldspática, o pistão de compósito resultou em maiores valores de carga de fratura. A vitrocerâmica à base de dissilicato de lítio obteve carga de fratura superior à porcelana somente quando testada com o pistão de metal ( $p < 0,001$ ) (Tabela 4).

Tabela 4. Valores de mediana e intervalo interquartil (IQ) para os grupos experimentais (N).

Cerâmica	Material do Pistão	
	R	M
P	2427 (1808) a	630 (572) b
D	1568 (617) a	1286 (846) a

\*Medianas seguidas por letras iguais são estatisticamente semelhantes ( $p \geq 0,05$ ).

Foi encontrada uma relação significativa entre o modo de falha e o grupo experimental ( $p < 0,001$ ) (Tabela 5). Observa-se uma maior frequência de falhas do tipo combinada para o grupo de porcelana

feldspática testada com pistão de compósito (grupo PC), sendo observados concomitantemente: cone crack e trinca radial (Figura 18a). Para os demais grupos o modo de falha mais frequente foi trinca do tipo radial (Figura 18b).

Tabela 5. Frequência de cada modo de falha para cada grupo experimental.

	Radial	Combinada
PR	9 (45%)	11 (55%)
PM	18 (90%)	2 (10%)
DR	20 (100%)	0 (0%)
DM	20 (100%)	0 (0%)



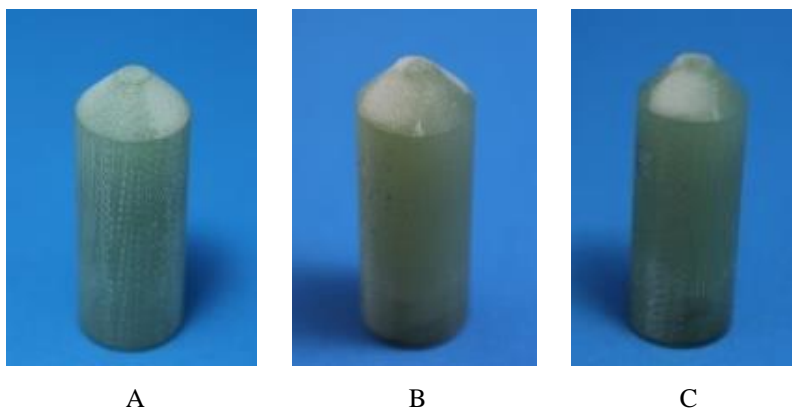
A



B

**Figura 18.** (A) Falha do tipo combinada de um corpo-de-prova de porcelana (grupo PR); (B) falha do tipo radial de um corpo-de-prova de vitrocerâmica à base de dissilicato de lítio (grupo DR).

A cada cinco ensaios mecânicos dos CPs, os pistões eram avaliados em estereomicroscópio para verificar a presença de possíveis danos na ponta plana dos mesmos. Não foram observados danos nos pistões (Figura 19).



**Figura 19.** Pistão de compósito antes da realização do teste mecânico (A), após 5 ensaios (B) e após 10 ensaios (C)

## 6. DISCUSSÃO

### 6.1 Influência do material de pistão no comportamento de fratura

A primeira hipótese do estudo foi rejeitada, já que a influência do material de pistão nos valores de carga de fratura foi dependente do tipo de cerâmica avaliada. O pistão de metal resultou em valores de carga de fratura semelhantes ao pistão de compósito quando a vitrocerâmica à base de dissilicato de lítio foi testada e em valores mais baixos quando a porcelana foi avaliada. Ainda, o pistão de compósito induziu maior frequência de danos de superfície (*cone crack*) em comparação com o pistão de metal.

Espera-se um comportamento de fratura diferente para os corpos-de-prova testados com os dois tipos de pistões devido a sua diferença de módulo de elasticidade. O compósito (G10) tem módulo de elasticidade de, aproximadamente 14,9 GPa (Yi e Kelly, 2008; May et al., 2012), muito abaixo do módulo de elasticidade do aço inoxidável, de 200 GPa (Corazza et al.,2013). Um pistão confeccionado com um material rígido, como o metal, seria capaz de induzir maior pressão, levando a formação de danos de contato na superfície da cerâmica, como relatado por Kelly et al. (2010). Porém, o efeito do material do pistão só foi evidenciado para a porcelana, sendo que o pistão com menor módulo de elasticidade

resultou em maior frequência de dados de contato. Isso poderia ser explicado pela diferença em outras propriedades mecânicas e físicas dos dois materiais de pistão como, por exemplo, o coeficiente de Poisson. O compósito tem uma maior capacidade de deformação do que o metal e isso poderia influenciar a distribuição de tensões na superfície das cerâmicas. Para a porcelana, que é menos resistente à fratura, essa maior concentração de tensões na superfície poderia ser mais crítica do que para a cerâmica à base de dissilicato de lítio.

Durante todo o ensaio mecânico foi realizado um monitoramento acústico. Quando era identificado o fenômeno acústico relacionado com o início da falha, através do som e do pico sonoro agudo registrado pelo programa de computador, o ensaio era interrompido e a carga de fratura era registrada. Assim, o ensaio era interrompido antes da máquina alcançar cargas elevadas, geralmente relacionadas a formação de danos de contato, que são modos de falha vistos como menos frequência clinicamente.

Por outro lado, quando realizado o teste com porcelana, especialmente para o pistão de compósito, observou-se que quando detectado o sinal acústico e interrompido o ensaio mecânico, o processo de falha já estava avançado. Isso pode ser comprovado pela análise de falha, já que eram encontradas falhas combinadas (trincas do tipo radial e *cone crack*). As trincas do tipo radial são associadas ao início do processo de falha, como observado nos grupos de vitrocerâmica à base de dissilicato de lítio. Já o modo de falha *cone crack* está relacionado com danos de contato e foram associados a altos níveis de carga.

Contrariando os achados do presente estudo, Kelly et al. (2010) concluíram que os pistões de aço inoxidável e alumínio produziram

danos de contato nos corpos-de-prova de cerâmica, induzindo trincas do tipo *cone crack*. Já o pistão de compósito não produziu esse tipo de dano de contato e poderia ser utilizado sem fraturar até uma carga de 1200 N. Porém, deve-se ressaltar que no estudo de Kelly et al. (2010) os pistões foram utilizados para um teste de fadiga cíclica com duração de 500 mil ciclos, o que poderia explicar a maior frequência de danos de contatos para os pistões mais rígidos. No presente estudo, foi realizado um carregamento único. Além disso, o pistão de compósito suportou cargas acima de 1200 N sem sofrer danos.

## **6.2 Influência do tipo de cerâmica no comportamento de fratura**

A vitrocerâmica à base de dissilicato de lítio apresentou maior carga de fratura do que a porcelana quando testada com o pistão de metal, aceitando parcialmente a segunda hipótese do estudo. Ainda, os modos de falha foram diferentes para os dois materiais, sendo a porcelana mais susceptível a danos de contato do tipo *cone crack*.

Esses achados estão relacionados ao fato de que a porcelana é uma cerâmica com propriedades mecânicas inferiores à vitrocerâmica à base de dissilicato de lítio. A porcelana avaliada apresenta módulo de elasticidade de 64 GPa e resistência à flexão de 154 MPa (Yi e Kelly, 2008; Kelly et al., 2010, May et al., 2012) e a tenacidade à fratura aproximadamente de 0,6 a 1,3 MPa.m<sup>1/2</sup> e dureza de Vickers de 6,94 GPa (Yoshimura et al., 2009). Segundo o fabricante, a vitrocerâmica à base de dissilicato de lítio tem módulo de elasticidade de 95 GPa, resistência à flexão biaxial de 360 MPa, tenacidade à fratura entre 2,0-

2,5 MPa.m<sup>1/2</sup> e dureza Vickers de 5800 MPa. Assim, a carga necessária para iniciar o processo de fratura é maior para a vitrocerâmica à base de propriedades mecânicas dos materiais não foram evidenciadas. Isso pode ser explicado pelas diferenças no modo de falha, já que as falhas combinadas encontradas para a porcelana resultaram em valores altos de carga de fratura.

Yi e Kelly (2008, 2011) encontraram modos de falha diferentes para a porcelana do que os relatados no presente estudo. Isso porque, o método usado pelos autores foi mais sensível e sempre foi possível registrar o sinal acústico relacionado ao início da falha desse material. Então, a porcelana apresentou apenas falhas do tipo trinca radial, não sendo encontrados danos de contato.

Em um estudo realizado com corpos-de-prova de porcelana (1,5 mm de espessura) cimentados com cimento resinoso em discos de G10 e testados com carga compressiva monotônica utilizando um pistão de ponta plana de alumínio (3 mm de diâmetro), foi relatado um valor de carga de fratura de 752 N (Yi e Kelly, 2008). Esse valor foi muito próximo ao encontrado no presente estudo para o grupo de porcelana testado com pistão de metal (630 N). Na pesquisa citada também foi utilizado um dispositivo para detectar o som relacionado ao início da falha, o que indica uma boa concordância entre os métodos.

Quando Yi e Kelly (2011) utilizaram o pistão de compósito de ponta plana (3 mm de diâmetro) para testar corpos-de-prova de porcelana cimentados em G10 encontraram carga média de fratura 557 N. Os valores menores encontrados em comparação com o presente estudo podem ser explicados pela menor espessura do corpo-de-prova de

cerâmica (1,1-1,2 mm), pela diferença no tipo de cimento utilizado e nos modos de falha encontrados.

Também foi realizado um estudo com corpos-de-prova de porcelana em forma de coroas padronizadas (espessura oclusal de 1,5 mm e do cimento de 50  $\mu\text{m}$ ) cimentadas sobre pilares de G10. A carga de fratura encontrada foi de 673 N (May et al., 2012). Neste estudo o diâmetro da faceta de contato entre pistão e cerâmica foi de 2 mm e também foi utilizado um aparelho de emissão acústica para a detecção do início da trinca na cerâmica.

Quando os testes mecânicos convencionais foram realizados, em que a carga é aplicada em direção ao longo eixo de um corpo-de-prova em forma de coroa, até a fratura catastrófica, os valores de carga de fratura podem ser mais altos e os modos de falha observados são diferentes. Para coroas em camadas (vitrocerâmica à base de dissilicato de lítio recoberta com porcelana), com uma espessura total de 1,5 mm, testadas até a fratura com um pistão de aço inoxidável esférico (6,35 mm de diâmetro), os valores de carga de fratura variaram entre 771-1115 N (Pallis et al., 2004). Os modos de falha encontrados foram fratura catastrófica, com origem da falha na interface entre cimento e infraestrutura, ou entre infraestrutura e porcelana, e danos de contato.

Outros dois estudos de carga de fratura de coroas monolíticas de vitrocerâmica à base de dissilicato de lítio também relataram fratura catastrófica (Attia e Kern, 2004; Campos et al., 2011). Nestes estudos a carga foi aplicada com um pistão esférico de aço inoxidável (4 – 6 mm de diâmetro) e a origem da falha foi na superfície oclusal, na zona de contato com o pistão, se propagando em direção cervical, o que caracteriza o modo de falha tipo *cone crack*. Esse modo de falha é pouco



frequente na clínica e não foi encontrado no presente estudo para a vitrocerâmica à base de dissilicato de lítio.

### **6.3 Método de Ensaio Mecânico**

O método de confecção dos corpos-de-prova foi baseado nos estudos do grupo de Kelly e colaboradores. Optou-se pela espessura de 1,5 mm, considerando que seria a espessura indicada para confeccionar restaurações monolíticas de porcelana e vitrocerâmica à base de dissilicato de lítio. O substrato de cimentação, o compósito G10, foi escolhido com base nas suas propriedades elásticas e adesivas, que são semelhantes à dentina (Yi e Kelly, 2008; Kelly et al., 2010; Yi e Kelly, 2011; May et al., 2012).

Antes da cimentação, as cerâmicas receberam tratamento de superfície de acordo com as recomendações dos fabricantes. Assim, para a vitrocerâmica à base de dissilicato de lítio foi utilizado ácido hidrófluorídrico a 5% e para a porcelana foi utilizado ácido hidrófluorídrico a 10%, ambos aplicados por 20 s e 30 s. O agente de união silano foi utilizado para as duas cerâmicas com o objetivo de promover união química entre os substratos. Por fim, foi escolhido um cimento resinoso autoadesivo dual, para completar o protocolo de cimentação.

O aço inoxidável foi escolhido como um dos materiais de pistão porque é o material mais frequentemente utilizado na literatura, como observado na Tabela 1. Porém, clinicamente, é raro encontrar como material da restauração antagonista apenas metal. Já o compósito, é um material com módulo de elasticidade similar ao da dentina, sendo uma

situação mais próxima ao encontrado na clínica. A configuração dos pistões, com uma ponta plana de 3 mm de diâmetro, foi escolhida com o objetivo de simular uma faceta de contato entre os dentes (Yi e Kelly, 2008 e 2011). Para evitar danos de contato, durante os testes a superfície de cerâmica que estava em contato com a ponta do pistão foi protegida com uma fita fina (Kelly et al., 2010; May et al., 2012).

## 7. CONCLUSÕES

Concluiu-se que:

(1) O efeito do tipo de material do pistão na carga de fratura foi dependente do tipo de cerâmica avaliada. Não houve influência do tipo de pistão na carga de fratura da vitrocerâmica à base de dissilicato de lítio. Já a porcelana feldspática apresentou maiores valores de carga de fratura quando utilizado o pistão de compósito.

(2) A vitrocerâmica à base de dissilicato de lítio apresentou valores de carga de fratura maiores que a porcelana quando testada com pistão de metal e o modo de falha predominante foi trinca do tipo radial. A porcelana apresentou também falhas do tipo combinada, sendo observados concomitantemente cone crack e trinca radial.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

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

AMOROSO, A.P.; FERREIRA, M.B.; TORCATO, L.B.; PELLIZZER, E.P.; MAZARO, J.V.Q.; GENNARI FILHO, H. Dental Ceramics: properties, indications and clinical considerations. *Rev. Odontol. de Araçatuba*, v.33, n.2, p. 19-25, 2012.

ANUSAVICE, K. J. *Phillips, Materiais Dentários*. 11. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2005.798p.

ATTIA, A.; BDELAZIZ, K.M.; FREITAG, S., KERN, M. Fracture load of composite resin and feldspathic all-ceramic CAD/CAM crowns. *J Prosthet Dent*, v.95, n.2, p117-23. 2006.

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

BELLI, R.; PETSCHOLT, A.; LOHBAUER, U. Thermal-induced residual stresses affect the fractographic patterns of zirconia-veneer dental prostheses. *J Mech Behav Biomed Mater.* v.21,p.167-177,2013.

BOHJALIAN, A.; FRONER, E.E.; ZANETTI, A.L.; SANTOS, V.M.A. Research on Factors Involved in Tests Of Resistance Against Fracture Of The Ceramic Systems Empress I, II and In-Ceram. *Rev Gaucha Odontol*, v. 54, n. 2, p. 185-190,2006.

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

CARVALHO, R.L.A.; FARIA, J.C.B.; CARVALHO, R.F.; CRUZ, F.L.G.; GOYATÁ, F.R. Indicações, adaptação marginal e longevidade clínica de sistemas cerâmicos livres de metal: uma revisão da literatura. *Int J Dent*, v.11, n.1,p.55-65, 2012.

CHAIN, M.C.; ARCARI, G.M.; LOPES, G.C.Restaurações Cerâmicas Estéticas e Próteses Livres de Metal. *Rev Gaúcha Odontol*, v.48, n.2, p. 67-70, 2000.

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

COELHO, P.G. BONFANTE, E.A; SILVA, N.R.F; REKOW, E.D; THOMPSON, V.P. Laboratory Simulation of Y-TZP All-ceramic Crown Clinical Failures. *J Dent Res*, v.88,n.4,p.382-386, 2009.

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,n.3, p.339-347, 2013.

DELLA BONA, A. *Adesão as Cerâmicas-Evidências Científicas para o uso Clínico*. 1.ed. São Paulo: Artes Médicas, 2009.254p.

DENRY,I. How and when does fabrication damage adversely affect the clinical performance of ceramic restorations?. *Dent Mater*, v.29, n.1, p.85–96, 2013.

GOMES, E.A.; ASSUNÇÃO, W.G.; ROCHA, E.P.; SANTOS, P.H. Cerâmicas odontológicas: o estado atual. *Cerâmica [online]*, v.54, n.331, p. 319-325, 2008.

GONZAGA, C.C.; CESARA, P.F.; MIRANDA, J.R.W.G.; YOSHIMURA, H.N. Slow crack growth and reliability of dental ceramics. *Dent Mater*, v.27, n.4, p. 394–406, 2011.

GUERRA, C.M.F.; NEVES, C.A.F.; ALMEIDA, E.C.B.; VALONES, M.A.A.; GUIMARÃES, R.P. Estágio Atual das Cerâmicas Odontológicas. *Int J Dent*, Recife, v.6, n.3, p.90-95, 2007.

JÚNIOR, W.R, OLIVEIRA, F.R. Sistemas cerâmicos reforçados e suas indicações. *ConScientia e Saúde*, v.6, n.1, p.117-125, 2007.

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

KELLY, J.R., BENETTI, P.; RUNGRUANGANUNTA, P.; DELLA BONA, A. The slippery slope – Critical perspectives on in vitro research methodologies. *Dent Mater*, v.28,n.1, p.41–51, 2012.

MARTINS, L.M.; LORENZONI, F.C.; FARIAS, B.C.; LOPES, L.D.S.; BONFANTE, G.; RUBO, J.H. Comportamento biomecânico das cerâmicas odontológicas: revisão. *Cerâmica [online]*. , v.56,n.338, p 148-155, 2010.

MAY, L.; KELLY, J.R.; BOTTINO, M.A.; HILL, T. Effects of cement thickness and bonding on the failure loads of CAD/CAM ceramic crowns: Multi-physics FEA modeling and monotonic testing. *Dent Mater*. v.28, n.8, p. e99–e109, 2012.

PAGANI, C.; MIRANDA, C.B.; BOTTINO, M.C. Avaliação da tenacidade à fratura de Diferentes sistemas cerâmicos. *J Appl Oral Sci*. v.11, n.1, p. 69-75, 2003.

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.561-9, 2004.

PJETURSSON, B.E.; SAILER, I.; MAKAROV, N.A.; ZWAHLENC, M.; THOMA, D.S. All-ceramic or metal-ceramic tooth-supported fixed

dental prostheses (FDPs)? A systematic review of the survival and complication rates. Part II: Multiple-unit FDPs. *Dent Mater*, v.31, n.6, p.624-639,2015.

RUNGRUANGANUNT, P.; KELLY,J.R. Insights into “bonding” of all-ceramics influenced by cement, sandblasting and water storage time. *Dent Mater*, v.28, n.9, p. 939-944, 2012.

SAILER, I.; MAKAROV, N.A.; THOMA, D.S.; ZWAHLEN,M.; PJETURSSON, B.E. All-ceramic or metal-ceramic tooth- supported fixed dental prostheses(FDPs)? A systematic review of the survival and complication rates. Parte I: Sibgle Crowns (SCs). *Dent Mater*, v.31, n.6, p.603-623, 2015.

SAKAGUCHI, R.L.; POWERS,JM. *Craig Materiais Dentários Restauradores*. Rio de Janeiro: Elsevier, 2012.456p.

SALAZAR MAROCHO, S.M. *Comportamento de fratura sob carga estática e cíclica das cerâmicas odontológicas quando unidas a um substrato análogo à dentina*. 2012.170f. Tese (Doutorado em Odontologia Restauradora) Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”, São José dos Campos,2012.

SCHULTE, A.G.; VOČKLER A.; RUDIGER REINHARDT,R. Longevity of ceramic inlays and onlays luted with a solely light-curing composite resin. *J Dent*, v.33, n.5, p. 433–442, 2005.

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

SOARES, P.V.; ZEOLA, L.F.; SOUZA, P.G.; PEREIRA, F.A.; MILITO, G.A.; MACHADO, A.C. Reabilitação Estética do Sorriso com Facetas Cerâmicas Reforçadas por Dissilicato de Lítio. *Rev Odontol Bras Central*; v.21,n.58, p.538-543, 2012.

SONZA, Q.N; DELLA BONA, A.; BORBA, M. Effect of the infrastructure material on the failure behavior of prosthetic crowns. *Dent Mater*, v. 30, n.5, p.578–585, 2014.

VULT VON STEYERN, P.; EBBESSON, S.; HOLMGREN, J.; HAAG, P.; NILNER, K. Fracture strength of two oxide ceramic crown systems after cyclic pre-loading and thermocycling. *Journal of Oral Rehabil*, v.33, n.9, p.682–689, 2006.

YI, Y.J.; KELLY, J.R. Effect of occlusal contact size on interfacial stresses and failure of a bonded ceramic: FEA and monotonic loading analyses. *Dent Mater*, v.24, n.3, p. 403-409, 2008.

YI, Y.J.; KELLY, J.R. Failure responses of a dental porcelain having three surface treatments under three stressing conditions. *Dent Mater*, v.27, n.12, p. 1252-1258, 2011.

YOSHIMURA H.N.; PINTO, M.M.; GONZAGA, C.C; CESAR, P.F. Effects of artificial saliva storage on flexural strength and lifetime prediction of a dental porcelain. *Cerâmica*. V.55, n.334, p. 190-198, 2009



**How does the piston material affect the mechanical behavior of ceramics?**

*Short Title: Piston influence on the ceramic mechanical behavior*

**Katia R. Weber<sup>1</sup>**

**Paula Benetti<sup>1</sup>**

**Alvaro Della Bona<sup>1</sup>**

**Pedro H. Corazza<sup>1</sup>**

**Juliana M. Arisi<sup>1</sup>**

**Edileia Lodi<sup>1</sup>**

**Márcia Borba<sup>1\*</sup>**

<sup>1</sup> Post-graduate Program in Dentistry, Dental School, University of Passo Fundo, Passo Fundo, RS, Brazil.

\*Corresponding author at: Dental School, University of Passo Fundo, Campus I, BR286, Km 171, Passo Fundo, RS 99052-900, Brazil. E-mail addresses: marciaborba@upf.br, marciaborb@hotmail.com (M. Borba).

**How does the piston material affect the mechanical behavior of  
ceramics?**

*Short Title: Piston influence on the ceramic mechanical behavior*

**ABSTRACT**

**Objective:** To assess the effect of piston material on the fracture behavior of ceramics tested under compressive load.

**Methods:** Two ceramics were evaluated: (D) lithium disilicate-based glass-ceramic, and (P) feldspathic porcelain. Plate-shaped ceramic specimens (1.5-mm thick) were adhesively cemented onto a dentin analog substrate (NEMA-G10, fiber-reinforced epoxy resin). Specimens from each ceramic were divided into four groups according to the piston material (n=20): (M) metal (stainless steel); (R) composite (NEMA-G10); (C) ceramic (lithium disilicate-based glass-ceramic); and (T) human tooth (canine). A gradual compressive load (0.5 mm/min) was applied to the center of the specimen, using a universal testing machine. The test was performed in 37°C distilled water and initial crack was detected using an acoustic system. The fracture load values (N) were statistically analyzed with Kruskal-Wallis and Dunn tests ( $\alpha=0.05$ ). Finite element analysis (FEA) was also performed.

**Results:** Piston material had no influence on fracture load and failure mode of ceramic D. Ceramic P showed greater fracture load values when

loaded with the composite piston. P showed more combined failures (cone crack and radial crack) than D. FEA showed a distinct stress distribution for R piston on P.

**Significance:** The effect of piston material on the ceramic fracture behavior depends on the ceramic that is evaluated.

**Keywords:** Ceramics. Acoustic detection. Fractography. Finite Element Analysis. In Vitro Techniques.

## **Introduction**

The search for esthetic materials with satisfactory mechanical properties and biocompatibility for oral rehabilitation along with the introduction of CAD-CAM (computer aided design - computer aided manufacturing) technology sped up the use of ceramics in Dentistry [1]. Yet, ceramics have a brittle behavior and are sensitive to pre-existing defects, e.g. porosity and inclusions, and, therefore, may have limitations, such as low resistance to tensile stresses, low fracture toughness when compared to metal, and thermal incompatibility among framework and veneering materials [1, 2].

A meta-analysis reported a 94.7% survival rate for metal-ceramic crowns after 5 years, which is similar to the survival rates estimated for glass-ceramics (leucite-reinforced and lithium disilicate-based) (96.6%), glass-infiltrated alumina-based ceramics (94.6%), alumina-based (96%) and zirconia-based (95%) polycrystalline ceramic restorations. In contrast, the feldspathic porcelain crowns presented significantly lower survival rate in 5 years and higher failure rate for the posterior region than the anterior region. Not surprising, all-ceramic crowns showed higher framework failure rate than metal-ceramic restorations [3].

Clinically, there are mainly two types of failure modes on ceramic restorations. The cone crack usually results from occlusal contact, and the radial crack often initiates at the intaglio surface of the ceramic framework or at the veneer-framework interface. The radial crack is considered more critical because it often leads to catastrophic fracture of the restoration, allowing limited or no repair. It can also result in chipping or delamination when it originates at the veneer/framework interface [4, 5].

Laboratorial studies on fracture load of ceramic restorations have investigated the factors potentially related to failure. However, several variables involving the indication, manufacturing, and clinical use of such restorations turn standardization a challenge and raise questions on the clinical validity of the resulting data [5, 6]. The shape, size and material of the loading piston are reported as variables with an important contribution in the outcomes [7]. The most commonly used loading piston materials are stainless steel [8-15], resin-based composites [7, 15-18], ceramic [19-21], and aluminum [15]. However, some of them are not dental restorative materials or have elastic modulus quite different from dental structures. In addition, the active tip of the loading pistons may vary in shape (spherical or flat) and diameter (from 2.5 to 8 mm),

inducing different stress magnitude and distribution in the tested specimen [7-9, 11, 14, 20, 21]. Studies suggest that a spherical piston with small diameter can induce to a much higher contact pressure on the ceramic surface than that clinically found, and it does not simulate the occlusal contacts found in oral service [6, 7]. Thus, the induced stresses do not properly simulate the stress distribution found in service, which may result in failure modes that are not clinically relevant [6].

Therefore, some studies have proposed methods to standardize in-vitro tests for adequate simulation of the clinical behavior of ceramic restorations. These investigations have bonded the ceramic specimens to a dentin analog material [10, 11, 14, 15, 17, 18, 22] and used acoustic emission systems to identify the first crack on mechanical tests [13, 16-19, 23]. Some of these studies recommended the use of a flat tip (2-3 mm in diameter) resin-based composite piston to simulate the occlusal contacts and failure modes found clinically [6, 7]. However, such recommendation was not yet supported by other studies.

Therefore, this study aimed to assess the effect of the loading piston material (stainless steel, fiber-reinforced resin-based composite, ceramic, and dental enamel) on the fracture behavior of ceramics (feldspathic porcelain and lithium disilicate-based glass-ceramic) tested

under compressive load and using acoustic emission to detect the initial crack. The tested hypothesis is that the type of piston material influences on fracture load and failure mode of ceramic specimens.

## **Materials and Methods**

This study was approved (#1,829,553) by the local Ethics in Research Committee (ERC). Ceramics used in the study are described in Table 1.

### **Specimens preparation**

Specimens of both ceramics were produced from pre-fabricated CAD-CAM blocks that were sliced with a diamond disc in a metallographic cutting machine (Miniton, Struers, Denmark). They were wet-polished using a sequence of silicon-carbide paper up to 1000  $\mu\text{m}$ . After sonically cleaned in distilled water for 5 min, the D specimens were submitted to a crystallization cycle (Full Ceram Press furnace, Talmax), according to manufacturer's instructions. P specimens did not require any sintering. Considering the ceramic block sizes, the final dimension of the plate-shaped ceramic specimens were: D- 1.5 mm x 10.4 mm x 12.5 mm, and P- 1.5 mm x 8.0 mm x 8.0 mm.

A dentin analog material (glass-fiber-reinforced epoxy resin; NEMA G10, International Paper, Hampton, SC, USA) was used as a supporting base (4 mm in thickness and 20 mm in diameter) for the ceramic specimens.

One of the ceramic specimens surface was protected with adhesive tape and the other surface was treated for bonding. Initially, they were acid etched using hydrofluoric acid (HF- Condac Porcelana, FGM, Joinville, Brazil) as recommended by the manufacturers, meaning, the feldspathic porcelain was acid etched with 10% HF for 60 s and the lithium disilicate-based ceramic was acid etched with 5% HF for 20 s. All P and D specimens were water washed for 30 s and air-dried for 30 s. A silane bonding agent (Prosil, FGM, Joinville, Brazil) was applied to the etched surface for 60 s. The bonding surface of G10 received the same surface protocol as for the feldspathic porcelain.

Treated ceramic specimens were adhesively cemented onto the treated G10 surfaces using a resin cement system (Relyx U200, 3M ESPE, St. Paul, MN, USA) following the manufacturer's recommendation. A thin layer of resin cement was applied on the treated ceramic surface and the specimen was placed on the center of the treated G10 base. A device was used to apply a load (750 g) on the ceramic



specimen for 1 min to achieve a uniform cement layer. The excess cement was removed and the cement was photoactivated from lateral sides for 20 s (UltraLight III, Sanders of Brazil Ltda. - 390 mW/cm<sup>2</sup>). Samples were removed from the device and they were additionally photoactivated from top side for 20 s, resulting in a total activation time of 60 s per specimen. Specimens were immersed in 37°C distilled water for 24 h before testing.

### **Mechanical test**

Samples from each material were divided into four groups according to the type of piston used in the mechanical test (n=20): (M) metal (stainless steel); (R) resin-based composite (G10 - fiber-reinforced epoxy resin); (C) ceramic (lithium disilicate-based glass-ceramic); (T) human tooth (canine).

Pistons were produced with a 3 mm diameter flat tip aiming to simulate an occlusal contact facet [6, 7]. M and R pistons were designed and machined at the University Mechanics Center. Ceramic piston was designed and machined using a CAD-CAM system (Sirona MC X5, software In Lab 4.3). Tooth piston was obtained by embedding the root of a canine tooth into a self-polymerized acrylic resin using a special

matrix to fit in the universal testing machine. A diamond finishing bur (2135F – KG Sorensen) was used to adjust the enamel of the canine cusp to the standard contact area. Pistons final configuration are shown in Figure 1.

A gradual compressive load was applied to the ceramic surface at a cross-head speed of 0.5 mm/min using a universal testing machine (EMIC-DL 2000, São José dos Pinhais, PR, Brazil). Load application was acoustically monitored to the sound of first crack using an acoustic system (Audacity Sound Editor, Free Software Foundation) linked to the universal testing machine and to a computer. Test was interrupted at the sound of first crack (sharp sound wave) and load (in N) was recorded.

After each test, the specimen was examined by transillumination to identify the failure mode, which was classified as (1) radial crack - crack originating from the intaglio surface, (2) cone crack - cone-shaped crack originating from the loading area (piston contact zone), and (3) combined - when more than one failure mode was identified.

Kruskal-Wallis and Dunn's comparison tests were used to statistically analyzed the fracture load data ( $\alpha=0.05$ ). The failure mode for the experimental groups was evaluated using chi-square ( $\alpha=0.05$ ).

## **Finite Element Stress Analysis**

A three-dimensional model was created using the SolidWorks 2015 software (Dassault Systèmes S.A., Waltham, MA, USA) (Figure 2). The model was composed of three parts, following the same in vitro configuration: piston, ceramic specimen, and G10 base. The model was exported to Ansys 16.0 software (ANSYS, Inc, Canonsburg, PA, USA). The contact between layers was defined as bonding. The lower surface of the base was constricted in all directions. The upper surface of the piston was set to axial movement of compressive load of 500 N and the other surfaces remained free.

The materials elastic properties (elastic modulus and Poisson ratio) were attributed to the respective layers of the model (Table 2) [10, 24, 25, 28]. The materials were considered homogeneous, isotropic, and with linear elastic behavior. The cement layer was neglected. The mesh was made of linear hexahedral elements (13953 elements and 63814 nodes) of small size (minimum extension of 0.78540 mm).

The results were analyzed based on location and values of maximum principal stress (MPa) and maximum principal elastic strain (mm).

## **Results**

## Fracture load and failure analysis

The fracture load data for the experimental groups are presented in Table 3. There was no statistical difference for fracture load among different types of piston when D specimens were tested (groups DR, DM, DT and DC). On the other hand, for the feldspathic porcelain (P), the R piston resulted in higher fracture load values. D specimens showed higher fracture load values than P specimens when loaded with tooth (T) and ceramic (C) pistons ( $p < 0.05$ ).

Table 3 also shows the frequency of failure modes for each experimental group. There was a significant relation between failure mode and the experimental group ( $p < 0.001$ ). A higher frequency of combined failures (cone crack + radial crack) was observed for the group of feldspathic porcelain tested with resin-based composite piston (group PR) (Figure 3A). The most frequent failure mode for all other groups was the radial crack from the intaglio surface (Figure 3B). None of the specimens failed solely from cone crack or showed catastrophic failure.

After every five mechanical tests, the tip of the pistons were examined for damages in a stereomicroscope (Ningbo Wason Optical Instruments Co., Ltd, China). No damages were observed for M, R and

C pistons. The tooth piston showed a crack after 10 tests and it catastrophically fractured after 26 tests, therefore it was replaced by a new tooth in order to conclude the experiment.

### **Finite Element Analysis**

The maximum principal stress values in the ceramic and the piston, and the maximum principal strain values of the piston are shown in Table 4. The distribution of principal stress on the upper ceramic surface, which is in contact with the piston, is shown in Figure 4. Figure 5 shows the maximum principal strain for each piston loading P or D specimens.

### **Discussion**

The study hypothesis was partially accepted as the piston material did not significantly influence on fracture load and failure mode of lithium disilicate-based glass-ceramic (D) specimens. On the other hand, for the feldspathic porcelain (P), the resin-based composite piston (R) resulted in higher fracture load values and higher frequency of combined failures.

The piston material may affect the fracture behavior of ceramics due to their distinct elastic properties (elastic modulus and Poisson ratio). When a stiff piston material (high elastic modulus) is used in a compressive load test, higher contact pressure is induced, which could lead to contact damages on the ceramic surface (cone cracks) [6, 7]. Such rationale could be supported considering the maximum principal stress at the piston tip (Table 4) that shows an increase as the elastic modulus of the piston increases (Table 2), irrespectively of the ceramic (P or D) specimen. Nevertheless, when the maximum principal stress at the ceramic specimen (Table 4) and the fracture load (Table 3) are considered, such rationale does not hold because of ceramic specimens tested with T, M and C pistons (higher elastic modulus) showed similar or even lower fracture load values than specimens tested with R piston (lower elastic modulus). Such results suggest that the ceramic specimen plays a more important role than the piston material, for the mechanical test and materials used in the present study. In addition, the test configuration used, in which specimens are bonded to a substrate and load is interrupted at the sound of first crack [7, 13, 15-18, 23], before reaching high pressure levels (usually associated to contact damages), could partially explain these findings.

Experimentally, the feldspathic porcelain (P) loaded by the resin-based composite piston (R) resulted in combined failures. The combination of the lowest elastic modulus and the highest Poisson ratio values of the resin-based composite material (Table 2) resulted in high maximum principal strain at the piston tip (Table 4, Figure 5), which also changed the stress distribution on the ceramic specimens, with a larger area of tensile stresses on the ceramic specimens loaded by the R piston (Figure 4). This stress pattern resulted in combined failures for the P specimens, with radial crack located on the intaglio surface and cone cracks located on the loaded surface of the P specimen. Such fracture mode did not happen for lithium disilicate-based glass-ceramic loaded with the R piston. Actually, radial crack was the only failure mode for all D specimens, irrespectively of the piston. Further, for all D specimens the maximum principal stress values (32.6 - 43.1 MPa) were similar and always located at the intaglio surface, irrespectively of the piston (Table 4). This stress distribution is in agreement with the fracture load ranking and the failure mode for the experimental groups (DR, DM, DT and DC), which also agrees with the clinical reports, meaning, radial cracks originated from the ceramic intaglio surface [26, 27].

Differences in failure behavior among ceramics can be associated to their different elastic and mechanical properties. The feldspathic porcelain presents elastic modulus of 67 GPa [28], mean flexural strength of 68 to 91 MPa [17, 29] and fracture toughness around 0.6 MPa.m<sup>1/2</sup> [29]. On the other hand, lithium disilicate-based glass-ceramic has a significantly higher elastic modulus of 95 GPa, mean biaxial flexural strength of 306 MPa, fracture toughness of 1.6 to 2.9 MPa.m<sup>1/2</sup>, and Vickers hardness of 5.3 GPa [30, 31]. Thus, lithium disilicate-based glass-ceramic requires higher stress level to initiate crack propagation and is less sensitive to differences in stresses distribution than porcelain [31].

For mechanical testing, the human tooth is the "gold standard". Yet, a different material is desired as human teeth are more susceptible to fracture during the test (as observed in the present study), more difficult to obtain and standardize, and involve the ERC approval. Lithium disilicate-based glass ceramic (C) piston has similar elastic properties than tooth (enamel), resulting in similar maximum principal stress values and stress distribution, suggesting that C piston is adequate to replace tooth in ceramics mechanical testing. In addition, C piston can be easily designed and standardized using a CAD-CAM system.



This study aimed to simulate the configuration and service conditions of ceramic restorations. Ceramic specimens were produced with 1.5 mm in thickness, which is the manufacturer indication for feldspathic porcelain and lithium disilicate-based glass-ceramic monolithic restorations, and were bonded to a dentin analog substrate [6, 15, 22]. Test was performed in 37°C distilled water to simulate the oral environment, and an acoustic emission system was used to detect the initial crack [13, 16-19, 23]. Resulting failure modes are clinically relevant [26, 27, 32], suggesting that the experimental design is adequate for the study purpose.

A study reported higher frequency of cone cracks when stainless steel and aluminum pistons were used for ceramics mechanical testing, which disagrees with our findings [15]. However, cyclic load application was performed (500.000 cycles) rather than monotonic. Therefore, data from the present study should be interpreted carefully, considering that other factors such as the specimens design (multi-layered or anatomic samples) and cyclic loading may change the mechanical behavior of ceramics.

Therefore, when ceramics of high elastic modulus and good mechanical properties are tested under compressive monotonic load

(using acoustic emission), the piston material has no influence on the failure behavior, thus any of the evaluated piston can be used. On the other hand, tests with less stiff and less resistant ceramics, such as feldspathic porcelain, should be planned carefully so the stresses distribution and failure modes do not differ from clinical conditions.

## **Conclusion**

The effect of piston material on the ceramic fracture behavior depends on the type of ceramic. The piston material did not significantly influence the fracture load and failure mode of lithium disilicate-based glass-ceramic. Feldspathic porcelain showed higher fracture load and showed a distinct stress distribution when tested with resin-based composite piston. Porcelain was susceptible to combined failures (cone crack and radial crack).

## **Acknowledgements**

Study partially supported by the National Counsel of Technological and Scientific Development (CNPq, research grant #461178/2014-1). The authors thank Fapergs Brazilian agency for the master degree scholarship. The authors acknowledge the collaboration of

Coral Dental Prosthesis Laboratory (Passo Fundo, RS, Brazil) and Ros Dental Prosthesis Laboratory (Cerro Largo, RS, Brazil).

## References

1. Kelly JR, Benetti P. Ceramic materials in dentistry: historical evolution and current practice. *Aust Dent J*. 2011 Jun;56 Suppl 1:84-96.
2. Benetti P, Kelly JR, Della Bona A. Analysis of thermal distributions in veneered zirconia and metal restorations during firing. *Dent Mater*. 2013 Nov;29(11):1166-72.
3. Sailer I, Makarov NA, Thoma DS, Zwahlen M, Pjetursson BE. All-ceramic or metal-ceramic tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs)? A systematic review of the survival and complication rates. Part I: Single crowns (SCs). *Dent Mater*. 2015 Jun;31(6):603-23.
4. Anusavice KJ. Standardizing failure, success, and survival decisions in clinical studies of ceramic and metal-ceramic fixed dental prostheses. *Dent Mater*. 2012 Jan;28(1):102-11.
5. Kelly JR. Clinically relevant approach to failure testing of all-ceramic restorations. *J Prosthet Dent*. 1999 Jun;81(6):652-61.
6. Kelly JR, Benetti P, Rungruanganunt P, Bona AD. The slippery slope: critical perspectives on in vitro research methodologies. *Dent Mater*. 2012 Jan;28(1):41-51.
7. Yi YJ, Kelly JR. Effect of occlusal contact size on interfacial stresses and failure of a bonded ceramic: FEA and monotonic loading analyses. *Dent Mater*. 2008 Mar;24(3):403-9.
8. Aboushelib MN, de Jager N, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Effect of loading method on the fracture mechanics of two layered all-ceramic restorative systems. *Dent Mater*. 2007 Aug;23(8):952-9.
9. Campos RE, Soares CJ, Quagliatto PS, Soares PV, de Oliveira OB, Jr., Santos-Filho PC, Salazar-Marcho SM. In vitro study of fracture load and fracture pattern of ceramic crowns: a finite element and fractography analysis. *J Prosthodont*. 2011 Aug;20(6):447-55.
10. Corazza PH, Feitosa SA, Borges AL, Della Bona A. Influence of convergence angle of tooth preparation on the fracture resistance of Y-TZP-based all-ceramic restorations. *Dent Mater*. 2013 Mar;29(3):339-47.

11. Sonza QN, Della Bona A, Borba M. Effect of the infrastructure material on the failure behavior of prosthetic crowns. *Dent Mater.* 2014 May;30(5):578-85.
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 Jun;91(6):561-9.
13. Alessandretti R, Borba M, Benetti P, Corazza PH, Ribeiro R, Della Bona A. Reliability and mode of failure of bonded monolithic and multilayer ceramics. *Dent Mater.* 2017 Feb;33(2):191-7.
14. Basso GR, Moraes RR, Borba M, Duan Y, Griggs JA, Della Bona A. Reliability and failure behavior of CAD-on fixed partial dentures. *Dent Mater.* 2016 May;32(5):624-30.
15. Kelly JR, Rungruanant P, Hunter B, Vailati F. Development of a clinically validated bulk failure test for ceramic crowns. *J Prosthet Dent.* 2010 Oct;104(4):228-38.
16. May LG, Kelly JR, Bottino MA, Hill T. Effects of cement thickness and bonding on the failure loads of CAD/CAM ceramic crowns: multi-physics FEA modeling and monotonic testing. *Dent Mater.* 2012 Aug;28(8):e99-109.
17. Yi YJ, Kelly JR. Failure responses of a dental porcelain having three surface treatments under three stressing conditions. *Dent Mater.* 2011 Dec;27(12):1252-8.
18. Rungruanant P, Kelly JR. Insights into "bonding" of all-ceramics influenced by cement, sandblasting and water storage time. *Dent Mater.* 2012 Sep;28(9):939-44.
19. Corazza PH, Duan Y, Kimpara ET, Griggs JA, Della Bona A. Lifetime comparison of Y-TZP/porcelain crowns under different loading conditions. *J Dent.* 2015 Apr;43(4):450-7.
20. Belli R, Frankenberger R, Appelt A, Schmitt J, Baratieri LN, Greil P, Lohbauer U. Thermal-induced residual stresses affect the lifetime of zirconia-veneer crowns. *Dent Mater.* 2013 Feb;29(2):181-90.
21. Coelho PG, Bonfante EA, Silva NR, Rekow ED, Thompson VP. Laboratory simulation of Y-TZP all-ceramic crown clinical failures. *J Dent Res.* 2009 Apr;88(4):382-6.
22. Clelland NL, Warchol N, Kerby RE, Katsube N, Seghi RR. Influence of interface surface conditions on indentation failure of simulated bonded ceramic onlays. *Dent Mater.* 2006 Feb;22(2):99-106.
23. Ereifej N, Silikas N, Watts DC. Initial versus final fracture of metal-free crowns, analyzed via acoustic emission. *Dent Mater.* 2008 Sep;24(9):1289-95.

24. Habelitz S, Marshall SJ, Marshall GW, Jr., Balooch M. Mechanical properties of human dental enamel on the nanometre scale. *Arch Oral Biol.* 2001 Feb;46(2):173-83.
25. Ausiello P, Rengo S, Davidson CL, Watts DC. Stress distributions in adhesively cemented ceramic and resin-composite Class II inlay restorations: a 3D-FEA study. *Dent Mater.* 2004 Nov;20(9):862-72.
26. Thompson JY, Anusavice KJ, Naman A, Morris HF. Fracture surface characterization of clinically failed all-ceramic crowns. *J Dent Res.* 1994 Dec;73(12):1824-32.
27. Quinn JB, Quinn GD, Kelly JR, Scherrer SS. Fractographic analyses of three ceramic whole crown restoration failures. *Dent Mater.* 2005 Oct;21(10):920-9.
28. Borba M, de Araujo MD, de Lima E, Yoshimura HN, Cesar PF, Griggs JA, Della Bona A. Flexural strength and failure modes of layered ceramic structures. *Dent Mater.* 2011 Dec;27(12):1259-66.
29. Borba M, de Araujo MD, Fukushima KA, Yoshimura HN, Cesar PF, Griggs JA, Bona AD. Effect of the microstructure on the lifetime of dental ceramics. *Dent Mater.* 2011 Apr 30;27:710-21.
30. Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part I. Pressable and alumina glass-infiltrated ceramics. *Dent Mater.* 2004b Jun;20(5):441-8.
31. Gonzaga CC, Cesar PF, Miranda WG, Jr., Yoshimura HN. Slow crack growth and reliability of dental ceramics. *Dent Mater.* 2011 Apr;27(4):394-406.
32. Scherrer SS, Quinn JB, Quinn GD, Kelly JR. Failure analysis of ceramic clinical cases using qualitative fractography. *Int J Prosthodont.* 2006 Mar-Apr;19(2):185-92.

## Subtitles

Table 1. Ceramics evaluated in the study, their commercial brand name and manufacturer, and composition.

Table 2. Elastic modulus ( $E$ ) and Poisson ratio ( $\nu$ ) values for the materials used in the static mechanical simulation.

Table 3. Median and interquartile range (IR) values (in N) with statistical groupings, and frequency of failure modes for each experimental group.

Table 4. Values of maximum principal stress (MPa) at the ceramic specimen and at the piston and maximum principal strain (mm) at the piston for each experimental group.

Figure 1. Final configuration of all pistons (left to right: M, R, T and C).

Figure 2. The piston was designed with a cylindrical geometry (12 mm in diameter and 33 mm long) with a 6 mm long conical trim ending in a flat tip (3 mm in diameter) to contact the sample. The ceramic specimen was modeled in hexahedron geometrical shape (8 mm wide, 8 mm long, 1.5 mm thick) with rounded corners. The cylinder base (G10) was modeled with 4 mm in thickness and 20 mm in diameter.

Figure 3. A- Combined failure (radial crack + cone crack) found in porcelain specimens (group PR). B- radial crack in a specimen from group DR. Optical microscopy images using blue light transillumination from bottom.

Figure 4. Images of maximum principal stress distribution on the upper ceramic surface from each model representing the experimental groups.

Figure 5. Images of maximum principal strain on the piston tip from each model representing the experimental groups.

Table 1. Ceramics evaluated in the study, their commercial brand name and manufacturer, and composition.

Material	Commercial ID	Composition*
D - Lithium disilicate-based glass-ceramic	IPS e.max™ CAD (Ivoclar Vivadent, Schann, Liechtenstein)	SiO <sub>2</sub> (57- 80%), Li <sub>2</sub> O (11- 19%), K <sub>2</sub> O (0-13%), P <sub>2</sub> O <sub>5</sub> (0- 11%), ZrO <sub>2</sub> (0-8%), ZnO (0-8%)
P - feldspathic porcelain	Vitablocs™ MarkII Classical (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany)	SiO <sub>2</sub> (56-64%), Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> (20-23%), Na <sub>2</sub> O (6-9%), K <sub>2</sub> O (6-8%), CaO (0.3- 0.6%), and TiO <sub>2</sub> (0.0- 0.1%).

\*Data provided by the manufacturer.



Table 2. Elastic modulus ( $E$ ) and Poisson ratio ( $\nu$ ) values for the materials used in the static mechanical simulation.

Materials	$E$ (GPa)	$\nu$
Composite - G10 *	14.9	0.31
Human Tooth/Enamel [24, 25]	87	0.23
Feldspathic porcelain [28]	67	0.25
Lithium disilicate-based ceramic **	95	0.25
Stainless steel [10]	200	0.30

\* Materials library (Solidworks Corp., Lowell, MA, USA)

\*\* Ivoclar-Vivadent

Table 3. Median and interquartile range (IR) values (in N) with statistical groupings, and frequency of failure modes for each experimental group.

Groups	Median*	IR	Failure Mode	
			Radial	Combined
PR	2427 <sup>a</sup>	1808	9 (45%)	11 (55%)
PM	630 <sup>bc</sup>	572	18 (90%)	2 (10%)
PT	429 <sup>c</sup>	97	20 (100%)	0 (0%)
PC	452 <sup>c</sup>	98	19 (95%)	1 (5%)
DR	1568 <sup>a</sup>	617	20 (100%)	0 (0%)
DM	1286 <sup>ab</sup>	846	20 (100%)	0 (0%)
DT	1474 <sup>ab</sup>	445	20 (100%)	0 (0%)
DC	1080 <sup>ab</sup>	169	20 (100%)	0 (0%)

\*Medians followed by the same letter are statistically similar ( $p \geq 0.05$ ).

Table 4. Values of maximum principal stress (MPa) at the ceramic specimen and at the piston and maximum principal strain (mm) at the piston for each experimental group.

Groups	Maximum Principal Stress		Maximum Principal Strain
	Ceramic‡	Piston	Piston
PR	29.8 <sup>+</sup>	26.5	2.12E-03
PT	28.1 <sup>*</sup>	49.1	6.98E-04
PC	28.3 <sup>*</sup>	57.6	7.22E-04
PM	29.2 <sup>*</sup>	106.5	5.67E-04
DR	43.1 <sup>+</sup>	25.3	2.03E-03
DT	36.1 <sup>+</sup>	42.2	5.18E-04
DC	35.5 <sup>+</sup>	44.4	5.34E-04
DM	32.6 <sup>+</sup>	88.7	4.48E-04

‡ Value of higher concentration of tensile stresses at the ceramic specimen. Superscript symbols identify the location where value was found: + ceramic intaglio surface; \*ceramic top surface (around the piston contact).



Figure 1. Final configuration of all pistons (left to right: M, R, T and C).

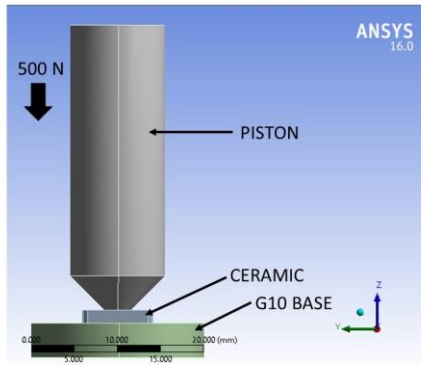
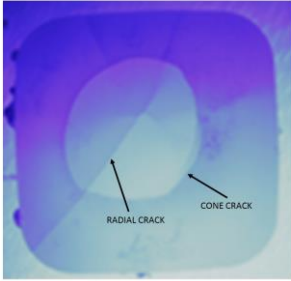
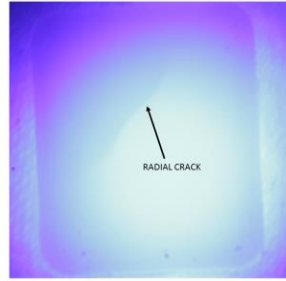


Figure 2. The piston was designed with a cylindrical geometry (12 mm in diameter and 33 mm long) with a 6 mm long conical trim ending in a flat tip (3 mm in diameter) to contact the sample. The ceramic specimen was modeled in hexahedron geometrical shape (8 mm wide, 8 mm long, 1.5 mm thick) with rounded corners. The cylinder base (G10) was modeled with 4 mm in thickness and 20 mm in diameter.



A



B

Figure 3. A- Combined failure (radial crack + cone crack) found in porcelain specimens (group PR). B- radial crack in a specimen from group DR. Optical microscopy images using blue light transillumination from bottom.

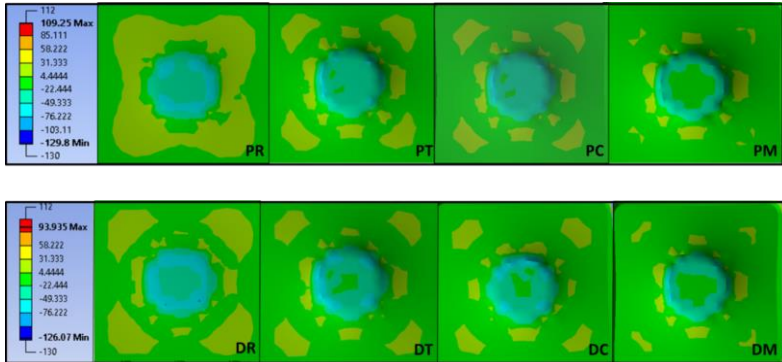


Figure 4. Images of maximum principal stress distribution on the upper ceramic surface from each model representing the experimental groups.

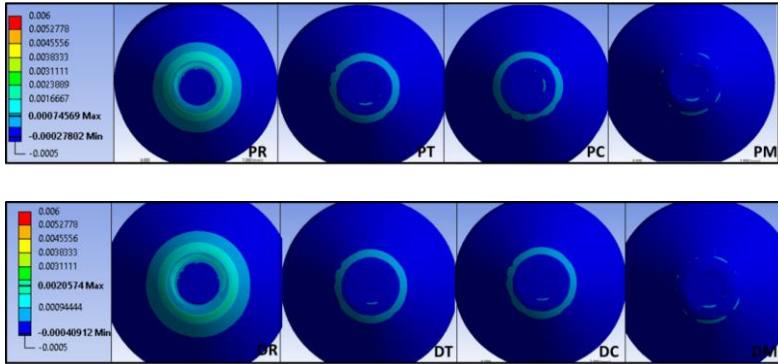


Figure 5. Images of maximum principal strain on the piston tip from each model representing the experimental groups.