

**UNIVERSIDADE DE PASSO FUNDO**

**João César Mosele**

**COMPORTAMENTO DE FRATURA DE  
COROAS CERÂMICAS À BASE DE  
ZIRCÔNIA SUBMETIDAS AO  
JATEAMENTO COM DIFERENTES  
TAMANHOS DE PARTÍCULA**

**Passo Fundo**

**2014**

**João César Mosele**

**COMPORTAMENTO DE FRATURA DE  
COROAS CERÂMICAS À BASE DE  
ZIRCÔNIA SUBMETIDAS AO  
JATEAMENTO COM DIFERENTES  
TAMANHOS DE PARTÍCULA**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação em Odontologia da Faculdade de Odontologia da UPF, para obtenção do título de Mestre em Odontologia – Área de Concentração em Clínica Odontológica, sob orientação da prof<sup>ª</sup>. Dr<sup>ª</sup>. Márcia Borba.

**Passo Fundo**

**2014**

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

---

M898c Mosele, João César  
Comportamento de fratura de coroas cerâmicas à base de zircônia submetidas ao jateamento com diferentes tamanhos de partícula / João César Mosele. – 2014.  
134 p. : il. color. ; 21 cm.

Dissertação (Mestrado em Odontologia) – Universidade de Passo Fundo, 2014.  
Orientadora: Prof.<sup>a</sup> Dr.<sup>a</sup> Márcia Borba.

1. Restauração (Odontologia). 2. Cerâmica odontológica. 3. Materiais dentários. I. Borba, Márcia, orientadora. II. Título.

CDU: 616.314-089.27

---

Catalogação: Bibliotecária Fernanda Spíndola - CRB 10/2122

## AGRADECIMENTOS

*A Deus e a minha família por ter me apoiado nesta jornada. Em especial ao meu pai César Augusto Mosele e minha mãe Marta Corrêa Mosele.*

*Minha namorada Ana Carolina Mattos por escutar as diversas histórias sobre pesquisa odontológica.*

A todos os professores que participaram diretamente e indiretamente do curso: Álvaro Della Bona, Carlo Theodoro Raymundi Lago, Cristiane Aparecida de Oliveira, Douglas Cecchin, Eduardo Dall'Magro, Mateus Ericson Flores, Micheline Sandini Trentin, Fernando Fornari, Gisele Rovani, Luciana Ruschel dos Santos, Paula Benetti.

*Em especial ao professor Bruno Carlini Junior. Como um discípulo que tentei ser, abaixo cito um texto que reflete os meus profundos agradecimentos.*

“ Mestre, disse um discípulo um dia, quando observo a nossa sociedade, vejo muitas formas de divisões.

Há o rico e o pobre.

Há os comerciantes e os oficiais.

Quantas formas de divisões, hostilidades e dúvidas.

Isso mudará em algum dia ?

Quando todas as pessoas são educadas, a distinção entre as classes desaparece – responde o Mestre

O estudante ainda perplexo, disse: - Essas formas de divisões existem há centenas de anos.

Por onde devemos começar?

Lentamente, o Mestre colocou a mão sobre o peito.”

Confúcio

*A professora Márcia Borba, onde compreendi o real significado do termo “ Orientador”. Não tenho dúvidas que fui abençoado por ter passado dois anos estudando sob suas orientações. Aprendi que o planejamento, organização e motivação não necessariamente evita os erros mas ilumina a solução dos mesmos.*

À Faculdade de Odontologia da USP, em especial ao prof. Dr. Paulo Francisco Cesar responsável pelo Departamento de Materiais Dentários, onde fomos gentilmente recebidos para finalizar de parte desse trabalho.

Ao Laboratório Coral de Prótese Odontológica. Em especial ao Ireno Brito, pelo auxílio técnico prestado.

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

A Universidade de Passo Fundo pela bolsa parcial de estudo fornecida durante o ano de 2012. Ainda a Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoa de Nível Superior (CAPES) pela bolsa de estudo integral e auxílio financeiro durante o ano de 2013.

Por fim, agradeço aos meus colegas por terem tido paciência comigo: Ana Carolina Antunes Piccoli, Antonio Augusto Iponema Costa, Diogo Alexandre de Oliveira, Fernando Mallmann, Georgia Verardi, Luciano Rosa, Montalverne Henrique Bossardi e Lopes, Nicolau Silveira Neto, Pablo Eduardo Walker Iago, Roger Nicolini Fuzinatto.

## SUMÁRIO

AGRADECIMENTOS.....	5
SUMÁRIO.....	8
LISTA DE TABELAS.....	10
LISTA DE FIGURA.....	11
LISTA DE QUADROS.....	13
LISTA DE ABREVIATURAS.....	14
<b>1. INTRODUÇÃO.....</b>	<b>18</b>
<b>2. REVISÃO DE LITERATURA.....</b>	<b>21</b>
2.1 CERÂMICAS ODONTOLÓGICAS.....	21
2.2 PROPRIEDADES MECÂNICAS DOS MATERIAIS CERÂMICOS.....	24
2.3 CERÂMICAS POLICRISTALINAS À BASE DE ZIRCÔNIA.....	27
2.4 LONGEVIDADE CLÍNICA.....	31
2.5 CIMENTAÇÃO ADESIVA DAS CERÂMICAS.....	33
2.6 Y-TZP E O JATEAMENTO COM PARTÍCULAS DE ALUMINA.....	36
2.6.1 Resistência de União.....	42
2.6.2 Resistência Mecânica da Cerâmica Y-TZP.....	46
<b>3. PROPOSIÇÃO.....</b>	<b>52</b>
<b>4. MATERIAL E MÉTODO.....</b>	<b>53</b>
4.1 OBTENÇÃO DAS INFRAESTRUTURAS (IE).....	54
4.2 APLICAÇÃO DA CERÂMICA DE COBERTURA.....	60
4.3 JATEAMENTO COM ÓXIDO DE ALUMÍNIO.....	64
4.4 CIMENTAÇÃO DAS RESTAURAÇÕES.....	66
4.5 ENSAIO DE CARGA DE FRATURA.....	71
4.6 RUGOSIDADE SUPERFICIAL.....	72
4.7 ANÁLISE FRACTOGRÁFICA.....	73
4.8 ANÁLISE DE WEIBULL.....	74

4.9	ANÁLISE ESTATÍSTICA.....	75
<b>5.</b>	<b>RESULTADOS .....</b>	<b>76</b>
5.1	CARGA DE FRATURA E ANÁLISE DE WEIBULL .....	76
5.2	FRACTOGRAFIA .....	79
5.3	RUGOSIDADE.....	82
<b>6.</b>	<b>DISCUSSÃO .....</b>	<b>85</b>
<b>7.</b>	<b>CONCLUSÕES .....</b>	<b>96</b>
<b>8.</b>	<b>RELEVÂNCIA CLÍNICA.....</b>	<b>97</b>
	<b>REFERÊNCIAS.....</b>	<b>98</b>
	<b>ARTIGO SUBMETIDO.....</b>	<b>109</b>

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1 Resultados encontrados nos estudos de resistência de união entre a Y-TZP e o cimento resinoso para a influência do jateamento de partículas, discriminando o tipo (TiP) e tamanho (TaP) de partícula, a pressão (P), distância (D) e o tempo (T) utilizados no protocolo de jateamento. ....	37
Tabela 2 Resultados encontrados nos estudos para a influência do jateamento de partículas na resistência mecânica da Y-TZP , discriminando o tipo (TiP) e tamanho (TaP) de partícula, a pressão (P), distância (D) e o tempo (T) utilizados no protocolo de jateamento. ....	39
Tabela 3 Imagem ilustrativa do ciclo de sinterização recomendado pelo fabricante .....	60
Tabela 4 Imagem ilustrativa dos ciclos recomendados pelo fabricante .	61
Tabela 5 Tabela de conversão da pressão .....	64
Tabela 6 Valores de média, desvio padrão (DP), mínima (Min), máxima .....	76
Tabela 7 Valores de módulo de Weibull (m), resistência característica ( $\sigma_0$ ) e respectivos intervalos de confiança (IC) para os grupos experimentais. Segue também a resistência para uma probabilidade de falha de 5% ( $\sigma_{5\%}$ ).....	78
Tabela 8 Frequência de cada tipo de fratura macroscópica para os grupos experimentais.....	79
Tabela 9 Valores de média e desvio padrão (DP) dos parâmetros de rugosidade Ra, Rz, Rmax e Rq para os grupos experimentais. ....	84

## LISTA DE FIGURA

<i>Figura 1</i> Desing do experimento .....	54
<i>Figura 2</i> Configuração do preparo coronário. ....	56
<i>Figura 3</i> As imagens de A a F ilustram a sequência da moldagem do preparo em G-10 até a obtenção do troquel de gesso.....	57
<i>Figura 4</i> As imagens de A a J ilustram a sequência do escaneamento do preparo em gesso até a obtenção da infraestrutura em Y-TZP....	58
<i>Figura 5</i> As imagens A e B ilustram o corte realizado nos blocos Y-TZP após a usinagem.....	59
<i>Figura 6</i> As imagens A e B ilustram a sinterização das Y-TZP.....	59
<i>Figura 7</i> As imagens A à D ilustram a aplicação e a queima da primeira camada de porcelana (Wash) .....	61
<i>Figura 8</i> As imagens A à D ilustram a aplicação da segunda camada de porcelana e a padronização dos corpos de provas. ....	62
<i>Figura 9</i> As imagens A e B ilustram a remoção dos excessos de líquido da porcelana e o posicionamento dos corpos de prova no interior do forno cerâmico para a queima final. ....	62
<i>Figura 10</i> As imagens de A à D ilustram a mensuração da restauração com espessímetro. A imagem B mostra a espessura da superfície oclusal com 1,7mm e a imagem D mostra a espessura da superfície axial com 1,9mm.....	63
<i>Figura 11</i> As imagens A e B ilustram a análise final das restaurações. 63	
<i>Figura 12</i> As Imagens A e B ilustram o regulador de pressão. ....	64
<i>Figura 13</i> As Imagens A e B ilustram o gabarito realizado com silicone de condensação, juntamente com a restauração e posteriormente com a película de carbono líquido. ....	65
<i>Figura 14</i> Imagem da distância da ponta do jato a restauração.....	66
<i>Figura 15</i> As imagens A e B ilustram o movimento realizado para o jateamento. ....	66
<i>Figura 16</i> As imagens A e B ilustram o condicionamento e a aplicação do agente de união nos corpos de prova à base de G10. ....	68
<i>Figura 17</i> A imagem de A ilustra o cimento resinoso.....	68

<i>Figura 18 As imagens de A à D ilustram a mistura dos Primers A e B e posteriormente a aplicação no G10. ....</i>	<i>69</i>
<i>Figura 19 As imagens de A e B ilustram o dispositivo de cimentação. ....</i>	<i>69</i>
<i>Figura 20 As imagens de A à H ilustram a cimentação adesiva das restaurações sobre o G10. ....</i>	<i>70</i>
<i>Figura 21 A imagem ilustra a máquina utilizada para os testes juntamente com o dispositivo usado para os ensaios. ....</i>	<i>71</i>
<i>Figura 22 A imagem ilustra a aplicação da carga na restauração. ....</i>	<i>72</i>
<i>Figura 23 Imagem do gráfico das médias obtidas no ensaio. ....</i>	<i>77</i>
<i>Figura 24 Imagem do gráfico de Weibull. ....</i>	<i>78</i>
<i>Figura 25 Imagem ilustra a fratura ocorrida na porcelana de cobertura após o teste. As flechas indicam direção da propagação da trinca a partir da região oclusal, do contato entre o pistão e a camada de porcelana. ....</i>	<i>80</i>
<i>Figura 26 Imagem ilustra a fratura ocorrida na infraestrutura em Y-TZP e na porcelana de cobertura após o teste. P: porcelana de cobertura; IE: infraestrutura em Y-TZP; G10: resina epóxica. ....</i>	<i>81</i>
<i>Figura 27 Imagem da perfilometria do GC. ....</i>	<i>82</i>
<i>Figura 28 Imagem da perfilometria do G53 <math>\mu</math>m. ....</i>	<i>83</i>
<i>Figura 29 Imagem da perfilometria do G125 <math>\mu</math>m. ....</i>	<i>83</i>

## LISTA DE QUADROS

<i>Quadro 1 Nome comercial e fabricante.....</i>	<i>53</i>
--	-----------

## LISTA DE ABREVIATURAS

$\text{Al}_2\text{O}_3$	Óxido de alumínio ou Alumina
Anova	Análise de variância
atm	Atmosfera (standard)
bar	bares
CAD-CAM	<i>Computer-aided design / computer manufacture</i>
$^{\circ}\text{C}$	Graus Celsius
$^{\circ}\text{C}/\text{min}$	Graus Celsius por minuto
G10	Resina com fibras de vidro; NEMA grau
$\text{Kg}/\text{cm}^2$	Kilograma por centímetro quadrado
LDT	<i>Low temperature degradation</i>
HF	Ácido Hidrofluídrico
“m”	Fase monoclinica
mm	Milímetro
mm/min	Milímetro por minuto
MEV	Microscopia eletrônica de varredura
Min	Minuto
MDP	10-metacriloxidecil di-hidrogênio fosfato
MPa	Megapascal
n	Tamanho da amostra
N	Newton

pH	Potencial hidrogeniônico
psi	Libra por polegada quadrada
PPF	Prótese parcial fixa
Ra	Rugosidade média
Rmax	Raio máximo da gota
Rq	Rugosidade máxima quadrática
Rt	Rugosidade máxima total
Rz	Perfil médio máximo das dez maiores separações pico-vale na área avaliada
s	Segundo
SCG	<i>Subcritical Crack Growth</i>
“t”	Fase tetragonal
Y-TZP	Cerâmica policristalina de zircônia tetragonal estabilizada por ítria
ZrO <sub>2</sub>	Óxido de zircônio ou zircônia
µm	Micrometro

## RESUMO

O objetivo deste estudo *in vitro* foi investigar a carga de fratura e modo de falha de coroas cerâmicas à base zircônia tetragonal estabilizada por ítria (Y-TZP) submetidas ao jateamento de óxido de alumínio com diferentes tamanhos de partículas. Sessenta infraestruturas de Y-TZP (Vita Inceram YZ) foram confeccionadas utilizando a tecnologia CAD-CAM, e recobertas com a porcelana compatível (Vita VM9). As restaurações foram divididas aleatoriamente em três grupos (n=20), conforme o tamanho das partículas de óxido de alumínio utilizadas no jateamento: (GC) sem tratamento (controle); (G53) partículas de 53  $\mu\text{m}$ ; (G125) partículas de 125  $\mu\text{m}$ . Todas as coroas foram jateadas com uma pressão de 0,25 MPa e distância de 10 mm, por 10 s. As restaurações foram cimentadas sobre um pilar de resina reforçada por fibra utilizando um cimento resinoso. Todas as coroas foram testadas até a fratura utilizando um pistão esférico de aço inoxidável, em água destilada a 37°, em uma máquina de ensaios universal. A superfície de fratura das restaurações foi analisada com um estereomicroscópio. A rugosidade de superfície foi avaliada utilizando um perfilômetro óptico (n=5). Os resultados foram avaliados estatisticamente com análise de variância de um fator (ANOVA) e teste de Tukey ( $\alpha=0,05$ ). A confiabilidade das restaurações foi obtida através da análise de Weibull. O grupo G125 apresentou maior média de carga máxima de fratura que o grupo controle. Os valores de carga máxima de fratura foram semelhantes para o G125 e G53. Não houve diferença entre os grupos para os resultados de módulo de Weibull (m) e resistência característica ( $\sigma_0$ ). Não foi observada diferença estatística nos valores médios dos parâmetros de rugosidade entre os grupos experimentais. No geral, foi observado, aproximadamente, 40% de fraturas catastróficas e 60% de lascamento de porcelana, não existindo relação entre o modo de fratura e o grupo experimental. Concluiu-se que o tamanho de partícula não teve influência na carga máxima de fratura, modo de falha, confiabilidade e rugosidade de coroas de Y-TZP.

Palavras-chave: Cerâmica; Abrasão Dental por Ar.

## ABSTRACT

The objective of this study was to investigate the fracture load and failure mode of yttrium partially stabilized tetragonal zirconia polycrystalline ceramic (Y-TZP) prosthetic crowns subjected to sandblasting with alumina particles with different sizes. Sixty Y-TZP frameworks were produced using CAD-CAM technology (Vita Inceram YZ) and veneered with porcelain (Vita VM9). Crowns were randomly divided into three groups (n=20), according to the alumina particle size used for sandblasting: (GC) no treatment (control); (G53) 53  $\mu\text{m}$  alumina particles; (G125) 125  $\mu\text{m}$  alumina particles. Sandblasting was performed with 0.25 MPa pressure at 10 mm distance, for 10 s. Crowns were adhesively cemented over a resin glass-reinforced die. All crowns were loaded until fracture by a stainless steel sphere, in a 37° distilled water bath, using a universal testing machine. Fracture surfaces were analyzed with a stereomicroscope. Surface roughness was evaluated using an optical profilometer (n=5). Results were statistically analyzed by ANOVA and Tukey's test ( $\alpha=0.05$ ). Reliability was accessed through Weibull analysis. G125 showed higher mean fracture load than the control group. G125 and G53 presented similar fracture load values. There were no significant differences between groups for Weibull modulus (m) and characteristic strength ( $\sigma_0$ ). Roughness parameters were also similar among groups. It was observed, approximately, 40% of catastrophic failures and 60% of chipping. There was no relation between failure mode and experimental group. It was concluded that the particle size had no influence on the fracture load, failure mode, reliability and surface roughness of Y-TZP crowns.

Key words: Ceramics; Air abrasion, Dental.

## 1. INTRODUÇÃO

A crescente utilização de cerâmicas na fabricação de restaurações dentárias deve-se principalmente a três fatores: estética, biocompatibilidade e boas propriedades mecânicas (SPEAR e HOLLOWAY, 2008; EDELHOFF e SORENSEN, 2002a; EDELHOFF e SORENSEN, 2002b; GUAZZATO *et al.*, 2004). A cerâmica à base de zircônia tetragonal parcialmente estabilizada com ítria (Y-TZP) tem alcançado grande popularidade na Odontologia devido a seus altos valores de resistência à fratura (900-1000 MPa) e tenacidade à fratura (5,5-7,4 MPa.m<sup>1/2</sup>), associados ao mecanismo de tenacificação por transformação de fase (*transformation toughness*) (GUAZZATO *et al.*, 2004). As restaurações à base de Y-TZP são produzidas utilizando o sistema CAD/CAM (*Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing* – Desenho e manufatura auxiliados por computador) e, devido a sua alta opacidade, a Y-TZP é utilizada como material de infraestrutura, sendo recoberta com uma cerâmica vítrea com melhores propriedades ópticas para obter uma restauração com cor e translucidez semelhante à estrutura dental (STRUB *et al.*, 2006).

A composição e a microestrutura das cerâmicas e as propriedades químicas e físicas dos agentes de cimentação influenciam significativamente na natureza do mecanismo de união e durabilidade

das restaurações de cerâmicas. Tratamentos de superfície são comumente utilizados com o objetivo de aumentar a área de superfície interna das restaurações, criando uma superfície áspera e limpa (isenta de impurezas) com energia favorável para união entre a cerâmica e o substrato dental (DELLA BONA, 2005a). Assim, para a cimentação adesiva, a microestrutura das cerâmicas pode ser ácido-sensível ou ácido-resistente (DELLA BONA, 2005a; BORGES *et al.*, 2003), de acordo com a capacidade de reação química com *primers* específicos (ex: ácido hidrófluorídrico) (DELLA BONA e ANUSAVICE, 2002).

Cerâmicas com alto conteúdo (fração) amorfo são mais sensíveis ao condicionamento ácido, já que o ácido dissolve preferencialmente a fase vítrea e/ou a interface entre as fases cristalina e vítrea. A superfície das cerâmicas condicionadas mostra diferentes padrões de condicionamento dependendo do tipo de *primer*, concentração e tempo utilizado (DELLA BONA e ANUSAVICE, 2002). Já é conhecido que para as cerâmicas ácido-sensíveis, a associação entre o condicionamento com ácido hidrófluorídrico (HF) e a aplicação de um agente de união silano tem promovido excelentes valores de resistência de união e durabilidade adesiva (união mecânica e química) (DELLA BONA, 2005a; POSPIECH, 2003).

Por outro lado, as cerâmicas ácido-resistentes, em essência composta por uma microestrutura policristalina monofásica, como a alumina e a Y-TZP, podem ter sua resistência de união melhorada por meio de abrasão por jateamento de partículas de óxido de alumínio, modificadas ou não por sílica. O jateamento com partículas de alumina é capaz de produzir micro-rugosidades para o embricamento micro-mecânico com o cimento. Ainda, por meio da abrasão de partículas

modificadas por sílica (ex. Rocatec e Cojet) é possível depositar uma camada de sílica na superfície das cerâmicas (efeito triboquímico). O resultado é uma superfície coberta com uma fina camada de sílica, que além de proporcionar uma potencial retenção micromecânica também promove sítios para adesão química por meio da aplicação de agentes de união como o silano (KERN e WEGNER, 1998). O tratamento químico com cimentos adesivos ou *primers* específicos a base de monômeros bifuncionais (ex: MDP) também é indicado (KERN e WEGNER, 1998; BLATZ *et al.*, 2007; MATINLINNA *et al.*, 2006).

A técnica de jateamento com partículas de óxido de alumínio é fácil e simples de ser executada. Por isso, essa técnica é amplamente utilizada na Odontologia para a cimentação adesiva de restaurações confeccionadas com cerâmicas ácido-resistentes. No jateamento, as partículas são movidas em um fluxo de ar e se chocam contra a superfície interna das restaurações cerâmicas. O tamanho de partícula de alumina, dureza, velocidade, morfologia, fluxo e ângulo de impacto determinam a proporção da abrasão e, conseqüentemente, o padrão de rugosidade criado na superfície cerâmica (ADDISON *et al.*, 2007). Entretanto, não existe uma padronização dos parâmetros utilizados no jateamento de partícula. Assim, o principal desafio da aplicação clínica deste tratamento de superfície é encontrar um protocolo capaz de produzir um padrão de micro-rugosidade superficial que melhore a união com o cimento resinoso sem produzir defeitos que possam comprometer a resistência à fratura da restauração cerâmica.

## 2. REVISÃO DE LITERATURA

### 2.1 Cerâmicas Odontológicas

A crescente demanda da estética por parte dos pacientes impulsionou a introdução de uma variedade de materiais cerâmicos como uma alternativa às restaurações metálicas (SPEAR e HOLLOWAY, 2008). A estética, estabilidade química, biocompatibilidade e alta resistência à compressão, são algumas das vantagens das restaurações cerâmicas livres de metal (VAN NOORT, 2004; EDELHOFF e SORENSEN, 2002a; EDELHOFF e SORENSEN, 2002b). Ainda, o coeficiente de expansão térmica e o módulo de elasticidade das cerâmicas são muito parecidos com o esmalte dental, o que favorece o excelente prognóstico (MAGNE, 2006). No entanto, as porcelanas odontológicas apresentam baixa resistência à tração (DELLA BONA *et al.*, 2003) e ainda apresentam pouca ou nenhuma deformação plástica significativa antes da falha (JONES, 1985). Desta forma, as indicações clínicas das restaurações de cerâmica pura podem ser limitadas pelas suas propriedades mecânicas, especialmente em regiões de molares, devido ao alto estresse oclusal (HEINTZE e ROUSSON, 2010; CONRAD *et al.*, 2007).

A longo prazo as restaurações de cerâmicas devem suportar diversas condições desfavoráveis durante sua função. Na cavidade oral podem ser observadas variações de temperatura e pH, onde as restaurações são submetidas a, aproximadamente, 2.700 ciclos mastigatórios por dia com uma carga que pode variar entre 200 e 800 N. Ainda, tanto a superfície externa da restauração quanto a superfície interna ficam em contato com umidade proveniente da saliva ou das estruturas vivas do elemento dental (KELLY, 1997; LOHBAUER *et al.*, 2008).

Por esta razão, a estratégia utilizada para ampliar as indicações clínicas das restaurações livres de metal foi reforçar a microestrutura das porcelanas feldpáticas, que são compostas por grande quantidade de fase amorfa (vidro) e apresentam valores baixos de resistência à fratura. Para tal, cerâmicas com diferentes composições e microestrutura e diversas técnicas de processamento foram introduzidas na Odontologia com a finalidade de aumentar o módulo de elasticidade (GUAZZATO *et al.*, 2004), resistência à fratura e diminuir os defeitos de superfície desses materiais (DELLA BONA *et al.*, 2003; DONG *et al.*, 1992; POSPIECH, 2002). Assim, partículas cristalinas como leucita ( $K_2O \text{ Al}_2O_3 \text{ 4SiO}_2$ ), dissilicato de lítia ( $Li_2O \text{ 2SiO}_2$ ), alumina ( $Al_2O_3$ ), spinel de magnésio-alumina ( $MgO \text{ Al}_2O_3$ ), zircônia ( $ZrO_2$ ) e outros tipos de cristais foram adicionados à composição das cerâmicas para aumentar os valores de tenacidade à fratura através de mecanismos que dificultam propagação de trincas (GUAZZATO *et al.*, 2004; VAN NOORT, 2004; CORAND *et al.*, 2007; DONG *et al.*, 1992). Devido ao aumento do número de materiais cerâmicos utilizados na Odontologia e os diversos aspectos envolvidos na interação com os tecidos dentais, tem se procurado

classificá-los em diversos grupos. Assim, as cerâmicas podem ser classificadas de acordo com a sua microestrutura em: predominante composta por vidro; parcialmente cristalina; policristalina (KELLY, 2008).

Com relação à estética, as cerâmicas podem ser subdivididas em mais translúcidas até as mais opacas (SPEAR e HOLLOWAY, 2008), o que está diretamente relacionado com a quantidade de fase amorfa e cristalina e com a composição dos materiais. Cerâmicas com maior quantidade de conteúdo amorfo (vidro), como as porcelanas, são mais translúcidas e devem ser indicadas para substituição de dentes anteriores e recobrimento de infraestruturas metálicas ou cerâmicas. Por outro lado, as cerâmicas com alto conteúdo cristalino são mais opacas e mais resistentes à fratura. Assim, devem ser indicadas para confecção da infraestrutura sobre o qual será aplicado o material estético (CONRAD *et al.*, 2007).

Para a cimentação adesiva, a microestrutura das cerâmicas pode ser ácido-sensível ou ácido-resistente (DELLA BONA, 2005b; VARGAS *et al.*, 2011), de acordo com a capacidade de reação química com *primers* específicos (ex: ácido hidro fluorídrico) (BORGES *et al.*, 2003). Cerâmicas com alto conteúdo amorfo são mais sensíveis ao condicionamento ácido, já que o ácido dissolve preferencialmente a fase vítrea desorganizada e o limite entre as fases. As superfícies das cerâmicas condicionadas mostram diferentes padrões de condicionamento dependendo do tipo de *primer*, concentração e tempo utilizado (DELLA BONA e ANUSAVICE, 2002).

## 2.2 Propriedades mecânicas dos materiais cerâmicos

As falhas clínicas dos materiais cerâmicos englobam uma série de fatores complexos como: a configuração das restaurações cerâmicas odontológicas, os estresses heterogêneos e complexos produzidos durante a função e os desafios do ambiente intra-oral (DELLA BONA, 2009). Assim, quando os ensaios *in vitro* conseguem simular de forma fiel o ambiente intra-oral, os resultados podem ser extrapolados para a situação clínica (ANUSAVICE *et al.*, 2007; BORBA, 2010; DELLA BONA *et al.*, 2003).

No caso dos materiais cerâmicos a tensão crítica para iniciar uma fratura (radial) é altamente dependente das falhas encontradas no material (REKOW *et al.*, 2011). A fratura ocorre pela propagação natural dos defeitos presentes nas microestruturas dos componentes, quando os mesmos são submetidos a alta concentração de tensões de tração (STUDART *et al.*, 2007). Desta forma, os defeitos superficiais, como trincas podem diminuir a resistência e a tenacidade à fratura das cerâmicas, pois induzem um fenômeno de concentração de tensões, também conhecido como fator de intensidade de tensão (K), que permanece elevada ao redor desses pequenos defeitos. Como consequência, a resistência de um material pode ser considerada como o esforço necessário para iniciar e propagar uma trinca ocasionando a fratura catastrófica do corpo cerâmico (tenacidade à fratura), pois a carga aplicada que anteriormente seria distribuída sobre uma porção ampla do material, agora converge para uma zona diminuta na ponta da trinca. Assim, quando a tensão aplicada excede o fator crítico de intensidade de tensão ( $K_{Ic}$ ) do material na ponta da trinca, a mesma começa a se

propagar levando à fratura catastrófica (DELLA BONA *et al.*, 2003; ANUSAVICE *et al.*, 2007).

A redução gradual de força e energia provocada pelo trabalho intenso é conhecida como fadiga, onde os ensaios *in vitro* procuram simular um carregamento de força que pode ser contínua (estática ou dinâmica) ou repetida (cíclica) a fim de acumular danos na microestrutura e induzir a falha. Para as restaurações de cerâmicas esta situação se relaciona ao carregamento cíclico mastigatório na cavidade oral, aonde o acúmulo de danos durante a mastigação pode induzir a uma falha catastrófica da microestrutura. Esta propriedade é importante na durabilidade das restaurações, especialmente para as cerâmicas que possuem um comportamento frágil (REKOW e THOMPSON, 2007). Ainda, a exposição das ligações de união das cerâmicas na ponta da trinca em um ambiente úmido podem intensificar a longo prazo o processo de falha. Este fenômeno é conhecido como crescimento subcrítico de trinca (*subcritical crack growth* – SCG) e também responsável pela diminuição da resistência mecânica das restaurações de cerâmicas no ambiente oral (TASKONAK *et al.*, 2008; REKOW *et al.*, 2011; ANUSAVICE *et al.*, 2007).

A análise dos dados quando os materiais cerâmicos são submetidos a ensaios mecânicos, deve ter um enfoque estatístico para análise do comportamento de fratura. Entre os métodos analíticos está a análise de Weibull, que calcula a probabilidade de falha de um volume ou área da amostra submetida a tensões de tração utilizando dois parâmetros, o módulo de Weibull ( $m$ ) e a resistência característica ( $\sigma_0$ ). Nesta análise a  $\sigma_0$  representa o valor no qual a probabilidade de falha ocorrer é de 63,21%. O valor de  $m$  está relacionado com a distribuição

dos dados, sendo que  $m$  terá um valor mais elevado se os valores mensurados mostrarem pouca variação. Os valores de  $m$ , na maioria dos materiais cerâmicos estão na faixa de 5 a 15. Assim, pode-se concluir que os defeitos físicos inerentes ao material, como os processos de fabricação são mais bem controlados para algumas cerâmicas do que para outras somente analisando o valor “ $m$ ” (DELLA BONA, 2009; BORBA, 2010).

Outra ferramenta importante para a compreensão do comportamento dos materiais cerâmicos é a análise fractográfica que tem como objetivo investigar as falhas mecânicas (fraturas) e consequentemente proporcionar o aprimoramento de materiais com finalidades estruturais. Nesta análise, é possível identificar na microestrutura diferentes campos de tensões (marcações) resultantes da interação da energia de propagação da trinca com a microestrutura do material. A análise fractográfica pode ter o enfoque quantitativo ou qualitativo. A análise quantitativa pode ser realizada para mensurar o tamanho do defeito crítico, a presença de crescimento subcrítico, estimar a tenacidade à fratura e defeitos (anomalias) de processamento dos materiais. A qualitativa pode ter a finalidade de identificar a origem da fratura e a natureza das tensões, buscando aprimorar os ensaios laboratoriais e os procedimentos clínicos. Assim, a análise da fractográfica permite comparar os padrões de fratura observado *in vivo* e *in vitro*, proporcionando maior verossimilhança nos experimentos laboratoriais (DELLA BONA, 2005a; SCHERRER *et al.*, 2008; QUINN, 2007).

### 2.3 Cerâmicas policristalinas à base de zircônia

A zircônia (óxido de zircônio) existe em três formas cristalográficas dependendo de sua temperatura: monoclinica (m), tetragonal (t) e cúbica (c). A fase monoclinica é estável à temperatura ambiente. Acima de 1170°C a zircônia está na fase tetragonal e em 2370°C, o material muda para uma fase cúbica (DENRY e KELLY, 2008). A transformação da fase tetragonal para a monoclinica ocorre durante o resfriamento e é acompanhada por uma deformação em cisalhamento de 0,16% e um aumento de volume de 3-5%. Desta forma, esta transformação para a temperatura ambiente pode levar a formação de trincas na cerâmica (DENRY e KELLY, 2008; HANNINK *et al.*, 2000). Portanto, a zircônia é parcialmente estabilizada na fase tetragonal pela adição de pequenas quantidades de outros óxidos metálicos. Assim, existem diferentes tipos de zircônia dependendo da adição de componentes menores, tais como ítria ( $Y_2O_3$ ), céria ( $CeO_2$ ), magnésio (MgO), alumina ( $Al_2O_3$ ) e cálcia (CaO) (Della Bona, 2009). Tipicamente para aplicações dentárias, cerca de 3 mol% em peso de ítria é adicionada à zircônia pura que fica, assim, denominada zircônia tetragonal parcialmente estabilizada com ítria (Y-TZP) (VAGKOPOULOU *et al.*, 2009).

A estabilização da estrutura tetragonal da zircônia a temperatura ambiente e a possibilidade de transformação de fase induzida por estresses (*transformation toughness*) resulta em um material com propriedades mecânicas superiores (HANNINK *et al.*, 2000). Apesar da zircônia estar estabilizada a temperatura ambiente, quando este material é submetido às tensões, ocorre a transformação da fase tetragonal para

monoclínica (KOSMAC *et al.*, 1999; SATO *et al.*, 2010). A transformação de fase (*transformation toughening*) é acompanhada por um aumento de volume de aproximadamente 3 a 5%, produzindo tensões de compressão na extremidade da trinca, o que estabiliza ou dificulta a sua propagação (BAN, 2008; HANNINK *et al.*, 2000; VAGKOPOULOU *et al.*, 2009). Esta capacidade de resistir a propagação da trinca se assemelha ao comportamento dos dentes naturais, que por meio da junção amelo-dentinária impedem ou dificultam que trincas no esmalte decorrentes do estresse oclusal se propaguem até a dentina e causem a fratura catastrófica do elemento dental (DONG e RUSE, 2003).

Portanto, a Y-TZP tem alcançado grande popularidade na Odontologia devido a seus altos valores de resistência à fratura (900-1000 MPa) e tenacidade à fratura (5,5-7,4 MPa m<sup>1/2</sup>) quando comparada as outras cerâmicas odontológicas (GUAZZATO *et al.*, 2004), o que permitiu a diminuição da espessura das infraestruturas e do tamanho de secção transversal dos conectores de próteses parciais fixas (PPFs) (BORBA, 2010). Ainda, possibilitou a confecção de PPFs livres de metal com mais de três elementos (MCLAREN e GIORDANO, 2005). A espessura da infraestrutura recomendada é de 0,5 mm e o diâmetro mínimo indicado para os conectores é de 3,0-6,0 mm para PPFs de 3 unidades; 4,0-6,0 mm para PPFs de 4 unidades; 5,0-6,0 mm para PPFs de 5 unidades (ZARONE *et al.*, 2011). A Y-TZP também é utilizada na Odontologia para produzir braquetes ortodônticos, pinos endodônticos, pilares de implantes e implantes odontológicos (KOUTAYAS *et al.*, 2009).

A aplicação da cerâmica Y-TZP para a confecção de restaurações só foi possível através da introdução do sistema CAD/CAM (*Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing* – Desenho e manufatura auxiliados por computador) na Odontologia (STRUB *et al.*, 2006). Assim, a Y-TZP é fornecida para os laboratórios de prótese dentária em forma de blocos ou discos de vários tamanhos para serem processados com a tecnologia CAD/CAM. Os blocos cerâmicos estão disponíveis em duas formas: pré-sinterizados ou sinterizados.

Os blocos pré-sinterizados são fabricados a partir do pó de zircônia (10-200 nm) juntamente com a adição do dopante ( $Y_2O_3$ ), que são colocados em um molde deformável sujeito a prensagem isostática a frio (uniforme, isto é, em todas as direções). Isso permite obter um espaço pequeno (20 a 30 nm) entre os cristais (porosidade) e uma distribuição bastante homogênea dos componentes. Os blocos possuem cerca de 50% da densidade teórica do material. Desta forma, a usinagem por meio do CAD/CAM é mais fácil e mais rápida. Neste método, o material, após a usinagem, deve ser densificado (95%) através da sinterização em um forno especial. A temperatura de sinterização final varia entre 1300° e 1500°C com um tempo de duração entre 2 h e 5 h. A contração do material varia entre 13% a 25% quando o forno atinge 1000°C e deve ser compensada através da usinagem de restaurações maiores pelo sistema CAD/CAM. A microestrutura final tem um tamanho de partícula entre 0,5 e 2  $\mu m$  dependendo da temperatura, tempo de queima e quantidade de dopante (DENRY e KELLY, 2008; HANNINK *et al.*, 2000; MCLAREN e GIORDANO, 2005; ZARONE *et al.*, 2011).

Os blocos sinterizados são fabricados por meio de prensagem isostática a quente (*hot isostatic pressing – HIP*). Neste método, a prensagem isostática ocorre a uma temperatura de 1600°C (15 min) para produzir um bloco de cerâmica com 100% de densidade. Este método de fabricação permite obter um material livre de porosidades e a densidade é aumentada sem aumentar o tamanho das partículas. As restaurações podem ser usinadas no seu tamanho final, porém o processo é mais difícil e demorado. Ainda, a microestrutura final é composta por partículas menores do que 0,5 µm (DENRY e KELLY, 2008; HANNINK *et al.*, 2000; MCLAREN e GIORDANO, 2005).

O mesmo mecanismo de transformação de fase que eleva as propriedades mecânicas da Y-TZP pode resultar em um comportamento indesejável denominado degradação das propriedades mecânicas em baixa temperatura (*low temperatura degradation – LTD*) (CHEVALIER *et al.*, 2009). Esse fenômeno (LTD) foi descrito pela primeira vez em pór Kabayashi *et al.* (1981). Na Medicina, foram observadas altas taxas de fratura para cerâmicas à base zircônia que eram usadas como próteses de fêmur, sendo essas falhas atribuídas ao LTD. Por isso, em 2001, essas cerâmicas foram suspensas pela FDA para o uso Ortopédico na Medicina (*Food and Drug Administration*, EUA) (CHEVALIER *et al.*, 2009). No entanto, na Odontologia, ainda não existem relatos científicos que comprovem falhas clínicas associadas a este fenômeno (BAN, 2008).

O LTD é ocasionado pela transformação espontânea e progressiva da fase tetragonal em monoclinica nos cristais da superfície, em ambiente úmido e baixas temperaturas. Quando ocorre a transformação de fase, o aumento de volume leva a concentração de tensões de tração entre os cristais e geração de micro-trincas. Essas tensões podem

desencadear a transformação dos cristais vizinhos, enquanto que as micro-trincas permitem que a água penetre no interior do material. Esse fenômeno vai se propagando por um processo de nucleação e crescimento dos cristais, gerando aumento de micro-trincas, extrusão dos cristais da superfície e aumento da rugosidade, o que resulta na degradação da resistência do material (BAN, 2008; DEVILLE *et al.*, 2005).

Por causa do LTD, o procedimento de esterilização, realizado em vapor a 134°C, foi proibido pois teve um efeito prejudicial sobre a estabilidade a longo prazo de próteses à base de zircônia. No entanto, esse tratamento de autoclave pode ser utilizado para simular em ensaios de laboratório um envelhecimento artificial. Calcula-se que 1 h de tratamento a 134 °C teoricamente tem o mesmo efeito *in vivo* de 3 a 4 anos em 37°C (CHEVALIER *et al.*, 1999; DEVILLE *et al.*, 2005).

#### **2.4 Longevidade clínica**

As restaurações à base zircônia tem sido utilizadas como uma alternativa para as restaurações à base de metal, como a metalocerâmica. A maioria dos estudos relacionados às cerâmicas à base de zircônia tem como foco principal avaliar a longevidade de prótese múltiplas, especialmente em regiões posteriores, e poucos estudos são encontrados avaliando coroas unitárias. A taxa de sobrevivência fornece mais detalhes para a avaliação de próteses múltiplas e corresponde a um tempo curto de acompanhamento, sendo em média 5 anos. Ainda, os estudos relatam que um dos critérios de exclusão são pacientes que apresentam bruxismo (AL-AMLEH *et al.*, 2010).

Em uma revisão sistemática foi estimado que a sobrevida de próteses múltiplas totalmente de cerâmica e metalo-cerâmicas, após 5 é de 88,6% e 94,4%, respectivamente. A perda de vitalidade do elemento dental foi a complicação biológica mais frequente relatada com 6,1% para as metalo-cerâmicas e 4,1% para as próteses totalmente cerâmica, o que estava diretamente relacionado ao maior desgaste de estrutura dental que é necessário para reabilitações com metal. A fratura catastrófica do corpo cerâmico foi a principal complicação técnica para a cerâmicas puras, somando 6,5% das falhas (SAILER *et al.*, 2007).

A taxa de sobrevivência estimada de próteses múltiplas à base de zircônia depois de 5 anos variou de 70,54% a 100%, resultando em uma taxa média de 5 anos de sobrevivência de 94,29% (SCHLEY *et al.*, 2010). Para próteses múltiplas e unitárias as cerâmicas à base de zircônia têm mostrado um comportado de fratura diferente das demais cerâmicas puras (SAILER *et al.*, 2007; AL-AMLEH *et al.*, 2010; DELLA BONA e KELLY, 2008).

Em revisão sistêmica, Al-amleh et al. (2010), relataram que as fraturas catastróficas do corpo cerâmico eram raras e quando documentadas estavam principalmente relacionadas ao *design* dos conectores da prótese múltipla. Desta forma, a complicação mais comum observada em todos os estudos era o lascamento da porcelana de cobertura, aonde a mesma poderia expor ou não a infraestrutura de zircônia. As taxas de fratura documentadas variaram de 0% a 54%, a maior taxa foi em restaurações de cerâmicas confeccionadas para prótese múltipla suportada por implantes, aonde a Esprident Triceram apresentou 54% de lascamento no primeiro ano. Próteses unitárias à base de zircônia têm mostrado uma taxa de sobrevivência de 93% após um

período de 2 anos de 15 coroas de Cercon (Dentsply Degudent, Hanau, Alemanha) (CEHRELI *et al.*, 2009). Outra investigação por um período de 3 anos, analisando 204 coroas à base de zircônia (Procera zircônia), mostrou uma taxa de sobrevivência de 93%. Entre as complicações analisadas, observou-se 6% perda de retenção, em 2,5% perda dentária, em 5% dor e em 2% lascamento da porcelana (ORTORP *et al.* 2009).

## **2.5 Cimentação adesiva das cerâmicas**

As diferentes microestruturas que formam as cerâmicas e as propriedades químicas e físicas dos agentes de cimentação irão influenciar significativamente na natureza do mecanismo de união e durabilidade das restaurações de cerâmicas. Tratamentos de superfície são comumente utilizados com o objetivo de aumentar a área de superfície interna das restaurações, criando uma superfície áspera e limpa com energia favorável para união entre a cerâmica e o substrato dental (DELLA BONA, 2005b).

Uma grande variedade de cimentos e técnicas de cimentação tem sido aplicadas aos sistemas cerâmicos atuais, onde pode-se apontar a cimentação convencional (cimento de ionômero de vidro e cimento de fosfato de zinco) e a cimentação adesiva (cimentos resinosos) (VARGAS *et al.*, 2011; POSPIECH, 2002). Cimentos resinosos têm composição similares as resinas compostas restauradoras e componentes químicos similares aos sistemas adesivos, que consistem basicamente de cargas inorgânicas incorporadas em uma matriz orgânica (ex. Bis-GMA, TEGDMA, UDMA) (VAN LANDUYT *et al.*, 2007; IKEMURA *et al.*, 2012). Entre as vantagens da utilização da cimentação adesiva para a

fixação das restaurações cerâmicas estão a melhor distribuição das forças mastigatórias no complexo dente-restauração e o aumento da retenção e da integridade marginal (BURKE *et al.*, 2002). A cimentação adesiva das restaurações de cerâmicas ácido-sensíveis (com alto conteúdo de fase amorfa) tem resultado em um aumento da resistência à fratura, relacionada com a capacidade do cimento em selar e modificar as falhas de superfície, impedindo que uma área de defeito de superfície aja como um sítio de concentração de estresses (NEIVA *et al.*, 1998). Portanto, a união entre os cimentos resinosos a superfície das cerâmicas é o componente fundamental para manter este vínculo estável (DELLA BONA *et al.*, 2005b).

A adesão entre a superfície cerâmica e o cimento resinoso pode ser obtida através de união micromecânica, com micro-rugosidades produzidas por jateamento de partículas ou pelo condicionamento com ácido hidro fluorídrico, e através de união química, com o uso de agentes de união (MATINLINNA E VALLITTU, 2007).

Para as cerâmicas ácido-sensíveis, a associação entre o condicionamento com ácido hidro fluorídrico (HF) e a aplicação de um agente de união silano tem promovido excelentes valores de resistência de união e durabilidade adesiva (união mecânica e química) (DELLABONA, 2005b; POSPIECH, 2002). Os silanos são moléculas bifuncionais que unem-se por reação de condensação ao um grupo de hidroxila na superfície das cerâmicas (ligação covalente entre Si-OH) e as ligações duplas de metil-metacrilato nos adesivos resinosos (BLATZ *et al.*, 2003; HOOSHMAND *et al.*, 2002; MATINLINNA E VALLITTU, 2007).

As cerâmicas ácido-resistentes, em essência composta por uma microestrutura policristalina, podem otimizar sua resistência de união por meio de abrasão por jateamento de partículas de óxido de alumínio ou modificadas por sílica e cimentos específicos a base de monômeros bifuncionais (ex: MDP) (KERN e WEGNER, 1998; POSPIECH, 2002; BLATZ *et al.*, 2003). O jateamento com partículas de alumina é capaz de produzir micro rugosidades para o embricamento micro mecânico com o cimento. Ainda, por meio da abrasão de partículas modificadas por sílica (ex. Rocatec e Cojet) é possível depositar uma camada de sílica na superfície das cerâmicas. O resultado é uma superfície coberta com uma fina camada de sílica que, além de proporcionar uma potencial retenção micromecânica, também promove sítios para adesão química por meio da aplicação de agentes de união como o silano (efeito triboquímico) (DELLA BONA *et al.*, 2007; POSPIECH, 2002; BLATZ *et al.*, 2003).

Além disso, o tratamento de superfície com primers contendo monômeros bifuncionais, como 10-metacrilóiloxidecil-dihidrogeniofosfato (MDP) e outros monômeros de fosfato adesivo (MZP), é frequentemente recomendado para melhorar a ligação química do cimento resinoso com os óxidos metálicos presentes na cerâmica Y-TZP (BLATZ *et al.*, 2003; KERN *et al.*, 2009). Estes monômeros tem a capacidade de formar ligação química com os óxidos metálicos, e agir através de ligações secundárias de van der Waals ou pontes de hidrogênio, melhorando a molhabilidade da cerâmica (DELLA BONA, 2009).

A ligação química entre a cerâmica e o cimento resinoso desempenha um fator importante na resistência de união

(HOOSHMAND *et al.*, 2002). Desta forma, cimentos resinosos como o Panavia F 2.0 (Kuraray) apresentam monômeros bifuncionais fosfatados (10-MDP) incorporados a matriz de Bis-GMA. O 10-MDP é um monômero sintetizado originalmente pela Kuraray (Osaka, Japão) que tem mostrado excelentes resultados na durabilidade de união entre cerâmicas ácido-resistentes e o cimento resinoso (KERN e WEGNER, 1998), o que confirma o seu possível potencial na ligação química a óxidos metálicos (IKEMURA *et al.*, 2012). Ainda, este monômero apresenta uma cadeia de carbono longa, o que favorece as características hidrofóbicas e aumenta sua estabilidade hidrolítica, bem como proporciona forte ligação iônica com o cálcio presente na composição da hidroxiapatita no esmalte e na dentina (VAN LANDUYT *et al.*, 2007).

## **2.6 Y-TZP e o jateamento com partículas de alumina**

No jateamento, as partículas são movidas em um fluxo de ar e se chocam contra a superfície interna das cerâmicas. O tamanho de partícula de alumina, dureza, velocidade, morfologia, fluxo e ângulo de impacto irão determinar a proporção da abrasão e, conseqüentemente, o padrão de rugosidade criado na superfície cerâmica (ADDISON *et al.*, 2007). Portanto, o principal desafio da aplicação clínica deste tratamento de superfície é produzir um padrão de micro-rugosidade superficial que seja capaz de melhorar a união com o cimento resinoso sem produzir defeitos que possam comprometer a resistência à fratura da restauração cerâmica. Além disso, como mencionado anteriormente, quando a cerâmica Y-TZP é submetida às tensões externas, como as geradas pelo jateamento, uma transformação de fase é induzida, o que pode resultar

em um comportamento benéfico para o material (*transformation toughness*) ou deletério (LTD).

Nesse sentido, uma série de estudos foram realizados com o objetivo de avaliar a resistência de união e de fratura da cerâmica Y-TZP submetida ao jateamento com partículas de alumina. Os resultados encontrados nestes estudos são controversos e a principal limitação é o fato de que não existe uma padronização do protocolo de jateamento, como pressão e tempo de jateamento, tamanho de partícula, distância entre a ponta do jato e a superfície da cerâmica. Os parâmetros de jateamento e principais resultados dos artigos estão na *Tabela 1* e *Tabela 2*. Nos estudos, as principais variações nos protocolos de jateamento foram: tamanho de partícula (30, 110 e 125  $\mu\text{m}$  para partícula de óxido de alumínio modificada por sílica; e 25, 45, 50, 70, 75, 100, 110, 125 e 150  $\mu\text{m}$  para partícula de óxido de alumínio, sem modificação); pressão de jateamento (0,05 a 0,60 MPa); tempo de jateamento (5 a 90 s) e distância entre a superfície cerâmica e o jato (10 a 30 mm).

*Tabela 1 Resultados encontrados nos estudos de resistência de união entre a Y-TZP e o cimento resinoso para a influência do jateamento de partículas, discriminando o tipo (TiP) e tamanho (TaP) de partícula, a pressão (P), distância (D) e o tempo (T) utilizados no protocolo de jateamento.*

Estudo	TiP	TaP ( $\mu\text{m}$ )	P (MPa)	D (mm)	T (s)	Resultados
Tsuo et al. (2006)	OA	50	0,38	10	20	O jateamento com partículas maiores produziu maiores valores de rugosidade. Os valores de resistência de união foram estatisticamente iguais para todos os grupos testados.
		75				
		100				
		150				

Yang et al. (2007)	OA	50	0,25	10	15	O jateamento foi o único instrumento eficaz na limpeza da superfície da cerâmica após a contaminação.
Heikkinen et al. (2007)	OAS	30	0,15	10	10	A resistência de união aumentou com o aumento da pressão (0,15 para 0,45 MPa).
			0,22			
			0,30			
			0,45			
Re et al. (2008)	OA	50 110	0,25	10	10	O jateamento aumentou os valores de resistência de união. O jateamento com OAS obteve os maiores valores para a cerâmica do tipo Lava (3M ESPE). Para a cerâmica Cercon (Dentsply) a resistência de união foi semelhante quando usado OA ou OAS.
	OAS	110				
Kern et al. (2009)	OA	50	0,05	*	*	As duas pressões investigadas melhoraram de forma igual a resistência de união, juntamente com monômeros fosfatados.
			0,25			
Attia e Kern (2011)	OA	50	0,25	10	15	O jateamento foi eficaz na durabilidade de união para ambas as pressões, onde o método de limpeza com ultrassom pode ser recomendado.
			0,05			

Castro et al. (2012)	OA	≤45	0,19	*	20	A resistência de união foi semelhante entre os grupos jateados com OA e OAS testados após 3 dias e termociclados, mas foi estatisticamente diferente para grupo armazenado em água por 6 meses, onde o grupo jateado com OAS alcançou um resultado melhor.
	OAS	30				

Notas: OA = óxido de alumínio; OAS = óxido de alumínio modificado por sílica; \* - informação não fornecida pelo estudo.

Tabela 2 Resultados encontrados nos estudos para a influência do jateamento de partículas na resistência mecânica da Y-TZP, discriminando o tipo (TiP) e tamanho (TaP) de partícula, a pressão (P), distância (D) e o tempo (T) utilizados no protocolo de jateamento.

Estudo	TiP	TaP (µm)	P (MPa)	D (mm)	T (s)	Resultados
Zhang et al. (2004)	OA	50	0,28	10	5	O jateamento com partículas de óxido de alumínio reduziu a resistência à fadiga em 30%.
Guazzato et al. (2005)	OA	110	0,5	*	20	As amostras jateadas produziram os maiores valores de resistência à flexão em três pontos e módulo de Weibull.
Curtis et al. (2006)	OA	25	0,48	20	5	O jateamento com diferentes tamanhos de partícula aumentou a resistência à flexão biaxial e o módulo de Weibull da Y-TZP quando comparado com o grupo controle (sem jateamento), tanto em ambiente seco como
		50				
		110				

						úmido.
Zhang et al. (2006)	OA	50	0,28	10	5	A resistência à fadiga de cerâmicas à base de zircônia diminuiu após o jateamento.
Kosmac et al. (2007a)	OA	110	0,4	30	15	O jateamento não afetou a resistência à flexão biaxial após a ciclagem mecânica das amostras, que apresentaram o módulo de Weibull maior que o grupo controle (sem jateamento).
Kosmac et al. (2007b)	OA	110	0,4	30	15	O jateamento não afetou a resistência à flexão biaxial após a ciclagem mecânica. As origens das fraturas não tiveram correlação com o jateamento.
Sato et al. (2008a)	OA	70	0,40	10	10	O jateamento com partículas maiores produziu um aumento na rugosidade e na quantidade de transformação de fase. Esta transformação de fase foi considerada excessiva e negativa para a resistência à flexão biaxial.
	OAS	125				
Sato et al. (2008b)	OA	70	0,40	10	10	O jateamento com partículas de 70 µm e 125 µm produziram

	OAS	125			90	valores de resistência à flexão biaxial semelhantes. Foi observado o aumento de rugosidade e quantidade de transformação de fase para o grupo jateado com partícula de 125 µm, independentemente do tempo de jateamento.
Wang et al. (2008)	OA	50	0,35	20	25	O jateamento com partículas de 50 µm resultou em valores de resistência à flexão em três pontos iguais ao do grupo controle (sem jateamento). Foi observado que os processos de fabricação por meio da usinagem podem comprometer a resistência mecânica do material cerâmico.
		120				
		150				
Aboushelib e Wang (2010)	OAS	110	0,20	10	*	A resistência à flexão em quatro pontos das amostras jateadas reduziu em média 50% quando comparada ao grupo controle (sem jateamento). No entanto, para o grupo jateado e que recebeu uma camada de agente adesivo, a resistência reduziu apenas 19,2%.
Aboushelib (2010)	OA	50	0,15	*	*	A resistência à flexão em quatro pontos após a ciclagem mecânica só foi estatisticamente igual para as amostras jateadas com partículas de 50 µm.
	OAS	110	030			
Guess et al. (2010)	OA	50	0,5	10	5	O comportamento mecânico das cerâmicas jateadas com partículas de óxido de alumínio foi semelhante ao

						comportamento das cerâmicas abrasionadas por discos. A confiabilidade estimada para o uso clínico de $10^5$ ciclos com uma carga de 200N foi de 98% para o grupo controle (sem tratamento) e 56% para o grupo jateado.
Doi et al. (2011)	OA	50	0,30	15	15	A resistência à flexão em três pontos para o grupo jateado foi estatisticamente igual ao grupo controle (sem jateamento).
Scherrer et al. (2011)	OAS	30	0,25	7	20	O jateamento aumentou entre 15% a 30% a resistência à flexão em quatro pontos após a ciclagem mecânica em relação ao grupo controle (sem jateamento).
Iijima et al. (2013)	OA	50	0,40	10	*	Os valores de resistência à flexão biaxial com o jateamento com partículas de 50 $\mu\text{m}$ foram semelhantes ao grupo controle (sem jateamento). Esses valores decresceram 46,1% para o grupo jateado e 37,4% para o grupo controle após a ciclagem mecânica.
		150				

Notas: OA = óxido de alumínio; OAS = óxido de alumínio modificado por sílica; \* - informação não fornecida pelo estudo.

### 2.6.1 Resistência de União

De acordo com a literatura *Tabela 1*, pôde-se observar que o jateamento com diferentes tamanhos de partícula e pressões afetam

diretamente a topografia de superfície da cerâmica Y-TZP (KERN *et al.*, 2009; KOMINE *et al.*, 2012; RE *et al.*, 2008; RE *et al.*, 2012; TSUO *et al.*, 2006).

Por outro lado, não existe um consenso na literatura a respeito do aumento da resistência de união com o aumento da rugosidade proporcionada por diferentes tamanhos de partículas, pressões e tempos de jateamento. Os valores de resistência de união encontrados nos estudos diferem bastante por causa das diferenças metodológicas.

Ainda assim, é importante fazer uma análise dos estudos para descobrir como esses diferentes parâmetros podem influenciar o comportamento de adesão da Y-TZP. A pressão foi um dos parâmetros que mais variou entre os estudos, sendo a pressão de 0,25 MPa a mais utilizada. Foi investigada a influência da pressão de jateamento na resistência ao cisalhamento de dois tipos de cerâmica à base de Y-TZP e um cimento resinoso. A variação da pressão do jateamento (0,15 para 0,45 MPa) melhorou a resistência de união para ambos tipos de cerâmica Y-TZP (HEIKKINEN *et al.*, 2007).

Uma investigação que também avaliou o efeito da pressão de jateamento na resistência de união da Y-TZP ao cimento resinoso relatou que o jateamento com a pressão de 0,05 MPa proporcionou o menor valor de resistência de união. As pressões de 0,10, 0,20, 0,40 e 0,60 MPa resultaram em valores de resistência de união semelhantes (KOMINE *et al.*, 2012). Outro estudo também observou diferentes valores de resistência de união quando a pressão testada variou de 0,10 para 0,25 MPa, utilizando partículas de óxido de alumínio de 50  $\mu\text{m}$  (RE *et al.*, 2012).

Por outro lado, Kern (2009) não observaram influência da pressão de jateamento na resistência à tração entre a cerâmica Y-TZP e o cimento resinoso. O tratamento de superfície dos corpos-de-prova foi realizado utilizando partículas de óxido de alumínio de 50  $\mu\text{m}$  e pressão de 0,05 MPa ou 0,25 MPa. Este achado está de acordo com outra investigação, onde também não foi encontrada diferença estatística nos valores de resistência de união entre as pressões de 0,05 MPa e 0,25 MPa (SHIMOE *et al.*, 2012).

Outro parâmetro que variou nos estudos foi o tipo e tamanho de partícula utilizada no jateamento. A utilização de partículas de alumina modificadas por sílica teve como objetivo alcançar união micromecânica e química entre os substratos. Entretanto, estudos que compararam a resistência adesiva da Y-TZP ao cimento resinoso utilizando o jateamento de partículas modificadas e o jateamento convencional encontraram valores de resistência semelhantes, mesmo quando tamanhos de partículas diferentes foram utilizados (RE *et al.*, 2008; CASTRO *et al.*, 2012). Diferenças foram observadas apenas após 6 meses de armazenagem, sendo que o grupo jateado com partículas modificadas obteve os melhores valores de resistência adesiva (CASTRO *et al.*, 2012). Além disso, o jateamento com óxido de alumínio também se mostrou eficaz para a limpeza da superfície cerâmica contaminada com saliva e outros resíduos (YANG *et al.*, 2007; ATTIA e KERN, 2011).

O tamanho de partícula mais utilizado nos estudos foi de 50  $\mu\text{m}$  para partículas de óxido de alumínio e de 30  $\mu\text{m}$  para as partículas de óxido de alumínio modificadas por sílica. A influência da variação do tamanho de partícula de óxido de alumínio na resistência de união da Y-

TZP ao cimento resinoso foi avaliada, utilizando partículas de 50, 75, 100 e 150  $\mu\text{m}$  com a pressão de 0,38 MPa. Concluiu-se que o tamanho de partícula não teve efeito nos valores de resistência de união (TSUO *et al.*, 2006). Resultado semelhante foi encontrado em outro estudo que, ao verificar a influência da variação do tamanho de partícula de óxido de alumínio (50 e 110  $\mu\text{m}$ ), não encontrou diferença estatística entre os grupos testados para a resistência de união (RE *et al.*, 2008).

A agressão mecânica provocada pelo jateamento com partículas de alumina também pode afetar a estabilidade da estrutura cristalina tetragonal da zircônia. Um estudo investigou, além do tempo de jateamento, a influência do tratamento térmico (500°C com taxa de aquecimento de 50°C/min até 1200°C, onde permaneceu por 10 minutos) após jateamento na resistência de união da Y-TZP ao cimento resinoso e na quantidade de fase monoclinica. Observaram que o conteúdo de zircônia monoclinica aumentou por causa do jateamento, e diminuiu após o tratamento térmico. Ainda, o tempo maior de jateamento de partículas de óxido de alumínio (10 s para 20 s) produziu maiores alterações na superfície, obtendo maiores valores de rugosidade média. Apesar disso, os valores de resistência de união foram similares para os dois tempos de jateamento testados (SHIMOE *et al.*, 2012).

O envelhecimento artificial é uma importante ferramenta para avaliar a estabilidade de união em condições de umidade e variações de temperatura, simulando o ambiente oral. Entre os trabalhos reportados na literatura, foram observadas variações no tempo de armazenamento dos corpos-de-prova antes do teste (1 dia a 6 meses, em água destilada a 37 °C) e, quando a termo ciclagem foi utilizada, também houve variação para o número de ciclos (5.000 a 37.000) e temperatura (4°C – 60°C ou

5° - 55°C). Apesar das significativas variações nas condições de testes, as falhas de união relatadas nos estudos após a termo ciclagem foram em sua maioria do tipo coesiva para os grupos que utilizaram em seus protocolos de cimentação o jateamento e monômeros bifuncionais fosfatados, sugerindo uma boa qualidade de união para esses protocolos (KERN *et al.*, 2009; KOMINE *et al.*, 2012; TSUO *et al.*, 2006; SHIMOE *et al.*, 2012).

#### 2.6.2 Resistência Mecânica da Cerâmica Y-TZP

De acordo com a literatura *Tabela 2*, a agressão mecânica provocada pelo jateamento com partículas introduz defeitos na superfície da Y-TZP, mas a natureza e caráter desses defeitos não são totalmente compreendidos. O aumento da rugosidade observados nos estudos é decorrente da perda superficial do material cerâmico devido aos impactos repetitivos das partículas. Por isso, diferentes ensaios mecânicos têm sido propostos na literatura com o objetivo de verificar a correlação do tamanho e severidade dos defeitos criados pelo jateamento com a proporção de transformação de fase (t-m) e as propriedades mecânicas das cerâmicas de Y-TZP, procurando simular um carregamento de força que pode ser contínuo (estático) e/ou repetido (cíclico), a fim de acumular danos na microestrutura e induzir a falha (ZHANG *et al.*, 2004; GUAZZATO *et al.*, 2005; CURTIS *et al.*, 2006; ZHANG *et al.*, 2006; KOSMAC *et al.*, 2007a; KOSMAC *et al.*, 2007b; SATO *et al.*, 2008a; SATO *et al.*, 2008b; WANG *et al.*, 2008; ABOUSHELIB, 2010; GUESS *et al.*, 2010; DOI *et al.*, 2011; SCHERRER *et al.*, 2011, IJIMA *et al.*, 2012)

A resistência à flexão em três pontos da Y-TZP foi avaliada após o jateamento de partículas de alumina, após a simulação dos efeitos de usinagem e após o tratamento térmico. O jateamento foi realizado com partículas de óxido de alumínio de 110  $\mu\text{m}$  e pressão de 0,5 MPa. A quantidade de transformação de fase (t-m) observada por difração de raios X (XRD) foi maior para o grupo jateado em comparação aos submetidos aos efeitos da usinagem e tratamento térmico. Foi observado que o tratamento térmico reverteu a transformação de fase induzida pelo jateamento. Os autores verificaram que o jateamento promoveu uma superfície rugosa e severamente danificada, onde a dimensão dos defeitos críticos que deram origem à fratura ficara em torno 6  $\mu\text{m}$ . No entanto, os valores de resistência à flexão em três pontos como também o módulo de Weibull foram maiores para o grupo jateado. Os autores concluíram que o aumento da resistência à flexão após o jateamento está associado à maior quantidade de transformação de fase (t-m) (GUAZZATO *et al.*, 2005).

Esses achados estão de acordo com outros estudos que também verificaram a influência do aumento da quantidade de fase monoclinica no aumento da resistência à flexão quando usado o jateamento, e a redução da resistência flexural quando promovida a reversão da fase m-t após o tratamento térmico. Ainda, foi observado que a transformação da fase monoclinica não é controlada pelo tempo de jateamento, mas sim pelo tamanho de partículas, onde partículas maiores (70 para 125  $\mu\text{m}$ ) promoveram uma transformação de fase monoclinica excessiva. Segundo os autores, essa transformação deve ser controlada para que não tenha um efeito negativo sobre a resistência flexural ou na longevidade da restauração cerâmica (SATO *et al.*, 2008a; SATO *et al.*, 2008b).

Outra investigação também observou que o jateamento com partícula de tamanho 120  $\mu\text{m}$  diminuiu a resistência flexural e que partículas menores (50  $\mu\text{m}$ ) não afetaram a resistência flexural quando comparado com o grupo controle polido. No entanto, não foi observada redução da resistência flexural após o tratamento térmico (SATO *et al.*, 2008b; GUESS *et al.*, 2010). Ainda, Wang *et al.* (2008), ao analisar a superfície cerâmica, observou que ambos os tamanhos de partícula produziram defeitos de superfície, onde o maior tamanho de partícula produziu defeitos que estendiam até 30  $\mu\text{m}$ . Ao testar as amostras que simularam o processo de fabricação por meio da usinagem verificou-se que a resistência flexural do material foi menor do que das amostras polidas. Os autores ressaltam que os processos de fabricação introduzem defeitos capazes de comprometer a resistência mecânica dos materiais cerâmicos e que a escolha de qualquer instrumento que possa introduzir mais defeitos deve ser vista com cautela para a longevidade das restaurações de zircônia. Ainda, a relação dos processos de fabricação com a introdução de defeitos mais severos do que os induzidos pelo jateamento é relatado por outras investigações (CURTIS *et al.*, 2006; KOSMAC *et al.*, 2007a; KOSMAC *et al.*, 2007b; SCHERRER *et al.*, 2011).

Para avaliar *in vitro* a longevidade dos materiais cerâmicos e observar a influência do jateamento de partículas, ensaios de fadiga cíclica tem sido proposto, fazendo com que os defeitos estáveis inicialmente cresçam de forma lenta ocasionando, a longo prazo, a falha do sistema cerâmico (SCG). Iijima *et al.* (2012), avaliaram a resistência à flexão biaxial de cerâmicas Y-TZP submetidas aos processos jateamento com alumina e condicionadas com ácido hidro fluorídrico a

47%. Os autores verificaram que o aumento da rugosidade foi diretamente dependente do tratamento proposto, sendo maior para os grupos jateados com partícula de tamanho de 150  $\mu\text{m}$ . Foi relatado que a resistência à flexão biaxial estática foi estatisticamente igual ao grupo controle (sem jateamento) somente quando utilizado o jateamento com partículas de 50  $\mu\text{m}$ . Ainda, a resistência à flexão biaxial após a ciclagem ( $10^6$  ciclos) da Y-TZP decresceu em 37,4% para o grupo controle, e para os grupos jateados com partícula de tamanho de 50  $\mu\text{m}$  e 150  $\mu\text{m}$  decresceu 46,1% e 44,0%, respectivamente. A quantidade de fase monoclinica foi igual antes e após a ciclagem. Os grupos jateados com o maior tamanho de partícula obtiveram um maior aumento na quantidade de fase monoclinica. Desta forma, os autores concluíram que os defeitos ocasionados pelo jateamento poderiam ser responsáveis pelo decréscimo na resistência mecânica, mas não relataram se os valores de resistência à flexão após a ciclagem das amostras jateadas com partícula de 50  $\mu\text{m}$  foram estatisticamente diferentes ao grupo controle (IIJIMA *et al.*, 2012).

Nesse sentido, Scherrer *et al.* (2011), relataram o aumento entre 15 a 30% da resistência à flexão em quatro pontos após a ciclagem ( $10^6$  ciclos) de diferentes cerâmicas de Y-TZP jateadas com óxido de alumínio modificado por sílica (tamanho 30  $\mu\text{m}$ ; pressão 0,25 MPa). Os autores observaram que após o jateamento houve suavização dos defeitos produzidos pelo processo de usinagem, que são possíveis concentradores de tensão. Por outro lado, outros estudos verificaram a redução da resistência mecânica da cerâmica Y-TZP quando jateadas por partículas óxido de alumínio (ZHANG *et al.*, 2004; ZHANG *et al.*, 2006).

Ainda, sugere-se que as partículas de óxido de alumínio se caracterizam por ser duras e com cantos agudos, e que o uso de abrasivos mais suaves como as partículas de óxido de alumínio modificadas por sílica (partículas arredondadas e macias) deve ser explorado nas investigações (ZHANG *et al.*, 2006).

Assim, não existe um consenso na literatura a respeito dos danos microestruturas ocasionadas por diferentes tamanhos de partículas, pressões e tempos de jateamento e sua influência na resistência mecânica da cerâmica Y-TZP o que torna preocupante extrapolar os achados nos resultados dos ensaios *in vitro* para a situação clínica.

A caracterização da interação entre os diferentes tipos de tratamentos de superfície e as diferentes microestruturas cerâmicas contribui significativamente para o aumento da vida útil das restaurações e como também para a indicação correta dos materiais (MALAMENT e SOCRANSKY, 1999). Essa caracterização do comportamento dos materiais pode ocorrer através de estudos clínicos e laboratoriais. Os estudos clínicos randomizados são excelentes para avaliar o desempenho dos biomateriais. No entanto, estes estudos são caros, de longa duração e não é possível controlar todas as variáveis. Assim, os testes de resistência de união e de resistência à fratura, como os citados previamente no texto, são ferramentas eficientes para obter uma caracterização inicial do comportamento mecânico dos materiais. Entretanto, esses corpos-de-prova padronizados negligenciam a influência da geometria e da configuração complexa (multicamadas) das restaurações na distribuição de tensões e no padrão de rugosidade de superfície produzido pelo jateamento. Assim, existem dúvidas a respeito da extrapolação clínica dos protocolos de jateamento preconizados pelos

estudos que utilizam os testes padronizados (flexão biaxial e flexão em três ou quatro pontos). Os testes laboratoriais com corpos-de-prova em forma de restaurações têm como objetivo simular de uma maneira mais realista o comportamento observado in vivo (ANUSAVICE *et al.*, 2007; BORBA, 2010).

### 3. PROPOSIÇÃO

A presente dissertação tem como objetivos:

a) Avaliar o efeito do tamanho de partícula utilizada no protocolo de jateamento na carga e modo de falha de coroas de Y-TZP. A hipótese testada é de que diferentes protocolos de jateamento resultam em diferentes valores de carga de fratura e modo de falha.

b) Investigar o efeito do tamanho de partícula utilizada no protocolo de jateamento na confiabilidade de coroas de Y-TZP. A hipótese testada é de que quanto menor o tamanho de partícula maior o módulo de Weibull ( $m$ ).

c) Investigar o efeito do tamanho de partícula utilizada no protocolo de jateamento na topografia de superfície de coroas de Y-TZP. A hipótese testada é de que o maior tamanho de partícula resulta em maior rugosidade de superfície.

#### 4. MATERIAL E MÉTODO

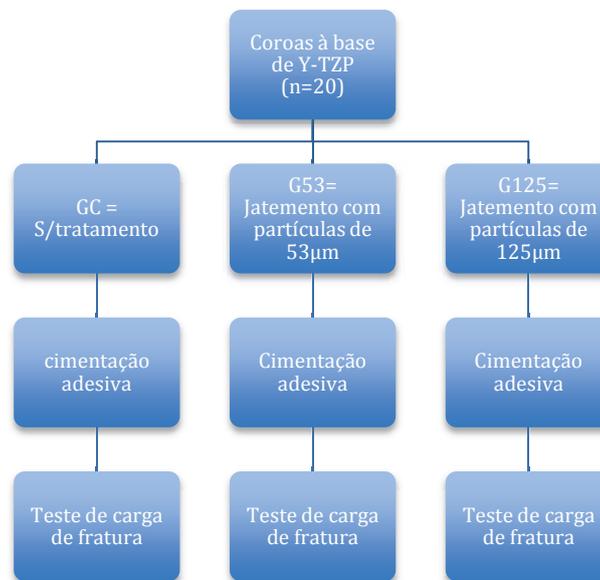
Os materiais utilizados no presente estudo se encontram no *Quadro 1*

*Quadro 1 Nome comercial e fabricante.*

Material	Fabricante
Vita In-Ceram YZ	Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Alemanha
Vita VM9 Base Dentina 3M3	Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Alemanha
NEMA graduação G10	International Paper, Hampton, SC, EUA
Condacporcelana - Ácido fluorídrico a 10%	FGM, Joinville, SC, Brasil
Panavia F	Kuraray Medical, Osaka, Japão
Prosil - Silano	FGM, Joinville, SC, Brasil
Microetcher II	Danville, CA, EUA

Foram confeccionadas 60 coroas totalmente cerâmicas compostas por infraestrutura de Y-TZP recoberta com a porcelana indicada pelo fabricante (Vita VM9). As coroas foram divididas aleatoriamente em 3 grupos, conforme o tratamento de superfície (n=20) (*Figura 1*)

- GC: sem tratamento (grupo controle);
- G53: jateamento com partículas de óxido de alumínio de tamanho de 53 µm;
- G125: jateamento com partículas de óxido de alumínio de tamanho de 125 µm.



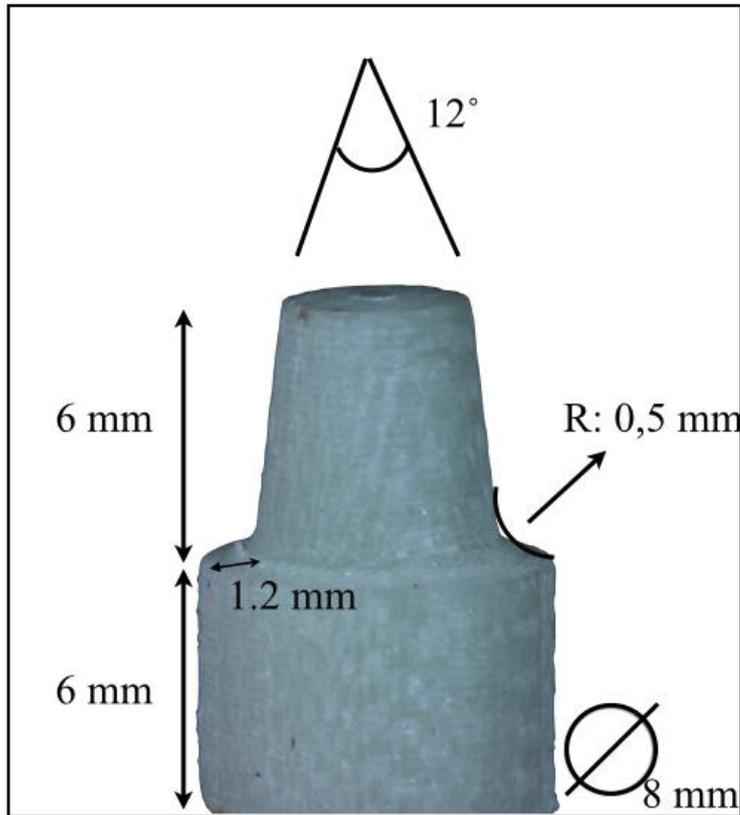
*Figura 1 Desing do experimento*

#### **4.1 Obtenção das infraestruturas (IE)**

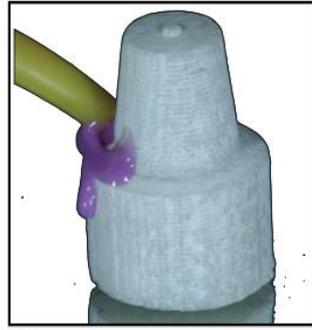
Um preparo simulando um pré-molar inferior foi realizado através da usinagem de uma resina epóxica reforçada por fibras de vidro (G10). O preparo obteve a seguinte configuração: 8 mm de diâmetro na base, 6 mm de altura de base, 6 mm de altura do preparo, término cervical em formato de ombro arredondado (raio de curvatura de 0,5 mm), com 1,2 mm de espessura de desgaste nessa região, ângulos internos arredondados e grau de convergência de 12° (Figura 2) (CORAZZA, 2012).

O preparo foi moldado com silicone de adição (Express XT, 3M ESPE - USA) utilizando a técnica da moldagem simultânea. Em seguida,

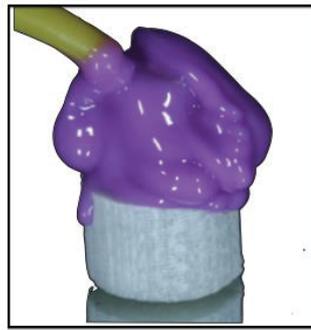
foi confeccionado um modelo com gesso pedra especial Durone tipo IV (Dentsply/Caulk, Milford, EUA) (*Figura 3*). Todos os passos para a fabricação das infraestruturas à base de zircônia foram realizados pelo sistema CAD/CAM CEREC inLab MC XL (Sirona Dental Systems, Charlotte, NC, EUA). Sobre o modelo foi aplicado o Optispray (Sirona). O modelo foi escaneado pelo sistema inEos Blue (Sirona). A partir disso, uma imagem tridimensional do modelo foi gerada no programa de computador e o término cervical da infraestrutura foi delimitado. A configuração final da IE gerada automaticamente pelo software inLab 3D (Sirona) teve a espessura uniforme de 0,5 mm. Para iniciar o procedimento de usinagem, blocos de Vita In-Ceram YZ (14 x 15 x 20 mm - Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Alemanha) foram posicionados na máquina CEREC inLab MC XL (Sirona) e desgastado por duas pontas diamantadas novas sob intensa refrigeração (*Figura 4*). Após as usinagens, as IE foram separadas do restante dos blocos com a utilização de um disco de diamante e uma ponta diamantada de granulação fina em baixa rotação (*Figura 5*).



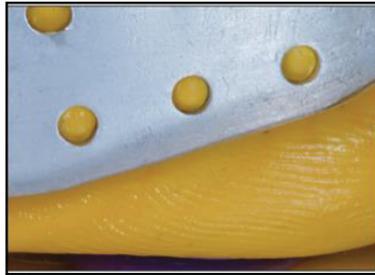
**Figura 2** Configuração do preparo coronário.



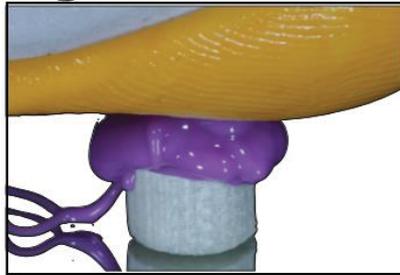
A



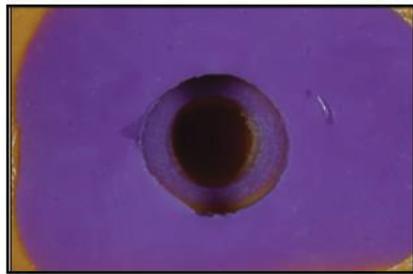
B



C



D

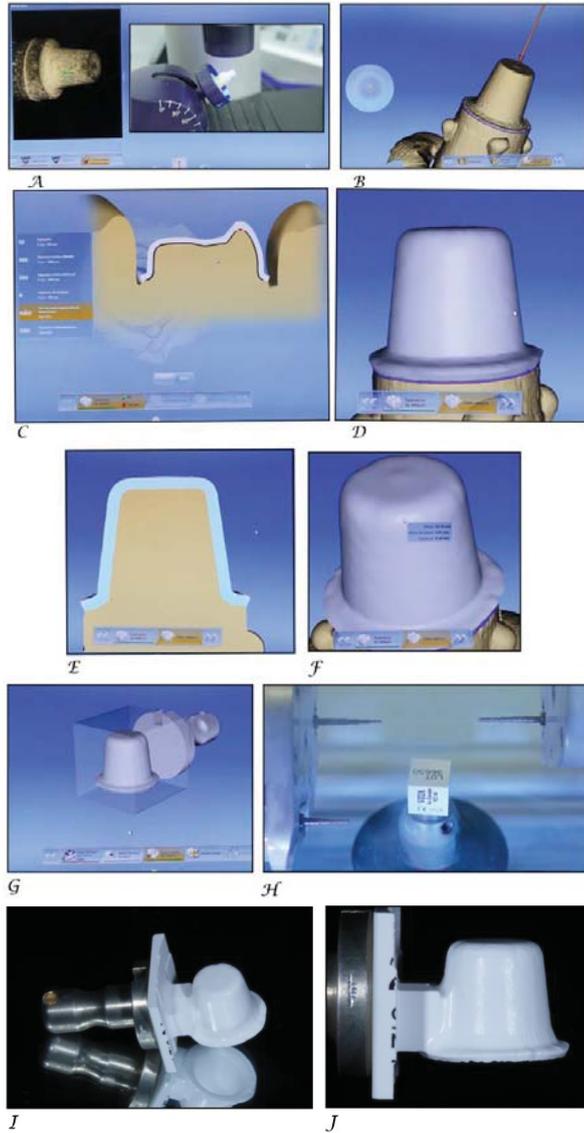


E

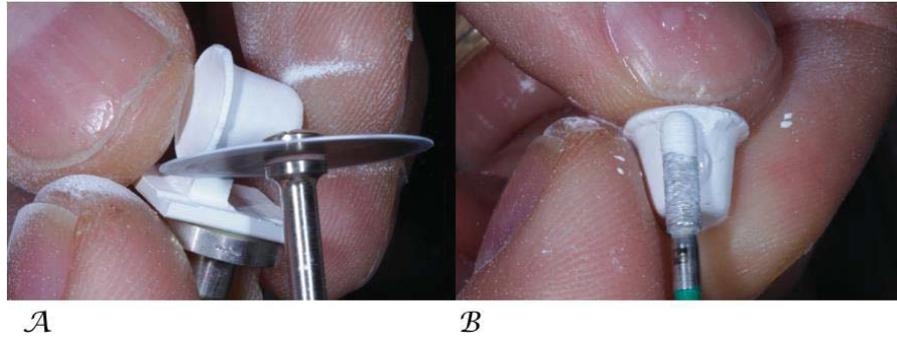


F

Figura 3 As imagens de A a F ilustram a sequência da moldagem do preparo em G-10 até a obtenção do troquel de gesso.

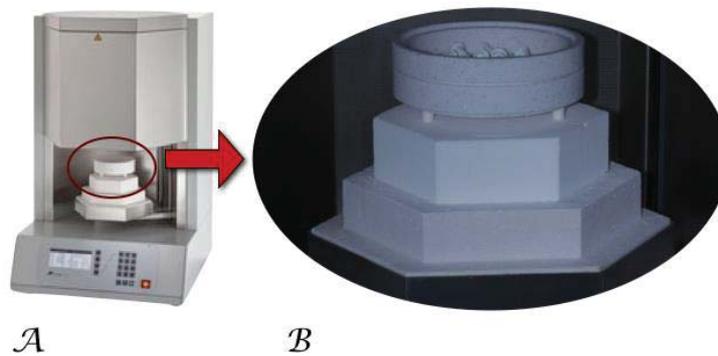


*Figura 4 As imagens de A a J ilustram a sequência do escaneamento do preparo em gesso até a obtenção da infraestrutura em Y-TZP.*



*Figura 5 As imagens A e B ilustram o corte realizado nos blocos Y-TZP após a usinagem.*

Após a usinagem as IE foram levadas ao forno inFire HTC speed (Sirona) para a serem submetidas ao ciclo de sinterização (**Figura 6**), seguindo as recomendações do fabricante (Tabela 3).



*Figura 6 As imagens A e B ilustram a sinterização das Y-TZP.*

*Tabela 3 Imagem ilustrativa do ciclo de sinterização recomendado pelo fabricante*

CICLO	Temp. inicial °C	→ min	↗ min	↗ °C/min	Temp. aprox. °C	→ min	Vácuo mín.
1. Queima de limpeza da Vita YZ	600	3,00	3.00	33	700	5.00	-
2. Ciclo de sinterização da Vita YZ	40	-	88	17	1530	120	-

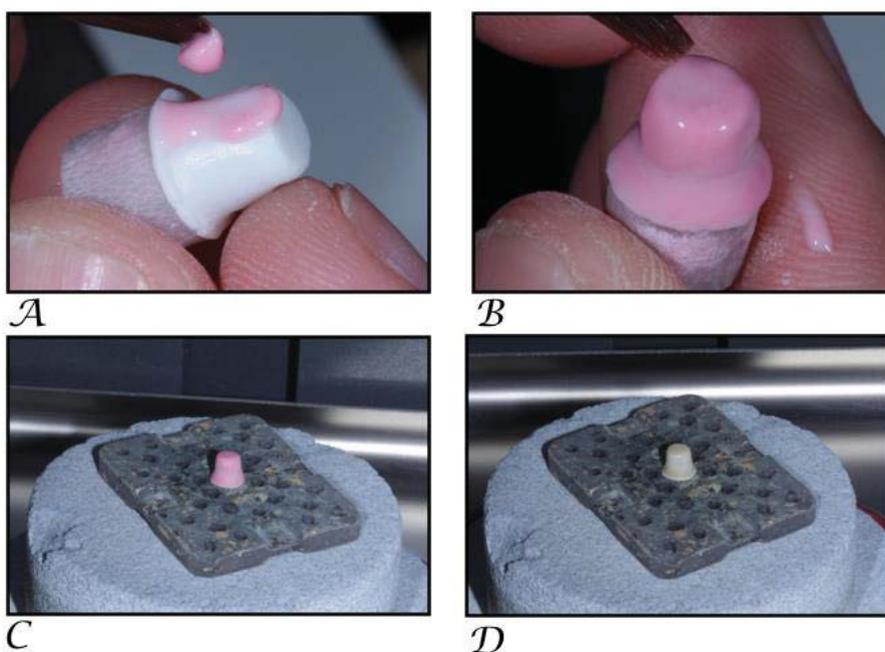
#### 4.2 Aplicação da cerâmica de cobertura

A cobertura das infraestruturas foi realizada por um técnico em um laboratório de cerâmica. A mistura do pó da porcelana Vita VM9 – Base Dentina 3M3 (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Alemanha) com *Modelling Liquid* (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Alemanha) foi aplicada sobre a IE com o auxílio de um pincel. Foram realizadas duas aplicações de porcelana para obter a dimensão final da coroa, seguindo as recomendações do fabricante (*Tabela 4*). A aplicação da primeira camada é denominada de *Wash*, sendo esta camada delgada com a função de preparar o *coping* cerâmico para posteriormente a aplicação das demais camadas (*Figura 7*). A segunda camada proporcionou a espessura necessária para os corpos de prova, sendo que está foi controlada e padronizada por um gabarito confeccionado com fio ortodôntico (*Figura 8*). O excesso de líquido foi removido com lenço de papel absorvente, e a peça foi levada ao forno Vita Vacumat 40 (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Alemanha) para a realização do ciclo de sinterização (*Figura 9*). A espessura da coroa foi verificada com o uso de um espessímetro, onde as dimensões finais das coroas foram: espessura total final de 1,5 mm a 2 mm nas superfícies oclusal e axial (IE - 0,5 mm; cobertura – 1,0 mm a 1,5mm) (*Figura 10*). Foi verificado

por meio do gabarito confeccionado com fio ortodôntico formato final das restaurações (*Figura 11*).

*Tabela 4 Imagem ilustrativa dos ciclos recomendados pelo fabricante*

CICLO	Temp. inicial °C	→ min	↗ min	↗ °C/min	Temp. aprox. °C	→ min	Vácuo min.
1. Wash	500	2,00	8,11	55	950	1,00	8,11
2. 1ª queima de dentina	500	6,00	7,27	55	910	1,00	7,27
3. Glaze	500	4,00	5,00	80	900	1,00	-



*Figura 7 As imagens A à D ilustram a aplicação e a queima da primeira camada de porcelana (Wash).*

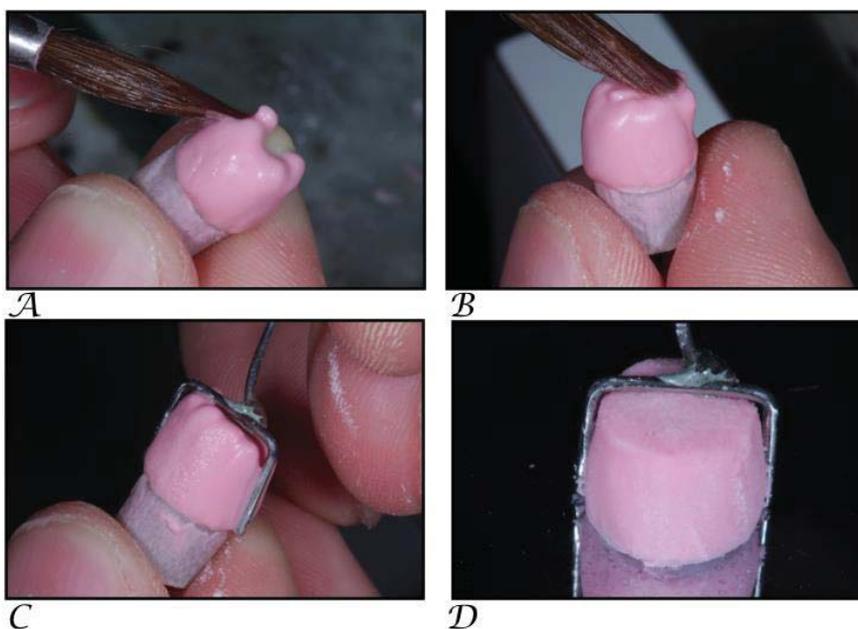


Figura 8 As imagens A à D ilustram a aplicação da segunda camada de porcelana e a padronização dos corpos de provas.

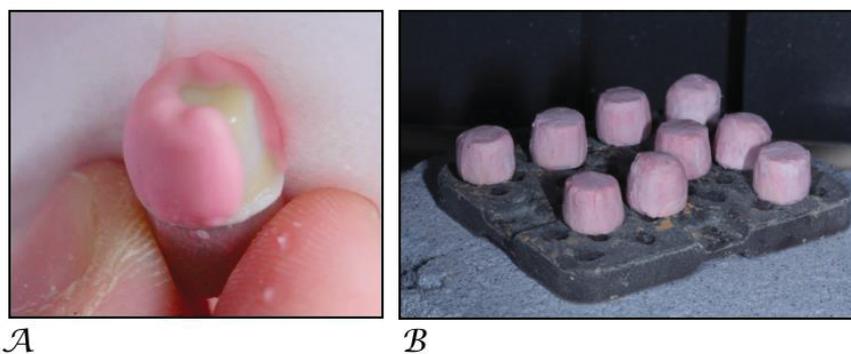
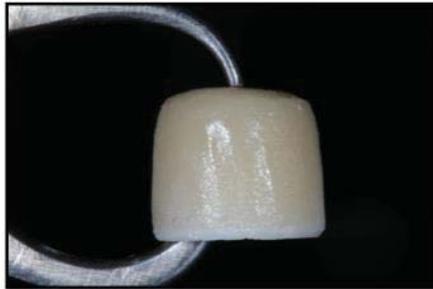


Figura 9 As imagens A e B ilustram a remoção dos excessos de líquido da porcelana e o posicionamento dos corpos de prova no interior do forno cerâmico para a queima final.



*A*



*B*



*C*

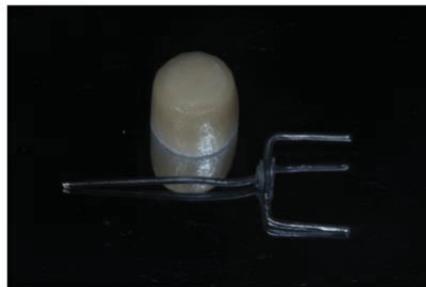


*D*

*Figura 10 As imagens de A à D ilustram a mensuração da restauração com espessímetro. A imagem B mostra a espessura da superfície oclusal com 1,7mm e a imagem D mostra a espessura da superfície axial com 1,9mm.*



*A*



*B*

*Figura 11 As imagens A e B ilustram a análise final das restaurações.*

### 4.3 Jateamento com óxido de alumínio

A superfície interna das coroas do grupo G53 e G125 foram submetidas ao jateamento com óxido de alumínio com partículas de tamanho de 53  $\mu\text{m}$  e 125  $\mu\text{m}$ , respectivamente. Para regular a pressão da saída do ar, estipulada em 0,25 MPa (Tabela 5), foi adaptado na mangueira de ar do Microetcher II (Danville, CA, EUA) um regulador de pressão modelo FRAC-10A (Famabras, São Paulo, Brasil) (SCHERRER *et al.*, 2011) (Figura 12).

Tabela 5 Tabela de conversão da pressão

Unidade	Pressão
MPA	0,25
ATM	2,47
PSI	36,25
KG/CM <sup>2</sup>	2,55
BAR	2,50

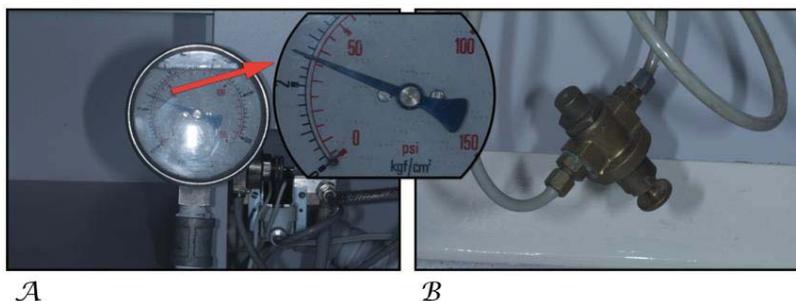
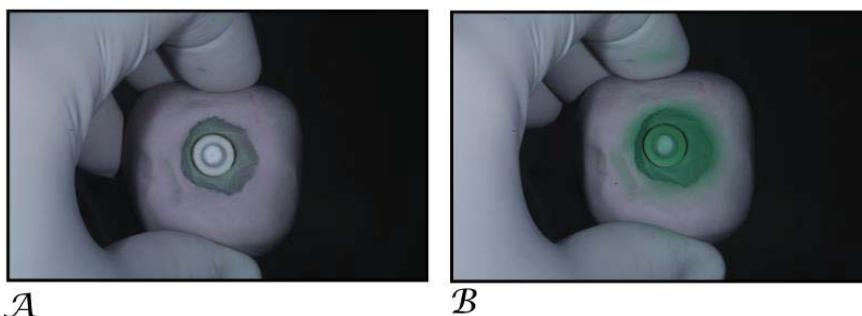


Figura 12 As Imagens A e B ilustram o regulador de pressão.

A padronização do protocolo de jateamento foi realizado através da aplicação de um carbono líquido (Super Filme Kota, Brasil) na superfície interna da coroa com o objetivo de controlar a área jateada. Para proteger a superfície externa e padronizar a distância de jateamento, a restauração foi incluída em um dispositivo confeccionado com silicone de condensação (Zetalabor, Zhermack S.A. – Rovigo – Itália) (KERN, 2010) (*Figura 13*).



*Figura 13 As Imagens A e B ilustram o gabarito realizado com silicone de condensação, juntamente com a restauração e posteriormente com a película de carbono líquido.*

A distância entre o término cervical interno da restauração e o jato foi padronizada em 10 mm (*Figura 14*). Foram realizados dois movimentos do jateamento. O primeiro movimento foi perpendicular à superfície interna da coroa (atingindo o término cervical da coroa) e o segundo movimento foi oblíquo à superfície interna da mesma (atingindo a parede axial e oclusal). O tempo total de jateamento foi de 10 s, aproximadamente (*Figura 15*). Por fim, as restaurações foram limpas em banho sônico com álcool a 96% por 3 min (KERN, 2010).

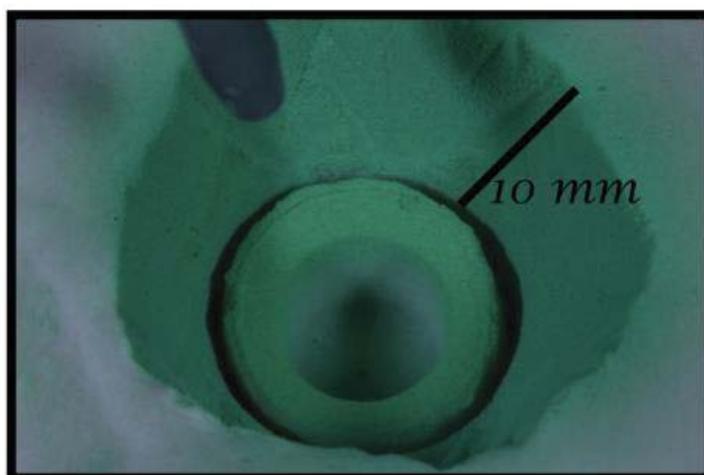
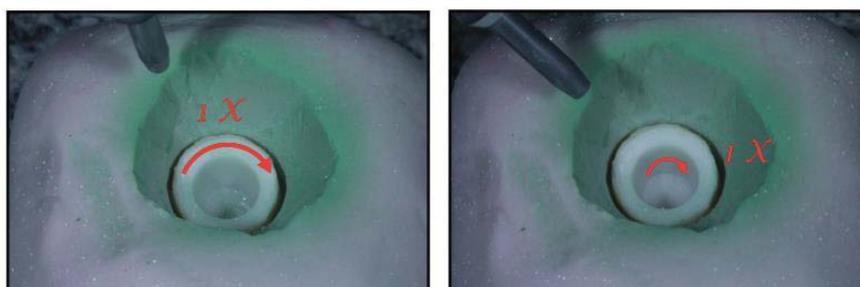


Figura 14 Imagem da distância da ponta do jato a restauração.



*A*

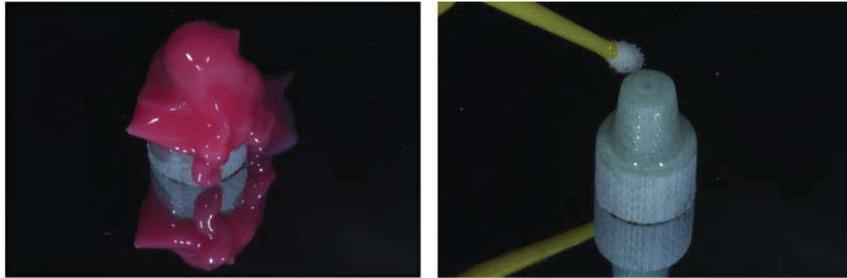
*B*

Figura 15 As imagens A e B ilustram o movimento realizado para o jateamento.

#### 4.4 Cimentação das restaurações

Após o processo de limpeza sônica, as restaurações foram cimentadas nos preparos de resina (G10) para realizar o teste de carga de fratura. O tratamento efetuado na resina epóxica reforçada por fibras de vidro seguiu as orientações de Kelly *et al.* (2010), que consistiu no condicionamento com ácido fluorídrico 10% (Condacporcelana, FGM,

Brasil) por um minuto e aplicação de um agente de união silano por 60 s (Prosil, FGM, Brasil) (**Figura 16**). Após, seguiu o protocolo de cimentação orientado pelo fabricante do cimento resinoso auto-condicionante e dupla-polimerização (Panavia F, Kuraray) (**Figura 17**) aplicando-se o adesivo do cimento (ED Primer A+B) no preparo de G10 (**Figura 18**). As duas pastas do cimento (A e B) foram espatuladas e a mistura foi aplicada sobre o G10. A coroa foi levada até o preparo, e uma carga de cimentação de 2 kg por meio de um dispositivo confeccionado para esta finalidade (**Figura 19**). A pressão foi aplicada na superfície oclusal do conjunto durante 1 min sob pressão constante, removendo-se os excessos que restaram na região do término cervical com pontas aplicadoras microbrush (FGM, Brasil) (PALLIS *et al.*, 2004). A restauração foi foto polimerizada (CL-K50, Kondortech, Brasil) por 20 s por face (Figura 20). A polimerização concluída, foi aplicado um inibidor de oxigênio (Panavia F Oxiguard II) na região do término cervical, deixado o produto por um tempo de 3 min (**Figura 16**). Passado esse tempo, as coroas foram armazenadas em água destilada a 37 °C durante 24 horas, antes dos testes de carga de fratura.



A

B

Figura 16 As imagens A e B ilustram o condicionamento e a aplicação do agente de união nos corpos de prova à base de G10.



A

Figura 17 A imagem de A ilustra o cimento resinoso.

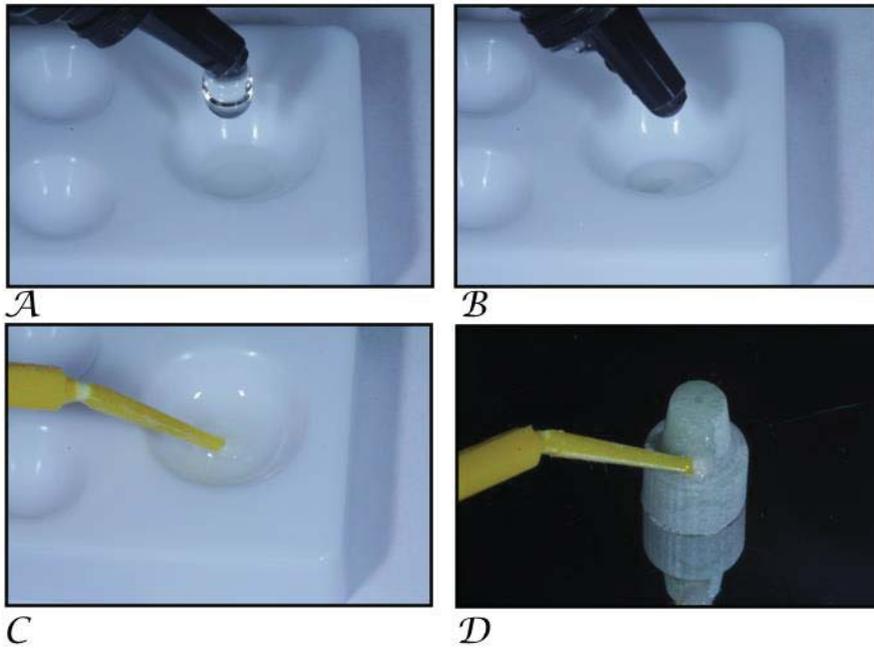


Figura 18 As imagens de A à D ilustram a mistura dos Primers A e B e posteriormente a aplicação no G10.

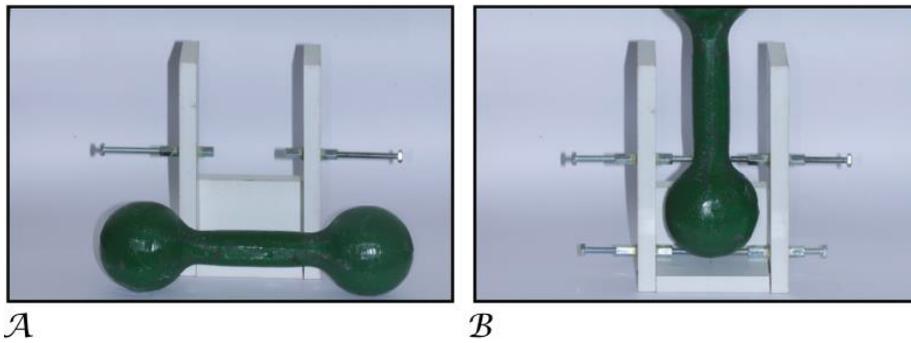


Figura 19 As imagens de A e B ilustram o dispositivo de cimentação.

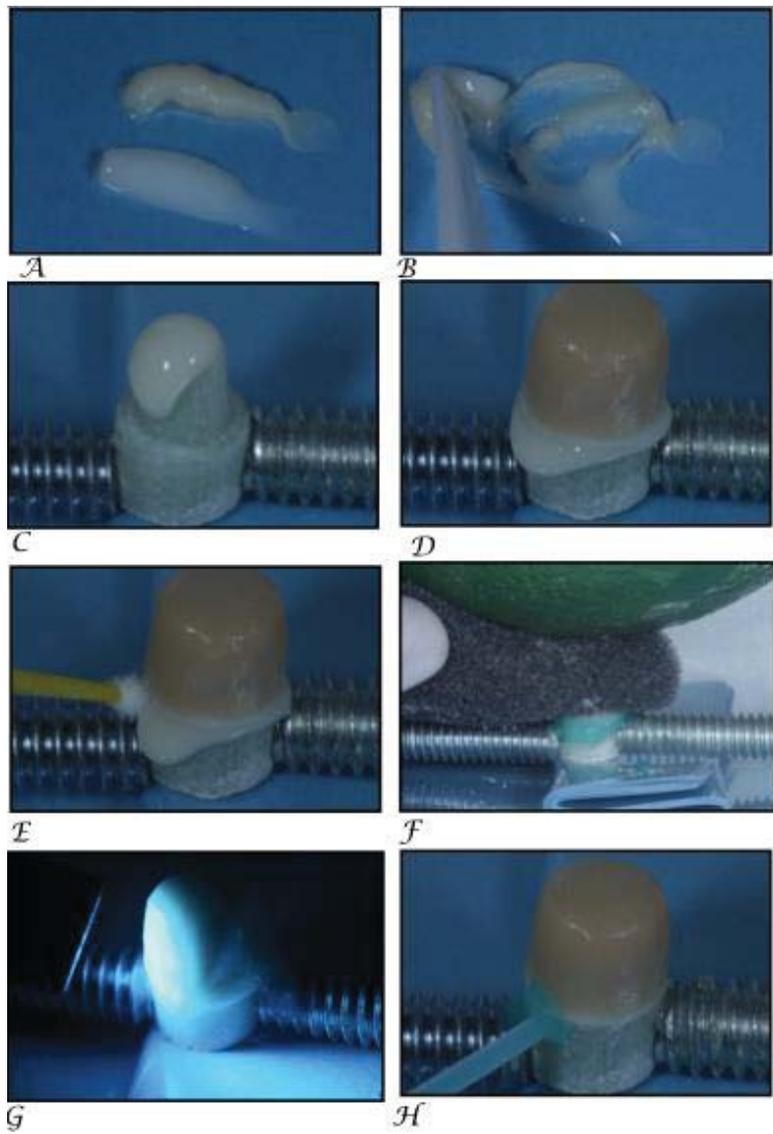
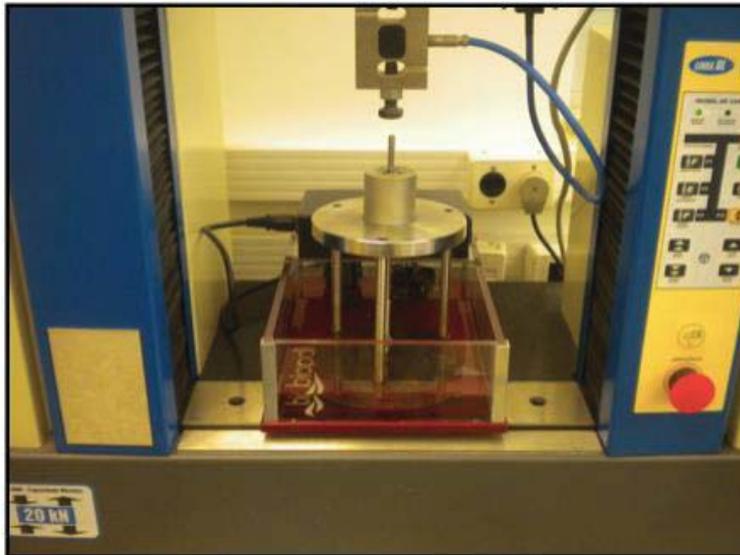


Figura 20 As imagens de A à H ilustram a cimentação adesiva das restaurações sobre o G10.

#### 4.5 Ensaio de carga de fratura

O ensaio foi realizado em água destilada a 37°C usando uma máquina de ensaio universal (*Figura 21*) (EMIC DL 2000 Brasil). A carga foi aplicada no centro da superfície oclusal, no sentido do longo eixo da coroa, utilizando um pistão esférico de aço inoxidável de 6 mm de diâmetro, com uma velocidade de 0,5 mm/min até a fratura da porcelana de cobertura ou da infraestrutura (*Figura 22*).



*Figura 21* A imagem ilustra a máquina utilizada para os testes juntamente com o dispositivo usado para os ensaios.

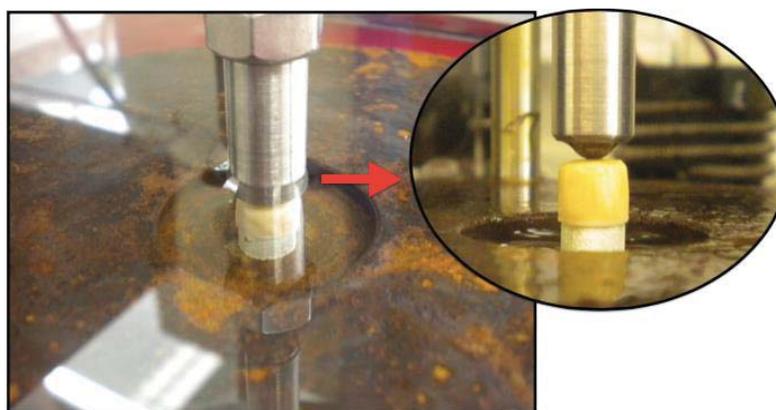


Figura 22 A imagem ilustra a aplicação da carga na restauração.

#### 4.6 Rugosidade Superficial

Foram selecionadas, aleatoriamente, 5 coroas de cada grupo com o objetivo de determinar a rugosidade superficial interna das restaurações.

Para analisar a rugosidade superficial foi utilizado um Perfilômetro Óptico (Proscan 2100, Scatron) do Laboratório do Departamento de Dentística da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo (FO-USP). Foi possível obter os parâmetros de rugosidade somente da região interna oclusal das coroas, já que é necessária uma superfície plana para que o equipamento seja capaz de realizar a leitura. Assim, a leitura foi realizada através de uma área de 2 mm<sup>2</sup> da superfície interna oclusal.

O aparelho foi calibrado com um filtro de medição de 0,02 mm (*cut off*). Foi utilizado o programa Proscan 2000 para as análises. Foram realizadas em cada restauração 100 leituras, sendo 100 no eixo X e 100

no eixo Y, a fim de determinar os seguintes parâmetros (YASUMURA, 2012):

*Ra* – Rugosidade média aritmética é a altura média como calculado em todo comprimento ou toda área medida.

*Rz* – É a rugosidade parcial, a soma dos valores absolutos das ordenadas dos pontos de maior afastamento, acima e abaixo da linha média (o valor médio entre a altura absoluta dos 5 picos mais altos e os valores absolutos dos 5 vales mais profundos) existentes no comprimento de amostragem.

*Rmax* – Altura máxima é a distância vertical entre os pontos mais alto e mais baixo na área avaliada. Este parâmetro descreve a altura máxima da rugosidade global da superfície.

*Rq* – A média quadrática é a média entre os desvios das alturas e a linha/superfície média, obtidas no comprimento/área de avaliação. Este parâmetro descreve o acabamento de superfície ópticas.

#### **4.7 Análise Fractográfica**

Primeiramente foi realizada a análise macroscópica do padrão de fratura. Após, foi realizada a fractografia qualitativa de todos os corpos de prova envolvidos no estudo com ajuda de um estereomicroscópio (SZ61, Olympus Corp., Tokyo, Japan) e uma fonte de luz acessória lateral bilateral, para localizar as marcas características da trinca em propagação e interpretar o modo de falha.

Para a obtenção das imagens foi utilizada a câmera Q-Color 3 (Olympus, Canadá) acoplada no estereomicroscópio. As imagens foram processadas pelo software Q Capture.

#### 4.8 Análise de Weibull

Os dados obtidos no teste de carga de fratura foram analisados com análise estatística de Weibull.

O módulo de Weibull ( $m$ ) e a resistência característica ( $\sigma_0$ ) foram determinados de acordo com a distribuição de Weibull de dois parâmetros:

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

onde  $P_f$  é a probabilidade de fratura.

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

$$P_{f(\sigma_i)} = \frac{(i - 0,5)}{N} \quad \text{Equação 2}$$

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

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

#### **4.9 Análise estatística**

Os dados de carga de fratura e parâmetros de rugosidade foram submetidos a análise de variância (ANOVA) de um fator, considerando que os mesmos passaram pelos requisitos de normalidade e homocedasticidade. As diferenças foram analisadas com teste de Tukey com um nível de significância de 5%.

## 5. RESULTADOS

### 5.1 Carga de fratura e Análise de Weibull

Foi encontrada diferença estatística entre os grupos experimentais para os dados de carga máxima de fratura ( $p=0,018$ ). O grupo G125 apresentou média de carga máxima de fratura semelhante ao G53, porém maior do que o grupo Controle. Não houve diferença nos valores de carga máxima de fratura entre os grupos G53 e Controle. Os resultados de média, desvio padrão, mínima, máxima, mediana e coeficiente de variação dos grupos testados se encontram na Tabela 6 (Figura 23).

Tabela 6 Valores de média, desvio padrão (DP), mínima (Min), máxima (Max), mediana e coeficiente de variação (CV em %) dos grupos experimentais (N).

	Média	DP	Min	Max	Mediana	CV
Controle	1.836 b	305	1041	2533	1847	17%
G53	2.054 ab	293	1540	2779	2051	12%
G125	2.120 a	356	1234	2713	2124	17%

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

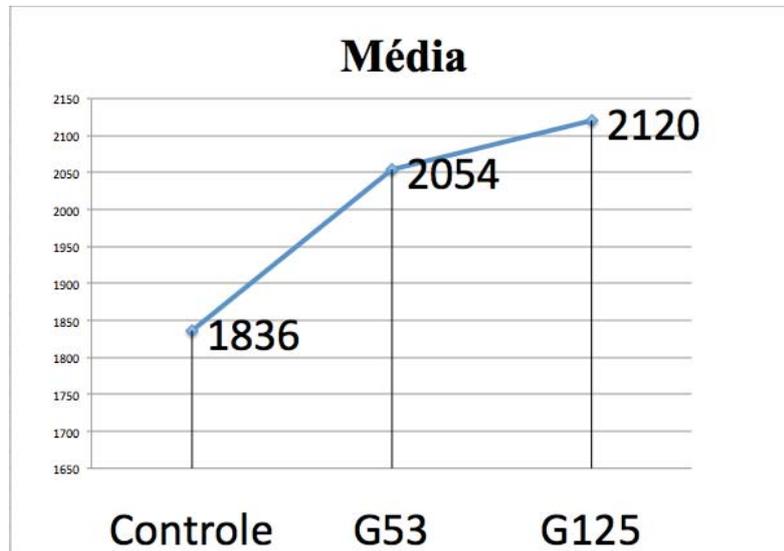


Figura 23 Imagem do gráfico das médias obtidas no ensaio.

Foi realizada a análise de Weibull dos dados de carga de fratura. Os resultados de módulo de Weibull ( $m$ ), resistência característica ( $\sigma_0$ ) e resistência para uma probabilidade de falha de 5% ( $\sigma_{5\%}$ ) estão na Tabela 7 e representados no gráfico (Figura 24). É considerada uma diferença estatisticamente significativa para os parâmetros  $m$  e  $\sigma_0$  quando os valores dos intervalos de confiança dos grupos experimentais não se sobrepõem. Para ambos parâmetros houve sobreposição desses valores sugerindo semelhança estatística entre os grupos.

Tabela 7 Valores de módulo de Weibull ( $m$ ), resistência característica ( $\sigma_0$ ) e respectivos intervalos de confiança (IC) para os grupos experimentais. Segue também a resistência para uma probabilidade de falha de 5% ( $\sigma_{5\%}$ ).

	$m$	IC <sub>m</sub> (95%)	$\sigma_0$	IC <sub><math>\sigma_0</math></sub> (95%)	$\sigma_{5\%}$
Controle	6,6	4.2-8.9	1969	1812-2137	1254
G53	8,6	5.4-11.6	2173	2039-2314	1535
G125	6,6	4.2-8.9	2273	2092-2467	1452

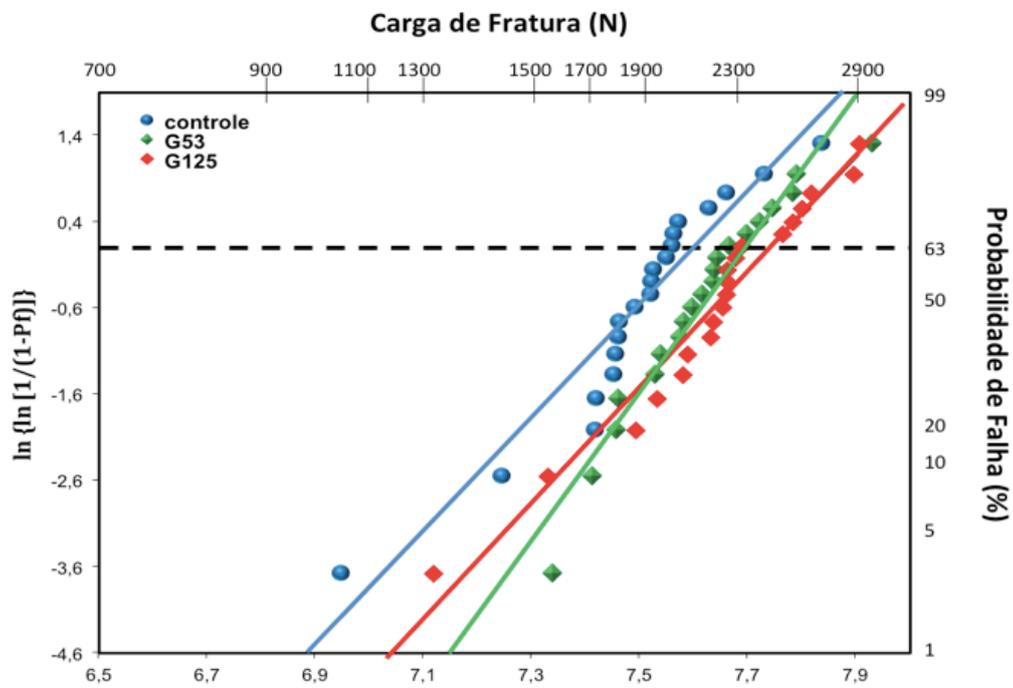


Figura 24 Imagem do gráfico de Weibull.

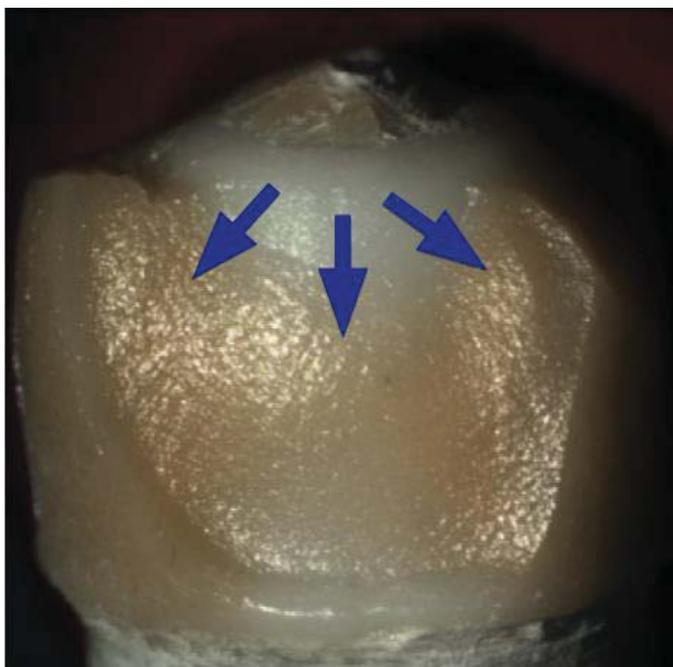
## 5.2 Fractografia

O padrão de fratura macroscópica foi classificado em dois tipos: (1) fratura da infraestrutura (catastrófica); (2) fratura da camada de porcelana (lascamento). A fratura catastrófica se caracterizou por dividir a infraestrutura em duas ou mais partes. No lascamento foi observado que a fratura iniciou na zona de contato entre o pistão e a porcelana e se propagou em direção cervical expondo a infraestrutura.

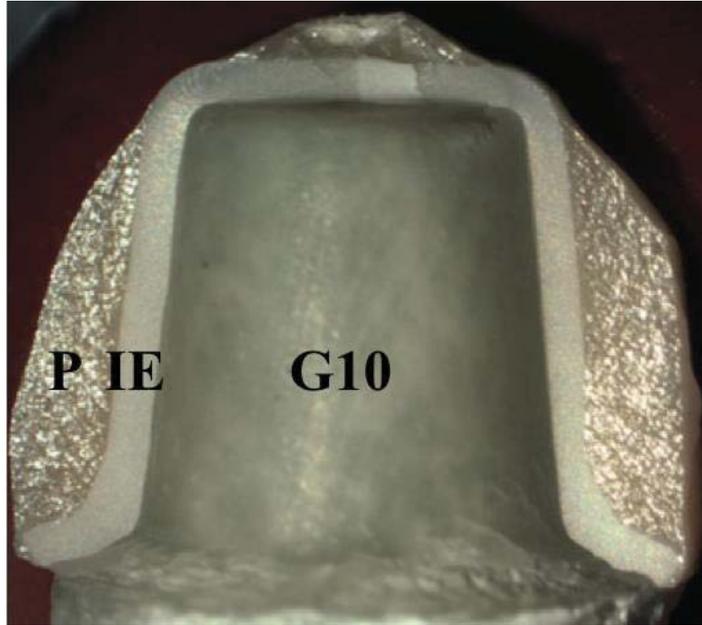
A frequência de cada tipo de fratura macroscópica para cada grupo experimental está descrita na *Tabela 8*. Os tipos de fratura observados para cada grupo também estão representados nas *Figura 25* e *Figura 26*.

*Tabela 8* Frequência de cada tipo de fratura macroscópica para os grupos experimentais.

<b>GRUPOS</b>	<b>Infraestrutura</b>	<b>Porcelana</b>
Controle	8 (40%)	12 (60%)
G53	9 (45%)	11 (55%)
G125	8 (40%)	12 (60%)



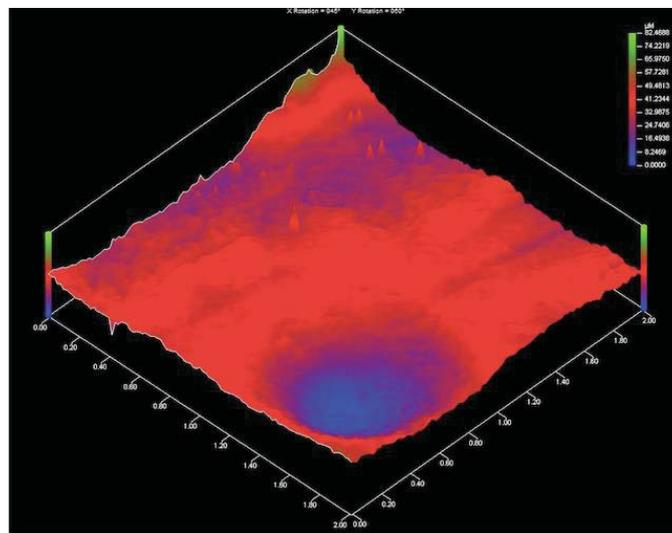
*Figura 25 Imagem ilustra a fratura ocorrida na porcelana de cobertura após o teste. As flechas indicam direção da propagação da trinca a partir da região oclusal, do contato entre o pistão e a camada de porcelana.*



*Figura 26 Imagem ilustra a fratura ocorrida na infraestrutura em Y-TZP e na porcelana de cobertura após o teste. P: porcelana de cobertura; IE: infraestrutura em Y-TZP; G10: resina epóxica.*

### 5.3 Rugosidade

Não foi observada diferença estatística nos valores médios dos parâmetros de rugosidade entre os grupos experimentais ( $p > 0,05$ ) (Tabela 9). As *Figura 27*, *Figura 28* e *Figura 29* apresentam as imagens de perfilometria de cada grupo experimental.



*Figura 27* Imagem da perfilometria do GC.

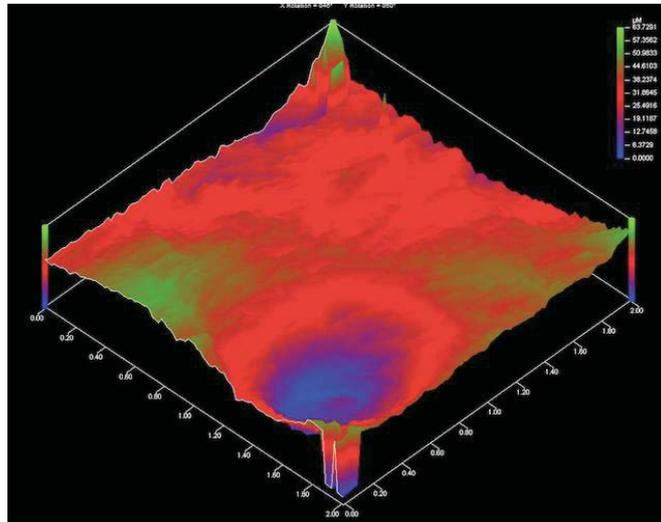


Figura 28 Imagem da perfilometria do G53  $\mu\text{m}$ .

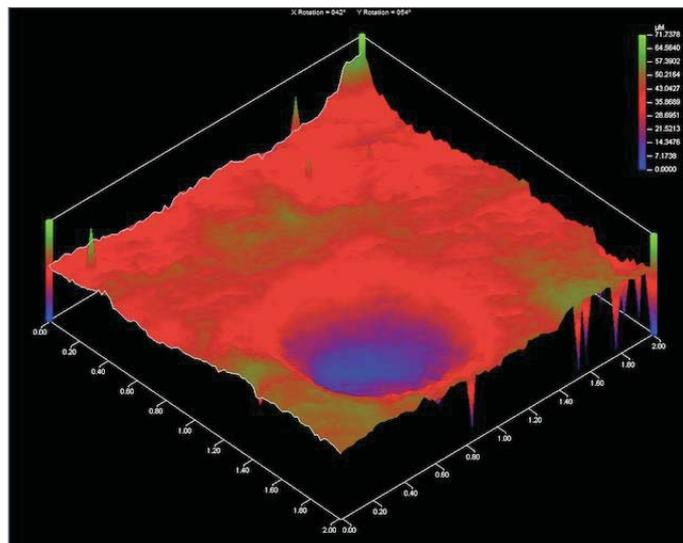


Figura 29 Imagem da perfilometria do G125  $\mu\text{m}$ .

Tabela 9 *Valores de média e desvio padrão (DP) dos parâmetros de rugosidade Ra, Rz, Rmax e Rq para os grupos experimentais ( $\mu\text{m}$ ).*

	Ra	Rz	Rmax	Rq
Controle	6,8 (0,3)a	13,5 (0,9)a	20,6 (2,1)a	8,1 (0,4)a
G53	7,7 (0,9)a	14,8 (2,6)a	23,0 (5,2)a	9,4 (1,3)a
G125	7,3 (0,7)a	13,9 (1,7)a	20,5 (2,9)a	8,8 (1,1)a

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

## 6. DISCUSSÃO

Este trabalho teve como principal objetivo investigar se o comportamento de fratura de coroas totalmente cerâmicas à base de Y-TZP seria influenciado pelo jateamento de óxido de alumínio com partículas de 53  $\mu\text{m}$  e 125  $\mu\text{m}$ . Com o propósito de focar ao máximo à realidade clínica, o experimento procurou aproximar o ambiente experimental (laboratorial) ao de serviço (intra-oral), onde o troquel em gesso foi obtido seguindo todos os passos do procedimento clínico, a fabricação das restaurações seguiu criteriosamente as instruções do fabricante, desde a usinagem da infraestrutura até a aplicação da porcelana, o teste mecânico foi realizado em água a uma temperatura de 37°C, para simular a umidade e temperatura da cavidade oral, e as coroas foram cimentadas sobre um pilar confeccionado com um material análogo a dentina (DELLA BONA *et al.*, 2003; KELLY, 2010).

Não existe nos estudos laboratoriais e na clínica uma padronização do protocolo de jateamento, como pressão e tempo de jateamento, tamanho de partícula, distância entre a ponta do jato e a superfície da cerâmica. Entretanto, parece existir um consenso a respeito da distância (10 mm) e do tempo de jateamento (10 s). Além disso, apesar da variação nos valores de pressão, a literatura ainda recomenda pressões mais baixas para obter bons valores de adesão sem comprometer a resistência à fratura da cerâmica (KERN, 2009; ATTIA e

KERN, 2009; KOMINE *et al.*, 2012). Portanto, optou-se por variar, no presente estudo, o tamanho de partícula de óxido de alumínio.

O tamanho de partícula de jateamento é um ponto crítico, especialmente do ponto de vista da resistência à fratura da Y-TZP. Estudos mostram que o tamanho de partícula não tem efeito nos valores de resistência de união (TSUO *et al.*, 2006; RE *et al.*, 2008). Por outro lado, quando avaliado o comportamento mecânico após o jateamento os estudos são controversos. A literatura sugere o jateamento seria capaz de melhorar os valores de resistência à fratura da Y-TZP (GUAZZATO *et al.*, 2005; KOSMAC *et al.*, 2007a; KOSMAC *et al.*, 2007b; SATO *et al.*, 2008a; SATO *et al.*, 2008b; WANG *et al.*, 2008; SCHERRER *et al.*, 2011). Por outro lado, alguns estudos afirmam que o jateamento com partículas maiores (120 µm) poderiam reduzir a resistência flexural em comparação às partículas menores (50 µm) (ABOUSHLIB, 2010; IJIMA *et al.*, 2012; WANG *et al.*, 2008). Ambos os tamanhos de partícula produziram defeitos de superfície, onde o maior tamanho de partícula seria capaz de produzir defeitos maiores (WANG *et al.*, 2008).

No presente estudo, não foi observada diferença nos valores de carga máxima de fratura entre os grupos submetidos ao jateamento com partículas pequenas (G53) e grandes (G125). Assim, primeira hipótese testada foi rejeitada, já que o tamanho de partícula utilizada no protocolo de jateamento não teve influência nos valores de carga máxima de fratura e modo de falha de coroas de Y-TZP. A literatura tem documentado que o jateamento com partículas maiores (110, 120 e 125 µm) influenciam negativamente a resistência mecânica de cerâmicas à base de Y-TZP, onde associam os seus resultados pelo aumento dos defeitos críticos, maior modificação na topografia de superfície (maior

rugosidade) e alteração em sua composição (transformação de fase monoclinica excessiva) (ABOUSHELIB, 2010; IJIMA *et al.*, 2013; SATO *et al.*, 2008a; SATO *et al.*, 2008b; WANG *et al.*, 2008). Entretanto, os resultados do presente estudo podem estar relacionados com a semelhança no padrão de topografia de superfície (erosão) produzido por ambos tamanhos de partículas, o que pode ser comprovado pela semelhança nos valores de rugosidade interna encontrados neste estudo (CURTIS *et al.*, 2006).

Por outro lado, o grupo submetido ao jateamento com partículas maiores (G125) apresentou maior valor de carga máxima de fratura quando comparado ao controle. Este achado é consistente com outros estudos que também verificaram o aumento da resistência mecânica após o jateamento (CURTIS *et al.*, 2006; GUAZZATO *et al.*, 2005; KOSMAC *et al.*, 2007a; KOSMAC *et al.*, 2007b; SATO *et al.*, 2008a; SATO *et al.*, 2008b; SCHERRER *et al.*, 2011).

De acordo com a literatura, a agressão mecânica provocada pelo jateamento com partículas introduz defeitos na superfície da Y-TZP, mas a natureza e caráter desses defeitos não são totalmente compreendidos. As partículas são movidas em um fluxo de ar e se chocam contra a superfície interna da restauração cerâmica gerando tensões de compressão e ocasionando uma deformação plástica na superfície afetada. Dependendo do impacto das partículas, tensões de tração são geradas em volta das áreas de deformação plástica gerando microfissuras paralelas e/ou perpendiculares à superfície. Desta forma, para que a resistência mecânica não seja afetada, espera-se que os defeitos criados possam ser estabilizados por tensões de compressão em torno da trinca decorrentes da expansão volumétrica, aproximadamente de 3 a 5%,

associada à transformação de fase da zircônia tetragonal (t) para monoclinica (m), resultando em um material com propriedades mecânicas elevadas (BAN, 2008; HANNINK *et al.*, 2000; VAGKOPOULOU *et al.*, 2009). Esse mecanismo pode estar associado ao aumento dos valores de carga máxima de fratura das coroas à base de Y-TZP observados após o jateamento com partículas de 125  $\mu\text{m}$  verificado no presente estudo.

Ainda, foram encontrados valores de carga de fratura estatisticamente semelhantes entre o grupo controle e o G53. Esse resultado pode estar relacionado ao fato de que o jateamento com partículas pequenas (53  $\mu\text{m}$ ) não foi capaz de produzir uma superfície demasiadamente diferente do grupo controle. Outros estudos utilizando partículas de 50  $\mu\text{m}$  também não relataram diferença nos valores de resistência à fratura quando comparado com o grupo controle (ABOUSHELIB, 2010; DOI *et al.*, 2011; IJIMA *et al.*, 2012). Por outro lado, é também documentado que o jateamento com partículas pequenas podem degradar as propriedades mecânicas da Y-TZP (ZHANG *et al.*, 2004; ZHANG *et al.*, 2006). Esses resultados evidenciam a falta de consenso entre os estudos a respeito do tamanho de partícula ideal.

Segundo investigações, a diminuição da resistência mecânica das cerâmicas Y-TZP seria atribuída aos defeitos criados na superfície da estrutura decorrentes do jateamento. Aboushelib e Wang (2010), ao contrário do presente estudo, observaram que o jateamento reduziu em média 50% a resistência flexural dos corpos-de-prova em comparação ao grupo controle. No entanto, para o grupo que foi jateado e recebeu o agente adesivo a base de MDP, a resistência flexural foi reduzida em apenas 19%, quando comparada ao grupo controle. Os autores sugerem

que, após o jateamento, o adesivo foi capaz de selar os defeitos e recuperar a resistência do material. Esse efeito também é esperado nos corpos-de-prova da presente pesquisa, já que foi utilizado para a cimentação das coroas um cimento resinoso contendo monômero fosfatado (MDP) em sua composição, favorecendo a união química com o sistema cerâmico utilizado (KERN e WEGNER, 1998).

A divergência entre os resultados do presente estudo e alguns achados da literatura também pode estar relacionada a configuração do teste mecânico. Todas as investigações a respeito do comportamento de adesão e mecânico da Y-TZP após o jateamento de partículas utiliza corpos-de-prova padronizados e de geometria simples e plana, como barras e discos. Esses estudos não consideram a influência da geometria interna complexa da restauração no padrão morfológico criado pelo jateamento de partículas. Assim, sugere-se que o ensaio utilizando amostras em configuração de coroa pode apresentar um comportamento mecânico diferente dos testes padronizados, tanto pelo efeito da geometria do corpo-de-prova como pela distribuição das tensões durante o carregamento.

Com base na literatura foi selecionado para a confecção das coroas um preparo com 12° convergência, já que foi observado que essa angulação das paredes axiais permite um melhor assentamento da restauração (BEUER *et al.*, 2009; BUER *et al.*, 2008). Ainda, os pilares foram confeccionados com material de propriedades elásticas e de adesão similares à dentina (KELLY *et al.*, 2010).

O ensaio de carga de fratura foi realizado com um pistão de aço inoxidável de 6 mm de diâmetro. Sabe-se que o comportamento de fratura de coroas cerâmicas é influenciado pelo material, forma e

diâmetro do pistão. Considerando as divergências a respeito deste assunto na literatura, optou-se por utilizar a mesma metodologia de outros estudos que também avaliaram corpos-de-prova em forma de coroa confeccionadas com cerâmicas de alta tenacidade à fratura (COELHO *et al.*, 2009; SILVA *et al.*, 2011; GUESS *et al.*, 2013).

Outra questão importante é o fato de que o método de fabricação da cerâmica Y-TZP poderia induzir defeitos mais deletérios ao material do que o próprio jateamento de partículas (SCHERRER *et al.*, 2011; KOSMAC *et al.*, 2007a; KOSMAC *et al.*, 2007b; WANG *et al.*, 2008). Análise fractográfica de diferentes tipos de Y-TZP submetidas ao jateamento encontrou falhas relacionadas aos processos de usinagem (direção de corte dos blocos) e a presença de defeitos na fabricação e sinterização dos materiais, mas não decorrentes aos processos de jateamento. O método de prensagem uniaxial utilizado para a fabricação dos blocos cerâmicos se mostrou menos eficaz que a prensagem isostática tridimensional (SCHERRER *et al.*, 2011). No presente estudo, foram utilizados blocos cerâmicos Vita In-Ceram YZ que são fabricados pela técnica de prensagem isostática tridimensional. Ainda, a usinagem foi realizada pelo CEREC inLab MC XL, o sistema possui fresas de pequenos diâmetros com alta precisão de corte e com boa vida útil (MÖRMANN, 2006).

O tipo de falha encontrado no presente estudo variou entre 40- 45 % de fraturas catastróficas e 60-65 % de lascamento da camada de porcelana, não havendo diferença entre os grupos para os tipos de falha. Portanto, o tamanho de partícula utilizada no protocolo de jateamento não afetou o modo de falha. Analisando o padrão de falha das coroas com estereomicroscópio foi possível identificar dois modos de falha

macroscópicos: (1) lascamento da porcelana, e (2) fratura catastrófica envolvendo a infraestrutura de Y-TZP e a porcelana. No lascamento, foi observada que a falha teve origem na região occlusal, na zona de contato entre o pistão e a porcelana, e se propagou em direção cervical expondo o material de infraestrutura. Não foi possível realizar a análise mais detalhada da superfície de fratura com MEV, portanto a natureza do defeito crítico da infraestrutura de Y-TZP não é conhecido. Sugere-se, com base nos achados de Corazza (2012), duas possíveis origens de fratura da infraestrutura, os danos de contato (cone crack) provenientes do carregamento ou defeitos localizados na superfície interna da mesma (interface de cimentação).

Segundo Kelly (2010), a fratura catastrófica das restaurações está relacionada a presença de defeitos de superfície e à incompatibilidade entre o módulo de elasticidade da infraestrutura, cimento e elemento dental, que durante a sollicitação mecânica mastigatória irão induzir estresses de tração no material cerâmico, levando ao crescimento instável da trinca. As restaurações totalmente cerâmicas confeccionadas com infraestruturas de alto conteúdo cristalino (multicamadas), podem apresentar tanto falhas catastróficas como de lascamentos da porcelana de cobertura (SCHERRER *et al.*, 2008). Para as falhas catastróficas, o defeito inicial geralmente é proveniente da superfície interna da infraestrutura. Porém, a complicação clínica mais comum observada para restauração à base de Y-TZP é o lascamento da porcelana de cobertura, onde a mesma poderia expor ou não a infraestrutura. Assim, os modos de falha encontrados neste estudo *in vitro*, em geral, parecem estar de acordo com os modos de falha observados clinicamente. Entretanto, são poucos estudos observando o desempenho clínico a longo prazo de

coroas unitárias à base de Y-TZP (AL-AMLEH *et al.* 2010; ORTORP *et al.* 2009; CEHRELI *et al.*, 2009).

Corazza (2012) relataram que a distribuição das tensões, observadas através de análise de elementos finitos (AEF), durante o teste de carga de fratura de coroas à base de Y-TZP apresenta uma área de alta concentração de tensões de tração na superfície interna oclusal da infraestrutura. Também foi visualizada a presença de *hoop stresses*, que são tensões circunferenciais localizadas na região axial das coroas, associadas à fratura clínica das mesmas. O presente estudo utilizou a mesma configuração de teste que o estudo de Corazza (2012). Portanto, espera-se uma distribuição de tensões nas coroas de Y-TZP semelhantes a relata pelos autores.

O tamanho de partícula utilizado no protocolo de jateamento também não alterou a confiabilidade do material, rejeitando a segunda hipótese do estudo. Assim, sugere-se que a população (distribuição e tamanho) de defeitos relacionadas à falha das coroas não foi modificada após o jateamento. O módulo de Weibull para os grupos experimentais variou entre 6,6 e 8,6, o que está de acordo com os valores relatados para materiais cerâmicos. Já a carga de fratura estimada para uma probabilidade de falha de 5% foi um pouco mais elevada para os grupos submetidos ao jateamento (~1500 N) do que para o grupo controle (~1200), sugerindo um efeito positivo desse tratamento de superfície.

Apesar do efeito benéfico observado na literatura e no presente estudo, existem relatos de que o jateamento com partículas pode comprometer a resistência mecânica das cerâmicas quando submetidas ao carregamento cíclico, independentemente do tamanho de partícula (ZHANG *et al.*, 2006). Este fenômeno é conhecido como crescimento

subcrítico de trinca (*subcritical crack growth* – SCG) e também responsável pela diminuição da resistência mecânica das restaurações de cerâmicas no ambiente oral. Este efeito é a combinação da corrosão por estresse de moléculas de água ou fluidos corporais na ponta da trinca e níveis de tensão (cíclica e/ou contínua), fazendo com que os defeitos estáveis cresçam de forma lenta podendo ocasionar a falha catastrófica das restaurações prematuramente, abaixo de sua resistência teórica, em alguns casos, com menos de 50% da sua resistência inicial (TASKONAK *et al.*, 2008; REKOW *et al.*, 2011; ANUSAVICE *et al.*, 2007). Foi estimada uma probabilidade de fratura para corpos-de-prova submetidos ao jateamento de 5 % após 45.000 ciclos, já para o grupo sem tratamento foi estimada uma probabilidade de falhar de 10 % em mais de 100.000 ciclos (GUESS *et al.*, 2010).

Não foi avaliada a influência da fadiga cíclica no comportamento de fratura das coroas cerâmicas, o que é uma limitação do presente estudo. Entretanto, Scherrer *et al.* (2011) relataram o aumento entre 15 a 30% da resistência à flexão em quatro pontos após a ciclagem (106 ciclos) de diferentes cerâmicas de Y-TZP jateadas com óxido de alumínio modificado por sílica (tamanho 30 µm; pressão 0,25 MPa). Os autores observaram que após o jateamento houve suavização dos defeitos produzidos pelo processo de usinagem, que são possíveis concentradores de tensão.

Não houve diferença entre os grupos experimentais para os valores dos parâmetros de rugosidade, rejeitando a terceira hipótese do estudo. Esses resultados demonstram que o jateamento não foi capaz de alterar de forma significativa a morfologia de superfície das coroas, o que também é evidenciado pelo fato de que a confiabilidade do material

não foi afetada, sugerindo que não houve alteração na população de defeitos relacionados à fratura. Este achado vai contra o achado de Tsuo *et al.*, (2006) que observam que o aumento da rugosidade da superfície da cerâmica Y-TZP aumenta com o tamanho de partícula. Entretanto, na maioria dos estudos a rugosidade da superfície jateada é comparada a rugosidade de uma superfície polida e não de uma superfície usinada, como ocorreu no presente estudo. A literatura sugere que a superfície usinada apresenta uma rugosidade muito maior do que corpos-de-prova polidos e polidos depois jateados (WANG *et al.*, 2008), o que pode explicar os achados desse estudo.

Por outro lado, deve-se considerar alguns pontos ao analisar os dados de rugosidade. Primeiro, devido a geometria interna complexa do corpo-de-prova, não foi possível fazer análise de todas as regiões, como paredes axiais e margem, somente a região oclusal foi avaliada. Ainda, mesmo utilizando um protocolo de jateamento padronizado, pela geometria do corpo-de-prova não é possível garantir que todas as regiões sejam jateadas de forma semelhante, como ocorre para os corpos-de-prova planos (barras e discos) usados na maioria dos estudos. E, por último, a distância de 10 mm foi calculada a partir da margem da coroa até a ponta do jato. Assim, a distância de jateamento na região oclusal foi maior, aproximadamente 15 mm, o que pode comprometer a efetividade do jateamento nessa região. Essa variação da distância entre a ponta do jato e as diferentes regiões das coroas também pode ter influenciado na pressão de jateamento.

No presente estudo tentou-se desenvolver um protocolo de jateamento que o cirurgião-dentista e o protético possam realizar com facilidade. O molde em silicone de condensação é algo de simples

execução, que garante a proteção da superfície externa da restauração e é capaz de padronizar a distância de jateamento. Ainda, foi utilizado um regulador de pressão para garantir que a pressão desejada estava sendo obtida.

A escolha do tipo de partícula também foi realizada considerando que os profissionais são mais familiarizados e têm um acesso mais fácil ao jateamento de partículas de alumina convencionais do que as partículas de óxido de alumínio revestidas com sílica, apesar dos resultados positivos obtidos pelas últimas no que diz respeito à resistência adesiva (DELLA BONA *et al.*, 2007; POSPIECH, 2002; BLATZ *et al.*, 2003).

## 7. CONCLUSÕES

Com base nos resultados obtidos, foi possível concluir que:

- a) O tamanho de partícula não teve influência nos valores de carga máxima de fratura e modo de falha das coroas à base de Y-TZP. Com isso, a primeira hipótese testada foi rejeitada.
- b) O tamanho de partícula não alterou a confiabilidade das coroas de Y-TZP, rejeitando a segunda hipótese do estudo.
- c) O tamanho de partícula (53 e 125  $\mu\text{m}$ ) não afetou o padrão de rugosidade da superfície interna das coroas de Y-TZP, rejeitando a terceira hipótese do estudo.

## **8. RELEVÂNCIA CLÍNICA**

Inúmeras são vantagens da utilização da cimentação adesiva para a fixação das restaurações cerâmicas. Atualmente, o tratamento de superfície indicado para a cerâmica Y-TZP é o jateamento de partículas. De acordo com o presente estudo, se o protocolo de jateamento proposto for seguido (pressão de 0,25 MPa, distância de aproximadamente de 10 mm), esse tratamento é capaz de melhorar o comportamento mecânico de coroas à base de Y-TZP sem comprometer sua confiabilidade e rugosidade de superfície, sendo que o uso de partículas maiores (125  $\mu\text{m}$ ) seria o mais indicado para obter esses efeitos benéficos.

## REFERÊNCIAS

ABOUSHELIB M. N.; Long term fatigue behavior of zirconia based dental ceramics. *Mater*, v. 3, p. 2975-85, 2010.

ABOUSHELIB M. N.; WANG H. Effect of surface treatment on flexural strength of zirconia bars. *J Prosthet Dent*, v. 104, n. 2, p. 98-104, 2010.

ABOUSHELIB M. N.; FEILZER A. J.; KLEVERLAAN C. J. Bridging the gap between clinical failure and laboratory fracture strength tests using a fractograph approach. *Dent Mat*, v. 25, n. 3, p. 383-91, 2009.

ANUSAVICE K. J.; KAKAR K.; FERREE N.; Which mechanical and physical testing methods are relevant for predicting the clinical performance of ceramic-based dental prostheses? *Clin Oral Implants Res*, v. 18, n. 3, p. 218-31, 2007.

ATTIA A.; LEHMANN F.; KERN M. Influence of surface conditioning and cleaning methods on resin bonding to zirconia ceramic. *Dent Mater*, v. 27, n. 3, p. 207-13, 2011.

ADDISON O.; MARQUIS P. M.; FLEMING G. J. The impact of modifying alumina air abrasion parameters on the fracture strength of a porcelain laminate restorative material. *Dent Mater*, v. 23, n. 11, p. 1332-41, 2007.

AL-AMLEH B.; LYONS K.; SWAIN M. Clinical trials in zirconia: a systematic review. *J Oral Rehabil*, v.37, n. 8, p. 641-52, 2010.

BAN S. Reliability and properties of core materials for all-ceramic dental restorations. *Japanese Dental Science Review*, v. 44, n. 1, p. 3-21, 2008.

BLATZ M. B.; SADAN A.; KERN M. Resin-ceramic bonding: a review of the literature. *J Prosthet Dent*, v. 89, n. 3, p. 268-74, 2003.

BLATZ M. B.; CHICHE G.; HOLST S.; SADAN A. Influence of surface treatment and simulated aging on bond strengths of luting agents to zirconia. *Quintessence Int*, v. 38, n. 9, p. 745-753, 2007.

BEUER F.; AGGSTALLER H.; RICHTER J.; EDELHOFF D.; GERNET W. Influence of preparation angle on marginal and internal fit of CAD/CAM-fabricated zirconia crown copings. *Quintessence Int*, v. 40, n. 3, p. 243-50, 2009.

BEUER F.; EDELHOFF D.; GERNET W.; NAUMANN M. Effect of preparation angles on the precision of zirconia crown copings fabricated by CAD/CAM system. *Dent Mater J*, v. 27, n. 6, p. 814-20, 2008.

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

BORGES G. A.; SOPHR A. M.; DE GOES M. F.; SOBRINHO L. C.; CHAN D. C. Effect of etching and airborne particle abrasion on the microstructure of different dental ceramics. *J Prosthet Dent*, v. 89, n. 5, p. 479-88, 2003.

BURKE F. J.; FLEMING G. J.; NATHENSON D.; MARWUIS P. M.; Are adhesives technologies needed to support ceramics? An assessment of the current evidence. *J Adhes Dent*, v. 4, p. 7-22, 2002.

DE CASTRO H. L.; CORAZZA P. H.; PAES-JÚNIOR T. de A.; DELLA BONA A. Influence of Y-TZP ceramic treatment and different resin cements on bond strength to dentin. *Dent Mater*. v. 28, n. 11, p. 1191-7, 2012.

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

CHEVALIER J.; CALES B.; DROUIN J. M.; Low-temperature aging of Y-TZP ceramics. *J Am Ceram Soc*, v. 82, n. 8, p. 2150-4, 1999.

CHEVALIER J.; GREMILLARD L.; VIRKAR A. V.; CLARKE D. R. The tetragonal-monoclinic transformation in zirconia: Lessons learned and future trends. *J Am Ceram Soc*, v. 92, n. 9, p. 1901-20, 2009.

CONRAD H. J.; SEONG W. J.; PESUN I. J. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *J Prosthet Dent*, v. 98, n. 5, p. 389-404, 2007.

CORRAZZA P. H. Influência da angulação do preparo coronário na resistência à fratura de restaurações cerâmicas à base de Y-TZP. 2012. Tese (Mestrado em Odontologia Restauradora) – Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista, São Paulo, 2012.

COELHO P. G.; BONFANTE E. A.; SILVA N. R.; REKOW E. D.; THOMPASON V. P. Laboratory simulation of Y-TZP all-ceramic crown clinical failures. *J Dent Res*, v. 88, n. 4, p. 382-6, 2009.

CURTIS A. R.; WRIGHT A. J.; FLEMING G. J. The influence of surface modification techniques on the performance of a y-tzp dental ceramic. *J Dent*, v. 34, n. 3, p. 196-206, 2006.

DELLA BONA A. Characterizing ceramics and the interfacial adhesion to resin: I – The relationship of microstructure composition, properties and fractography. *J Appl Oral Sci*, v. 13, n. 1, p. 1-9, 2005a.

DELLA BONA A. Characterizing ceramics and the interfacial adhesion to resin: II – The relationship of surface treatment, bond strength, interfacial toughness and factography. *J Appl Oral Sci*, v. 13, n. 2, p. 101-9, 2005b.

DELLA BONA A.; ANUSAVICE K. J. Microstructure, composition, and etching topography of dental ceramics. *Int J Prosthodont*, v. 15. n. 2, p. 159-67, 2002.

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

DELLA BONA A.; BORBA M.; BENETTI P.; CECCHETTI D. Effect of surface treatments on the bond strength of zirconia-reinforced ceramic to composite resin. *Braz Oral Res*, v. 21, p. 10-5, 2007.

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

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

DENRY I.; KELLY J. R. State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater*, v.24, n. 3, p. 299-307, 2008.

DEVILLE S.; GREMILLARD L.; CHEVALIER J; FANTOZZI G. A critical comparison of methods for the determination of the aging sensitivity in biomedical grade yttria-stabilized zirconia. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, v. 72, n. 2, p. 239-45, 2005.

DOI M.; YOSHIDA K.; ATSUTA M.; SAWASE T. Influence of pre-treatments on flexural strength of zirconia and debonding crack-initiation strength of veneered zirconia. *J Adhes Dent*, v. 13, n. 1, p. 79-84, 2011.

DONG X. D.; RUSE N. D. Fatigue crack propagation path across the dentinoenamel junction complex in human teeth. *J Biomed Mater Res A*, v. 66, n. 1, p. 103-9, 2003.

DONG J. K.; WOHLWEND A.; SCHÄRER P. Heat-Pressed Ceramics: Technology and Strength. *Int J Prosthodont*, v. 5, n. 1, p. 9-16,1992.

EDELHOFF D.; SORENSEN J. A. Tooth structure removal associated with various preparation designs for posterior teeth. *Int J Periodontics Restorative Dent*, v. 22, n. 3, p. 241-9, 2002a.

EDELHOFF D.; SORENSEN J. A. Tooth structure removal associated with various preparation designs for anterior teeth. *J Prosthet Dent*, v. 87, n. 5, p. 503-9, 2002b.

GUAZZATO M.; ALBAKRY M.; RINGER S. P.; SWAIN M. V. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics. *Dent Mater*, v. 20, n. 5, p. 449-56, 2004.

GUAZZATO M.; QUACH L.; ALBAKRY M.; SWAIN M. V. Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of Y-TZP dental ceramic. *J Dent*, v. 33, n. 1, p. 9-18, 2005.

GUESS P. C.; ZHANG Y.; KIM J. W.; REKOW E. D.; THOMPSON V. P. Damage and reliability of Y-TZP after cementation surface treatment. *J Dent Res*, v. 89, n. 6, p. 592-6, 2010.

GUESS P. C.; BONFANTE E. A.; SILVA N. R.; COELHO P. G.; THOMPSON V. P. Effect of core design and veneering technique on damage and reliability of Y-TZP – supported crowns. *Dent Mater*, v. 29, n. 3, p. 307-16, 2013.

HANNINK R. H. J.; KELLY P. M.; MUDDLE B. C. Transformation in zircônia-containing ceramics. *J Am Ceram Soc*, v. 83, n. 3, p. 461-87, 2000.

HEIKKINEN T. T.; LASSILA L. V.; MATINLINNA J. P.; VALLITTU P. K. Effect of operating air pressure on tribochemical silica-coating. *Acta Odontol Scand*, v. 65, n. 4, p. 241-8, 2007.

HEINTZE S. D.; ROUSSON V. Fracture rates of IPS Empress All-Ceramic Crowns-A systematic review. *Int J Prosthodont*, v. 23, n. 2, p. 129-33, 2010.

HOOSHMAND T.; VAN NOORT R.; KESHVAD A. Bond durability of the resin-bonded and silane treated ceramic surface. *Dent Mater*, v. 18, p. 179-88, 2002.

IKEMURA K.; ENDO T.; KADOMA Y. A review of the developments of multi-purpose primers and adhesives comprising novel dithiooctanoate monomers and phosphonic acid monomers. *Dent Mater*, v. 31, n. 1, p. 1-25, 2012.

JONES D. W. Development of dental ceramics: an historical perspective. *Dent Clin North Am*, v. 29, n. 4, p. 621-44, 1985.

KELLY J. R. Ceramics in restorative and prosthetic dentistry. *Annu Rev Mater Sci*, v. 27, p. 443-68, 1997.

KELLY J. R. Dental ceramics What is this stuff anyway? *J Am Dent Assoc*, v. 139, p. 4S-7S, 2008.

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. 228-38, 2010.

KERN M. Controlled airborne-particle abrasion of zirconia ceramic restorations. *J Prosthet Dent*, v. 103, n. 2, p. 127-8, 2010.

KERN M.; BARLOI A.; YANG B.; Surface conditioning influences zirconia ceramic bonding. *J Dent Res*, v. 88, n. 9, p. 817-22, 2009.

KERN M.; WEGNER S. M. Bonding to zirconia ceramic: adhesion methods and their durability. *Dent Mater*, v. 14, n. 1, p. 64-71, 1998.

KOBAYASHI K.; KUWAJIMA H.; MASAKI T. Phase change and mechanical properties of  $ZrO_2 - Y_3O_3$  solid electrolyte after ageing. *Solid State Ionics*, v. 3, p. 489-93, 1981.

KOMINE F.; FUSHIKI R.; KOIZUKA M.; TAGUCHI K.; KAMIO S.; MATSUMURA H. Effect of surface treatment on bond strength between an indirect composite material and a zirconia framework. *J Oral Sci*, v. 54, n. 1, p. 39-46, 2012.

KOUTAYAS S. O.; VAGKOPOULOU T.; PELEKANOS S.; KOIDIS P.; STRUB J. R. Zirconia in dentistry: part 2. Evidence-based clinical breakthrough. *Eur J Esthet Dent*, v. 4, n. 4, p. 348-80, 2009.

KOSMAC T.; OBLAK C.; JEVNIKAR P.; FUNDUK N.; MARION L. The effect of surface grinding and sandblasting on flexural strength and reliability of Y-TZP zirconia ceramic. *Dent Mater*, v. 15, n. 6, p. 426-33, 1999.

KOSMAC T.; DAKSKOBLER A.; OBLAK C.; JEVNIKAR P. The strength and hydrothermal stability of Y-TZP ceramics for dental applications. *Int J Ceram Technol*, v. 4, n. 2, p. 164-74, 2007a.

KOSMAC T.; OBLAK C.; JEVNIKAR P. The fracture and fatigue of surface-treated tetragonal zirconia (Y-TZP) dental ceramics. *Mater Technol*, v. 41, n. 5, p. 237-41, 2007b.

IJIMA T.; HOMMA S.; SEKINE H.; SASAKI H.; YAJIMA Y.; YOSHINARO M. Influence of surface treatment of yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystal with hot isostatic pressing on cyclic fatigue strength. *Dent Mater J*, v. 32, n. 2, p. 274-80, 2012.

LOHBAUER U.; KRÄMER N.; PETSCHERT A.; FRANKENBERGER R. Correlation of in vitro fatigue data and in vivo clinical performance of a glassceramic material. *Dent Mater*, v. 24, n. 1, p. 39-44, 2008.

MAGNE P. Composite Resins and Bonded Porcelain: The Post amalgam Era? *J Calif Dent Assoc*, v. 34, n. 2, p. 135-47, 2006.

MATINLINNA J. P.; VALLITTU P. K.; Bonding of resin composites to etchable ceramic surfaces – an insight review of the chemical aspects on surface conditioning. *J Oral Rehabil*, v. 34, n. 8, p. 622-30, 2007.

MATINLINNA J. P.; HEIKKINEN T.; ÖZCAN M.; LASSILA L. V.; VALLITTU P. K. Evaluation of resin adhesion to zirconia ceramic using some organosilanes. *Dent Mater*, v. 22, n. 9, p. 824-831, 2006.

MALAMENT K. A.; SOCRANSKY S. S. Survival of Dicor glass-ceramic dental restorations over 14 years: Part I. Survival of Dicor complete coverage restorations and effect of internal surface acid etching, tooth position, gender, and age. *J Prosthet Dent*, v. 81, n. 1, p. 23-32, 1999.

MCLAREN E. A.; GIORDANO R. A. Zirconia-based ceramics: Material properties, esthetics, and layering techniques of a new veneering porcelain, VM9. *Quintessence Dental Technol*, v. 26, p. 69-81, 2005.

MÖRMANN W. H. The evolution of the CEREC system. *J Am Dent Assoc*, v. 137, suppl:7S-13S, 2006.

NEIVA G.; YAMAN P.; DENNISON J. B.; RAZZOOG M. E.; LANG B. R. Resistance to Fracture of Three All-Ceramic Systems. *J Esthet Dent*, v. 10, n. 2, p. 60-6, 1998.

ÖZCAN M.; NIJHUIS H.; VALANDRO L. F.; Effects of various surface conditioning methods on the adhesion of dual-cure resin cement with MDP functional monomer to zirconia after thermal aging. *Dent Mater*, v. 27, n. 1, p. 99-104, 2008.

PALLIS K.; GRIGGS J. A.; WOODY R. D.; GUILLEN G. E.; MILLER A. W. Fracture resistance of three of all-ceramic restorative systems for posterior applications. *J Prosthet Dent*, v. 91, n. 6, p. 561-9, 2004.

POSPIECH P. All-ceramic crowns: bonding or cementing? *Clin Oral Invest*, v. 6, n. 4, p. 189-197, 2002.

QUINN G. D. *Fractography of ceramics and glasses*. Washington: National of Standards and Technology. 2007.

ORTORP A.; KIHIL M. L.; CARLSSON G. E.; A 3-year retrospective and clinical follow-up study of zirconia single crown performed in private practice. *J Dent*, v. 37, n. 9, p. 731-6, 2009.

RE D.; AUGUSTI D.; SAILER I.; SPREAFICO D.; CERUTTI A.. The effect of surface treatment on the adhesion of resin cements to Y-TZP. *Eur J Esthet Den*, v. 3, n. 2, p. 186-96, 2008.

REKOW D.; THOMPSON V. P.; Engineering long term clinical success of advanced ceramic prostheses. *J Mater Sci Mater Med*, v. 18, n. 1, p. 47-56, 2007.

REKOW E. D.; SILVA N. R.; COELHO P. G.; ZHANG Y.; GUESS P.; THOMPSON V. P.; Performance of dental ceramics: challenges for improvements. *J Dent Res*, v. 90, n. 8, p. 937-52, 2011.

SATO H.; YAMANDA K.; PEZZOTTI G.; NAWA M.; BAN S. Mechanical properties of dental zirconia ceramics changed with

sandblasting and heat treatment. *Dent Mater*, v. 27, n. 3, p. 408-14, 2008a.

SATO H.; YAMASHITA D.; BAN S. Relation between biaxial flexure and phase transformation of zirconia with surface treatments. *J Ceram Soc Jpn*, v. 116, n. 1, p. 28-30, 2008b.

SATO H.; BAN S.; HASHIGUCHI M.; YAMASAKI Y. Effect of autoclave treatment on bonding strength of dental zirconia ceramics to resin cements. *J Ceram Soc JPN*, v. 118, n. 6, p. 508-511, 2010.

SAILER I.; PJETURSSON B. E.; ZWAHLEN M.; HÄMMERLE C. H. A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal-ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part II: Fixed dental prostheses. *Clin Oral Implants Res*, v. 18, n. 3, p. 86-96, 2007.

SILVA N. R.; BONFANTE E. A.; RAFFERTY B. T.; ZAVANELLI R. A.; REKOW E. D.; THOMPSON V. P. COELHO P. G. Modified Y-TZP core design improves all-ceramic crown reliability. *J Dent Res*, v. 90, n. 1, p. 104-8, 2011.

SCHERRER S. S.; QUINN G. D.; QUINN J. B. Fractographic failure analysis of a Procera Allceram crown using stereo and scanning microscopy. *Dent Mater*, v. 24, n. 8, p. 1107-12, 2008.

SCHERRER S. S.; CATTANI-LORENTE M.; VITTECOP E.; DE MESTRAL F.; GRIGGS J. A.; WISKOTT H. W. Fatigue behavior in water of Y-TZP zirconia ceramics after abrasion with 30µm silica-coated alumina particles. *Dent Mater*, v. 27, n. 2, p. 28-42, 2011.

SCHLEY J. S.; HEUSSEN N.; REICH S.; FISCHER J.; HASELHUHNK.; WOLFART S. Survival probability of zirconia-based fixed dental prostheses up to 5 yr: a systematic review of the literature. *Eur J Oral Sci*, v. 118, n. 5, p. 443-50, 2010.

SHIMOE S.; TANOUE N.; KUSANO K.; OKAZAKI M.; SATODA T. Influences of air-abrasion and subsequent heat treatment on bonding between zirconia framework material and indirect composites. *Dent Mater J*, v. 31, n. 5, p. 751-7, 2012.

SPEAR S.; HOLLOWAY J. Which all-ceramic system is optimal for anterior esthetics? *J Am Dent Assoc*, v. 139, p. 19S-24S, 2008.

STUDART A. R.; FILSER F.; KOCHER P.; GAUCKLER L. J.; Fatigue of zirconia under cyclic loading in water and its implications for the design of dental bridges. *Dent Mater*, v. 23, n. 1, p. 106-14, 2007.

STRUB J. R.; REKOW E. D.; WITKOWSKI S. Computer-aided desing and fabrication of dental restorations: current systems and future possibilities. *J Am Dent Assoc*, v. 137, n. 9, p. 1289-96, 2006.

TASKONAK B.; GRIGGS J. A.; MECHOLSKY J. J. Jr.; YAN J. H. Analysis of subcritical crack growth in dental ceramics using fracture mechanics and fractography. *Dent Mater*, v. 24, n. 5, p. 700-7, 2008.

TSUO Y.; YOSHIDA K.; ATSUTA M. Effects of alumina-blasting and adhesive primers on bonding between resin luting agent and zirconia ceramics. *Dent Mater J*, v. 25, n. 4, p. 669-74, 2006.

VAGKOPOULOU T.; KOUTAYAS S. O.; KOIDIS P.; STRUB J. R. Zirconia in Dentistry: Part 1. Discovering the nature of an upcoming bioceramic. *Eur J Esthet Dent*, v. 4, n. 2, p. 130-51, 2009.

VAN LANDUYT K. L.; SNAUWAERT J.; DE MUNCK J.; PNEUMANS M.; YOSHIDA Y.; POITEVIN A.; COUTINHO E.; SUZUKI K.; LAMBRECHTS P.; VAN MEERBEEK B. Systematic review of the chemical composition of contemporary dental adhesives. *Biomaterials*, v. 28, n. 26, p. 3757-85, 2007.

VAN NOORT R. *Introdução dos Materiais Dentários*. 2ª ed., Porto Alegre: Artmed Editora, 2004.

VARGAS M. A.; BERGERON C.; DIAZ-ARNOLD A. Cementing all-ceramic restorations Recommendations for success. *J Am Dent Assoc*, v. 142, n. 2, p. 20S-4S, 2011.

YANG B.; WOLFART S.; SCHARNBERG M.; LUDWING K.; ADELUNG R.; KERN M. Influences of contamination on zirconia ceramics bonding. *J Dent Res*, v. 86, n. 8, p. 749-53, 2007.

YASUMURA P. K. *Caracterização de propriedades de papel para impressão por jato de tinta*. 2012. Tese (Doutorado em Engenharia) - Escola Politécnica da Universidade de São Paulo. Departamento de Engenharia Química, São Paulo, 2012.

WANG H.; ABOUSHELIB M. N.; FEILZER A. J. Strength influencing variables on CAD/CAM zirconia frameworks. *Dent Mater*, v. 24, n. 5, p. 633-8, 2008.

ZARONE F.; RUSSO S.; SORRENTINO R. From porcelain-fused-to-metal to zirconia: clinical and experimental considerations. *Dent Mater*, v. 27, n. 1, p. 83-96, 2011.

ZHANG Y.; LAWN B. R.; REKOW E. D.; THOMPSON V. P. Effect of sandblasting on the long-term performance of dental ceramics. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, v. 71, n. 2, p. 381-6, 2004.

ZHANG Y.; LAWN B. R.; MALAMENT K. A.; VAN Thompson P.; REKOW E. D. Damage accumulation and fatigue life of particle-abraded ceramics. *Int J Prosthodont*. v. 19, n. 5, p. 442-8, 2006.

## ARTIGO SUBMETIDO

O artigo foi submetido para a revista Cerâmicas.

### EFEITO DO JATEAMENTO DE PARTÍCULAS NA RESISTÊNCIA DE UNIÃO E COMPORTAMENTO MECÂNICO DE CERÂMICAS À BASE DE ZIRCÔNIA – REVISÃO DE LITERATURA

JOÃO CÉZAR MOSELE<sup>1</sup>  
MÁRCIA BORBA<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Mestrando em Odontologia, área de concentração Clínica Integada, da Faculdade de Odontologia da Universidade de Passo Fundo, BR286, Bairro São José, Cidade Passo Fundo, RS, Brasil, CEP 99052-900.

<sup>2</sup> Doutora em Odontologia, área de concentração Materiais Dentários (FO-USP, São Paulo, Brasil). Professora do Programa de Graduação e Pós-Graduação da Faculdade de Odontologia da Universidade de Passo Fundo, BR286, Bairro São José, Cidade Passo Fundo, RS, Brasil, CEP 99052-900.

### RESUMO

As cerâmicas ácido-resistentes, como a zircônia tetragonal parcialmente estabilizada com ítria (Y-TZP), podem ter sua resistência de união ao cimento resinoso melhorada por meio de abrasão por jateamento de partículas. Entretanto, não existe uma padronização dos parâmetros utilizados nesse jateamento, o que pode afetar negativamente o comportamento mecânico da Y-TZP. O objetivo deste estudo foi buscar, através de uma revisão da literatura, quais são os protocolos de jateamento utilizados e qual protocolo resulta em melhores valores de

resistência de união ao cimento resinoso e menor degradação das propriedades mecânicas da Y-TZP. A estratégia de pesquisa envolveu uma busca de artigos na base de dados online *Medline/Pubmed*, de 2003 a 2013, utilizando as palavras chaves: zircônia, adesão, jateamento e resistência mecânica (*zirconia, bond strength, sandblasting, and mechanical strength*). Foram selecionados vinte e cinco artigos, que estavam de acordo com os critérios de inclusão. O tamanho de partícula mais utilizado foi de 50 µm para partículas de óxido de alumínio e de 110 µm para as partículas de óxido de alumínio modificadas por sílica. Segundo os estudos, o tamanho de partícula e o tempo de jateamento não influenciam os valores de resistência de união. Entretanto, o maior tamanho e o tipo de partícula (óxido de alumínio) afetam negativamente a resistência mecânica da Y-TZP. Ainda existem controvérsias a respeito do efeito da pressão na resistência de união e na resistência mecânica da Y-TZP. O uso de pressões muito baixas pode afetar os valores de adesão. A distância entre a ponta jateadora e a superfície cerâmica e o tempo variou entre 7 a 30 mm e 5 a 90 s, respectivamente. Pôde-se concluir que alguns parâmetros do protocolo de jateamento ainda não estão bem definidos. Mesmo assim, os resultados dos estudos parecem corroborar a recomendação do uso de partículas pequenas e pressões baixas para alcançar o melhor resultado de adesão sem comprometer a resistência mecânica do material.

Palavras-chave: Cerâmica; Abrasão Dental por Ar.

## EFFECT OF PARTICLE SANDBLASTING ON THE BOND STRENGTH AND MECHANICAL BEHAVIOR OF ZIRCONIA-BASED CERAMICS – A LITERATURE REVIEW

### ABSTRACT

The bond strength of acid-resistant ceramics, such as yttria partially stabilized tetragonal zirconia (Y-TZP), to resin cements could be improved by surface sandblasting with particles. However, there is not a standard protocol for sandblasting, which may compromise Y-TZP mechanical behavior. The objective of this study was to search, through a literature review, which sandblasting protocols have been used and which one results in higher bond strength values of Y-TZP to resin cement and less degradation of the mechanical properties of Y-TZP. The research involved articles published from 2003 to 2013 using Medline/Pubmed online database and the key-words: zirconia, bond strength, sandblasting, and mechanical strength. Twenty five articles that were within the study inclusion criteria were selected. The particle size most frequently used was 50  $\mu\text{m}$  for aluminum oxide and 30  $\mu\text{m}$  for silica-modified aluminum oxide. According to the literature, the particle size and sandblasting time have no influence on the bond strength values. On the other hand, the larger particle size and the particle type (aluminum oxide) negatively affected the Y-TZP mechanical strength. There are disagreements regarding the effects of sandblasting pressure on the bond and Y-TZP mechanical strength. The use of extremely low pressures may decrease the bond strength values. The distance from the tip of the sandblasting device and the ceramic surface, and the sandblasting time, varied from 7 to 30 mm and 5 to 90 s, respectively. It can be concluded that some of the sandblasting parameters are not yet clearly defined. Even though, the results of studies seem to confirm the recommendation of using small particles and low sandblasting pressures to achieve superior bond strength without decreasing the material mechanical strength.

Key-words: Ceramics; Air abrasion, Dental.

## INTRODUÇÃO

A crescente utilização de cerâmicas na fabricação de restaurações dentárias deve-se principalmente a três fatores: estética, biocompatibilidade e boas propriedades mecânicas [1-4]. A cerâmica à base de zircônia tetragonal parcialmente estabilizada com ítria (Y-TZP) tem alcançado grande popularidade na Odontologia devido a seus altos valores de resistência à fratura (900-1000 MPa) e tenacidade à fratura (5,5-7,4 MPa.m<sup>1/2</sup>), associados ao mecanismo de tenacificação por transformação de fase (*transformation toughness*) [4]. As restaurações à base de Y-TZP são produzidas utilizando o sistema CAD/CAM (*Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing* – Desenho e manufatura auxiliados por computador) e, devido a sua alta opacidade, a Y-TZP é utilizada como material de infraestrutura, sendo recoberta com uma cerâmica vítrea com melhores propriedades ópticas para obter uma restauração com cor e translucidez semelhante à estrutura dental [5].

A composição e a microestrutura das cerâmicas e as propriedades químicas e físicas dos agentes de cimentação influenciam significativamente na natureza do mecanismo de união e durabilidade das restaurações de cerâmicas. Tratamentos de superfície são comumente utilizados com o objetivo de aumentar a área de superfície interna das restaurações, criando uma superfície áspera e limpa (isenta de impurezas) com energia favorável para união entre a cerâmica e o substrato dental [6]. Assim, para a cimentação adesiva, a microestrutura das cerâmicas pode ser ácido-sensível ou ácido-resistente [6,7], de acordo com a capacidade de reação química com *primers* específicos (ex: ácido hidrofúorídrico) [8].

Cerâmicas com alto conteúdo (fração) amorfo são mais sensíveis ao condicionamento ácido, já que o ácido dissolve preferencialmente a fase vítrea e/ou a interface entre as fases cristalina e vítrea. A superfície das cerâmicas condicionadas mostra diferentes padrões de condicionamento dependendo do tipo de *primer*, concentração e tempo utilizado [9]. Já é conhecido que para as cerâmicas ácido-sensíveis, a associação entre o condicionamento com ácido hidrofúorídrico (HF) e a aplicação de um agente de união silano tem promovido excelentes valores de resistência de união e durabilidade adesiva (união mecânica e química) [6,10].

Por outro lado, as cerâmicas ácido-resistentes, em essência composta por uma microestrutura policristalina monofásica, como a alumina e a Y-TZP, podem ter sua resistência de união melhorada por

meio de abrasão por jateamento de partículas de óxido de alumínio, modificadas ou não por sílica. O jateamento com partículas de alumina é capaz de produzir micro-rugosidades para o embricamento micro-mecânico com o cimento. Ainda, por meio da abrasão de partículas modificadas por sílica (ex. Rocatec e Cojet) é possível depositar uma camada de sílica na superfície das cerâmicas (efeito triboquímico). O resultado é uma superfície coberta com uma fina camada de sílica, que além de proporcionar uma potencial retenção micromecânica também promove sítios para adesão química por meio da aplicação de agentes de união como o silano [11]. O tratamento químico com cimentos adesivos ou *primers* específicos a base de monômeros bifuncionais (ex: MDP) também é indicado [12-14].

A técnica de jateamento com partículas de óxido de alumínio é fácil e simples de ser executada. Por isso, essa técnica é amplamente utilizada na Odontologia para a cimentação adesiva de restaurações confeccionadas com cerâmicas ácido-resistentes. No jateamento, as partículas são movidas em um fluxo de ar e se chocam contra a superfície interna das restaurações cerâmicas. O tamanho de partícula de alumina, dureza, velocidade, morfologia, fluxo e ângulo de impacto determinam a proporção da abrasão e, conseqüentemente, o padrão de rugosidade criado na superfície cerâmica [15]. Entretanto, não existe uma padronização dos parâmetros utilizados no jateamento de partícula. Assim, o principal desafio da aplicação clínica deste tratamento de superfície é encontrar um protocolo capaz de produzir um padrão de micro-rugosidade superficial que melhore a união com o cimento resinoso sem produzir defeitos que possam comprometer a resistência à fratura da restauração cerâmica. Portanto, o objetivo deste estudo foi buscar, através de uma revisão da literatura, quais são os protocolos de jateamento utilizados nas pesquisas e qual protocolo resulta em melhores valores de resistência de união do cimento resinoso à cerâmica Y-TZP sem comprometer sua resistência mecânica.

## MÉTODOS

A estratégia de pesquisa envolveu uma busca a partir da base de dados online *Medline/Pubmed*, utilizando a seguinte combinação de palavras chaves: zircônia, adesão, jateamento e resistência mecânica (*zirconia, bond strength, sandblasting, mechanical strength*). Foram pesquisados artigos publicados de 2003 a 2013. Foram incluídos na revisão de literatura artigos *in vitro* que investigaram exclusivamente a

influência de diferentes parâmetros do jateamento de partículas: (1) na resistência de união da Y-TZP ao cimento resinoso e (2) na resistência mecânica da Y-TZP.

## **RESULTADOS**

Foram selecionados vinte e cinco artigos, que estavam de acordo com os critérios de inclusão da revisão de literatura. Os parâmetros de jateamento e principais resultados dos artigos estão na Tabela I e II. Nos estudos, as principais variações nos protocolos de jateamento foram: tamanho de partícula (30, 110 e 125  $\mu\text{m}$  para partícula de óxido de alumínio modificada por sílica; e 25, 45, 50, 70, 75, 100, 110, 125 e 150  $\mu\text{m}$  para partícula de óxido de alumínio, sem modificação); pressão de jateamento (0,05 a 0,60 MPa); tempo de jateamento (5 a 90 s) e distância entre a superfície cerâmica e o jato (10 a 30 mm).

## **DISCUSSÃO**

### **RESISTÊNCIA DE UNIÃO**

De acordo com os artigos analisados, pôde-se observar que o jateamento com diferentes tamanhos de partícula e pressões afetam diretamente a topografia de superfície da cerâmica Y-TZP [16-20]. Foi avaliado o efeito de diferentes tamanhos de partícula de óxido de alumínio (50, 75, 100, 150  $\mu\text{m}$ ) na rugosidade de superfície da cerâmica Y-TZP e concluiu-se que o aumento da rugosidade é proporcional ao aumento do tamanho de partícula [20]. Este efeito também foi visualizado com a variação da pressão e o tempo de jateamento [16,21].

Por outro lado, não existe um consenso na literatura a respeito do aumento da resistência de união com o aumento da rugosidade proporcionada por diferentes tamanhos de partículas, pressões e tempos de jateamento. Os valores de resistência de união encontrados nos estudos diferem bastante por causa das diferenças metodológicas. O ensaio mais encontrado nos estudos foi o teste de cisalhamento seguido pelo teste de tração e micro-tração. Ainda, existem diferenças nos tipos de tratamento do substrato, ligante, aderente, tempo, tipo e intensidade de fotopolimerização dos componentes. Heintze [24], ao correlacionar os valores de resistência de união encontrados nos testes laboratoriais e a qualidade marginal observada *in vivo*, concluiu que não existem ainda

um ensaio e parâmetros adequados para a análise da qualidade de união, já que muitos fatores estão envolvidos, tornando difícil a comparação dos resultados obtidos em diferentes estudos.

Ainda assim, é importante fazer uma análise dos estudos para descobrir como esses diferentes parâmetros podem influenciar o comportamento de adesão da Y-TZP. A pressão foi um dos parâmetros que mais variou entre os estudos, sendo a pressão de 0,25 MPa a mais utilizada. Foi investigada a influência da pressão de jateamento na resistência ao cisalhamento de dois tipos de cerâmica à base de Y-TZP e um cimento resinoso. A variação da pressão do jateamento (0,15 para 0,45 MPa) melhorou a resistência de união para ambos tipos de cerâmica Y-TZP. Entretanto, não existiram diferenças estatísticas na resistência de união quando a variação da pressão foi de 0,15, 0,22 e 0,30 MPa, para a cerâmica Lava, e entre as pressões 0,15 e 0,22 MPa e 0,30 e 0,45 MPa para a cerâmica Procera Zirconia [25].

Uma investigação que também avaliou o efeito da pressão de jateamento na resistência de união da Y-TZP ao cimento resinoso relatou que o jateamento com a pressão de 0,05 MPa proporcionou o menor valor de resistência de união. As pressões de 0,10, 0,20, 0,40 e 0,60 MPa resultaram em valores de resistência de união semelhantes [17]. Outro estudo também observou diferentes valores de resistência de união quando a pressão testada variou de 0,10 para 0,25 MPa, utilizando partículas de óxido de alumínio de 50  $\mu\text{m}$  [19].

Por outro lado, Kern et al. [16] não observaram influência da pressão de jateamento na resistência à tração entre a cerâmica Y-TZP e o cimento resinoso. O tratamento de superfície dos corpos-de-prova foi realizado utilizando partículas de óxido de alumínio de 50  $\mu\text{m}$  e pressão de 0,05 MPa ou 0,25 MPa. Sem jateamento, os *primers* fosfatados utilizados melhoraram apenas a resistência inicial das cerâmicas. Não houve diferença estatística nos valores de resistência de união entre as duas pressões testadas, após armazenagem por 150 dias combinada com termociclagem. Este achado está de acordo com outra investigação, onde também não foi encontrada diferença estatística nos valores de resistência de união entre as pressões de 0,05 MPa e 0,25 MPa [21].

Outro parâmetro que variou nos estudos foi o tipo e tamanho de partícula utilizada no jateamento. A utilização de partículas de alumina modificadas por sílica teve como objetivo alcançar união micro-mecânica e química entre os substratos. A presença de sílica na superfície seria capaz de estabelecer uma união química com o agente silano. Entretanto, estudos que compararam a resistência adesiva da Y-

TZP ao cimento resinoso utilizando o jateamento de partículas modificadas e o jateamento convencional encontraram valores de resistência semelhantes, mesmo quando tamanhos de partículas diferentes foram utilizados [18,23]. Diferenças foram observadas apenas após 6 meses de armazenagem, sendo que o grupo jateado com partículas modificadas obteve os melhores valores de resistência adesiva [23]. Considerando que os profissionais são mais familiarizados e têm um acesso mais fácil ao jateamento de partículas de alumina, esse protocolo tem sido amplamente utilizado para o tratamento de superfície de cerâmicas ácido-resistentes. Além disso, o jateamento com óxido de alumínio também se mostrou eficaz para a limpeza da superfície cerâmica contaminada com saliva e outros resíduos [26].

O tamanho de partícula mais utilizado nos estudos foi de 50  $\mu\text{m}$  para partículas de óxido de alumínio e de 30  $\mu\text{m}$  para as partículas de óxido de alumínio modificadas por sílica. A influência da variação do tamanho de partícula de óxido de alumínio na resistência de união da Y-TZP ao cimento resinoso foi avaliada, utilizando partículas de 50, 75, 100 e 150  $\mu\text{m}$  com a pressão de 0,38 MPa. Concluiu-se que o tamanho de partícula não teve efeito nos valores de resistência de união [20]. Resultado semelhante foi encontrado em outro estudo que, ao verificar a influência da variação do tamanho de partícula de óxido de alumínio (50 e 110  $\mu\text{m}$ ), não encontrou diferença estatística entre os grupos testados para a resistência de união [18].

A agressão mecânica provocada pelo jateamento com partículas de alumina também pode afetar a estabilidade da estrutura cristalina tetragonal da zircônia. Um estudo investigou, além do tempo de jateamento, a influência do tratamento térmico (500°C com taxa de aquecimento de 50°C/min até 1200°C, onde permaneceu por 10 minutos) após jateamento na resistência de união da Y-TZP ao cimento resinoso e na quantidade de fase monoclinica. Observaram que o conteúdo de zircônia monoclinica aumentou por causa do jateamento, e diminuiu após o tratamento térmico. Ainda, o tempo maior de jateamento de partículas de óxido de alumínio (10 s para 20 s) produziu maiores alterações na superfície, obtendo maiores valores de rugosidade média. Apesar disso, os valores de resistência de união foram similares para os dois tempos de jateamento testados [21].

O envelhecimento artificial é uma importante ferramenta para avaliar a estabilidade de união em condições de umidade e variações de temperatura, simulando o ambiente oral. Entre os trabalhos reportados na literatura, foram observadas variações no tempo de armazenamento dos

corpos-de-prova antes do teste (1 dia a 6 meses, em água destilada a 37 °C) e, quando a termociclagem foi utilizada, também houve variação para o número de ciclos (5.000 a 37.000) e temperatura (4°C – 60°C ou 5° - 55°C). Apesar das significativas variações nas condições de testes, as falhas de união relatadas nos estudos após a termociclagem foram em sua maioria do tipo coesiva para os grupos que utilizaram em seus protocolos de cimentação o jateamento e monômeros bifuncionais fosfatados, sugerindo uma boa qualidade de união para esses protocolos [16,17,20-21].

### **RESISTÊNCIA MECÂNICA DA CERÂMICA Y-TZP**

De acordo com os artigos analisados, a agressão mecânica provocada pelo jateamento com partículas introduz defeitos na superfície da Y-TZP, mas a natureza e caráter desses defeitos não são totalmente compreendidos. O aumento da rugosidade observados nos estudos é decorrente da perda superficial do material cerâmico devido aos impactos repetitivos das partículas. As partículas são movidas em um fluxo de ar e se chocam contra a superfície interna da restauração cerâmica gerando tensões de compressão e ocasionando uma deformação plástica na superfície afetada. Dependendo do impacto das partículas, tensões de tração são geradas em volta das áreas de deformação plástica gerando microfissuras paralelas e/ou perpendiculares à superfície. Desta forma, para que a resistência mecânica não seja afetada, espera-se que os defeitos criados possam ser estabilizados por tensões de compressão em torno da trinca decorrentes da expansão volumétrica associada à transformação de fase da zircônia tetragonal (t) para monoclinica (m). Por isso, diferentes ensaios mecânicos têm sido propostos na literatura com o objetivo de verificar a correlação do tamanho e severidade dos defeitos criados pelo jateamento com a proporção de transformação de fase (t-m) e as propriedades mecânicas das cerâmicas de Y-TZP, procurando simular um carregamento de força que pode ser contínuo (estático) e/ou repetido (cíclico), a fim de acumular danos na microestrutura e induzir a falha [27-41].

A resistência à flexão em três pontos da Y-TZP foi avaliada após o jateamento de partículas de alumina, após a simulação dos efeitos de usinagem e após o tratamento térmico. O jateamento foi realizado com partículas de óxido de alumínio de 110 µm e pressão de 0,5 MPa. A quantidade de transformação de fase (t-m) observada por difração de raios X (XRD) foi maior para o grupo jateado em comparação aos

submetidos aos efeitos da usinagem e tratamento térmico. Foi observado que o tratamento térmico reverteu a transformação de fase induzida pelo jateamento, ou seja, observou-se que o conteúdo (fração) de zircônia monoclinica diminuiu significativamente após o ciclo térmico. Os autores verificaram que o jateamento promoveu uma superfície rugosa e severamente danificada, onde a dimensão dos defeitos críticos que deram origem à fratura ficaram em torno 6  $\mu\text{m}$ . No entanto, os valores de resistência à flexão em três pontos como também o módulo de Weibull foram maiores para o grupo jateado. Os autores concluíram que o aumento da resistência à flexão após o jateamento está associado à maior quantidade de transformação de fase (t-m) [28].

Esses achados estão de acordo com outros estudos que também verificaram a influência do aumento da quantidade de fase monoclinica no aumento da resistência à flexão quando usado o jateamento, e a redução da resistência flexural quando promovida a reversão da fase m-t após o tratamento térmico. Ainda, foi observado que a transformação da fase monoclinica não é controlada pelo tempo de jateamento, mas sim pelo tamanho de partículas, onde partículas maiores (70 para 125  $\mu\text{m}$ ) promoveram uma transformação de fase monoclinica excessiva. Segundo os autores, essa transformação deve ser controlada para que não tenha um efeito negativo sobre a resistência flexural ou na longevidade da restauração cerâmica [33,34].

Outra investigação também observou que o jateamento com partícula de tamanho 120  $\mu\text{m}$  diminuiu a resistência flexural e que partículas menores (50  $\mu\text{m}$ ) não afetaram a resistência flexural quando comparado com o grupo controle polido. No entanto, não foi observada redução da resistência flexural após o tratamento térmico [34,38]. Ainda, Wang [35], ao analisar a superfície cerâmica, observou que ambos os tamanhos de partícula produziram defeitos de superfície, onde o maior tamanho de partícula produziu defeitos que estendiam até 30  $\mu\text{m}$ . Ao testar as amostras que simularam o processo de fabricação por meio da usinagem verificou-se que a resistência flexural do material foi menor do que das amostras polidas. Os autores ressaltam que os processos de fabricação introduzem defeitos capazes de comprometer a resistência mecânica dos materiais cerâmicos e que a escolha de qualquer instrumento que possa introduzir mais defeitos deve ser visto com cautela para a longevidade das restaurações de zircônia. Ainda, a relação dos processos de fabricação com a introdução de defeitos mais severos do que os induzidos pelo jateamento é relatado por outras investigações [29,31,32,40].

Para avaliar *in vitro* a longevidade dos materiais cerâmicos e observar a influência do jateamento de partículas, ensaios de fadiga cíclica tem sido proposto, fazendo com que os defeitos estáveis inicialmente cresçam de forma lenta ocasionando, a longo prazo, a falha do sistema cerâmico (*subcritical crack growth* – SCG). Iijima et al. [41] avaliaram a resistência à flexão biaxial de cerâmicas Y-TZP submetidas ao processo jateamento com alumina e condicionadas com ácido hidrofúorídrico a 47%. Os autores verificaram que o aumento da rugosidade foi diretamente dependente do tratamento proposto, sendo maior para os grupos jateados com partícula de tamanho de 150 µm. Foi relatado que a resistência à flexão biaxial estática foi estatisticamente igual ao grupo controle (sem jateamento) somente quando utilizado o jateamento com partículas de 50 µm. Ainda, a resistência à flexão biaxial após a ciclagem (10<sup>6</sup> ciclos) da Y-TZP decresceu em 37,4% para o grupo controle, e para os grupos jateados com partícula de tamanho de 50 µm e 150 µm decresceu 46,1% e 44,0%, respectivamente. A quantidade de fase monoclinica foi igual antes e após a ciclagem. Os grupos jateados com o maior tamanho de partícula obtiveram um maior aumento na quantidade de fase monoclinica. Desta forma, os autores concluíram que os defeitos ocasionados pelo jateamento poderiam ser responsáveis pelo decréscimo na resistência mecânica [41], mas não relataram se os valores de resistência à flexão após a ciclagem das amostras jateadas com partícula de 50 µm foram estatisticamente diferentes ao grupo controle. Outra investigação verificou que os resultados de resistência à flexão de quatro pontos após a ciclagem (250.000 ciclos) foram estatisticamente semelhantes ao grupo controle (sem jateamento) somente quando utilizadas partículas de 50 µm [36].

Nesse sentido, Scherrer et al. [40] relataram o aumento entre 15 a 30% da resistência à flexão em quatro pontos após a ciclagem (10<sup>6</sup> ciclos) de diferentes cerâmicas de Y-TZP jateadas com óxido de alumínio modificado por sílica (tamanho 30 µm; pressão 0,25 MPa). Sendo que a análise fractográfica revelou que as falhas estavam relacionadas aos processos de usinagem (direção de corte dos blocos) e a presença de defeitos da fabricação dos materiais, mas não ao processo de jateamento. Além disso, os autores observaram que após o jateamento houve suavização dos defeitos produzidos pelo processo de usinagem, que são possíveis concentradores de tensão.

O efeito dos sistemas adesivos após o jateamento também foi investigado. O adesivo seria capaz de selar e modificar as falhas de superfície proporcionada pelo jateamento [37]. No entanto, Guess et al.

[38] avaliaram o comportamento da interface adesiva (restauração, cimento e substrato) quando as cerâmicas à base de Y-TZP foram submetidas ao jateamento por partícula de óxido de alumínio e ciclagem mecânica e concluíram que as cerâmicas jateadas apresentaram um comportamento mecânico diferente do grupo controle (sem jateamento). Ao simular a aplicação de uma carga de 200 N por 100.000 ciclos, a confiabilidade obtida por meio da análise de Weibull foi de 56% para o grupo jateado e 98% para o grupo controle. Outros estudos também verificaram a redução da resistência mecânica da cerâmica Y-TZP quando jateadas por partículas óxido de alumínio [27; 30]. Ainda, sugere-se que as partículas de óxido de alumínio se caracterizam por ser duras e com cantos agudos, e que o uso de abrasivos mais suaves como as partículas de óxido de alumínio modificadas por sílica (partículas arredondadas e macias) deve ser explorado nas investigações [30].

Assim, não existe um consenso na literatura a respeito dos danos microestruturais ocasionados por diferentes tamanhos de partículas, pressões e tempos de jateamento e sua influência na resistência mecânica da cerâmica Y-TZP o que torna preocupante extrapolar os achados nos resultados dos ensaios *in vitro* para a situação clínica.

### CONSIDERAÇÕES FINAIS

Através da presente revisão de literatura pode-se concluir que:

- Os parâmetros de jateamento, como tamanho de partículas, pressão e tempo, para maximização tanto da resistência de união do cimento resinoso à cerâmica Y-TZP como da resistência mecânica da cerâmica Y-TZP jateada ainda não estão bem definidos.
- O tamanho de partícula de óxido de alumínio (45 – 150  $\mu\text{m}$ ) e o tempo de jateamento (10 a 20 s) não têm influência na resistência de união entre a Y-TZP e o cimento resinoso.
- O uso de partículas de óxido de alumínio de maior tamanho (110 a 150  $\mu\text{m}$ ) pode diminuir a resistência mecânica da Y-TZP.
- O tamanho de partícula mais utilizado nos estudos foi de 50  $\mu\text{m}$  para partículas de óxido de alumínio e de 110  $\mu\text{m}$  para as partículas de óxido de alumínio modificadas por sílica.

- Existem controvérsias a respeito do efeito da pressão de jateamento, tanto para a resistência de união quanto para a resistência mecânica da Y-TZP.
- A recomendação do uso de partículas pequenas e pressões baixas como melhor opção de protocolo de jateamento de partículas para a Y-TZP está em acordo com os resultados reportados em literatura.

### REFERÊNCIAS

1. S. Spear, J. Holloway. Which all-ceramic system is optimal for anterior esthetics? *J. Am. Dent. Assoc.* **139**, (2008) 19S-24S.
2. D. Edelhoff, J. A. Sorensen. Tooth structure removal associated with various preparation designs for posterior teeth. *Int. J. Periodontics. Restorative. Dent.* **22**, (2002) 241-9.
3. D. Edelhoff, J. A. Sorensen. Tooth structure removal associated with various preparation designs for anterior teeth. *J. Prosthetic. Dent.* **87**, (2002) 503-9.
4. M. Guazzato, M. Albakry, S. P. Ringer, M. V. Swain. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics. *Dent. Mater.* **20**, (2004) 449-56.
5. J. R. Strub, E. D. Rekow, S. Witkowski. Computer-aided desing and fabrication of dental restorations: current systems and future possibilities. *J. Am. Dent. Assoc.* **137**, (2006) 1289-96.
6. A. Della bona. Characterizing ceramics and the interfacial adhesion to resin: II – The relationship of surface treatment, bond strength, interfacial toughness and factography. *J. Appl. Oral. Sci.* **13**, (2005) 101-9.
7. M. A. Vargas, C. Bergeron, A. Diaz-arnold. Cementing all-ceramic restorations Recommendations for success. *J. Am. Dent. Assoc.* **142**, (2011) 20S-4S.

8. G. A. Borges, A. M. Sophr, M. F. De Goes, L. C. Sobrinho, D. C. Chan. Effect of etching and airborne particle abrasion on the microstructure of different dental ceramics. *J. Prosthet. Dent.* **89**, (2003) 479-88.
9. A. Della Bona, K. J. Anusavice. Microstructure, composition, and etching topography of dental ceramics. *Int. J. Prosthodont.* **15**, (2002) 159-67.
10. P. Pospiech. All-ceramic crowns: bonding or cementing? *Clin. Oral. Invest.* **6**, (2002) 189-197.
11. A. Della Bona, M. Borba, P. Benetti, D. Cecchetti. Effect of surface treatments on the bond strength of zirconia-reinforced ceramic to composite resin. *Braz. Oral Res.* **21**, (2007) 10-5.
12. M. Kern, S. M. Wegner. Bonding to zirconia ceramic: adhesion methods and their durability. *Dent. Mater.* **14**, (1998) 64-71.
13. M. B. Blatz, G. Chiche, S. Holst, A. Sadan. Influence of surface treatment and simulated aging on bond strengths of luting agents to zirconia. *Quintessence. Int.* **38**, (2007) 745-753.
14. J. P. Matinlinna, T. Heikkinen, M. Özcan, L. V. Lassila, P. K. Vallittu. Evaluation of resin adhesion to zirconia ceramic using some organosilanes. *Dent. Mater.* **22**, (2006) 824-831.
15. O. Addison, P. M. Marquis, G. J. Fleming. The impact of modifying alumina air abrasion parameters on the fracture strength of a porcelain laminate restorative material. *Dent. Mater.* **23**, (2007) 1332-41.
16. M. Kern, A. Barloi, B. Yang. Surface conditioning influences zirconia ceramic bonding. *J. Dent. Res.* **88**, (2009) 817-22.
17. F. Komine, R. Fushiki, M. Koizuka, K. Taguchi, S. Kamio, H. Matsumura. Effect of surface treatment on bond strength between an indirect composite material and a zirconia framework. *J. Oral. Sci.* **54**, (2012) 39-46.

18. D. Re, D. Augusti, I. Sailer, D. Spreafico, A. Cerutti. The effect of surface treatment on the adhesion of resin cements to Y-TZP. *Eur. J. Esthet. Den.* **3**, (2008) 186-96.
19. R. Re, D. Augusti, G. Augusti, A. Giovannetti. Early bond strength to low-pressure sandblasted zirconia: evaluation of a self-adhesive cement. *Eur. J. Esthet. Dent.* **7**, (2012) 164-75.
20. Y. Tsuo, K. Yoshida, M. Atsuta. Effects of alumina-blasting and adhesive primers on bonding between resin luting agent and zirconia ceramics. *Dent. Mater. J.* **25**, (2006) 669-74.
21. S. Shimoe, N. Tanoue, K. Kusano, M. Okazaki, T. Satoda. Influences of air-abrasion and subsequent heat treatment on bonding between zirconia framework material and indirect composites. *Dent. Mater. J.* **31**, (2012) 751-7.
22. A. Attia, N. Kern. Effect of cleaning methods after reduced-pressure air abrasion on bonding to zirconia ceramic. *J. Adhes. Dent.* **13**, (2011) 561-7.
23. H. L. de Castro, P. H. Corazza, T. de A. Paes-Júnior, A. Della Bona. Influence of Y-TZP ceramic treatment and different resin cements on bond strength to dentin. *Dent. Mater.* **28**, (2012) 1191-7.
24. S. D. Heintze. Systematic reviews: I. The correlation between laboratory tests on marginal quality and bond strength. II. The correlation between marginal quality and clinical outcome. *J. Adhes. Dent.* **1**, (2007) 77-106.
25. T. T. Heikkinen, L. V. Lassila, J. P. Matinlinna, P. K. Vallittu. Effect of operating air pressure on tribochemical silica-coating. *Acta. Odontol. Scand.* **65**, (2007) 241-8.
26. B. Yang, S. Wolfart, M. Scharnberg, K. Ludwing, R. Adelung, M. Kern. Influences of contamination on zirconia ceramics bonding. *J. Dent. Res.* **86**, (2007) 749-53.

27. Y. Zhang, B. R. Lawn, E. D. Rekow, V. P. Thompson. Effect of sandblasting on the long-term performance of dental ceramics. *J. Biomed. Mater. Res. B. Appl. Biomater.* **15**, (2004) 381-6.
28. M. Guazzato, L. Quach, M. Albakry, M. V. Swain. Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of Y-TZP dental ceramic. **33**, (2005) 9-18.
29. A. R. Curtis, A. J. Wright, G. J. Fleming. The influence of surface modification techniques on the performance of a y-tzp dental ceramic. *J. Dent.* **34**, (2006) 195–206.
30. Y. Zhang, B. R. Lawn, Malament K. A. V. Thompson, E. D. Rekow. Damage accumulation and fatigue life of particle-abraded ceramics. *Int. J. Prosthodont.* **19**, (2006) 442-8.
31. T. Kosmac, A. Dakskobler, C. Oblak, P. Jevnikar. The strength and hydrothermal stability of Y-TZP ceramics for dental applications. *Int. J. Ceram. Technol.* **4**, (2007a) 164-74.
32. T. Kosmac, C. Oblak, P. Jevnikar. The fracture and fatigue of surface-treated tetragonal zirconia (Y-TZP) dental ceramics. *Mater. Technol.* **41**, (2007b) 237-41.
33. H. Sato, K. Yamanda, G. Pezzotti, M. Nawa, S. Ban. Mechanical properties of dental zirconia ceramics changed with sandblasting and heat treatment. *Dent. Mater.* **27**, (2008a) 408-14.
34. H Sato, D. Yamashita, S. Ban. Relation between biaxial flexure and phase transformation of zirconia with surface treatments. *J. Ceram. Soc. Jpn.* **116**, (2008b) 28-30.
35. H. Wang, M. N. Aboushelib, A. J. Feilzer. Strength influencing variables on CAD/CAM zirconia frameworks. *Dent. Mater.* **24**, (2008) 633-8.
36. M. N. Aboushelib. Long term fatigue behavior of zirconia based dental ceramics. *Mater.* **3**, (2010) 2975-85.

37. M. N. Aboushelib, H. Wang. Effect of surface treatment on flexural strength of zirconia bars. *J. Prosthet. Dent.* **104**, (2010) 98-104.
38. P. C. Guess, Y. Zhang, J. W. Kim, E. D. Rekow, V. P. Thompson. damage and reliability of Y-TZP after cementation surface treatment. *J. Dent. Res.* **89**, (2010) 592-6.
39. M. Doi, K. Yoshida, M. Atsuta, T. Sawase. Influence of pre-treatments on flexural strength of zirconia and debonding crack-initiation strength of veneered zirconia. *J. Adhes. Dent.* **13**, (2011) 79-84.
40. S. S. Scherrer, M. Cattani-lorente, E. Vittecop, F. De Mestral, J. A. Griggs, H. W. Wiskott. Fatigue behavior in water of Y-TZP zirconia ceramics after abrasion with 30 $\mu$ m silica-coated alumina particles. *Dent. Mater.* **27**, (2011) 28-42.
41. T. Iijima, S. Homma, H. Sekine, H Sasaki, Y Yajima, M. Yoshinaro. Influence of surface treatment of yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystal with hot isostatic pressing on cyclic fatigue strength. *Dent. Mater. J.* **32**, (2012) 274-80.

Tabela I - Resultados encontrados nos estudos de resistência de união entre a Y-TZP e o cimento resinoso para a influência do jateamento de partículas, discriminando o tipo (TiP) e tamanho (TaP) de partícula, a pressão (P), distância (D) e o tempo (T) utilizados no protocolo de jateamento.

*Table I – Literature findings for the influence of sandblasting on the bond strength of Y-TZP to resin cement, describing the particle's type (TiP) and size (TaP), the pressure (P), distance (D) and time (T) used in the sandblasting protocol.*

Estudo	TiP	TaP (µm)	P (MPa)	D (mm)	T (s)	Resultados
Tsuo et al. (2006)	OA	50	0,38	10	20	O jateamento com partículas maiores produziu maiores valores de rugosidade. Os valores de resistência de união foram estatisticamente iguais para todos os grupos testados.
		75				
		100				
		150				
Yang et al. (2007)	OA	50	0,25	10	15	O jateamento foi o único instrumento eficaz na limpeza da superfície da cerâmica após a contaminação.
Heikkinen et al. (2007)	OAS	30	0,15	10	10	A resistência de união aumentou com o aumento da pressão (0,15 para 0,45 MPa).
			0,22			
			0,30			
			0,45			
Re et al. (2008)	OA	50 110	0,25	10	10	O jateamento aumentou os valores de resistência de união. O jateamento com OAS obteve os maiores valores para a cerâmica do tipo Lava (3M ESPE). Para a cerâmica Cercon (Dentsply) a resistência de
	OAS	110				

						união foi semelhante quando usado OA ou OAS.
Kern et al. (2009)	OA	50	0,05	*	*	As duas pressões investigadas melhoraram de forma igual a resistência de união, juntamente com monômeros fosfatados.
			0,25			
Attia e Kern (2011)	OA	50	0,25	10	15	O jateamento foi eficaz na durabilidade de união para ambas as pressões, onde o método de limpeza com ultrassom pode ser recomendado.
			0,05			
Castro et al. (2012)	OA	≤45	0,19	*	20	A resistência de união foi semelhante entre os grupos jateados com OA e OAS testados após 3 dias e termociclados, mas foi estatisticamente diferente para grupo armazenado em água por 6 meses, onde o grupo jateado com OAS alcançou um resultado melhor.
	OAS	30				
Komine et al. (2012)	OA	50	0,05	10	20	A resistência de união foi estatisticamente igual para as pressões de 0,1, 0,2, 0,4 e 0,6 MPa.
			0,10			
			0,20			
			0,40			
			0,60			

Re et al. (2012)	OA	50	0,10	10	20	O jateamento aumentou a resistência de união adesiva, onde a pressão maior foi estatisticamente diferente da pressão menor.
			0,25			
Shimoe et al. (2012)	OA	50-70	0,30	10	10	A variação do tempo não alterou a resistência de união.
					20	

Notas: TiP: OA = óxido de alumínio; OAS = óxido de alumínio modificado por sílica; D - distância entre a superfície do corpo-de-prova e a ponta do aparato de jateamento; \* - informação não fornecida pelo estudo.

*Notes: TiP: OA = aluminum oxide; OAS = silica-modified aluminum oxide; D - distance from the tip of the sandblasting device to the specimen surface; \* - information not reported in the study.*

Tabela II - Resultados encontrados nos estudos para a influência do jateamento de partículas na resistência mecânica da Y-TZP, discriminando o tipo (TiP) e tamanho (TaP) de partícula, a pressão (P), distância (D) e o tempo (T) utilizados no protocolo de jateamento.

*Table II – Literature findings for the influence of sandblasting on the mechanical strength of Y-TZP, describing the particle's type (TiP) and size (TaP), the pressure (P), distance (D) and time (T) used in the sandblasting protocol.*

Estudo	TiP	TaP (µm)	P (MPa)	D (m m)	T (s)	Resultados
Zhang et al. (2004)	OA	50	0,28	10	5	O jateamento com partículas de óxido de alumínio reduziu a resistência à fadiga em 30%.
Guazzato et al. (2005)	OA	110	0,5	*	20	As amostras jateadas produziram os maiores valores de resistência à flexão em três pontos e módulo de Weibull.
Curtis et al. (2006)	OA	25 50 110	0,48	20	5	O jateamento com diferentes tamanhos de partícula aumentou a resistência à flexão biaxial e o módulo de Weibull da Y-TZP quando comparado com o grupo controle (sem jateamento), tanto em ambiente seco como úmido.

Zhang et al. (2006)	OA	50	0,28	10	5	A resistência à fadiga de cerâmicas à base de zircônia diminuiu após o jateamento.
Kosmac et al. (2007a)	OA	110	0,4	30	15	O jateamento não afetou a resistência à flexão biaxial após a ciclagem mecânica das amostras, que apresentaram o módulo de Weibull maior que o grupo controle (sem jateamento).
Kosmac et al. (2007b)	OA	110	0,4	30	15	O jateamento não afetou a resistência à flexão biaxial após a ciclagem mecânica. As origens das fraturas não tiveram correlação com o jateamento.

Sato et al. (2008a)	OA	70	0,40	10	10	O jateamento com partículas maiores produziu um aumento na rugosidade e na quantidade de transformação de fase. Esta transformação de fase foi considerada excessiva e negativa para a resistência à flexão biaxial.
	OAS	125				
Sato et al. (2008b)	OA	70	0,40	10	10	O jateamento com partículas de 70 µm e 125 µm produziram valores de resistência à flexão biaxial semelhantes. Foi observado o aumento de rugosidade e quantidade de transformação de fase para o grupo jateado com partícula de 125 µm, independente do tempo de jateamento.
	OAS	125			90	

Wang et al. (2008)	OA	50	0,35	20	25	O jateamento com partículas de 50 µm resultou em valores de resistência à flexão em três pontos iguais ao do grupo controle (sem jateamento). Foi observado que os processos de fabricação por meio da usinagem podem comprometer a resistência mecânica do material cerâmico.
		120				
		150				
Aboushelib e Wang (2010)	OAS	110	0,20	10	*	A resistência à flexão em quatro pontos das amostras jateadas reduziu em média 50% quando comparada ao grupo controle (sem jateamento). No entanto, para o grupo jateado e que recebeu uma camada de agente adesivo, a resistência reduziu apenas 19,2%.

Aboushelib (2010)	OA	50	0,15	*	*	A resistência à flexão em quatro pontos após a ciclagem mecânica só foi estatisticament e igual para as amostras jateadas com partículas de 50 µm.
	OAS	110	030			
Guess et al. (2010)	OA	50	0,5	10	5	O comportament o mecânico das cerâmicas jateadas com partículas de óxido de alumínio foi semelhante ao comportament o das cerâmicas abrasionadas por discos. A confiabilidade estimada para o uso clínico de 10 <sup>5</sup> ciclos com uma carga de 200N foi de 98% para o grupo controle (sem tratamento) e 56% para o grupo jateado.
Doi et al. (2011)	OA	50	0,30	15	15	A resistência à flexão em três pontos para o grupo jateado foi estatisticamete igual ao grupo controle (sem jateamento).

Scherrer et al. (2011)	OAS	30	0,25	7	20	O jateamento aumentou entre 15% a 30% a resistência à flexão em quatro pontos após a ciclagem mecânica em relação ao grupo controle (sem jateamento).
Iijima et al. (2013)	OA	50	0,40	10	*	Os valores de resistência à flexão biaxial com o jateamento com partículas de 50 µm foram semelhantes ao grupo controle (sem jateamento). Esses valores decresceram 46,1% para o grupo jateado e 37,4% para o grupo controle após a ciclagem mecânica.
		150				

Notas: TiP: OA = óxido de alumínio; OAS = óxido de alumínio modificado por sílica; D - distância entre a superfície do corpo-de-prova e a ponta do aparato de jateamento; \* - informação não fornecida pelo estudo.

Notes: TiP: OA = aluminum oxide; OAS = silica-modified aluminum oxide; D - distance from the tip of the sandblasting device to the specimen surface; \* - information not reported in the study.