



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
“JÚLIO DE MESQUITA FILHO”
Campus de São José dos Campos
Instituto de Ciência e Tecnologia

LILIAN COSTA ANAMI

**INFLUÊNCIA DE TRATAMENTOS DE SUPERFÍCIE E
AGENTES CIMENTANTES NA SOBREVIVÊNCIA DE
COROAS DE Y-TZP RECOBERTAS POR PORCELANA**

2015

LILIAN COSTA ANAMI

**INFLUÊNCIA DE TRATAMENTOS DE SUPERFÍCIE E AGENTES
CIMENTANTES NA SOBREVIVÊNCIA DE COROAS DE Y-TZP
RECOBERTAS POR PORCELANA**

Tese apresentada ao curso de Odontologia do Instituto de Ciência e Tecnologia, UNESP - Univ Estadual Paulista, Campus de São José dos Campos, como parte dos requisitos para a obtenção do título de DOUTOR, pelo Programa de Pós-Graduação em ODONTOLOGIA RESTAURADORA, Especialidade Prótese Dentária.

Orientador: Prof. Tit. Marco Antonio Bottino
Supervisor no exterior: Dr. Cornelis Johannes Kleverlaan

São José dos Campos
2015

Apresentação gráfica e normatização de acordo com:
Alvarez S, Coelho DCAG, Couto RAO, Durante APM. Guia prático para
Normalização de Trabalhos Acadêmicos do ICT. Rev. São José dos
Campos: ICT/UNESP; 2014.

Anami, Lillian Costa

Influência de tratamentos de superfície e agentes cimentantes na
sobrevivência de coroas de Y-TZP recobertas por porcelana / Lillian
Costa Anami. - São José dos Campos : [s.n.], 2015.
98 f. : il.

Tese (Doutorado em Odontologia Restauradora) - Pós-Graduação em
Odontologia Restauradora - Instituto de Ciência e Tecnologia de São
José dos Campos, UNESP - Univ Estadual Paulista, 2015.
Orientador: Marco Antonio Bottino.

1. Coroas. 2. Cerâmicas. 3. Agentes Cimentantes. 4. Estresse
mecânico. I. Bottino, Marco Antonio, orient. II. Instituto de
Ciência e Tecnologia de São José dos Campos, UNESP - Univ Estadual
Paulista. III. Universidade Estadual Paulista 'Júlio de Mesquita
Filho'. IV. UNESP - Univ Estadual Paulista. V. Título.

Ficha catalográfica elaborada pela Biblioteca Prof. Achille Bassi e Seção Técnica de Informática,
ICMC/USP com adaptações - STATi e STI do ICT/UNESP. Dados fornecidos pelo autor.

AUTORIZAÇÃO

Autorizo a reprodução e divulgação total ou parcial deste trabalho, por qualquer
meio convencional ou eletrônico, desde que citada a fonte.

São José dos Campos, 28 de maio de 2015
E-mail: lianami@gmail.com

Assinatura: _____

BANCA EXAMINADORA

Prof. Tit. Marco Antonio Bottino (Orientador)

Instituto de Ciência e Tecnologia
UNESP – Univ Estadual Paulista
Câmpus de São José dos Campos

Prof. Adj. Luiz Felipe Valandro Soares

Instituto de Ciência e Tecnologia
UNESP – Univ Estadual Paulista
Câmpus de São José dos Campos

Prof. Adj. Alexandre Luiz Souto Borges

Instituto de Ciência e Tecnologia
UNESP – Univ Estadual Paulista
Câmpus de São José dos Campos

Prof. Dr. Paulo Francisco César

Faculdade de Odontologia do Câmpus de São Paulo
Universidade de São Paulo

Prof. Dr. Estevam Augusto Bonfante

Faculdade de Odontologia do Câmpus de Bauru
Universidade de São Paulo

São José dos Campos, 28/05/2015.

Dedico esta tese...

À Deus

Pela dádiva da vida, por me guiar e me abençoar, e por permitir a realização dos meus sonhos.

Aos meus amados pais Daise Costa Anami e Samuel Anami

Por tantas vezes terem aberto mão de suas vidas pela minha vida. Obrigada pelo amor incondicional, pelos ensinamentos, por estarem sempre dispostos a me apoiar e por confiarem em mim quando eu mesma duvidei. Vocês são, definitivamente, os melhores pais do mundo! Eu não chegaria até aqui sozinha, essa conquista é toda de vocês!

Ao meu futuro marido Julio Victor Paulin

Por viver meus sonhos e transformá-los em seus. Meu melhor amigo, meu companheiro de todas as horas, suas doses incessáveis de paciência são fundamentais na minha vida. Obrigada por me apoiar sempre e por me ajudar a ser melhor. Te amo!

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

Ao meu orientador, **Prof. Marco Antonio Bottino**, por todo o apoio nesta empreitada, pela confiança depositada em mim e pela generosidade com que doa seu tempo e seu conhecimento ao nosso programa de Pós-Graduação. Agradeço a oportunidade de fazer parte desta equipe de excelência.

Ao **Prof. Max Neisser**, meu grande incentivador. Serei eternamente grata por ter você em minha vida. Agradeço sua amizade e participação fundamental no meu desenvolvimento profissional e pessoal. Obrigada por acreditar em mim e no meu potencial.

Aos meus avós maternos **Ruth Costa** e **Marcílio da Costa Júnior**, por me ensinaram que sempre é hora de aprender mais e que o melhor caminho é ao lado de Deus.

Às minhas “irmãs” **Lauren Anami**, **Luciana Costa Santos** e **Nicole Gaino**, e à minha madraستا **Eliane Rocha**, por me proporcionarem diversos momentos de alegria e por entenderem minha ausência.

Obrigada por fazerem parte da minha vida!

AGRADECIMENTOS

À Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”, em especial à Faculdade de Odontologia do Instituto de Ciência e Tecnologia de São José dos Campos, em nome do Diretor **Prof. Carlos Augusto Pavanelli** e do Vice-Diretor **Prof. Estevão Kimpara**, por possibilitarem meu aprendizado nesta instituição de excelência.

Ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia Restauradora, coordenado pela **Profa. Márcia Valera**, e à Especialidade de Prótese Dentária, coordenada pelo **Prof. Alexandre Borges**, pela oportunidade concedida.

Aos **Professores do Programa de Pós-Graduação em Odontologia Restauradora**, pela contribuição na minha formação acadêmica e científica, bem como pelo prazer de ter convivido com todos durante esses anos.

À **Profa. Renata Melo**, pela convivência e por estar sempre disposta à dividir sua experiência científica e conselhos pessoais. Você tornou minha caminhada mais tranquila e eu sou muito grata por isso!

Ao **Prof. Luiz Felipe Valandro**, pelo suporte acadêmico e pelas discussões sempre tão proveitosas. Obrigada por acreditar em mim e por me desafiar a ir sempre mais longe!

Ao **Prof. Guilherme Saavedra**, pelos conselhos e pela dedicação em dividir seus conhecimentos e amor à Odontologia.

Ao **Prof. Rodrigo Souza**, pelo conhecimento dividido e pelo apoio desde o meu primeiro artigo.

Aos funcionários do Departamento de Prótese do ICT - UNESP, **Marcos Vestali, Thaís Paradella e Juliane Damasceno** pelo cuidado e dedicação que nos dispensam diariamente.

Aos funcionários do laboratório, **Fernando Fontes, Lilian Vilela e Marco Alfredo**, do Departamento de Prótese do ICT - UNESP, por toda a atenção e disposição em ajudar.

Aos funcionários da seção de Pós Graduação do ICT - UNESP, **Rosemary Pereira, Bruno Tanaka e Ivan Damasceno**, pelas orientações, informações e serviços prestados.

À **Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo (FAPESP)** e **Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES)** pelo apoio financeiro concedido.

Aos meus familiares que torceram por mim em cada etapa e que me apoiaram na realização deste trabalho.

Às minhas amigas de sempre, **Mariana Riseley, Carolina Rached e Thallita Eberlin**, que compreenderam minha ausência e fizeram únicos os poucos momentos que pudemos ter juntas. Com vocês divido mais essa vitória!

Aos queridos e sempre presentes casais, **Sâmia e Hugo Sacorague, Júlia Lima e André Assad, Carolina Martinelli e Leonardo Lobo, Milagros Ankha e Alecsandro Silva, Karen Kawashima e Pedro Corazza, Ana Carolina Souza e Jean Alves, Júlia Sieiro e Marcos Schwab.** Obrigada por todo apoio e pelos momentos de descontração!

Aos meus amigos da 51^a turma de Odontologia do ICT - UNESP, **Sâmia Sacorague, Nayara Meireles, Robson Alves e Gabriela Moraes,** que estiveram sempre ao meu lado. Obrigada por estarem presentes em mais uma etapa da minha vida!

Às minhas queridas amigas **Anna Karina Costa, Sabrina Feitosa, Sarina Maciel e Priscila Turci,** que dividiram comigo muito mais do que salas de aula. Obrigada por tornarem tudo mais leve!

À **Nídia dos Santos,** dona de um dos maiores corações do mundo. Obrigada pelas palavras sempre tão carinhosas!

Aos colegas que dividiram comigo estes anos de Pós-Graduação, **Vanessa Macedo, Flávia Trindade, César Bergoli, Rodrigo Furtado, Ronaldo Carvalho, Aleska Vanderlei, Susana Marocho, Marina Amaral, Humberto Castro, Regina Amaral, Marília Rippe, Gabriela Freitas, Lígia Yamamoto, Júlio Luz, Nathália Ramos, Vinícius Anéas, Carolina Cotes, Fernanda Campos, Fernanda Papaiz, Mayra Cardoso, Anelyse Arata, Cristiane Quishida, Ana Flávia Reis, Tabata Prado, Pollyanna Nogueira, Regina Furbino, Eliseo Chun, Amanda Dal Piva, Patricia Claudio, Larissa Alves, Gabriela Nishioka, Alexandre Alonso, Rodrigo Diniz, Rodrigo Riquieri, Aline Barcellos** e muitos outros. Foi um prazer conviver com todos vocês!

I would like to thank the **Academisch Centrum Tandheelkunde Amsterdam (ACTA)**, in particular the **Department of Tandheelkundige Materiaalwetenschappen**, **Professor Albert Feilzer** and **Doctor Cornelis (Cees) Kleverlaan**. This exchange was instrumental in my doctorate, I learned much more than science and I will carry with me the Dutch simplicity and lots of amazing memories. I will be eternally grateful for the way you welcomed me. I would also like to thank my not-so-Dutch friends, **Saziye Sari**, **Clarissa Bonifácio**, **Kranya Díaz-Serrano**, and all of the “**Material Girls**” for supporting me during this year in Amsterdam.

E à todos que, direta ou indiretamente, contribuíram para a realização deste trabalho.

To build up a future, you have to know the past – Otto Frank

SUMÁRIO

RESUMO	12
ABSTRACT	14
1 INTRODUÇÃO	16
2 REVISÃO DA LITERATURA	19
2.1 Cerâmicas	19
2.2 Tratamentos de superfície	24
2.3 Estudos clínicos	27
3 PROPOSIÇÃO	34
4 MATERIAL E MÉTODOS	35
4.1 Análise de elementos finitos da geometria e desenho de coroas de zircônia na distribuição de tensões	35
4.1.1 Desenho e carregamento.....	35
4.1.2 Análise dos dados.....	38
4.2 Influência dos tratamentos da superfície interna na sobrevivência de coroas de Y-TZP recobertas por porcelana	39
4.2.1 Confecção das coroas	39
4.2.2 Tratamentos de superfície	44
4.2.3 Teste de sobrevivência	48
4.2.4 Análise do modo de falha.....	50
4.2.5 Análise da espessura da camada de cimento	50
4.2.6 Análise estatística	51
5 RESULTADO	53
5.1 Análise de elementos finitos	54
5.2 Sobrevivência	55
6 DISCUSSÃO	67
7 CONCLUSÃO	80

8 REFERÊNCIAS	81
ANEXOS	96

Anami LC. Influência de tratamentos de superfície e agentes cimentantes na sobrevivência de coroas de Y-TZP recobertas por porcelana [tese]. São José dos Campos (SP): Instituto de Ciência e Tecnologia, UNESP - Univ Estadual Paulista; 2015.

RESUMO

O objetivo do presente estudo foi investigar a influência de diferentes tratamentos da superfície interna de coroas e de diferentes agentes cimentantes na sobrevivência de coroas de zircônia parcialmente estabilizada por óxido de ítrio (Y-TZP) recobertas por porcelana. Inicialmente foi realizado um estudo de elementos finitos onde foram comparados os valores e a distribuição das Tensões Máxima Principal (TMP) de espécimes *flat* e anatômicos, com variações na anatomia dos componentes cerâmicos (coroas de Y-TZP e porcelana, com e sem ponto de contato, com e sem desenho modificado da Y-TZP para suporte da porcelana). As geometrias produzidas em *software* CAD (*Computer-aided design*) foram importadas para *software* de análise de elementos finitos. Foi realizado carregamento pontual e vertical de 200 N sobre o nó central dos modelos. O padrão da distribuição da TMP foi bastante similar entre os modelos estudados, com concentração importante de tensões na zona de singularidade. Considerando a dificuldade de padronização na confecção de espécimes anatômicos durante ensaios laboratoriais, a escolha do modelo simplificado (*flat*) pode ser justificada. Em uma segunda etapa foram usinados 90 preparos *flat* em resina epóxica que receberam coroas com infraestrutura em Y-TZP confeccionadas pelo sistema CAD/CAM e recobertas com porcelana pela técnica estratificada. Seis condições foram testadas (n=15): para coroas cimentadas com cimento resinoso Panavia F, quatro diferentes tratamentos foram avaliados (limpeza com álcool isopropílico [PC], aplicação de *glaze* [POG], jateamento com Al_2O_3 125 μm [POA]; jateamento com partículas de óxido de alumínio revestidas por sílica de 30 μm [PCJ]); para as coroas cimentadas com cimento de ionômero de vidro (CIV) e de fosfato de zinco (CFZ), as superfícies foram limpas com álcool isopropílico. A resistência à fadiga foi avaliada pelo número de ciclos mecânicos necessários para a fratura dos espécimes, através da metodologia de *stepwise loads*. Os espécimes foram ciclados por 5.000 ciclos a 200 N e, em seguida, foram utilizados de graus de 10.000 ciclos com cargas de 800, 1000, 1200 e 1400 N, até a falha dos conjuntos. A microscopia eletrônica de varredura foi utilizada para

avaliação do modo de falha e das espessuras de cimento dos espécimes. Os resultados foram analisados estatisticamente pelos testes de Kaplan Meier e Mantel-Cox, Weibull e análise de variância ANOVA 1-fator e teste de Tukey (5%). Os espécimes cimentados adesivamente sobreviveram mais e apresentaram menor módulo de Weibull em comparação com os cimentados não adesivamente, mas os que tiveram a superfície tratada se comportaram também de maneira semelhante aos cimentados não adesivamente. Todos os espécimes apresentaram uma maior média de falhas tardias em relação às precoces. A camada de cimento do grupo CFZ apresentou o dobro da espessura dos demais. O modo de falha predominante foi o lascamento da porcelana e a fratura catastrófica incluindo a infraestrutura foi observada em apenas 6 espécimes. Concluiu-se que os tratamentos da superfície interna da Y-TZP não influenciam a resistência à fadiga destas coroas, mas que a cimentação adesiva é a mais indicada nestes casos.

Palavras-chave: Coroas. Cerâmicas. Agentes Cimentantes. Estresse Mecânico.

Anami LC. Influence of surfaces treatments and luting agents on the survival Y-TZP/porcelain crowns [doctorate thesis]. São José dos Campos (SP): Institute of Science and Technology, UNESP - Univ Estadual Paulista; 2015.

ABSTRACT

The aim of this study was to investigate the influence of different treatments of the inner surface of crowns and different luting agents on the survival of crowns made of zirconia partially stabilized by yttrium oxide (Y-TZP) and porcelain. A first study was performed using finite element analysis, where we compared the values and the distribution of Maximum Principal Stresses (MPS) of flat and anatomical specimens, with variations in the anatomy of ceramic components (crowns composed of Y-TZP and porcelain, with and without contact point, with and without a modified design of Y-TZP supporting the porcelain). The geometries produced in CAD software (Computer-Aided-Design) were imported for a finite element analysis software. A punctual and vertical load of 200 N was carried out on the central node of the models. The MPS distribution was quite similar among the studied models with important stress concentration in the singularity zone. Considering the lack of standardization in the preparation of anatomical specimens for laboratory tests, the choice of the simplified model (flat) could be justified. In a second step, 90 flat preparations were machined in epoxy resin and received crowns with Y-TZP infrastructure made by CAD/CAM system and veneered with porcelain by the stratified technique. Six conditions were tested (n=15): for crowns cemented with Panavia F, four different treatments were evaluated (cleaning with isopropyl alcohol [PC], overglaze application [POG], sandblasting with 125 μm particles of Al_2O_3 [POA]; sandblasting with 30 μm particles of SiO_2 [PCJ]); for crowns cemented with glass ionomer cement (CIV) and zinc phosphate (CFZ), the inner surface were cleaned with isopropyl alcohol. The fatigue resistance was evaluated by the number of mechanical cycles required for fracture of the specimens through stepwise loads methodology. Samples were cycled for 5,000 cycles at 200 N, then, steps of 10,000 cycles were used with loads of 800, 1,000, 1,200, and 1,400 N until the failure of the joint. The scanning electron microscopy was used to evaluate the failure mode and the cement thickness of the specimens. The results were statistically analyzed by the Kaplan-Meier test and Mantel-Cox, Weibull and one-way ANOVA and Tukey's test (5%). The specimens that were adhesively cemented survived more and had lower Weibull modulus compared to the non-adhesively cemented, but those which

surface had been treated also behaved similarly to the non-adhesively cemented. All specimens showed a higher average of late failures in relation to early. Cement layer of the CFZ group were twice the thickness of others. The predominant failure mode was chipping of the porcelain and catastrophic fracture including the infrastructure was observed in only 6 specimens. It was concluded that the treatments of the inner surface of Y-TZP do not influence the fatigue resistance of these crowns, but adhesive luting is the most suitable in these cases.

Keywords: Crowns. Ceramics. Dental Cements. Mechanical Stress.

1 INTRODUÇÃO

A odontologia nesta última década tem sido pautada pela busca da estética e neste sentido, as cerâmicas ganharam força no mercado odontológico. A necessidade de materiais mais resistentes levou ao desenvolvimento de cerâmicas à base de zircônia, que apesar de mais resistentes podem sofrer transformação de fase em função de estímulos físico-mecânicos e/ou químicos e levar a redução de sua resistência.

A zircônia densamente sinterizada e parcialmente estabilizada por óxido de ítrio (Y-TZP) é uma cerâmica policristalina e resistente ao condicionamento ácido (Valandro, Bottino, 2009). Diversos esforços têm sido aplicados no sentido de modificar a superfície de cimentação e aumentar a adesão deste tipo de cerâmica ao cimento resinoso, como jateamento de partículas de alumina e sílica (tribosilicatização), aplicação de promotores de adesão, e a deposição de filmes finos de material rico em óxido de silício (Piascik et al., 2009).

O jateamento interno das coroas modifica micromorfologicamente a superfície da cerâmica, tornando-a mais susceptível à união ao cimento por embricamento mecânico. De acordo com Kosmač et al. (1999), Guazzato et al. (2005), Curtis et al. (2006), Aboushelib et al. (2010), Aboushelib (2011) e Özcan et al. (2013), este processo, além de melhorar a adesão da Y-TZP ao cimento, aumenta a resistência à fratura imediata da cerâmica.

Por outro lado, alguns autores tem relatado a redução da resistência à fratura de Y-TZP jateada com Al_2O_3 após o envelhecimento dos espécimes (Kern, Wegner, 1998; Zhang et al., 2004, 2006; Wang et al., 2008; Phark et al., 2009; Aboushelib et al., 2010; Aboushelib, 2011; Stawarczyk et al., 2012).

A silicatização ou jateamento com partículas de óxido de alumínio revestidas por sílica (SiO_3) objetiva a transformação da superfície cerâmica pela adição de sílica, tornando-a reativa à cimentação resinosa. Assim como ocorre com o jateamento com Al_2O_3 , também são observadas opiniões contraditórias na literatura. Alguns autores observaram efeito nocivo deste tipo de tratamento na superfície cerâmica (Chevalier et al., 1999; Ban, 2008), sugerindo a indução à propagação de trincas (Zhang et al., 2004). Por outro lado, outros estudos observaram que o jateamento com partículas de sílica de 30 μm não afetou negativamente o comportamento mecânico de cerâmicas Y-TZP (Cattani-Lorente et al., 2010; Scherrer et al., 2011).

Nesse aspecto, mesmo assumindo que haja alguma evidência do efeito deletério de jateamento no material Y-TZP, parece haver ainda a necessidade de estudos para avaliar esse impacto sob condições que simulem mais especificamente as situações da clínica restauradora, incluindo o condicionamento de superfícies internas de coroas feitas de infraestruturas Y-TZP e a fadiga mecânica dessas coroas.

Além desses tratamentos, a modificação da superfície da cerâmica Y-TZP via vitrificação, tornando a superfície rica em óxidos de silício – que poderia ser condicionada e cimentada ao substrato através de um mecanismo de união semelhante aos da cerâmica feldspática (Kern, Wegner, 1998; Özcan, Vallittu, 2003; Bottino et al., 2005; Aboushelib et al., 2007a, 2008, 2010; Amaral et al., 2008; Bottino et al., 2009; Kitayama et al., 2009; Cattell et al., 2009; Ntala et al., 2010; Aboushelib, 2011; Vanderlei et al., 2014). No entanto, dentro de um contexto clínico, o fato deste filme de material de menor resistência estar localizado na região de tração, deixa dúvida no que diz respeito ao efeito desta aplicação no comportamento mecânico das restaurações protéticas. Ao mesmo tempo, a vitrificação evita o efeito negativo do jateamento da superfície, mesmo que isso ainda seja um tanto quanto contraditório.

Assim, a relação causa/efeito entre os tratamentos de superfície de cerâmicas de Y-TZP *versus* resistência à fadiga de coroas feitas com essas infraestruturas recobertas com porcelana ainda não está determinada na literatura e, portanto, merece ser investigada para, de fato avaliar os impactos clínicos desses métodos de condicionamento. Ao mesmo tempo, deve-se ponderar o fato de que alguns experimentos de avaliação clínica de coroas feitas de Y-TZP/porcelana têm mostrado que a principal falha dessa terapia é o lascamento da porcelana de cobertura (Bornemann et al., 2003; Pospiech et al., 2003; Vult von Steyern et al., 2005; Raigrodski et al., 2006; Sailer et al., 2006, 2007; Crisp et al., 2008; Edelhoff et al., 2008; Molin, Karlsson, 2008; Tinschert et al., 2008; Örtorp et al., 2009; Schmitter et al., 2009; Christensen, Ploeger, 2010; Crisp et al., 2012; Burke et al., 2013). Desta forma, do ponto de vista desses achados, o tratamento da superfície interna da infraestrutura Y-TZP pode talvez ter pouca influência clínica para essa modalidade restauradora.

Outro fato que merece atenção é o agente cimentante utilizado na união entre coroa de Y-TZP/porcelana e o substrato. Apesar de apresentarem adesividade à dentina reduzida em relação ao cimento resinoso, os cimentos de fosfato de zinco e ionômero de vidro são comumente utilizados na literatura clínica (Bornemann et al., 2003; Pospiech et al., 2003; Suárez et al., 2004; Vult von Steyern et al., 2005; Raigrodski et al., 2006; Edelhoff et al., 2008; Molin, Karlsson, 2008; Ohlmann et al., 2008; Tinschert et al., 2008; Beuer et al., 2009; Çehreli et al., 2009; Eschbach et al., 2009; Örtorp et al., 2009; Schmitter et al., 2009; Christensen, Ploeger, 2010; Roediger et al., 2010; Örtorp et al., 2012; Schmitt et al., 2012; Schmitter et al., 2012; Vigolo, Mutinelli, 2012; Rinke et al., 2013a, 2013b). Entretanto, não existem dados na literatura que relacionem a adesividade do agente cimentante e a sobrevivência (ou resistência à fadiga) destas coroas.

2 REVISÃO DA LITERATURA

Neste capítulo, para uma melhor compreensão, procurou-se dividir em sub-tópicos os artigos da literatura que apresentam o estado atual dos assuntos estudados. Contudo, alguns temas abordados em diferentes sub-tópicos estão relacionados, tornando a divisão meramente didática.

2.1 Cerâmicas

No que diz respeito aos métodos de condicionamento de superfície de materiais cerâmicos para melhorar a adesão ao cimento, Valandro e Bottino (2009) classificaram as cerâmicas odontológicas em ácidossensíveis e ácidorresistentes, levando em consideração sua composição e consequente sensibilidade ao condicionamento com ácido hidrofluorídrico.

As cerâmicas ácidossensíveis são aquelas com baixo conteúdo de alumina e baseadas em sílica, também conhecidas por cerâmicas vítreas ou porcelanas. A composição das porcelanas pode variar entre feldspáticas, feldspáticas reforçadas por alumina, leucíticas ou à base de dissilicato de lítio (Valandro, Bottino, 2009).

O mecanismo de união das porcelanas ao substrato dentário é consolidado cientificamente (Özcan, Vallittu, 2003; Derand et al., 2008). O condicionamento ácido na superfície deste material cria um padrão topográfico microrretentivo (Valandro, Bottino, 2009). O agente de união silano realiza ligações cruzadas entre a sílica da porcelana e a

matriz orgânica dos cimentos resinosos por meio de ligações siloxanas (Matinlinna et al., 2004). A associação do condicionamento ácido com o uso do silano melhora a molhabilidade ao cimento resinoso, garantindo uma união estável (Özcan, Vallittu, 2003; Derand et al., 2008).

As restaurações em porcelana podem ser obtidas basicamente a partir das técnicas de CAD/CAM, por injeção ou por estratificação. O CAD/CAM (*computer-aided design/computer-aided manufacturing*) é uma técnica onde blocos cerâmicos são usinados em fresadora acoplada a um computador que recebe os dados digitalizados e desenha as restaurações virtualmente (Scotti et al., 2009). Podem ser utilizados blocos em materiais de diferentes composições, resultando em restaurações com boa estética e adaptação aceitável (Scotti et al., 2009).

A porcelana prensada é resultado da injeção sob pressão de material cerâmico viscoso, derretido por altas temperaturas, em moldes de revestimento compatível. A técnica da cera perdida é utilizada nesta modalidade de confecção e a escultura da restauração pode ser realizada manualmente em cera (como na técnica clássica) ou por usinagem de blocos de material polimérico em sistema CAD/CAM.

Na técnica estratificada, o pó e o líquido da porcelana são homogeneizados e a mistura é aplicada em camadas sobre a infraestrutura ou sobre troquel refratário. As camadas são compactadas e o excesso de líquido é removido. A restauração ganha forma pela escultura e passa por processo de sinterização em forno compatível. Durante a queima, as partículas da porcelana se derretem, unindo-se às partículas vizinhas por pontos de contato (Della Bona, 2009). Quando estas partículas se aproximam, as porosidades resultantes da técnica de aplicação são reduzidas e observa-se uma contração volumétrica da porcelana.

No que diz respeito à resistência dos materiais cerâmicos, pode-se considerar que a capacidade de mimetizar o esmalte dentário com propriedade de translucidez é inversamente proporcional à sua

resistência à fratura. Comparando cerâmicas vítreas e à base de zircônia, Guazzato et al. (2004) observaram que as cerâmicas à base de zircônia são mais resistentes que as convencionais cerâmicas vítreas. As cerâmicas ácidosresistentes são materiais opacos e por este motivo o uso de materiais estéticos de cobertura se faz necessário. Assim é possível aliar ótimas propriedades estéticas e mecânicas.

As cerâmicas odontológicas ácidosresistentes são aquelas com baixo ou nenhum conteúdo de sílica, cuja composição pode variar entre alumizadas densamente sinterizadas, à base de alumina ou alumina e zircônia infiltrada por vidro ou à base de zircônia tetragonal policristalina estabilizada por óxido de ítrio (Valandro, Bottino, 2009).

A zircônia (ou dióxido de zircônio, ZrO_2), material bastante utilizado na confecção de infraestruturas em restaurações livres de metal, é um material policristalino e polimorfo, existente em três alótropos: monoclinica, tetragonal e cúbica. Em temperatura ambiente e pressão de 1 atm, a zircônia se encontra em fase monoclinica que é estável até 1170 °C (Al-Almeh et al., 2010). A partir desta temperatura, ela atinge a fase tetragonal, que se mantém estável até 2370 °C e, em seguida, a fase cúbica que se mantém até seu derretimento a 2680 °C (Al-Almeh et al., 2010).

O resfriamento que ocorre após a sinterização da zircônia é acompanhado por transformação de fase (tetragonal → monoclinica) e aumento volumétrico de cerca de 4% (Denry, Kelly, 2008; Al-Almeh et al., 2010). Esta expansão, decorrente do rearranjo dos cristais, pode ser suficiente para exceder a resistência do material e resultar na fratura imediata deste, impossibilitando o uso da cerâmica de zircônia “pura”. Assim, a adição de óxidos, como CaO, MgO, Y_2O_3 ou CeO_2 , visa estabilizar esta zircônia na fase tetragonal em temperatura ambiente (Denry, Kelly, 2008). A adição de óxido de ítrio levou ao surgimento das cerâmicas de zircônia tetragonais policristalinas parcialmente estabilizadas por ítria (Y-TZP) (Swain et al., 1983; Masaki, 1986).

A transformação de fase da zircônia, mesmo na cerâmica parcialmente estabilizada na fase tetragonal (ex.: Y-TZP), também pode ocorrer devido a outros fatores, como danos no material, e pode ser desejável. Quando a superfície da Y-TZP é danificada, ocorre transformação (te → mo) dos grãos nos arredores da falha. O aumento de volume resultante é capaz de estrangular o defeito, dificultando a propagação de possíveis trincas para o interior do material (Chong et al., 2002). Desta forma, a quantidade de fase monoclinica na zircônia é diretamente relacionada com a tenacidade do material e maiores porcentagens de fase monoclinica melhoram a resistência à flexão desta (Sato et al., 2008).

Além disso, quando materiais cerâmicos são expostos à atividade mecânica associada ao ambiente úmido, como o meio bucal, o crescimento de trincas pode se dar a partir de pequenos defeitos na microestrutura do material. As moléculas de água agredem as uniões entre os componentes da cerâmica na ponta do defeito, rompendo estas uniões e levando a formação da trinca (Quinn GD, 2007) e a ação mecânica tende a acelerar este processo.

O recobrimento da Y-TZP por porcelana, além de possibilitar características estéticas, protege a superfície da Y-TZP da exposição ao meio úmido. Apesar dos resultados laboratoriais promissores e inicialmente satisfatórios de restaurações bilaminadas de Y-TZP e porcelana, os estudos clínicos têm relatado o fracasso desse sistema, com insucesso relacionado às fraturas coesivas (lascamento) da porcelana). O item 2.3 apresenta mais detalhes sobre estudos clínicos.

Por se tratar de materiais diferentes, o comportamento de cada um é distinto, especialmente em termos de propriedades térmicas e elásticas (Della Bona, Kelly, 2008). Diferenças nos coeficientes de expansão térmico-lineares das cerâmicas de infraestrutura e cobertura podem ocorrer (Swain, 2009; Rekow et al., 2011) e mesmo pequenas

incompatibilidades podem levar ao acúmulo de tensões internas no material, resultando no insucesso destas restaurações.

No estudo de materiais restauradores por testes *in vitro*, o uso de amostras com formatos simplificados é constante (Ferro et al., 1994; Burke, 1995; Leeivailoj et al., 1998; Neiva et al., 1998; Sobrinho et al., 1998; Evans, O'Brien, 1999; Harrington et al., 2003; Shirakura et al., 2003; Webber et al., 2003; Yoshinari, Dérand, 1994; Rekow et al., 2006; Vult von Steyern et al., 2006; Tsalouchou et al., 2008; Åkesson et al., 2009; Geminiani et al., 2010; Fahmy, 2011). Quando espécimes não anatômicos são usados em testes laboratoriais é possível ter mais controle sobre as propriedades mecânicas básicas dos materiais, mas os efeitos da geometria da restauração sobre a distribuição de tensões são excluídos (Fischer, Marx, 2002). Existem poucos estudos que avaliaram a influência desse tipo de amostra sobre a distribuição de tensões e resistência dos materiais (Aboushelib et al., 2007b).

Outro fator importante na resistência de coroas de cerâmica pura é o desenho da restauração protética (Marchack et al., 2008; Bonfante et al., 2010; Lorenzoni et al., 2010; Rafferty et al., 2010). Sabe-se que a resistência de um sistema bilaminado é ditada pela proporção entre os componentes e pela resistência de seu componente mais fraco (White et al., 1994; Kelly J, 1995; Thompson, 2000). Portanto, o aumento da quantidade de Y-TZP em uma coroa e o melhor suporte da porcelana podem melhorar o a distribuição interna de tensões (Kokubo et al., 2011).

O fato da Y-TZP ser uma cerâmica ácido-resistente (Valandro, Bottino, 2009), não reativa aos tratamentos de superfície convencionais (Bottino et al., 2005; Aboushelib et al., 2008) devido ao seu alto conteúdo cristalino e falta de afinidade química com o silano, levanta a necessidade de atenção especial durante o procedimento de cimentação. O uso de cimentos que contenham monômero fosfatado (10-*methacryloyloxydecyl-dyhydrogen phosphate*, também chamado MDP), é

indicado pelos fabricantes e tem mostrado resultados satisfatórios de união ao substrato (Kern, Wegner, 1998; Lüthy et al., 2006; Aboushelib et al., 2008; Denry, Kelly, 2008; Passos et al., 2010). Ainda assim, de acordo com Aboushelib et al. (2008), a cimentação adesiva é a maior limitação do uso da Y-TZP, uma vez que esta adesão é instável sob diferentes condições de armazenagem. Para isso, diversos tratamentos de superfície estão sendo propostos com o objetivo de aumentar a rugosidade e a ligação química da superfície da Y-TZP com o cimento resinoso, aprimorando esta união.

2.2 Tratamentos de superfície

O jateamento interno da cerâmica tem o objetivo de remover uma pequena porção dos grãos dessa superfície do material aumentando, assim, a rugosidade e melhorando sua molhabilidade (Chintapalli et al., 2014). Durante o jateamento ocorre também a indução de micro-falhas na superfície tratada e consequente transformação de fase da zircônia ($te \rightarrow mo$). Segundo Kosmač et al. (1999), apesar da transformação de fase decorrente desse tratamento atingir somente a camada mais externa do material, a região de falhas não aparenta ultrapassar a zona de fase monoclinica, fazendo com que a propagação de trincas seja limitada pela área de tensão compressiva resultante do aumento volumétrico dos grãos.

Apesar de diversos autores (Kosmač et al., 1999; Guazzato et al., 2005; Aboushelib et al., 2010; Aboushelib, 2011; Özcan et al., 2013) terem observado melhora nos valores iniciais de resistência de união ao cimento resinoso em espécimes jateados com óxido de alumínio, a armazenagem aparenta ser prejudicial à interface. Após diferentes períodos de envelhecimento dos espécimes (armazenagem em

água, com ou sem ciclagem mecânica), foi observada a redução dos valores de união quando comparados aos espécimes testados logo após a cimentação (Kern, Wegner, 1998; Zhang et al., 2004, 2006; Wang et al., 2008; Phark et al., 2009; Aboushelib et al., 2010; Aboushelib, 2011; Stawarczyk et al., 2012). Isto pode ser associado ao fato de que, apesar desses micro-defeitos se apresentarem inicialmente insuficientes para levar a uma falha, a resistência mecânica da cerâmica é tempo dependente devido ao crescimento subcrítico de trincas que o material pode sofrer quando submetido a carga cíclica em meio úmido (Kelly JR, 1995).

A silicatização é o procedimento no qual partículas de óxido de alumínio revestidas por sílica (SiO_2) são jateadas na superfície da Y-TZP. A energia resultante do choque das partículas faz com que a sílica contida nestas se funda com a superfície cerâmica. Assim, a superfície Y-TZP é modificada com a adição de óxido de silício e se torna reativa quimicamente ao cimento resinoso através do agente silano.

Resultados promissores de aumento de adesão foram observados por Valandro et al. (2005), Cattani-Lorente et al. (2010), May et al. (2010), Passos et al. (2010), Scherrer et al. (2011), Cristoforides et al. (2012). Por outro lado, Özcan et al. (2008) não observaram diferença nos resultados de adesão da Y-TZP ao cimento resinoso após tratamentos de superfície de jateamento com óxido de alumínio e silicatização após envelhecimento dos espécimes.

Nishigawa et al. (2008) salientaram a importância da cimentação imediata de restaurações sujeitas ao processo de silicatização, uma vez que a limpeza em banho ultrassônico após o revestimento com sílica é capaz de reduzir a eficácia de adesão ao cimento resinoso.

Porém, a alta energia decorrente da aceleração das partículas contra a superfície cerâmica levou alguns autores a acreditarem que a colisão das partículas pode prejudicar as propriedades

mecânicas da cerâmica (Kern, Wegner, 1998; Chevalier et al., 1999; Ban, 2008) e induzir a propagação de trincas nessa superfície (Zhang et al., 2004). Contraditoriamente a essa tese, estudos recentes de Passos et al. (2010), Cattani-Lorente et al. (2010), Scherrer et al. (2011) e Cristoforides et al. (2012) comprovaram que o jateamento com partículas de sílica de 30 μm não promove efeito deletério em longo prazo no comportamento mecânico de cerâmicas Y-TZP.

A vitrificação é um processo que objetiva a modificação da superfície de cerâmicas Y-TZP através do revestimento da região cimentante (área interna do *coping*) com uma fina camada de cerâmica vítrea. Com a sinterização desta camada, ocorre a difusão da parte vítrea entre os grãos da Y-TZP. Esta camada, rica em óxidos de silício, é passível de condicionamento, podendo ser seletivamente ou totalmente removida. A superfície resultante é microrretentiva (Kern, Wegner, 1998; Bottino et al., 2005, 2009; Amaral et al., 2008), uma vez que o condicionamento revela microporosidades entre os grãos da Y-TZP, e reativa quimicamente ao silano e cimento resinoso pela presença dos óxidos de silício (Özcan, Vallittu, 2003; Aboushelib et al., 2007a). Assim, a união entre a superfície modificada e o substrato pode ser melhorada como resultado de uma ligação adesiva mais forte (Aboushelib et al., 2007a, 2008; Kitayama et al., 2009; Cattell et al., 2009; Ntala et al., 2010; Aboushelib, 2011; Vanderlei et al., 2014), com interface estável após envelhecimento (Aboushelib et al., 2010; Aboushelib, 2011) e boa vedação contra a penetração de nitrato de prata na interface Y-TZP/resina testada por Aboushelib et al. (2010).

O uso de *primers* na Y-TZP vitrificada aumenta a resistência de união inicial ao material resinoso, mas é seguido por redução significativa dos valores após armazenagem em água, uma vez que se trata de um material hidrofílico (Aboushelib et al., 2009). Esta deterioração da interface envelhecida poderia vir a prejudicar a resistência a longo prazo das cerâmicas de Y-TZP, devido ao mecanismo de

crescimento subcrítico de trincas ao qual este material está sujeito (Kelly JR, 1995).

Apesar de resultados promissores de resistência de união YTZP/cimento resinoso terem sido observados, o fato deste filme vítreo estar localizado na superfície interna de coroas, e portanto, na região de tensões de tração quando uma coroa é solicitada mecanicamente (Kelly JR et al., 1990), pode favorecer o início e a propagação das trincas e também afetar o comportamento mecânico, uma vez que esse material vítreo apresenta sabidamente mais baixa resistência a tração. Dentro de um contexto clínico, há dúvida no que diz respeito ao efeito da aplicação de filmes finos na superfície interna de coroas no comportamento mecânico.

2.3 Estudos clínicos

Estudos clínicos com coroas de porcelana e Y-TZP apresentam taxas de sobrevivência e sucesso que variam de 67% e 76% (Sailer et al., 2007; Salido et al., 2012) a 100% (Bornemann et al., 2003; Vult von Steyern et al., 2005; Crisp et al., 2008, 2012; Edelhoff et al., 2008; Molin, Karlsson, 2008; Christensen, Ploeger, 2010; Tsumita et al., 2010) em períodos de avaliação que variam de 12 meses (Crisp et al., 2008; Ohlmann et al., 2008;) a 10 anos (Sax et al., 2011). O Quadro 1 resume achados de estudos de acompanhamento clínico de restaurações com infraestruturas Y-TZP e cobertas por porcelana.

Nestes estudos é possível observar que os problemas de adesividade da zircônia, comumente explorados laboratorialmente, não se destacam entre os insucessos desta terapia. Os dados clínicos apontam que a perda de adesão entre restaurações com infraestrutura de zircônia e o substrato dentário pode ocorrer em até 20% (Ohlmann et al., 2008)

dos casos, apesar de diversos estudos apresentarem taxas inferiores à 7% (Sailer et al., 2006, 2007; Molin, Karlsson, 2008; Tinschert et al., 2008; Beuer et al., 2009; Eschbach et al., 2009; Örtop et al., 2009; Schmitter et al., 2009; Roediger et al., 2010; Schmitt et al., 2012) ou mesmo ausência deste problema. Além disso, muitos destes estudos relatam que as próteses que se soltaram geralmente não se fraturaram e puderam ser novamente cimentadas ao substrato.

Ainda neste sentido, a busca por mecanismos que aprimorem esta união pode ser justificada pelo fato da qualidade da cimentação ter relação direta com a resistência dos materiais, uma vez que restaurações bem unidas deflexionam menos (Silva et al., 2008), se mantendo mais estáveis mecanicamente. Apesar disto e do fato da literatura acerca de tratamentos de superfície com este objetivo ser ampla, os relatos de estudos clínicos apontam a problemática para outro lado.

A principal causa de falhas de restaurações com Y-TZP apontada pelos estudos clínicos é a delaminação da porcelana (falha coesiva da porcelana associada ou não a falha adesiva Y-TZP/porcelana), com taxas de ocorrência de até 75% dos casos em 3 anos em função (Christensen, Ploeger, 2010). Muitas destas falhas foram classificadas como pequenos defeitos superficiais e foram contornadas apenas com polimento intra-oral. Entretanto, é importante considerar que as fraturas da cerâmica podem se iniciar a partir destes defeitos na superfície e podem evoluir para danos maiores, como lascamentos, delaminações ou até fraturas catastróficas.

A fratura da restauração incluindo a infraestrutura de Y-TZP foi observada em até 18% dos casos (Salido et al., 2012). De forma semelhante ao que é observado para perda de adesão, a fratura da Y-TZP também, quando relatada, também ocorre, em geral, em menores porcentagens. A partir destes achados, pode-se pensar que os tratamentos de superfície possam ter pouco significado em termos de

“efeito deletério” para estas restaurações. No entanto, nenhum destes trabalhos clínicos realizou ou testou tratamentos de superfície. E nesse sentido, os achados laboratoriais de “efeito deletério” desses tratamentos talvez possam ter alguma influência na resistência destes materiais.

Ainda analisando os estudos clínicos de Y-TZP é possível observar que também existem divergências entre trabalhos clínicos e laboratoriais quanto ao agente cimentante de escolha. Enquanto os estudos laboratoriais restringem-se, em sua maioria, aos cimentos resinosos, clinicamente avalia-se também o uso de cimentos não adesivos, como fosfato de zinco e cimento de ionômero de vidro modificado ou não por resina. Alguns autores (Suárez et al., 2004; Edelhoff et al., 2008; Molin, Karlsson, 2008; Tinschert et al., 2008; Örtorp et al., 2009, 2012) utilizaram mais de um tipo de agente cimentante, mas poucas observações são feitas a este respeito. Vult von Steyern et al. (2005) atenta para um cuidado especial no preparo coronário para coroas cimentadas não adesivamente e Tinschert et al. (2008) justifica a escolha do cimento de fosfato de zinco para coroas posteriores pela simplicidade da técnica. Já Molin e Karlsson (2008) relataram um aumento da discrepância marginal nas próteses parciais fixas cimentadas com fosfato de zinco após 3 anos de avaliação.

Quadro 1 – Resultados resumidos de estudos clínicos de restaurações de Y-TZP e porcelana.

(continua)

	Tempo de avaliação	Próteses		Materiais			Falha		Subst.	Sobr.	Suc.	
		F	Extensão	IE	Porcelana		Cimento	IE				Porcelana
					Porcelana experimental	Cercon Ceram S ^E						
Bornemann et al., 2003	1,5 anos	59	3 a 4 P	Cercon	-	CFZ	0	4% S	-	96%	-	
Pospiech et al., 2003	1,5 anos	38	3	-	-	CIV	0	3% S	-	100%	-	
Suárez et al., 2004	3 anos	18	3 a 5 P	In Ceram Zirconia	-	CFZ, CIV	0	0	-	-	95%	
Vult von Steyern et al., 2005	2 anos	20	3 a 5	DC-Zircon	Vita D ^F	CFZ	0	15% S	0	100%	-	
Raigrodski et al., 2006	2,5 anos	20	3 P	Lava	-	CIVMR	0	30% S	0	-	-	
Sailer et al., 2006	3 anos	46	3 a 5 P	-	-	CR	7% CS, 2% PA	13% L	15%	100% IE	85%	
Sailer et al., 2007	4,5 anos	33	3 a 5 P	Cercon	-	CR	30% CS, 3% PA, 3% T	21% L	33%	98% IE	67%	
Crisp et al., 2008	1 ano	38	3 a 4 A/P	Lava	Lava Ceram ^F	CR	0	3% S	-	100%	97%	
Edelhoff et al., 2008	3 anos	21	3 a 6 A/P	DigiZon	Initial Zr-Keramik GC ^E	CIVMR, CR	0	5% TR, 10% S	0	100%	91%	
Molin, Karlsson, 2008	5 anos	19	3	Denzir Cadesthetic	Vita D ^F IPS Empress [®]	CFZ, CR	5% PA	0	0	100%	-	

*F: final; IE: infraestrutura; Subst.: Substituições; Sobr.: Sobrevivência; Suc.: Sucesso; A: anterior; P: posterior; T: dados da avaliação de 2 anos; -: dados ausentes; E: técnica de porcelana estratificada; PR: técnica de porcelana prensada; CFZ: cimento de fosfato de zinco; CIV: cimento de ionômero de vidro; CIVMT: cimento de ionômero de vidro modificado por resina; CR: cimento resinoso; m: meses; CS: cárie secundária; PA: perda de adesão; T: trauma; FZ: fratura da infraestrutura de zircônia; FD: fratura do dente suporte; S: defeito pequeno na superfície; L: lascamento; E: defeito extenso; D: delaminação.

Quadro 1 – Resultados resumidos de estudos clínicos de restaurações de Y-TZP e porcelana. (continuação)

	Tempo de avaliação	Próteses		Materiais			Falha		Subst.	Sobr.	Suc.
		F	Extensão	IE	Porcelana	Cimento	IE	Porcelana			
Ohlmann et al., 2008	1 ano	30	3	IPS e.max ZirCAD	IPS e.max ZirPress ^{PR}	CR	20% PA, 10% FZ	3% S, 10% D	10%	90%	-
Tinschert et al., 2008	3 anos	58	3 a 5 A/P	DC-Zirkon	Vita D ^E	CFZ, CR	3% PA	7% L	0	-	-
Beuer et al., 2009	3 anos	21	3	Cercon	Cercon Ceram Exp ^{PR}	CIV	5% PA, 5% FZ	0	10%	95% IE	90%
Çehreli et al., 2009	2 anos	15	1	InCeram Zirconia	-	CIV	0	0	-	-	100%
Eschbach et al., 2009	4,5 anos	64	3 P	In Ceram Zirconia	-	CIV	5% CS, 3% PA, 2% FZ	6% L	3%	97%	-
Örtorp et al., 2009	3 anos	204	1	Procera	Vita Lumin ^E	CFZ, CR	6% PA	1% L	-	-	93%
Schmitter et al., 2009	2 anos	28	4 a 7	Cercon	Cercon Ceram S ^E	CIV	7% PA, 4% FZ	4% L	-	97%	83%

*F: final; IE: infraestrutura; Subst.: Substituições; Sobr.: Sobrevivência; Suc.: Sucesso; A: anterior; P: posterior; †: dados da avaliação de 2 anos; -: dados ausentes; E: técnica de porcelana estratificada; PR: técnica de porcelana prensada; CFZ: cimento de fosfato de zinco; CIV: cimento de ionômero de vidro; CIVM T: cimento de ionômero de vidro modificado por resina; CR: cimento resinoso; m: meses; CS: cárie secundária; PA: perda de adesão; T: trauma; FZ: fratura da infraestrutura de zircônia; FD: fratura do dente suporte; S: defeito pequeno na superfície; L: lascamento; E: defeito extenso; D: delaminação.

Quadro 1 – Resultados resumidos de estudos clínicos de restaurações de Y-TZP e porcelana.

(continuação)

	Tempo de avaliação	Próteses		Materiais			Falha		Subst.	Sobr.	Suc.		
		F	Extensão	IE	Porcelana	Cimento	IE	Porcelana					
												Cercon	Ceramica PFZ ^E
Christensen, Ploeger, 2010	3 anos	24	3 P	Cercon	CZR Press ^{PR}	CIVMR	0*	26% L*, 3% E*	25%	0*	100%*		
		28		Everest Fully Sintered					Initial ZR ^E			4% FZ	64% S, 50% L, 21% E
		31*		Everest Presintered					CZR Press ^{PR}			0*	26% L*, 3% E*
		32*		IPS e Max ZirCAD					IPS e Max ZirPress ^{PR}			0*	19% S*, 40% L*, 9% E*
		28		Lava					Lava Ceram ^E			0	50% S, 75% L, 29% E, 11% D
Roediger et al., 2010	4 anos	46	3 a 4	Cercon	experimental	CFZ	4% CS, 2% PA, 2% FZ, 2% FD	19% S	11%	94%			
		45									Cercon Ceram S ^E	2% CS, 11% PA	9% S
Tsumita et al., 2010	2,5 anos	21	3P	Cercon	Creation ZI	CR	0	14% S	0	100%			
Sax et al., 2011	10 anos	26	3 a 5	-	-	CR	12% FZ, 42% CS	62% L	58%	-			
Crisp et al., 2012	3 anos	34	3 a 4 A/P	Lava	Lava Ceram ^E	CR	0	3% L, 3% E	0	100%			
Órtorp et al., 2012	5 anos	143	1	Procera	Vita Lumin ^E	CFZ, CR	11% PA	4% S	13%	88%			
Pelaez et al., 2012	4 anos	20	3 P	Lava	Lava Ceram ^E	CR	0	10% S	-	95%			

*F: final; IE: infraestrutura; Subst.: Substituições; Sobr.: Sobrevivência; Suc.: Sucesso; A: anterior; P: posterior; *: dados da avaliação de 2 anos; -: dados ausentes; E: técnica de porcelana estratificada; PR: técnica de porcelana prensada; CFZ: cimento de fosfato de zinco; CIV: cimento de ionômero de vidro; CIVM T: cimento de ionômero de vidro modificado por resina; CR: cimento resinoso; m: meses; CS: cárie secundária; PA: perda de adesão; T: trauma; FZ: fratura da infraestrutura de zircônia; FD: fratura do dente suporte; S: defeito pequeno na superfície; L: lascamento; E: defeito extenso; D: delaminação.

Quadro 1 – Resultados resumidos de estudos clínicos de restaurações de Y-TZP e porcelana.

	Tempo de avaliação	Próteses		Materiais			Falha		Subst.	Sobr.	Suc.
		F	Extensão	IE	Porcelana	Cimento	IE	Porcelana			
Salido et al., 2012	4 anos	17	4 P	Lava	Lava Ceram ^E	CR	18% FZ, 6% FD	12% S, 17% E	24%	76%	-
Schmitt et al., 2012	5 anos	25	3 a 4 P	Lava	Lava Ceram ^F	CIV	4% PA, 4% FZ	16% S, 8% L	8%	92%	80%
Schmitter et al., 2012	5 anos	22	4 a 7	Cercon	Cercon Ceram S ^E	CIV	18% PA, 10% FZ, 5% FD	36% L, 5% E	16%	82%	-
Sorrentino et al., 2012	5 anos	48	3 P	Procera	Procera All Zircon ^E	CR	0	6% S	0	100%	92%
Vigolo, Mutinelli, 2012	5 anos	19	3 P	Lava	Lava Ceram ^F	CIV	0	5% D	5%	85%	-
		19		Procera	Nobel/Rondo Zirconia ^E		0	5% D	5%	79%	-
Burke et al., 2013	5 anos	33	3 a 4 A/P	Lava	Lava Ceram ^F	CR	0	24% L	3%	-	97%
Rinke et al., 2013a	3 anos	53	1	Cercon	Cercon Ceram-Kiss ^E	CIVMR	0	4% L	4%	95%	-
Rinke et al., 2013b	7 anos	39	3 a 4 A/P	Cercon	Cercon experimental	CFZ	14% PA, 4% CS, 5% FZ, 1% FD	28% L, 5% E	23%	83%	94% IE
		42		Cercon	Cercon S ^E		19% L, 5% E				

*F: final; IE: infraestrutura; Subst.: Substituições; Sobr.: Sobrevivência; Suc.: Sucesso; A: anterior; P: posterior; †: dados da avaliação de 2 anos; -: dados ausentes; E: técnica de porcelana estratificada; PR: técnica de porcelana prensada; CFZ: cimento de fosfato de zinco; CIV: cimento de ionômero de vidro; CIVMT: cimento de ionômero de vidro modificado por resina; CR: cimento resinoso; m: meses; CS: cárie secundária; PA: perda de adesão; T: trauma; FZ: fratura da infraestrutura de zircônia; FD: fratura do dente suporte; S: defeito pequeno na superfície; L: lascamento; E: defeito extenso; D: delaminação.

3 PROPOSIÇÃO

O objetivo deste estudo foi avaliar a sobrevivência de coroas de Y-TZP recobertas por porcelana variando-se tratamentos de superfície e agentes cimentantes. Dois objetivos foram considerados no presente estudo:

- a) comparar, por meio do método dos elementos finitos, a distribuição de tensões em espécimes anatômicos e simplificados;
- b) investigar a influência de tratamentos de superfície e dos diferentes agentes cimentantes na sobrevivência de coroas de Y-TZP recobertas por porcelana.

4 MATERIAL E MÉTODOS

4.1 Análise de elementos finitos da geometria e desenho de coroas de zircônia na distribuição de tensões*

4.1.1 Desenho e carregamento

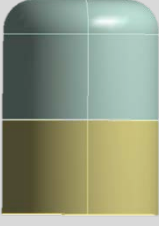


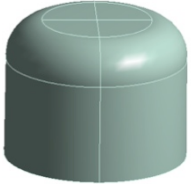

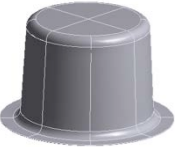
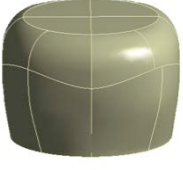
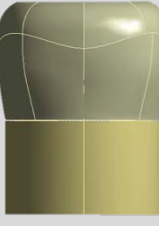

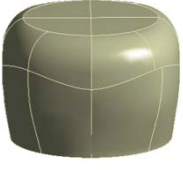
Foram utilizadas quatro combinações de coroas totalmente cerâmicas com infraestrutura de Y-TZP coberta por uma porcelana, com dimensões correspondentes a um primeiro molar inferior. Foram estudados dois formatos diferentes de preparo coronário do dente (*flat* ou anatômico), com variações das respectivas coroas protéticas (sem contato proximal e com contato proximal) (Quadro 2).

As geometrias produzidos em *software* CAD (*Computer-aided design*), Rhinoceros 4.0 (McNeel North America, Seattle, USA), dentro do protocolo BioCAD (Noritomi et al., 2011), foram, então, importadas para o *software* Ansys (versão 13.0, Ansys, Canonsburg, EUA) para a fase de pré-processamento da análise por elementos finitos. Nesta etapa foram atribuídas propriedades mecânicas dos materiais utilizados de acordo com dados da literatura (Quadro 3).

* Artigo publicado (ANEXO A). Anami LC, Lima JMC, Corazza PH, Yamamoto ETC, Bottino MA, Borges ALS. Finite element analysis of the geometry and design of zirconia crowns on stress distribution. J Prosthodont. 2015;24:146-151.

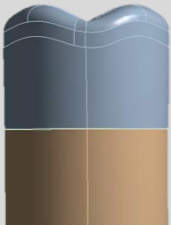


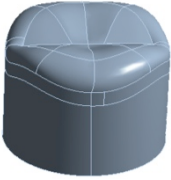
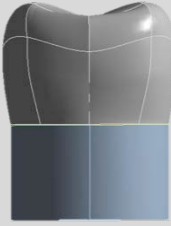

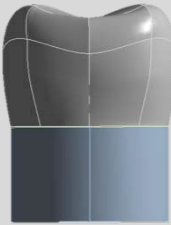

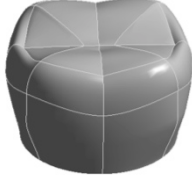
Quadro 2 - Parâmetros das quatro coroas, em relação ao tipo de preparo, forma da restauração e espessuras da infraestrutura e da porcelana

(continua)

Grupos	Geometria do preparo e camada de cimento	Desenho da infraestrutura em Y-TZP	Desenho da porcelana
<p>F: <i>flat</i> (axissimétrico)</p> 	<p>Preparo <i>flat</i></p> 	<p>Infraestrutura <i>flat</i> com 0,5 mm de espessura</p> 	<p>Espessura uniforme de 1,0 mm</p> 
<p>FC: <i>flat</i> com ponto de contato</p> 	<p>Camada de cimento (100 µm)</p> 		<p>Com ponto de contato</p> 
<p>FCM: <i>flat</i> com ponto de contato e IE modificada</p> 		<p>Infraestrutura modificada</p> 	<p>Espessura uniforme de 1,0 mm</p> 

Quadro 2 - Parâmetros das quatro coroas, em relação ao tipo de preparo, forma da restauração e espessuras da infraestrutura e da porcelana

(conclusão)

Grupos	Geometria do preparo e camada de cimento	Desenho da infraestrutura em Y-TZP	Desenho da porcelana
<p>A: Anatômico</p> 	<p>Preparo anatômico</p> 	<p>Infraestrutura anatômica com 0,5 mm de espessura</p> 	<p>Espessura uniforme de 1,0 mm</p> 
<p>AC: Anatômico com ponto de contato</p> 			<p>Camada de cimento (100 µm)</p> 
<p>ACM: Anatômico com ponto de contato e IE modificada</p> 		<p>Infraestrutura modificada</p> 	<p>Espessura uniforme de 1,0 mm</p> 

Quadro 3 - Propriedades dos materiais utilizados no trabalho - módulo de elasticidade (em GPa) e coeficiente de Poisson, de acordo com a literatura

Material	Módulo de elasticidade	Coefficiente de Poisson	Referência
Material análogo à dentina	14,9	0,31	Yi, Kelly, 2008
Cimento resinoso	3,0	0,35	Yi, Kelly, 2008
Y-TZP	209,3	0,32	Borba et al., 2011
Porcelana	66,5	0,21	Borba et al., 2011

A base do preparo coronário teve seu deslocamento restrito em 0 mm para todas as direções do espaço (x, y e z). Foram consideradas uniões perfeitas e com ausência de defeitos em todas as interfaces do modelo, através da atribuição de contato do tipo “colado” (*bonded*) em todas as interfaces (G10/cimento; cimento/infraestrutura; infraestrutura/porcelana). O refinamento das malhas foi realizado por relevância de 25% para os três contatos existentes (*contact sizing – relevance 25*). Todos os materiais foram considerados isotrópicos, homogêneos e lineares. A malha foi composta predominantemente por tetraedros com 10 nós.

O carregamento de 200 N foi pontual e vertical, através do carregamento de um vetor de força em um nó, no centro dos modelos.

Todas as informações da fase de pré-processamento foram transformadas em dados numéricos para o mesmo programa computacional de processamento para a realização da análise mecânica estática.

4.1.2 Análise dos dados

Foi realizada uma análise de convergência para o nível de 10% e a coerência dos resultados foi avaliada pelo deslocamento total das geometrias e o gradiente de tensão uniforme pelo critério de Von Mises. A análise de Tensão Máxima Principal (MPS) foi utilizada para diferenciar áreas de tensão de tração (positivas) e compressão (negativas) no material cerâmico (friável) e os resultados desta distribuição de tensões ao longo das estruturas foram comparadas entre os grupos experimentais.

4.2 Influência dos tratamentos da superfície interna na sobrevivência de coroas de Y-TZP recobertas por porcelana *

4.2.1 Confeção das coroas

Os materiais que foram utilizados no presente trabalho estão descritos nos Quadros 4 e 5.

Quadro 4 - Materiais que foram utilizados e respectivos nomes comerciais e fabricantes

Materiais	Nome comercial e fabricante
Ácido fluorídrico	Ácido fluorídrico 10% (Dentsply, Petrópolis/RJ, Brasil)
Adesivo	ED Primer A + B (Kuraray, Kurashiki, Okayama, Japão)
Cimentos	Panavia F (Kuraray, Kurashiki, Okayama, Japão)
	GC Fuji I Capsule (GC Corporation, Tóquio, Japão)
	Cimento de Zinco (SS White, Rio de Janeiro/RJ, Brasil)
Gesso para CAD/CAM	CAM-base (Dentona AG, Dortmund, Alemanha)
Glaze	VITA AKZENT Glaze (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Alemanha)
	VITA AKZENT Fluid (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Alemanha)
Material análogo à dentina	G10 (Piedmont Plastics Inc., Charlotte, EUA)
Partículas de Al ₂ O ₃ 125µm	Alublast 125 µm (Elephant Dental B.V., Hoorn, Holanda)
Partículas de SiO ₂ 30µm	CoJet® Sand (3M ESPE AG, Seefeld, Alemanha)
Silano	Clearfil SE Bond Primer (Kuraray, Kurashiki, Okayama, Japão)
	Clearfil Porcelain Bond Activator (Kuraray, Kurashiki, Okayama, Japão)
Silicone de adição	Elite HD Putty Soft e Light Body Normal Setting (Zhermack S.p.A., Rovigo, Itália)

* Artigo aceito para publicação (ANEXO B). Anami LC, Lima JMC, Valandro LF, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ, Bottino MA. Can the fatigue resistance of Y-TZP/porcelain crowns be influenced by treatments of the crown's inner surface? Oper Dent. 2015.

Quadro 5 - Materiais que foram utilizados e respectivos nomes comerciais, fabricantes, indicações e composições

	Nome comercial	Indicação	Composição
Cerâmicas odontológicas	Vita In-Ceram YZ for inLab (VITA – Zahnfabrik, Bad Säckingen, Alemanha)	IEs para coroas unitárias anteriores e posteriores, prótese fixa anterior e posterior de 3 elementos	ZrO ₂ (95%), Y ₂ O ₃ (3%), HfO ₂ (3%), Al ₂ O ₃ (1%), SiO ₂ (1%)
	Vita VM9 (VITA – Zahnfabrik, Bad Säckingen, Alemanha)	Recobrimento de IEs cerâmicas com coeficiente de expansão térmica de aprox. 7,2-7,9 (ex.: In-Ceram Spinell, Alumina e Zirconia)	SiO ₂ (60-64%), Al ₂ O ₃ (13-15%), K ₂ O (7-10%), Na ₂ O (4-6%), TiO ₂ (<0,5%), CeO ₂ (<0,5%), ZrO ₂ (0-1%), CaO (1-2%), B ₂ O ₃ (3-5%), BaO (1-3%), SnO ₂ (<0,5%), óxidos de Mg, Fe, P (<0,1%)

O presente estudo utilizou um material análogo à dentina, a resina G10 (à base de resina epóxica reforçada por malha de fibra de vidro - NEMA classe G-10 - International Paper, Hampton, EUA). Esse material foi validado por Kelly JR et al. (2010) como substituto da dentina dentária em relação ao comportamento elástico e para testes de adesão ao cimento resinoso.

Os bastões de G10 de 12,5 mm de diâmetro foram seccionados para a obtenção de cilindros menores com 12 mm de altura. Foram confeccionados 90 preparos simplificados para coroa total em G10 por meio da usinagem de cilindros em fresadora. Os preparos apresentavam altura de 6 mm, convergência oclusal total de 12°, ângulos arredondados e término em chanfro arredondado (Figura 1a, 1b). Um preparo foi moldado com silicone de adição em massa e fluído (Elite HD Putty Soft e Light Body Normal Setting, Zhermack S.p.A.) simultaneamente para a obtenção de um molde (Figura 1c) que foi, então, preenchido com gesso especial para CAD/CAM (CAM-base, Dentona AG) com auxílio de um vibrador de bancada.

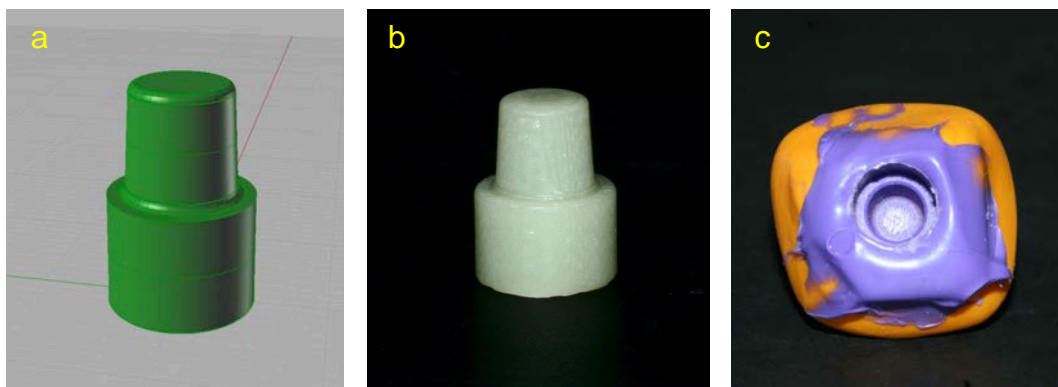


Figura 1 - a) Desenho do preparo em G10; b) Preparo em G10 finalizado; c) Molde em silicone de adição.

Após a presa do gesso e conferência da qualidade adequada da reprodução, o modelo foi posicionado no equipamento inEos Blue (Sirona Dental Systems, Bensheim, Alemanha) para digitalização (Figura 2a).

No *software* Inlab 3.80 (Sirona Dental Systems, Bensheim, Alemanha) foi demarcada a região de término do preparo (Figura 2b) e o eixo de inserção da peça protética, e então, o *software* desenhou virtualmente a infraestrutura (Figura 2c) com espaçamento de 100 μm . Os dados foram enviados para a câmara do equipamento Cerec InLab MC XL (Sirona Dental Systems, Bensheim, Alemanha) onde foram fresados 90 blocos de Vita In-Ceram YZ for inLab (Vita Zahnfabrik) em infraestruturas idênticas. Estes foram fresados com aumento calculado pelo *software* das dimensões requisitadas a fim de compensar a contração que a cerâmica de Y-TZP sofre durante a sinterização. Após a usinagem, as infraestruturas foram separadas do restante do bloco com disco diamantado montado em alta rotação e sob refrigeração constante do restante do bloco. Os acabamentos finais foram dados por pontas diamantadas montadas da mesma maneira.

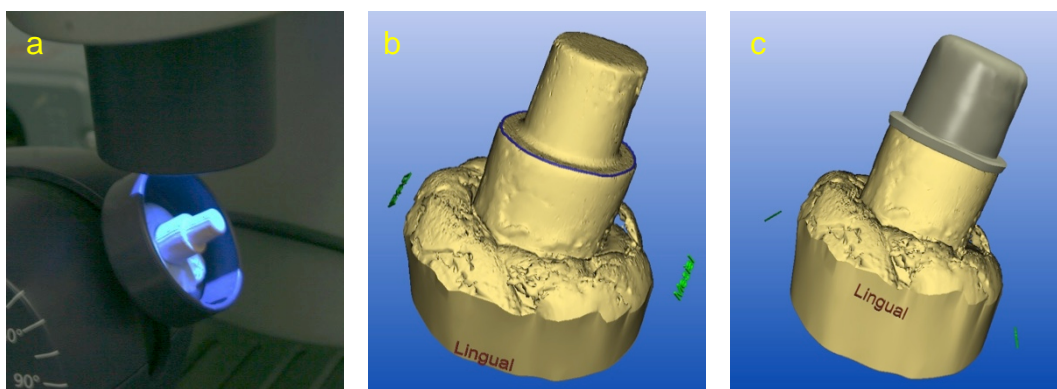


Figura 2 - a) Digitalização do preparo em gesso; b) Delimitação do término do preparo; c) Desenho virtual da infraestrutura de Y-TZP.

Em seguida, as infraestruturas foram limpas em banho ultrassônico por 5 minutos em água destilada e sinterizadas em forno VITA ZYrcomat (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Alemanha) conforme as recomendações do fabricante (Figura 3a).

A uniformidade da espessura de 0,7 mm das infraestruturas foi conferida com especímetro e foi checada a adaptação das peças usinadas aos preparos de G10.

Os espécimes receberam aplicação de porcelana (VITA VM9 base dentin. Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Alemanha) confeccionada pela técnica da aplicação estratificada, simulando uma coroa total para 1º molar inferior direito, com detalhes anatômicos simplificados.

O pó da porcelana (VITA VM9 base dentin) foi misturado com o líquido modelador recomendado pelo fabricante (Vita Modeling Liquid, Vita Zahnfabrik, Alemanha) e uma camada foi aplicada sobre a infraestrutura de Y-TZP com auxílio de pincel (Figura 3b, 3c). O excesso de líquido foi absorvido por lenços de papel, que também servirão para compactar o pó da porcelana (Figura 4a). O conjunto foi levado ao forno Vacumat 6000 M (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Alemanha) para a queima tipo “BASE DENTIN wash” (Figura 4b).

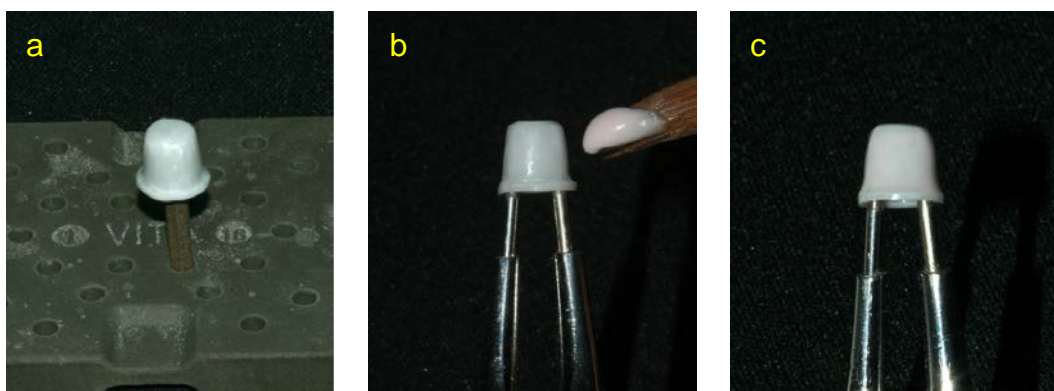


Figura 3 - a) Queima de limpeza da infraestrutura feita em Y-TZP após sinterização; b) Aplicação da camada de VITA base dentin; c) Porcelana VITA base dentin aplicada sobre a infraestrutura.

Após o resfriamento, o pó de dentina da porcelana (VITA VM9 dentin) foi misturado ao líquido modelador e aplicado da mesma forma sobre a camada anterior. A camada de dentina foi aplicada em incrementos de finas camadas que terão o excesso de líquido removido e a compactação do pó realizada com lenços de papel e em seguida realizou-se a queima tipo “primeira queima de dentina” no mesmo forno, como recomendado pelo fabricante (Figura 4c).

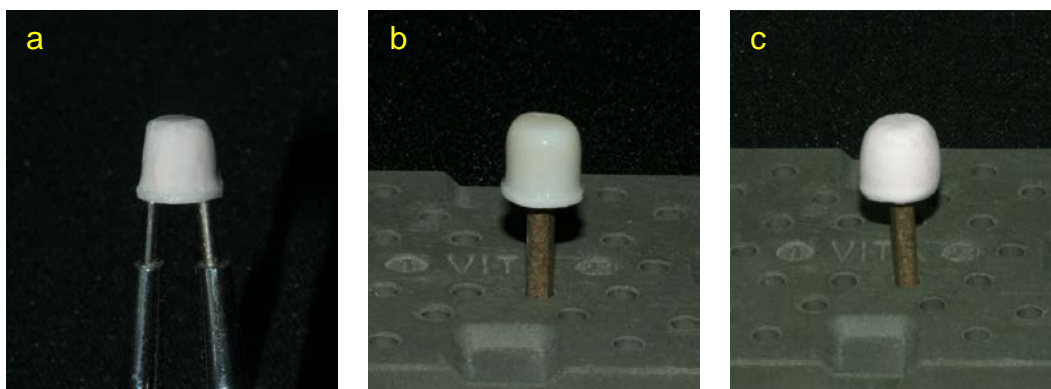


Figura 4 - a) Porcelana VITA base dentin compactada; b) Coroa após queima de VITA base dentin; c) Aplicação da camada de VITA dentin.

As coroas receberam acabamento com lixas d'água de granulação decrescente montadas em politriz sob refrigeração constante e a espessura das mesmas foi aferida com um especímetro, garantindo que todas as coroas possuíssem 2,0 mm de espessura total de cerâmica,

sendo 0,7 mm de infraestrutura de Y-TZP e 1,3 mm de porcelana VM9 (Figura 5a).

Todos os espécimes foram limpos em banho ultrassônico, imersas em água destilada por 5 minutos e passaram por queima do glaze em forno Programat P100 (Ivoclar AG Schaan, Liechtenstein) (Figura 5b) objetivando a redução de possíveis tensões residuais resultantes do processo de acabamento. Para isto, foi realizado um ciclo de queima com resfriamento lento, onde o forno permaneceu fechado após o ciclo de queima até atingir 600 °C e, em seguida, foi aberto normalmente.

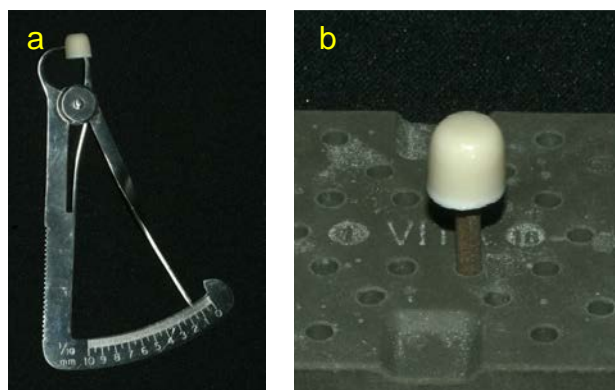


Figura 5 - a) Espessura axial de 1,5 mm; b) Coroa após queima de glaze.

4.2.2 Tratamentos de superfície

Os conjuntos (G10 e respectivas coroas) foram aleatoriamente divididos em 6 grupos (n=15) de acordo com o tipo de tratamento da superfície interna da coroa e o cimento utilizado: PC, POG, POA, PCJ, CFZ e CIV, conforme fluxograma da Figura 6. Os grupos PC, CFZ e CIV serviram de grupos controle para o tratamentos de superfície e cimentos utilizados.

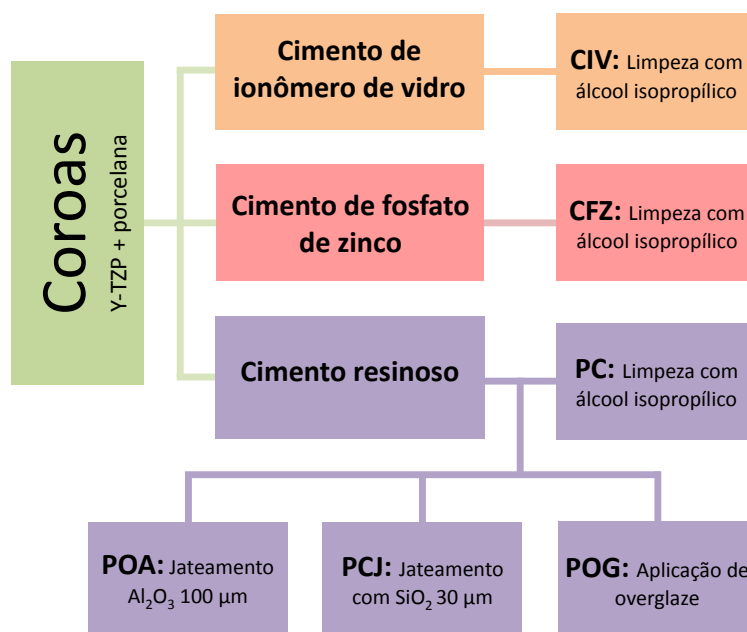


Figura 6 - Fluxograma dos grupos testados.

- **Grupo PC - Controle do tratamento de superfície, cimento resinoso**

Tratamento do G10: foi submetido ao condicionamento com ácido hidrofúorídrico 10% (Dentsply) por 1 minuto, lavado com *spray* água e seco pelo dobro do tempo do condicionamento. O agente ED Primer II A + B (Kuraray) foi aplicado por 30 segundos e seco com leves jatos de ar.

Tratamento da superfície cerâmica: a região interna da infraestrutura foi limpa com álcool isopropílico e seca naturalmente com a evaporação do produto.

Cimentação: o cimento resinoso Panavia F (Kuraray) foi manipulado conforme as recomendações do fabricante e aplicado no interior da coroa. Com auxílio de um delineador adaptado, uma carga de 5 kg foi aplicada sobre o conjunto, os excessos de cimento foram removidos com *microbrush* logo após o assentamento da mesma e a carga foi mantida em posição por 5 minutos. Foram realizadas 4 polimerizações de

40 segundos cada ao redor do conjunto (0°, 90°, 180°, 270°) utilizando um fotopolimerizador (Astralis 10, Ivoclar Vivadent AG, Liechtenstein, Áustria).

- **Grupo POG - Aplicação de uma camada de vidro (*overglaze*)**

Tratamento do G10: como descrito para o grupo PC.

Tratamento da superfície cerâmica: a região interna da infraestrutura foi tratada com a técnica de vitrificação que corresponde a aplicação de uma única camada de *glaze* (VITA AKZENT Glaze e VITA AKZENT Fluid - ambos, Vita Zahnfabrik) com auxílio de pincel na superfície de cimentação. Após a remoção do excesso de *glaze*, as coroas foram submetidas ao ciclo de sinterização de acordo com as instruções do fabricante. A superfície interna foi, então, condicionada com ácido hidrófluorídrico 10% (Dentsply) por 1 minuto, lavada com *spray* água e seca pelo dobro do tempo do condicionamento. Em seguida, as superfícies internas foram silanizadas com a aplicação de Clearfil SE Bond + Bond Activator (Kuraray).

Cimentação: como descrito para o grupo PC.

- **Grupo POA - Jateamento com Al₂O₃ 100 µm**

Tratamento do G10: como descrito para o grupo PC.

Tratamento da superfície cerâmica: a região interna da coroa foi jateada por partículas de óxido de alumínio de 100 µm (Alublast 100 µm), com auxílio de um aparelho específico para jateamento (Rocatector delta, 3M ESPE AG, Seefeld, Alemanha), com distância padronizada de 15 mm da ponta do jateador até a região oclusal da coroa cerâmica. O jateamento foi realizado com movimentos circulares, por 30 segundos, com pressão constante de 3 bar.

Cimentação: como descrito para o grupo PC.

- **Grupo PCJ - Jateamento com SiO₂ 30 µm**

Tratamento do G10: como descrito para o grupo PC.

Tratamento da superfície cerâmica: a região interna da IE foi jateada da por partículas de óxido de alumínio recobertas com partículas de silício 30 µm (Cojet Sand, 3M ESPE), seguindo o mesmo protocolo dos Grupos 3. Em seguida, a superfície interna das coroas foi silanizada com o agente silano (ESPE Sil, 3M ESPE) e aguardado 5 minutos para sua completa evaporação.

Cimentação: como descrito para o grupo PC.

- **Grupo CFZ - Cimento de fosfato de zinco**

Superfície do G10: nenhum tratamento foi realizado.

Tratamento da superfície cerâmica: a região interna das coroas foi limpa com álcool isopropílico e seca naturalmente com a evaporação do produto.

Cimentação: o cimento à base de Fosfato de Zinco (Cimento de Zinco, SS White) foi manipulado conforme as recomendações do fabricante e aplicado no interior das coroas. Com auxílio de um delineador adaptado, uma carga de 5 kg foi aplicada sobre as coroas e mantida por 7 minutos. Os excessos do cimento foram removidos após a cura total do mesmo.

- **Grupo CIV – Cimento de ionômero de vidro**

Superfície do G10: nenhum tratamento foi realizado.

Tratamento da superfície cerâmica: a região interna das coroas foi limpa com álcool isopropílico e seca naturalmente com a evaporação do produto.

Cimentação: as cápsulas do cimento à base de Ionômero de Vidro (GC Fuji I Capsule, GC Corporation) foram ativadas e agitadas por 10 segundos em um agitador mecânico. O cimento foi aplicado no interior das coroas e a mesma carga de 5 kg foi aplicada sobre as coroas. Os excessos do cimento foram removidos após o mesmo atingir a fase plástica, e a carga foi mantida por 5 minutos.

Todas as amostras permaneceram imersas em água destilada por um período mínimo 24 horas após a cimentação e máximo de 7 dias antes do teste de fadiga.

4.2.3 Teste de sobrevivência

Os corpos de prova foram posicionados em um dispositivo acoplado à uma máquina universal de testes capaz de realizar carregamento cíclico (Fatigue Tester, ACTA, Holanda) e foram ciclados utilizando-se a metodologia *stepwise stress* sugerida por Fennis et al. (2004) e Magne et al. (2010). Para isto, os espécimes foram carregados, até a fratura, na frequência de 1,4 Hz por 5.000 ciclos a 200 N e 10.000 ciclos a 800, 1000, 1200, 1400 e 1600 N (Figura 7). Durante o decorrer do teste, as amostras permaneceram imersas em água destilada (Kelly JR et al., 2010). A aplicação de carga foi realizada por uma esfera de aço inoxidável de 40 mm de diâmetro (Figura 8). Este aplicador foi determinado a partir do cálculo da pressão de contato entre superfícies plana vs esférica, considerando os materiais utilizados, dimensões e a resistência à fratura das coroas e os materiais em questão (Kelly JR, 1999). Assim, foi escolhido o menor diâmetro de esfera que resultasse em um valor de pressão de contato dentro dos limites sugeridos pelo estudo de Kelly JR (1999), reduzindo a chance de falhas que se inciam na superfície em contato com o aplicador.

A presença de trincas e/ou fraturas foi conferida com auxílio de iluminação adequada a cada 1.000 ciclos, sem a interrupção do teste.

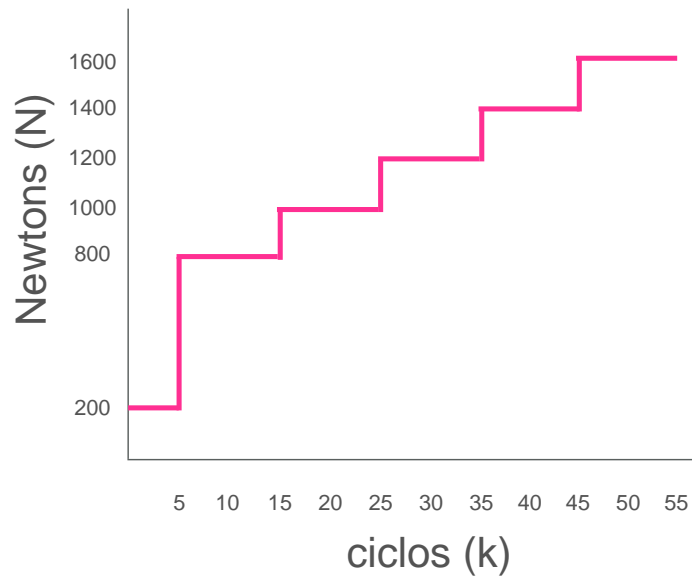


Figura 7 – Gráfico dos degraus de carga do teste de *stepwise stress*.

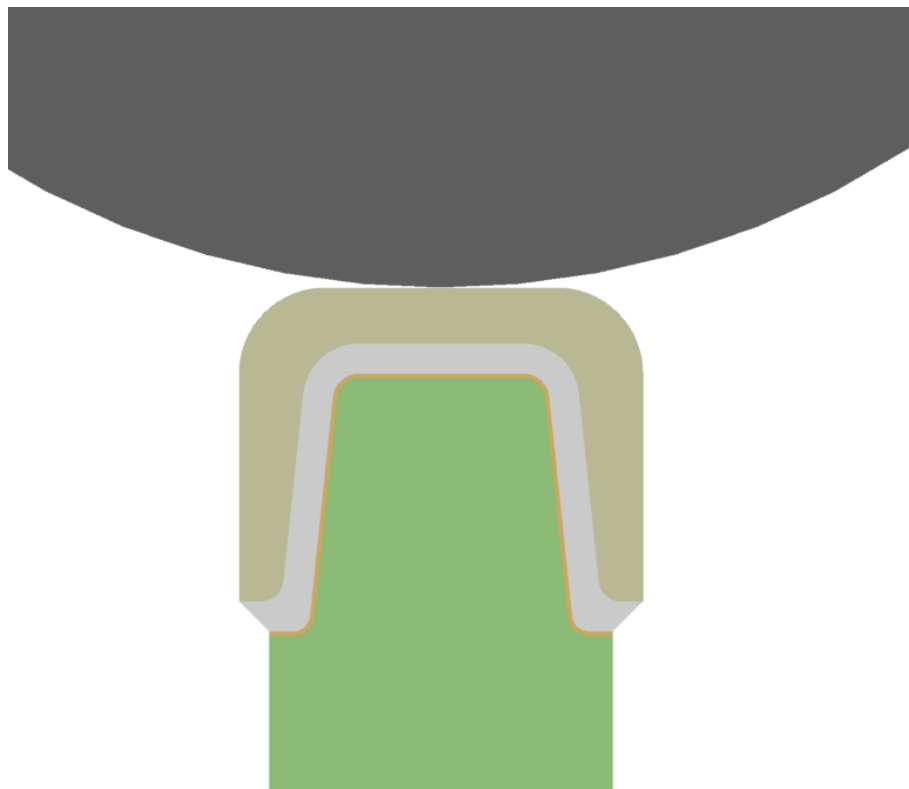


Figura 8 – Desenho esquemático do teste. Em cinza escuro: esfera de aço de 40 mm de diâmetro; Bege: porcelana; Cinza claro: infraestrutura de Y-TZP; Laranja: camada de cimento; Verde: preparo em G10.

4.2.4 Análise do modo de falha

O modo de falha de todos os espécimes foi avaliado para melhor comparação dos resultados obtidos. Para isto, as amostras foram limpas em banho ultrassônico (água destilada por 5 minutos seguido por álcool isopropílico) e inicialmente analisadas em estereomicroscópio (Discovery V20 - Zeiss, Göttingen, Alemanha) para localização do defeito que originou as fraturas. Em seguida, amostras representativas foram analisadas em microscopia eletrônica de varredura (MEV; XL 20, FEI Company, República Tcheca). As amostras foram fixadas ao porta amostra com cola metálica e foram metalizadas com ouro sob baixa pressão e analisadas por detector de elétron secundários utilizando-se a máxima distância de trabalho possível, visando uma melhor visualização da topografia da superfície (corrente: 15 a 20 kV; spot: 3,0 a 4,0; WD: ~33 mm). Algumas amostras foram inclinadas dentro da câmara do microscópio para permitir melhor visualização da região de fratura.

4.2.5 Análise da espessura da camada de cimento

Para que fosse possível uma comparação da espessura de cimentação entre os grupos testados, 3 coroas de cada grupo experimental foram avaliadas em MEV (XL 20, FEI Company, República Tcheca) com aumentos de 10x para comparação visual entre os grupos e de 250x para medição dos valores de espessura. Para isto, as coroas foram fixadas ao porta amostras da máquina de corte (Isomet 1000, Buehler, Lake Bluff, IL, EUA) com adesivo à base de cianoacrilato. Os cortes foram realizados sob refrigeração constante, no sentido longitudinal das amostras e a partir do centro das mesmas.

As fatias de 1 mm de espessura foram lavadas em ultrassom com água destilada por 5 minutos e secas com jatos de ar livre de óleo. As amostras permaneceram em estufa à 37 °C por um período mínimo de 24 horas, até a secagem completa. Em seguida, o mesmo processo de metalização e os mesmos parâmetros de análise utilizados anteriormente foram repetidos.

Foram realizadas 2 medidas de espessura de cimento em pontos determinados no centro da face oclusal de 3 coroas de cada grupo.

4.2.6 Análise estatística

O degrau de carga em que cada espécime falhou foi utilizado para a análise de sobrevivência. Após a tabulação dos dados em uma tabela de sobrevivência, foram realizadas as análises de Kaplan-Meier e Mantel-Cox (*Log Rank test*), seguidas por comparação múltipla aos pares, todos com nível de significância de 5% (SPSS versão 21, IBM, Chicago, Illinois, EUA).

Também foi realizada uma análise não-paramétrica da distribuição e confiabilidade dos dados por meio da análise de Weibull de dois parâmetros, utilizando-se o *software* (Super SMITH Weibull 4.0k-32, Wes Fulton, Torrance, Califórnia, EUA), pelos métodos dos mínimos quadrados e MLE.

Tradicionalmente, a análise de distribuição de Weibull de 2 parâmetros, segundo o ANEXO B da ISO 6872:2008, descreve a variação da tensão ou a distribuição assimétrica de dados de resistência de cerâmica e é calculada pela a partir de dados da probabilidade cumulativa de falha (P_{σ}) de uma área (ou volume) sob tensão de tração a dois parâmetros estimados, o módulo de Weibull (m) e a resistência

característica de Weibull (σ_0) (Weibull, 1951; Pittayachawan, Mair, 2007; International Standards Organization, 2008).

O módulo de Weibull (m) é o parâmetro que descreve a forma (incluindo a largura) da distribuição de tensão como uma função de probabilidade de falha (International Standards Organization, 2008). Um alto módulo de Weibull (m) indica defeitos menores e maior homogeneidade estrutural (Weibull, 1951; Guazzato et al., 2005; Pittayachawan et al., 2007; Mitov et al., 2011). A resistência característica de Weibull (σ_0) é o valor de resistência onde ocorre uma probabilidade de falha de 63,21% de um espécime de teste específico (International Standards Organization, 2008; Pittayachawan et al., 2007; Mitov et al., 2011).

Além desta perspectiva, uma outra análise de Weibull foi realizada no presente estudo visando testar a confiabilidade número de ciclos necessários para a falha do material. Neste caso e segundo Padipatvuthikul e Mair (2008), o valor β indica a existência de falhas precoces em relação à média ($\beta < 1$), ou caso todas as falhas tenham ocorrido em intervalos regulares ao decorrer do curso do experimento ($\beta = 1$), ou caso a maioria tenha falhado relativamente em atraso ($\beta > 1$). A resistência característica de Weibull (α) indica, também, o número “médio” de ciclos para a falha do material (Padipatvuthikul, Mair, 2008).

Os dados de desajuste oclusal, após serem checados quanto à normalidade de distribuição, foram submetidos à análise de variância ANOVA 1 fator seguida pelo teste de Tukey, ambos com significância de 5%.

5 RESULTADO

5.1 Análise de elementos finitos

A Figura 9 mostra um gráfico de barras com os resultados de TMP, em MPa, para os modelos estudados.

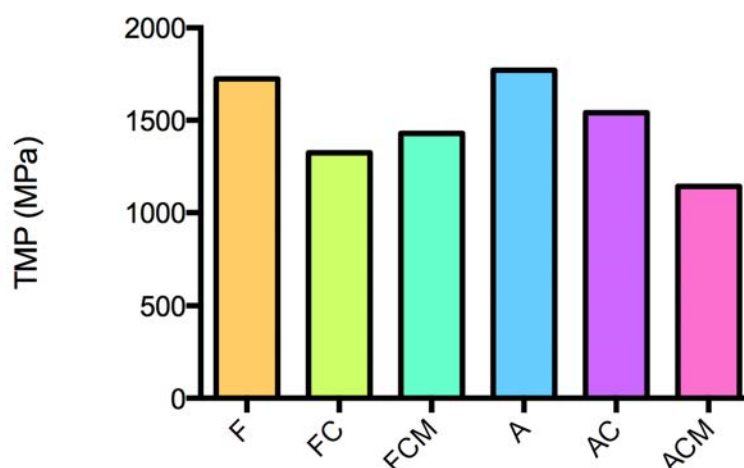


Figura 9 – Gráfico de barras dos resultados de TMP (em MPa) para os grupos estudados com carregamento vertical de 200 N.

Os padrões de distribuição de TMP se mostraram bastante semelhantes entre os modelos estudados, com concentração significativa de tensão na zona de singularidade (área abaixo e em torno do ponto de aplicação da carga) (Figura 10).

Quando infraestrutura e porcelana foram isolados (Figura 10, coluna "Infraestruturas"), houve uma zona de concentração de tensões de tração no interior da área da infraestrutura, no seu contacto com o cimento resinoso, cujos valores máximos (MPa) foram: F, 88,1; FC, 102,1; FCM, 102,1; A, 103,4; AC, 97,9; e ACM, 98,9.

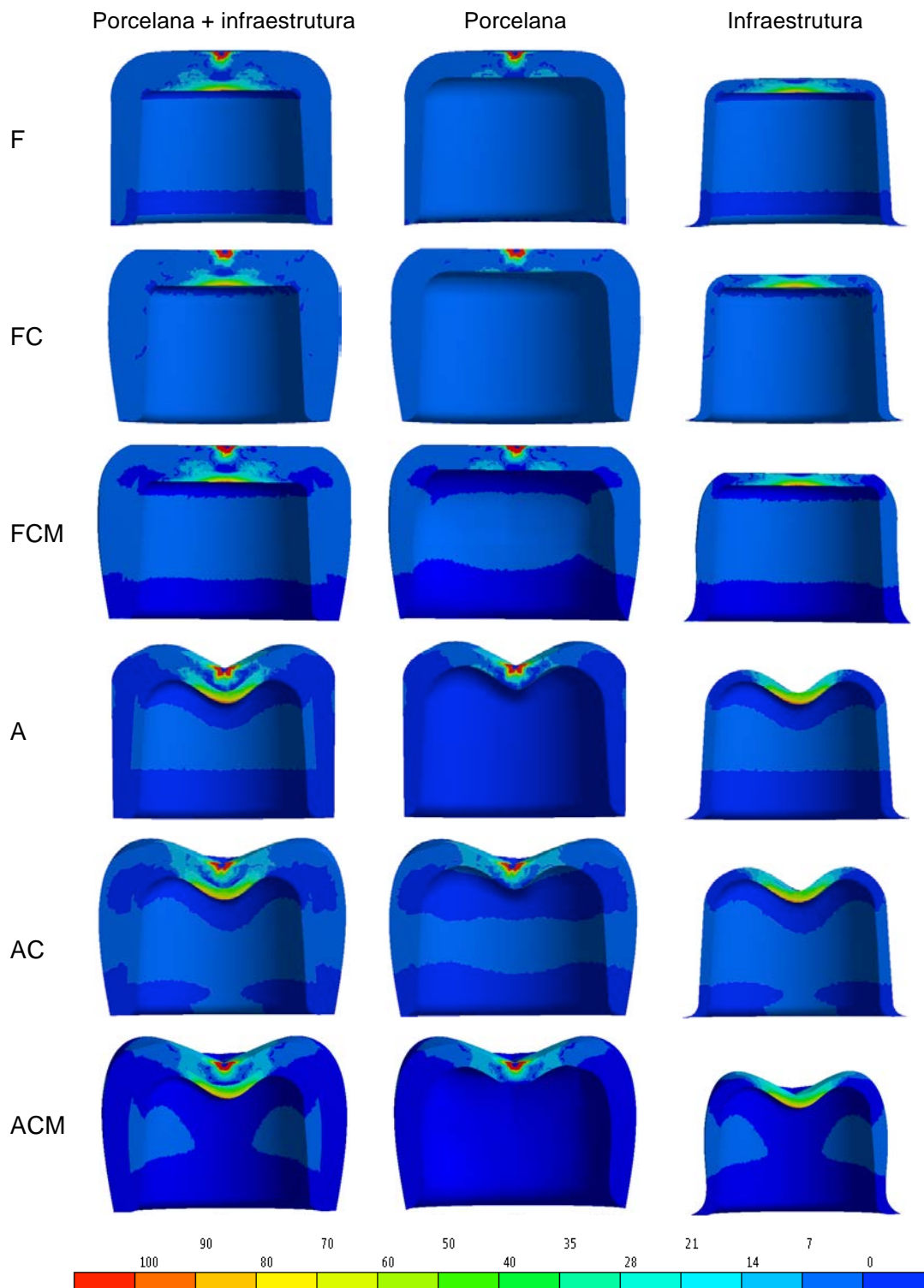


Figura 10 – resultados de TMP para os modelos estudados com carregamento vertical de 200 N. Escala padronizada.

5.2 Probabilidade de sobrevida à fadiga

Os valores médios de carga para falha, desvios padrão e intervalo de confiança (95%) para carregamento *stepwise stress* dos grupos estudados, em N, encontram-se na Figura 11.

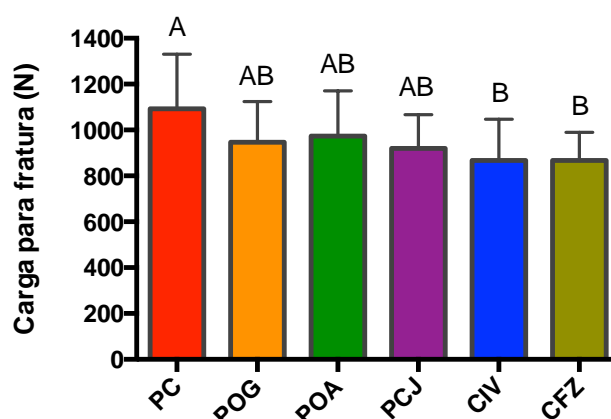


Figura 11 – Gráfico de barras dos valores médios (DP) da carga para falha, em N, dos grupos estudados. Letras maiúsculas iguais significam ausência de diferença estatística. PC: Panavia, sem tratamento; POG: Panavia, *overglaze*; POA: Panavia, jateamento com óxido de alumínio; PCJ: Panavia, jateamento com CoJet; CIV: cimento de ionômero de vidro, sem tratamento; CFZ: cimento de fosfato de zinco, sem tratamento.

A comparação entre os grupos experimentais pela estatística de Kaplan Meier detectou diferença entre as condições analisadas (Mantel-Cox Log-Rank test, $X^2=13,422$, $df=5$, $p=0,02<0,05$). Levando em consideração as taxas de sobrevida opostas, observa-se que o grupo PC no degrau de 800 N teve taxa de 0,733 ($dp = 0,144$), enquanto o grupo CIV apresentou taxa de 0,133 ($dp = 0,088$) (Tabela 1; Figura 12). Assim, a possibilidade de um espécime do grupo PC sobreviver a 10.000 ciclos a 800 N sem apresentar falhas foi de 73,3%, enquanto a probabilidade de um espécime do grupo CIV sobreviver às mesmas condições é de 13,3%. Nota-se que a taxa de sobrevida diminui com o aumento do degrau de carga.

Tabela 1 – Estatística de Kaplan Meier e desvio padrão entre parênteses dos grupos experimentais testados nos degraus de carga avaliados pelo presente estudo

	Degrau de carga (N)				
	800	1000	1200	1400	1600
PC	0,733 (0,114)	0,533 (0,129)	0,067 (0,064)	0,067 (0,064)	0,000 (0,000)
POG	0,533 (0,129)	0,133 (0,088)	0,067 (0,064)	0,000 (0,000)	-
POA	0,533 (0,129)	0,267 (0,114)	0,067 (0,064)	0,000 (0,000)	-
PCJ	0,467 (0,129)	0,133 (0,088)	0,000 (0,000)	-	-
CFZ	0,267 (0,114)	0,067 (0,064)	0,000 (0,000)	-	-
CIV	0,133 (0,088)	-	0,067 (0,064)	0,000 (0,000)	-

Os valores ausentes não foram calculados pela ausência de dados.

A comparação aos pares mostrou que as coroas cimentadas adesivamente apresentaram maior resistência à fadiga em comparação com as cimentadas com cimentos à base de fosfato de zinco e ionômero de vidro, sendo que as coroas cuja superfície interna da Y-TZP foi tratada se assemelharam, também, aos demais grupos controle (PC, CIV e CFZ) (Figura 11).

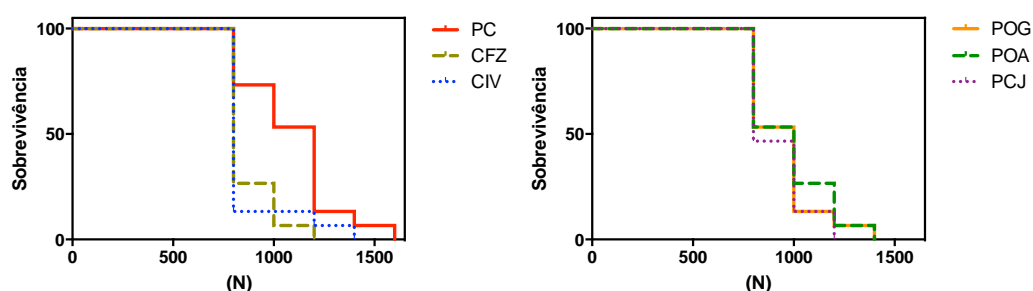


Figura 12 – Gráficos de sobrevivência dos espécimes testados de acordo com a carga para falha (em N)..

A análise de Weibull da carga para falha dos espécimes testados (Tabela 2; Figura 13) mostrou valores de módulo de Weibull (β) variando entre 5,7 (PC) e 13,1 (CFZ). Os espécimes cimentados não

adesivamente apresentaram os maiores módulos, enquanto os espécimes cimentados adesivamente e não tratados apresentaram os menores valores.

Tabela 2 – Parâmetros de Weibull, coeficientes de correlação e valor de falha de 5% (e respectivos intervalos de confiança a 95%) dos dados de carga para falha do material dos grupos experimentais

	σ_0	β	r^2	95% inferior	B5%	95% superior
PC	1175	5,8	0,85	570	698	855
POG	997	8,0	0,68	607	689	783
POA	1033	6,5	0,72	572	673	793
PCJ	964	9,2	0,66	618	699	790
CFZ	895	13,1	0,45	666	714	765
CIV	890	12,6	0,28	661	703	749

σ_0 : resistência característica de Weibull; β : módulo de Weibull; r^2 : coeficiente de correlação; B5%: valor de falha de 5%.

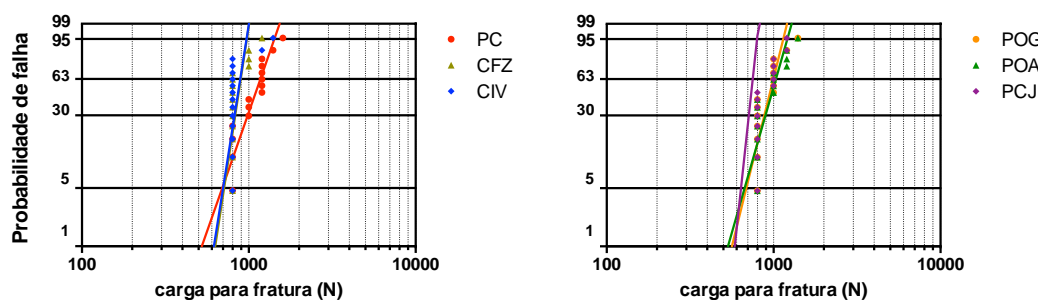


Figura 13 – Gráfico de Weibull dos valores de carga para fratura dos espécimes testados. PC: Panavia, sem tratamento; CFZ: cimento de fosfato de zinco, sem tratamento; CIV: cimento de ionômero de vidro, sem tratamento; POG: Panavia, *overglaze*; POA: Panavia, jateamento com óxido de alumínio; PCJ: Panavia, jateamento com CoJet.

A análise de Weibull do número de ciclos necessários para a falha dos espécimes, independentemente do degraus de falha (Tabela 3; Figura 14) mostrou pouca variação entre os valores de

confiabilidade do número de ciclos necessários para a falha do material (m) dos grupos testados. Já os resultados de número “médio” de ciclos para a falha do material ($N_{f,0}$) variaram entre 12078 e 26306, com os maiores valores para o grupo PC e valores reduzidos para os grupos cimentados não adesivamente.

Tabela 3 – Parâmetros de Weibull, coeficientes de correlação e valor de falha de 5% (e respectivos intervalos de confiança a 95%) dos dados de número de ciclos para a falha do material dos grupos experimentais

	$N_{f,0}$	m	r^2	95% inferior	B5%	95% superior
PC	26306	2,0	0,97	3312	6059	11084
POG	16895	1,9	0,91	1886	3528	6601
POA	21204	2,1	0,96	3004	5286	9301
PCJ	18069	2,3	0,92	2933	5011	8563
CFZ	13649	2,6	0,89	2801	4305	6619
CIV	12078	2,3	0,72	2042	3258	5198

$N_{f,0}$: resistência característica de Weibull; m : módulo de Weibull; r^2 : coeficiente de correlação; B5%: valor de falha de 5%.

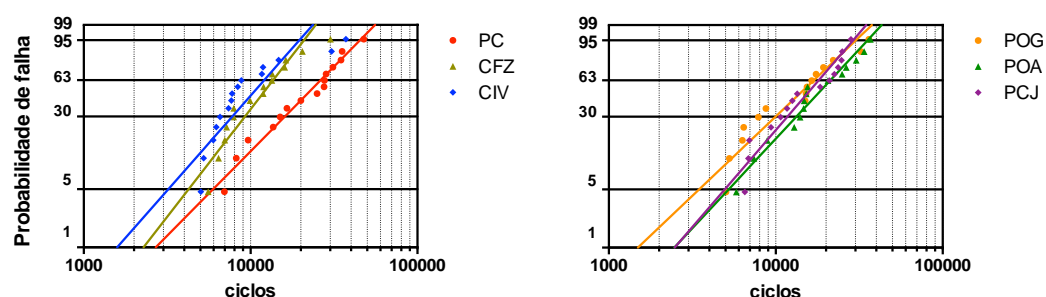


Figura 14 – Gráficos de Weibull dos valores de número de ciclos necessários para falha. PC: Panavia, sem tratamento; CFZ: cimento de fosfato de zinco, sem tratamento; CIV: cimento de ionômero de vidro, sem tratamento; POG: Panavia, *overglaze*; POA: Panavia, jateamento com óxido de alumínio; PCJ: Panavia, jateamento com CoJet.

O modo de falha predominante foi o lascamento da porcelana sem exposição da infraestrutura de Y-TZP (Figuras 15, 16 e 17). No total, ocorreram 6 falhas catastróficas (incluindo a infraestrutura de Y-TZP): 1 no grupo POG, 2 no grupo CFZ e 3 no grupo CIV (Figuras 18 e 19). Não foram observadas falhas de adesão entre coroas e G10 durante os testes de fadiga.

As falhas do tipo lascamento se caracterizaram pela propagação no volume da porcelana, com provável início na subsuperfície, abaixo do ponto de aplicação da carga. Nas fraturas catastróficas observou-se a presença de múltiplos eventos de fratura, dificultando a identificação da origem principal. Não houve correlação entre os dados de resistência à fadiga e o número de fragmentos para cada espécime.

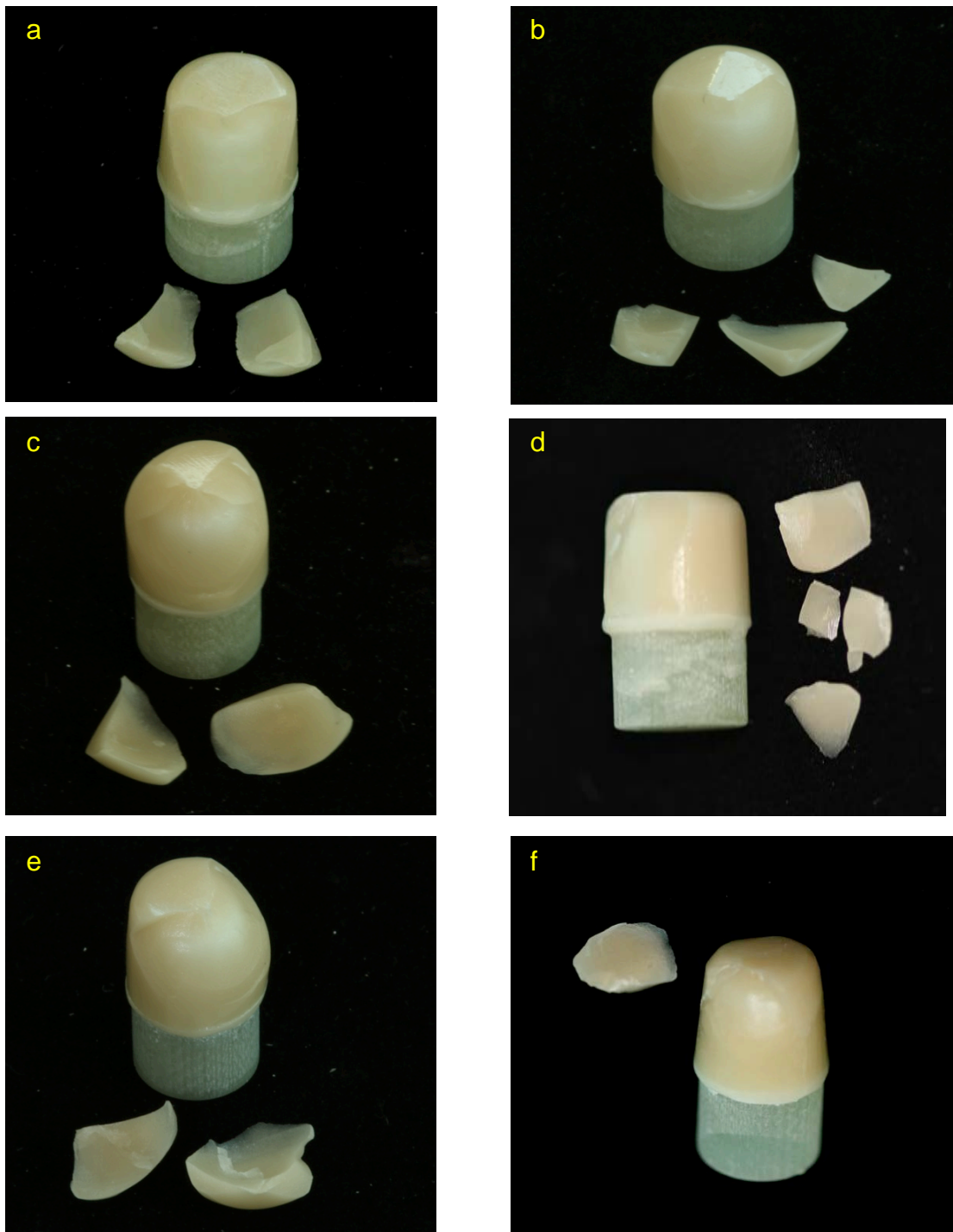


Figura 15 – Imagens representativas das falhas do tipo lascamento das coroas dos grupos PC (a), POG (b), POA (c), PCJ (d), CFZ (e) e CIV (f).

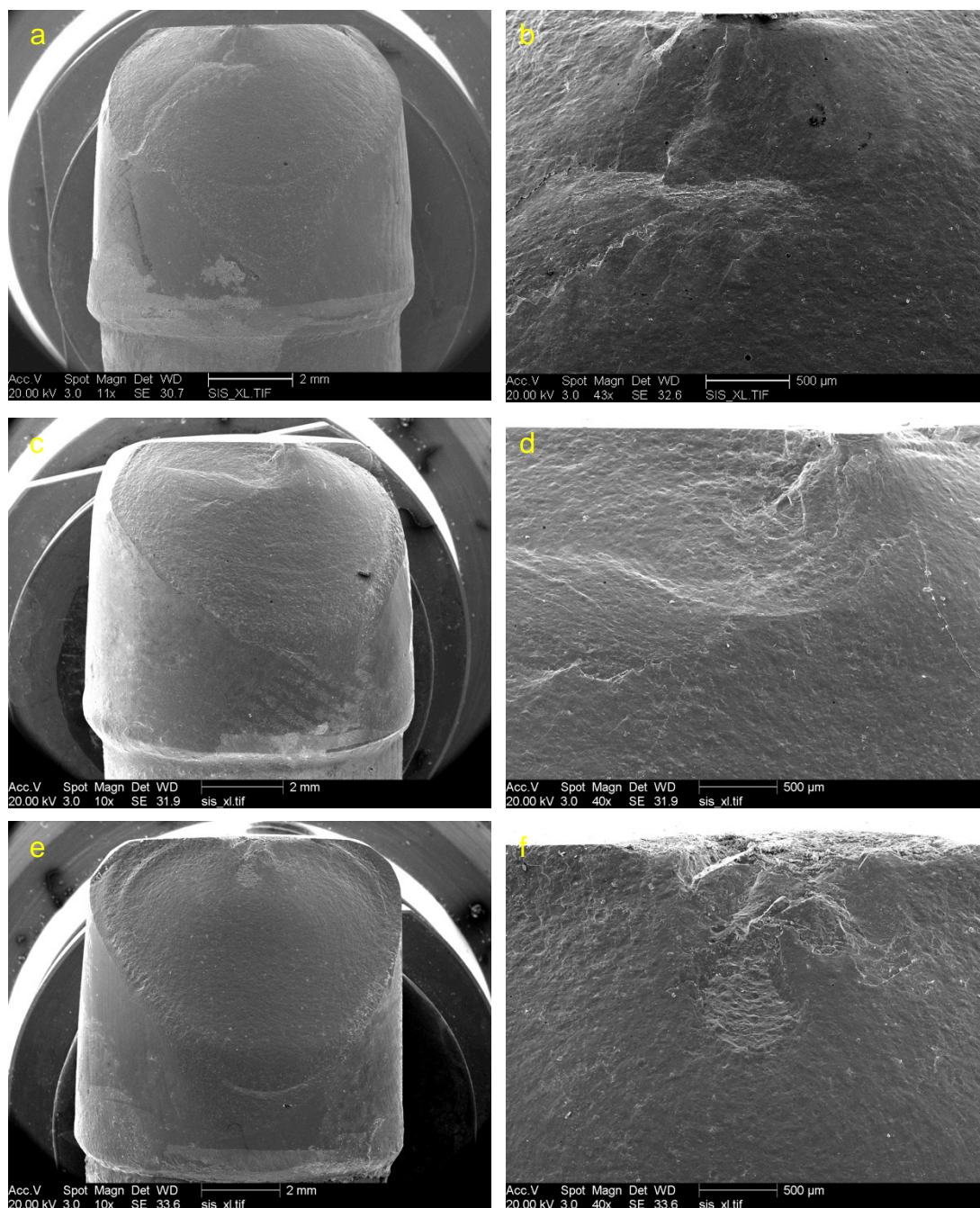


Figura 16 – Micrografias representativas das falhas do tipo lascamento das coroas dos grupos PC (a, b), POG (c, d) e POA (e, f). As micrografias b, d e f são imagens aproximadas das prováveis regiões de início de falha das coroas a, c e e, respectivamente.

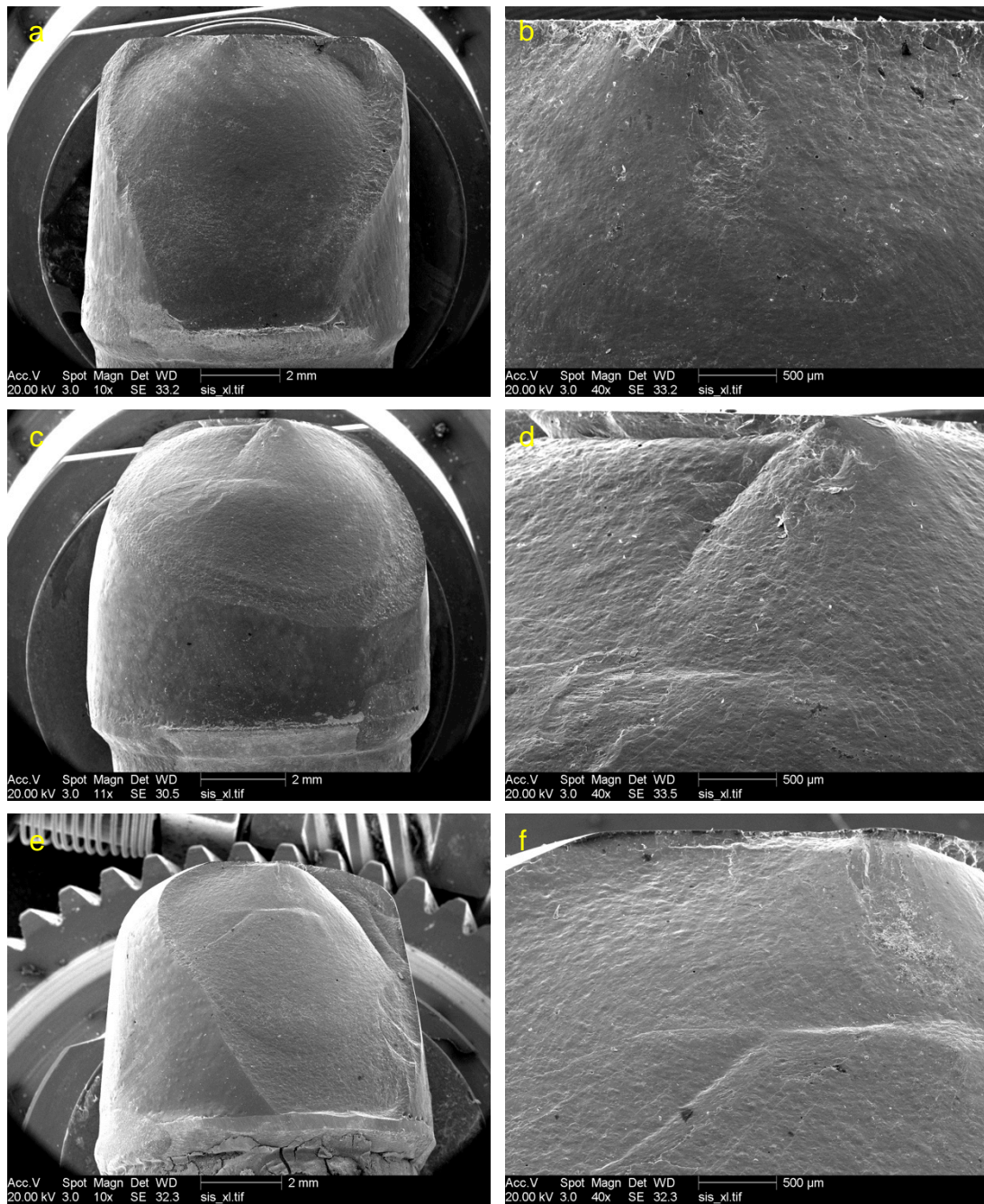


Figura 17 – Micrografias representativas das falhas do tipo lascamento das coroas dos grupos PCJ (a, b), CFZ (c, d) e CIV (e, f). As micrografias b, d e f são imagens aproximadas das prováveis regiões de início de falha das coroas a, c e e, respectivamente.

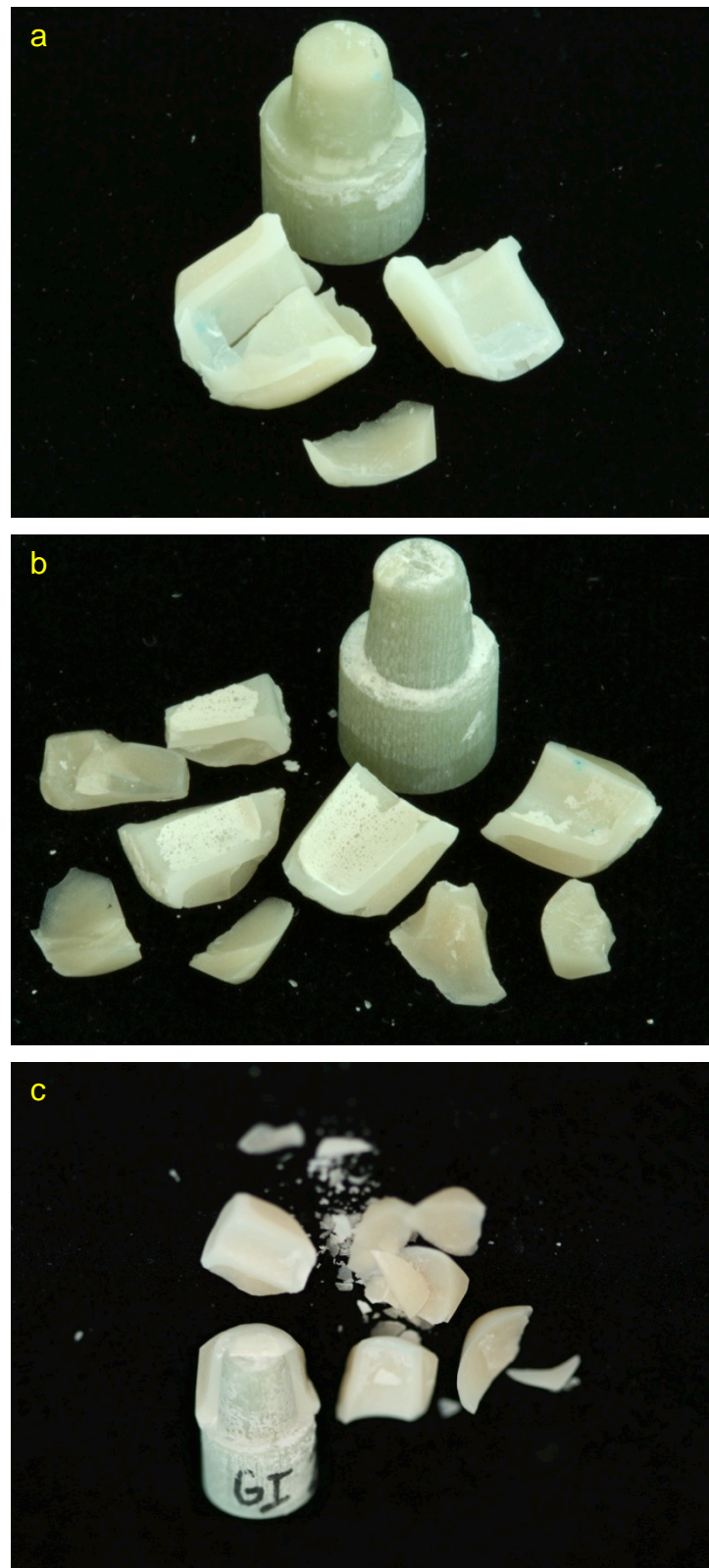


Figura 18 – Imagens representativas das coroas com falha catastrófica dos grupos POG (a), CFZ (b) e CIV (c).

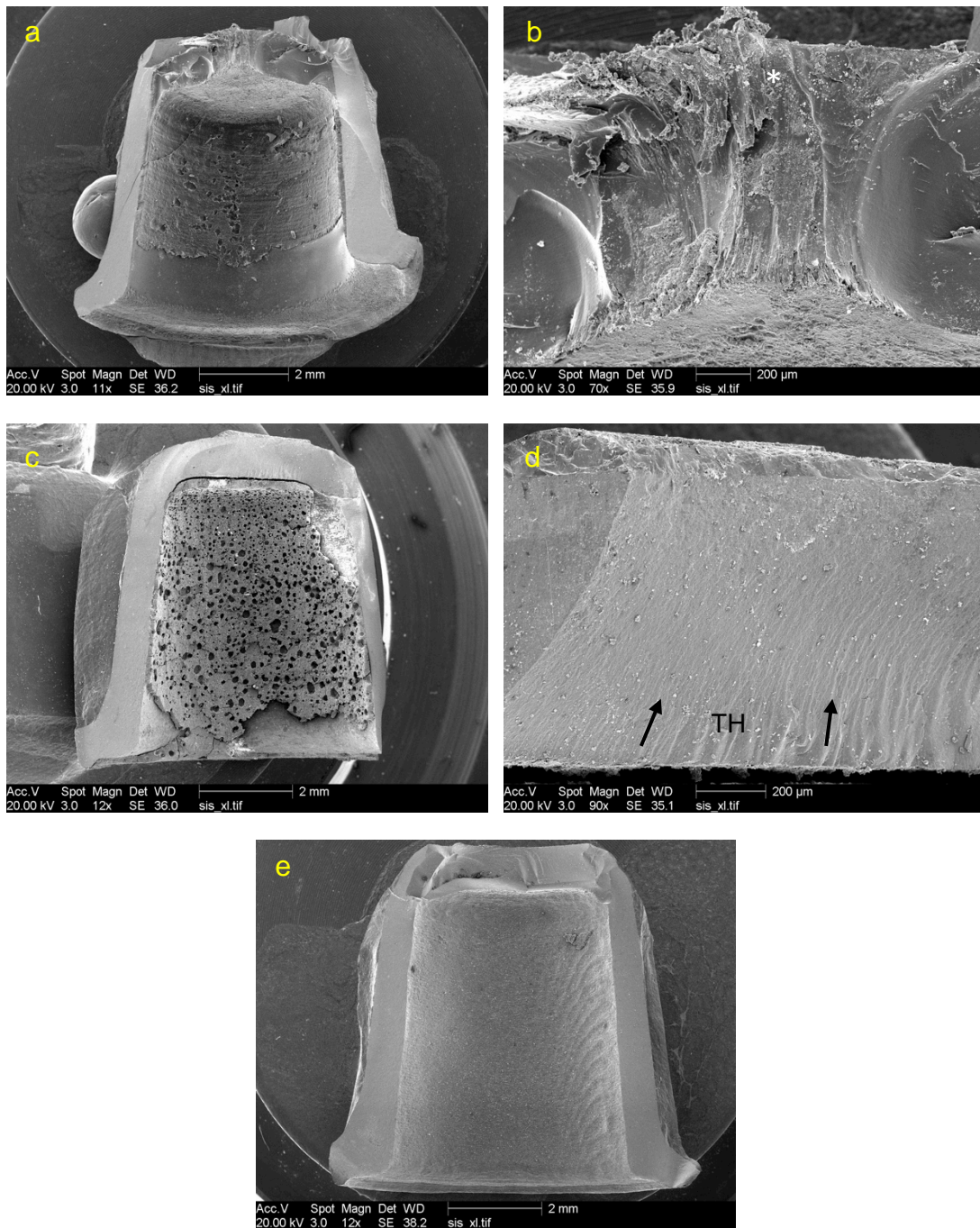


Figura 19 – Micrografias representativas das coroas com falha catastrófica dos grupos POG (a, b), CFZ (c, d) e CIV (e). As micrografias b e d são imagens aproximadas das prováveis regiões de início de falha das coroas a e c, respectivamente. Em b, * aponta o dano causado pelo aplicador durante o carregamento. Em d as setas apontam a direção de propagação da fratura. As *twist hackles* (TH) indicam a direção da propagação da fratura e o alinhamento da tensão durante a fratura. A micrografia e apresenta um espécime fraturado que teve a camada de cimento descolada da superfície interna da Y-TZP.

A análise de variância ANOVA 1 fator (Tabela 4) encontrou diferenças estatisticamente significantes entre os valores de espessura da linha de cimentação oclusal para os grupos testados ($p < 0,0001$). O teste de Tukey ($\alpha = 5\%$) apontou as diferenças estatisticamente significantes entre o grupo CFZ e os demais (Tabela 5). Os espécimes com cimento à base de ionômero de vidro apresentaram diversas porosidades na camada de cimento, e os espécimes com cimento à base de fosfato de zinco se destacaram pela espessura da camada de cimento (Figura 20).

Tabela 4 – Tabela ANOVA 1 fator para os dados de espessura da linha de cimentação oclusal dos grupos testados ($\alpha = 5\%$)

Efeito	gl	SQ	QM	F	P valor
Tratamentos e cimentos	5	314800	62960	38,64	<0.0001
Resíduo	30	48880	1629		
Total	35	363700			

gl: graus de liberdade; SQ: soma dos quadrados; QM: quadrado médio; F: teste F.

Tabela 5 – Valores médios de espessura de cimentação oclusal e agrupamento de Tukey ($\alpha = 5\%$) para os grupos testados

Espessura de cimentação oclusal (μm)	
PC	205 ^A
POG	271 ^A
POA	250 ^A
PCJ	201 ^A
CFZ	472 ^B
CIV	226 ^A

Letras maiúsculas iguais significam ausência de diferença estatística.

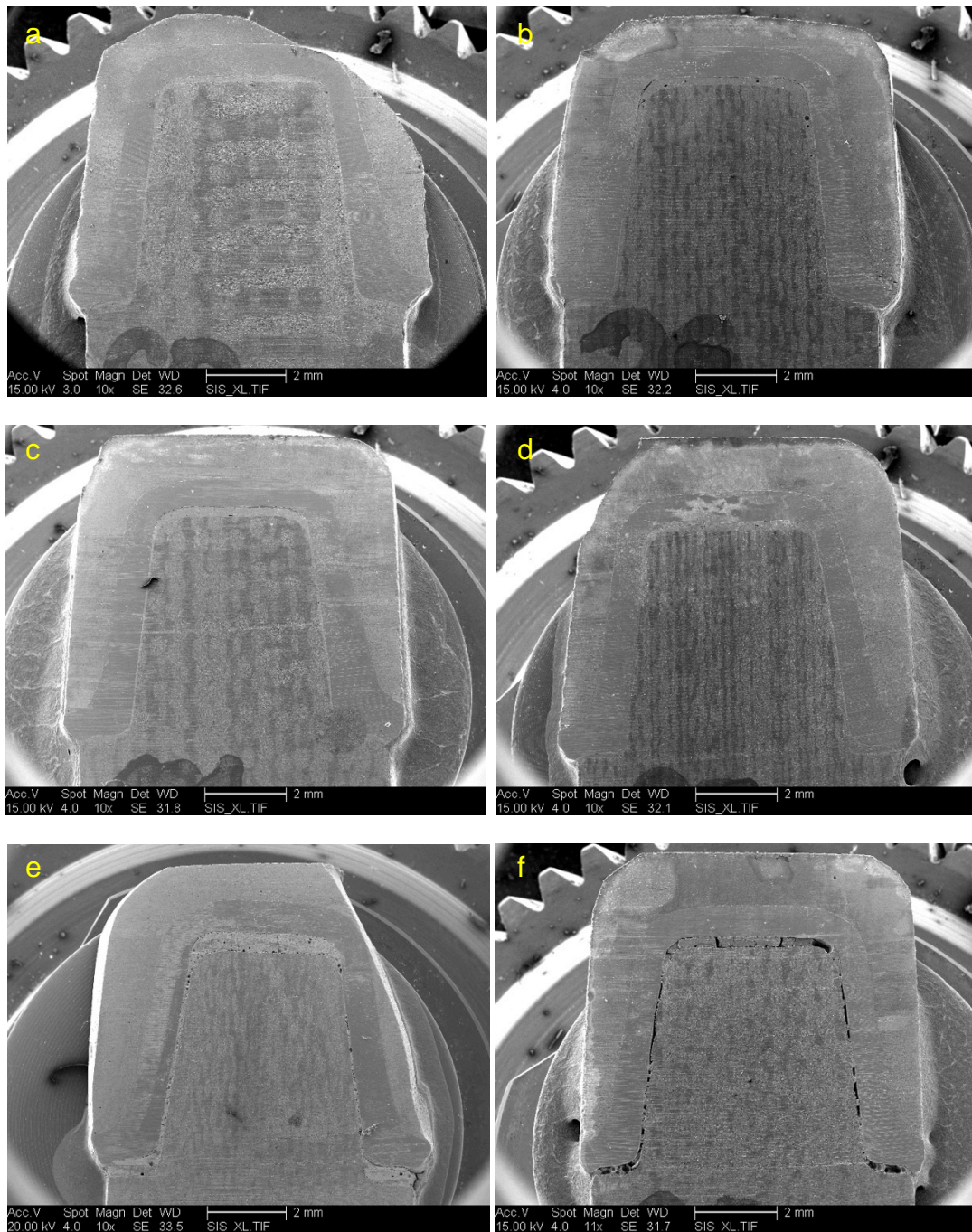


Figura 20 – Fotomicrografias das coroas cortadas em fatias, após a fadiga, para observação das espessuras dos cimentos dos grupos PC (a), POG (b), POA (c), PCJ (d), CFZ (e) e CIV (f). Em alguns casos não é possível observar a fratura da porcelana, pois o corte da fatia não coincidiu com o lascamento causado pela fadiga.

6 DISCUSSÃO

Poucos estudos na literatura avaliam a influência do tipo de espécime na distribuição de tensões e nos resultados de resistência dos materiais (Aboushelib et al., 2007b). Apesar disso, sabe-se que o desenho das restaurações protéticas possui certa influência na resistência do conjunto (Marchack et al., 2008; Bonfante et al., 2010; Lorenzoni et al., 2010; Rafferty et al., 2010).

Apesar das vantagens conhecidas dos sistemas bilaminados compostos de Y-TZP e porcelana, estes sistemas ainda apresentam falhas. Estas falhas podem ser associadas a diversos fatores, como: baixa tenacidade à fratura (Quinn JB et al., 2010), espessura insuficiente da porcelana (Swain, 2009), incompatibilidade ou diferenças de expansão térmica entre materiais (Taskonak et al., 2005), taxa de resfriamento inadequada (Guazzato et al., 2010), técnicas de processamento (Larsson et al., 2006), transformação de fase (Tholey et al., 2009), baixa difusividade térmica da Y-TZP (Swain, 2009), e apoio insuficiente do porcelana pela infraestrutura (Kokubo et al., 2011; Silva et al., 2011). A primeira etapa deste estudo foi direcionado para a avaliação da espessura, forma e apoio das cerâmicas que compõem este conjunto.

A distribuição das tensões nos modelos estudados apresentou padrões similares. A área singularidade apresentou maiores concentrações de valores de tração, o que sugere que a fratura se iniciaria nesta região. Somente nesta região foram observadas curvas de distribuição ligeiramente suaves. Quando a infraestrutura e a porcelana foram isoladas, também foi observada uma concentração de tensões na região interna da infraestrutura, a qual pode ser associada ao baixo módulo de elasticidade do substrato (Scherrer, de Rijk, 1993) (camada de

cimento e preparo de G10) e à flexão da infraestrutura. No entanto, estes valores foram significativamente menores (variando entre 88,1 e 103,4 MPa) em comparação com os valores da porcelana (variando entre 1143,2 e 1771,5 MPa). Com isso, e devido ao fato de que a Y-TZP é o material mais resistente neste conjunto, o presente estudo não focou nesta área durante a avaliação. O restante do modelo apresentou tensões de tração mínimas e regulares.

Numericamente, os resultados deste trabalho apresentaram valores mais elevados de TMP nos modelos simplificados, tanto *flat*, quanto anatômico. Isto pode ser explicado pela menor quantidade de porcelana nestes modelos. A porcelana, devido às suas propriedades mecânicas inferiores, é responsável pela maior parte da dissipação de tensões. Entre os modelos mais complexos, um aumento da espessura da porcelana diminuiu a concentração de tensões no material, o que pode ocorrer devido ao maior volume disponível para a dissipar as tensões. Apesar disso, o que também foi observado em outro estudo (Rekow et al., 2006), não há consenso na literatura, uma vez que alguns estudos têm relatado um efeito oposto (Bonfante et al., 2010; Lorenzoni et al., 2010), e outros não encontraram efeito significativo da espessura da porcelana na resistência à fratura de restaurações (Webber et al., 2003).

Entre os modelos FC (*flat* com contato) e FCM (*flat* com contato e IE modificada), os valores foram semelhantes, e isto pode estar associado com o fato de que os desenhos em questão tinham pouca diferença nos seus volumes de Y-TZP na região de aplicação da carga. Sugere-se que a simulação de coroas com dimensões maiores, que alterem significativamente a relação entre a zircônia e porcelana, possa resultar em diferenças mais significativas nos valores de tensão, tal como observado por Kokubo et al. (2011).

Neste estudo, foram também comparados o modelo simplificado (F - *flat*) com os desenhos com potencial clínico (AC -

anatômico com contato, e ACM - anatômico com contato e IE modificada). Entre estes modelos, a distribuição de tensões foi semelhante no interior da geometria de cada modelo, mas a diferença entre tensão máxima principal (TMP) sugere que, caso os modelos AC ou ACM sejam substituídos por F, pode haver uma sobre-estimativa dos dados de resistência do material. No entanto, considerando-se a dificuldade de padronização na confecção de amostras do tipo AC ou ACM para testes laboratoriais, a escolha de modelos simplificados pode ser justificada como um meio de reduzir os vieses nestes estudos. Neste caso é necessário considerar tais diferenças nos resultados e na sua avaliação.

Este estudo não considerou a tensão residual que pode resultar do processo de fabricação da coroa e partiu do princípio de que todos os materiais apresentavam uniões perfeitas e total ausência de defeitos internos. Portanto, os "valores" aqui observados não devem ser comparados diretamente com outros resultados laboratoriais não-computacionais, mas podem ser comparados entre si. A aplicação da carga foi padronizada para permitir a comparação entre os modelos e também pode diferenciar do que é encontrado em testes laboratoriais. Além disso, o carregamento pontual difere das facetas de contato que podem ser encontradas clinicamente (De Jager et al., 2005) e que melhor distribuem o as cargas mastigatórias.

Um fator que pode distanciar os achados de estudos clínicos e laboratoriais é o fato dos procedimentos clínicos não estarem sujeitos à condições padronizadas, com variações de contração térmica, geometria, tratamentos de superfície, condições ambientais e orientação de carga. No entanto, os resultados deste primeiro estudo sugerem a falha coesiva da porcelana como a principal razão para o fracasso destas coroas.

De fato, o modo de falha predominante das amostras *flat* durante o ensaio de carga *stepwise stress* foi o lascamento da porcelana, ou seja, a falha coesiva sem exposição da infraestrutura de Y-TZP. Os

resultados da análise de sobrevivência de Kaplan-Meier mostraram diferenças estatisticamente significativas entre os grupos experimentais. As coroas cimentadas com cimento resinoso adesivo falharam em cargas mais elevadas do que as coroas cimentadas com os cimentos que normalmente exibem pouca adesão à dentina e à cerâmica.

O cimento de fosfato de zinco tem sido usado por mais de um século na Odontologia (Attia et al., 2006). Apesar de sua baixa resistência mecânica, ausência de ligação química e solubilidade parcial aos fluidos orais, este cimento tem sido utilizado por vários outros autores (Mormann et al., 1998; Malament, Socransky, 2001; Gu, Kern, 2003; Attia et al., 2006; Al-Makramani et al., 2008; Tinschert et al., 2008). Tanto o cimento resinoso quanto o cimento de ionômero de vidro apresentam propriedades mecânicas melhores do que o fosfato de zinco. A resistência superior dos cimentos resinosos pode contribuir para uma melhor resistência de união entre *copings* usinados de zircônia e liga de Ni-Cr (Al-Makramani et al., 2008) e melhor retenção de coroas de zircônia à dentina (Peutzfeldt et al., 2011). Notavelmente, a resistência de união do cimento resinoso à dentina é maior do que a dos cimentos de fosfato de zinco ou de ionômero de vidro à dentina (Al-Makramani et al., 2008).

Embora a resistência de união entre o cimento resinoso adesivo e a resina epóxica (G10) utilizados no presente experimento verificou-se ser semelhante à do cimento resinoso adesivo unido à dentina molhada (Kelly JR et al., 2010), as resistências adesivas dos cimentos de fosfato de zinco e de ionômero de vidro à resina epóxica não foram mensuradas. Sabe-se que a resistência à fratura (teste monotônico) de coroas monolíticas de cerâmica feldspática pode ser influenciada pelo seu mecanismo de adesão ao cimento resinoso (May et al., 2012). Uma coroa feldspática aderida ao cimento resiste ao dobro de carga em comparação com a mesma coroa não aderida (May et al., 2012). Aparentemente, o presente trabalho é o primeiro relato na literatura sobre a influência de agentes de cimentação na resistência à fadiga de coroas

Y-TZP revestidas por porcelana. Por conseguinte, não se sabe se os resultados atuais podem ser extrapolados para a adesão de Y-TZP à dentina com cimentos de fosfato de zinco ou de ionômero de vidro. Novos estudos devem ser abordadas a fim de explorar melhor este tema.

Resultados semelhantes aos do presente estudo foram relatados por um estudo sobre resistência à fratura de *copings* de zircônia. Quando *copings* de zircônia foram cimentados a uma liga de Ni-Cr, uma menor resistência à fratura foi encontrada para aqueles cimentados com cimentos de fosfato de zinco ou de ionômero de vidro, e valores de resistência à fratura muito mais elevados foram encontrados para *copings* cimentados com cimento resinoso adesivo (Al-Makramani et al., 2008).

Neste estudo, a análise de Kaplan-Meier mostrou que coroas Y-TZP cimentadas com cimento resinoso adesivo cuja superfície interna tinha sido "tratado" (por exemplo, *overglaze* ou jateamento) apresentaram falhas na porcelana com cargas de fadiga que não foram significativamente diferentes ($p>0,05$) daquelas exibidas por coroas "não tratadas" que foram cimentadas com cimentos que normalmente não formam ligações fortes à dentina. O jateamento das superfícies internas das infraestruturas de Y-TZP é controverso (Cavalcanti et al., 2009; Guess PC et al., 2011). Superfícies muito diferentes podem ser produzidas variando-se o tipo e o tamanho das partículas, pressões, a área de alcance do jato, o ângulo de projeção e utilizando-se materiais alvo com microestruturas variáveis (Amaral et al., 2014).

Após a fadiga, os espécimes de Y-TZP que foram jateados com óxido de alumínio utilizando-se parâmetros semelhantes aos do presente estudo apresentaram redução na sua resistência (Zhang et al., 2004; Stawarczyk et al., 2012). O mesmo efeito deletério foi observado para zircônia silicatizada (Chevalier et al., 1999; Zhang et al., 2004; Ban, 2008). Os estudos acerca da aplicação de vidro (*overglaze*) sugerem que este tratamento é vantajoso para o sistema cerâmico como

um todo (Aboushelib et al., 2007a, 2008, 2010; Cattell et al., 2009; Kitayama et al., 2009; Ntala et al., 2010; Aboushelib, 2011; Vanderlei et al., 2014). No entanto, no presente estudo, a resistência à fadiga de coroas de Y-TZP tratadas (POA: jateamento com partículas de Al_2O_3 125 μm ; PCJ: jateamento com SiO_2 30 μm ; e POG: aplicação de *overglaze*) não foi significativamente diferente das coroas não tratadas (PC).

Para avaliar o comportamento mecânico de materiais odontológicos, diversas metodologias podem ser utilizadas.

Os testes monotônicos são mais rápidos e convenientes e podem ser utilizados para classificar uniões excepcionalmente altas ou baixas, mas parecem ter pouco valor na previsão de sobrevida a longo prazo (Padipatvuthikul, Mair, 2008). O carregamento do sistema nos testes monotônicos não corresponde ao tipo de forças encontradas no ambiente bucal (Padipatvuthikul, Mair, 2008), onde as coroas cerâmicas tendem a falhar a partir de defeitos intrínsecos do material e tensões localizadas na superfície de cimentação (Kelly JR, 1999)

Assim, o crescimento das trincas ocorre de maneira também diferente (Pittayachwan et al., 2007; Padipatvuthikul, Mair, 2008), por sobrecarga pontual e não por dano acumulado, resultando em dados superestimados de resistência do material. De acordo com Kelly JR (1999), os resultados destes testes são clinicamente inválidos por se tratarem de um estado incorreto de tensões, onde as falhas se originam na superfície do material e transcorrem de forma diferente do que é observado clinicamente. Além disso, neste caso a falha ocorre sob cargas muito elevadas para uma devida aplicação clínica.

A fadiga é um processo que ocorre em três fases distintas: enucleação, propagação e coalescência de trincas (Baran et al., 2001; Padipatvuthikul, Mair, 2008). A fase de enucleação geralmente se dá em áreas de concentração de tensões, como irregularidades na superfície ou falhas no volume do material (Baran et al., 2001), e é

resultado de repetidas sobrecargas mecânicas sobre essa região (Padipatvuthikul, Mair, 2008). Na fase de propagação, que ocorre em velocidade inferior às demais, as trincas tendem a se propagar em direção perpendicular ao eixo de tração e com velocidade proporcional à tensão recebida (Baran et al., 2001). Na coalescência a propagação das trincas é novamente acelerada até que ocorra a fratura do material (Baran et al., 2001). Sendo assim, a resistência à fadiga de um sistema totalmente cerâmico está relacionada às falhas inerentes a este material e resultantes do processo de confecção do mesmo (Guess P et al., 2013). Neste processo, a presença de água durante os testes laboratoriais é de fundamental importância na aproximação das condições àquelas encontradas clinicamente (Kelly JR, 1999; Padipatvuthikul, Mair, 2008), pois suas moléculas não podem ser comprimidas e acabam por aumentar as tensões na ponta da trinca (Padipatvuthikul, Mair, 2008).

O protocolo de fadiga mecânica utilizado no presente estudo foi baseado nos protocolos utilizados por Fennis et al. (2004) e Magne et al. (2010), e definido a partir de observações dos estudos piloto. Nesta fase, verificou-se que a falha das coroas nas condições deste estudo ocorria sempre acima do degrau de 600 N.

A remoção dos degraus de carga de 400 e 600 N foi também apoiada pelo fato de que, desta forma, seria possível realizar a fadiga mecânica de um espécime por dia. Também durante a execução dos estudos pilotos, observou-se que não seria possível iniciar a ciclagem de um espécime em um dia e finalizá-la no dia seguinte, uma vez que o crescimento lento de trincas seria um fator que não poderia ser controlado nestas condições. Além disso, devido às altas cargas aplicadas neste estudo, o tempo necessário para o enchimento do pistão de ar era grande e a frequência de aplicação de carga durante o teste de fadiga precisou ser reduzida, aumentando, conseqüentemente, o tempo de ciclagem de cada espécime.

O degrau de 200 N foi mantido pela sua importância em um teste com altas cargas. Neste caso, ele funciona como uma fase de pré-condicionamento do teste, garantindo um bom posicionamento do aplicador sobre a amostra (Fennis et al., 2004) no decorrer do teste.

Também foram testados outros materiais para a confecção do aplicador de carga, mas constatou-se o que já havia sido observado por Kelly JR (1999): alguns materiais, em especial a resina de G10, se deformaram no decorrer do teste e provavelmente alterariam a sistemática do carregamento das coroas.

No presente estudo, a análise tradicional de Weibull mostrou valores de módulo de Weibull (m) entre 5,8 e 13,1. Estes valores são usados para avaliar a distribuição da resistência do material: quanto maior o módulo, mais consistente o material é, ou seja, melhor é a distribuição dos defeitos dentro deste material e maior é a confiabilidade da estrutura (Mitov et al., 2011). Neste caso, os menores valores foram encontrados para os espécimes cimentados adesivamente, sugerindo uma melhor homogeneidade de falhas nos espécimes cimentados não adesivamente, o que pode parecer contraditório. Mitov et al. (2011) também observaram valores mais altos de m para espécimes menos resistentes e o oposto. Stawarczyk et al. (2012) também obtiveram aumento do m para espécimes bilaminados de Y-TZP e VM9 após jateamento com partículas de óxido de alumínio (controle = 5,8; jateada = 8,9), assim como redução do σ_0 (controle = 1127; jateada = 920). De acordo com Mitov et al., (2011), este tipo de distribuição pode caracterizar uma amostra na qual alguns espécimes foram enfraquecidos por macro defeitos, mas cujos defeitos não estão uniformemente distribuídos dentro da amostra.

Já os valores de resistência característica de Weibull (σ_0) representam a probabilidade de falha de 63,21% dos espécimes e correspondem a uma medição objetiva da resistência intrínseca do material (Mitov et al., 2011), o que, no presente estudo, seguiu a mesma

distribuição dos valores de degrau de carga para falha observados durante a estatística de Kaplan Meier.

Uma nova abordagem foi introduzida por Fennis et al. (2004), onde uma carga *stepwise* foi aplicada e a resistência à sobrevivência foi analisada utilizando-se testes de *log-rank*. A fim de compreender o mecanismo de falha, os resultados foram avaliados com a análise tradicional de Weibull utilizando-se os critérios de falha "carga para fratura" e "número de ciclos para fratura". Houve uma clara diferença entre os resultados: para a "carga para fratura", o coeficiente de correlação de Weibull variou entre 0,85 e 0,28, enquanto o coeficiente de correlação para o "número de ciclos até a fratura" variou entre 0,97 e 0,72. O alto coeficiente de correlação do "número de ciclos para fratura" mostrou que o mecanismo de falha é muito provavelmente relacionado ao crescimento subcrítico de trincas (*slow crack growth*), ao invés da probabilidade de sobrecarga, o que é esperado para uma alta correlação da "carga para fratura". A análise Weibull para o "número de ciclos para fratura" apresentou valores de $m > 1$, o que significa que a maioria das falhas ocorreu tardiamente (Pittayachawan et al., 2007).

Curiosamente, o valor m dos grupos investigados foi semelhante ($m = 1,9 - 2,5$), mostrando que a física da fratura foi semelhante para todos os grupos. Isto significa que o modo de falha observado, ou seja, o lascamento da porcelana de cobertura, apresentou a mesma origem para os espécimes investigados. Recentemente, Carvalho et al. (2014) investigaram a resistência à fadiga de cerâmicas vítreas feldspática e à base de dissilicato de lítio e coroas de resina nanocerâmica em uma configuração similar. A resistência à fratura média da cerâmica feldspática (Vitablocs Mark II) foi de 1171 N, o que é semelhante à resistência à fratura média observada no presente estudo. Isto implica no fato de que a resistência da porcelana de cobertura, ou a resistência de união entre a porcelana e a Y-TZP, está determinando a resistência à fadiga geral. Um olhar mais atento à análise do modo de

falha mostrou que a maioria dos espécimes apresentavam fratura coesiva da porcelana (lascamento), sem exposição da Y-TZP, o que corrobora com estudos clínicos (Bornemann et al., 2003; Pospiech et al., 2003; Vult von Steyern et al., 2005; Raigodski et al., 2006; Sailer et al., 2006; Crisp et al., 2008, 2012; Edelhoff et al., 2008; Molin, Karlsson, 2008; Tinschert et al., 2008; Örtorp et al., 2009; Schmitter et al., 2009; Al-Amleh et al., 2010; Christensen, Ploeger, 2010; Guess PC et al., 2011; Zarone et al., 2011; Burke et al., 2013) e laboratoriais (Belli et al., 2013; Guess P et al., 2013; Zhang et al., 2013; Carvalho et al., 2014).

Embora este experimento tenha sido planejado para testar o efeito dos tratamentos de superfície antes da cimentação na resistência à fadiga de coroas de Y-TZP revestidas por porcelana, houveram poucas falhas da infraestrutura de Y-TZP (6 coroas, ou 6,67%). Este teste de fadiga produziu aproximadamente o mesmo percentual de falhas estruturais observado em ensaios clínicos de coroas de Y-TZP e porcelana. Por exemplo, três estudos clínicos, os de Schmitter et al. (2009), Beuer et al. (2009) e Çehreli et al. (2009) relataram 3, 5 e 7% de fratura de infraestrutura, respectivamente. O modo de fratura similar ao encontrado clinicamente é melhor simulado utilizando-se um substrato com propriedades elásticas próximas as da dentina e evitando-se altas tensões na superfície pelo uso de um aplicador de grande diâmetro (Kelly JR et al., 2010) diferente daquele utilizado em alguns estudos recentes (Bonfante et al., 2010; Guess P et al., 2013).

A espessura da camada de cimento também foi avaliada. Os cimentos à base de ionômero de vidro e de fosfato de zinco utilizados no presente estudo apresentam, de acordo com os respectivos fabricantes, valores de consistência similares e próximos a 30 mm, descartando a viscosidade do cimento como uma justificativa para esta diferença. No entanto, a técnica de manipulação dos dois cimentos utilizados foi diferente: o cimento de ionômero de vidro foi misturado por um agitador automático, e o cimento à base de fosfato de zinco foi

manipulado manualmente. De acordo com Rosentiel et al. (1998), a técnica de manipulação dos cimentos resulta em variações potencialmente significativas no comportamento clínico das restaurações, o que, no caso de coroas metálicas, poderia ter maior importância neste comportamento do que o tipo de material a ser cimentado.

Entretanto, quando Kern et al. (1993) compararam clinicamente estes dois tipos de cimento manipulados mecanicamente, observaram um aumento do desajuste marginal após a cimentação para o cimento de fosfato de zinco. Segundo os autores, o cimento de ionômero de vidro apresentou resultado clinicamente aceitável, ao contrário do fosfato de zinco. De acordo com os autores, a diferença no desajuste cervical gerado pelo fosfato de zinco pode ser parcialmente justificado por diferenças na adaptação das coroas, fator este que não foi avaliado pelo estudo em questão.

No presente estudo, apenas o grupo CFZ foi significativamente mais espesso do que os outros grupos, o que também pode ter forte relação com a composição deste cimento. De acordo com Jorgensen (1960), as partículas do pó de fosfato de zinco são apenas parcialmente dissolvidas pelo ácido contido no líquido, o que resulta na formação de partículas aglomeradas de até 100 μm . Estes agregados podem impedir o espalhamento de cimento no espaço entre a coroa e preparação, danificando, assim, a adaptação. Apesar das diferenças encontradas entre a espessura dos cimentos que normalmente não formam ligações fortes à dentina, o comportamento dos espécimes cimentados com ambos os cimentos foi semelhante no teste de resistência à fadiga, reforçando que o módulo de elasticidade do cimento pode ter mais influência sobre a formação de tensões na cerâmica e na sua interface com o cimento do que a espessura da camada de cimento propriamente dita (Morris, Kelly, 1995). De acordo com Shahrbaef et al. (2013), um aumento do módulo elástico do cimento leva ao aumento de tensões na camada de cimento para coroas com preparos planos. Neste

caso, o cimento resinoso (módulo de elasticidade de 3 GPa) (Yi, Kelly, 2008) distribui melhor as tensões dentro desta camada do que os cimentos de ionômero de vidro entre 6,3 GPa (Tam et al., 1989) e 16,9 GPa (Li, White, 1999) ou o cimento de fosfato de zinco entre 13,7 GPa (Craig et al., 1976) e 22,4 GPa (Holmes et al., 1996). Para coroas com superfícies internas não tratadas, o baixo módulo do cimento resinoso pode explicar a resistência à fadiga superior exibida por coroas cimentadas com este cimento sobre coroas cimentadas com cimentos de fosfato de zinco ou de ionômero de vidro.

Alguns trabalhos sobre adaptação de coroas protéticas avaliam a discrepância cervical destas coroas em relação ao preparo. Entretanto, tais medições foram dificultadas no presente trabalho em consequência do escoamento do excesso de cimento resinoso e do formato do término das infraestruturas de Y-TZP. Nessas condições, a medição da altura de discrepância com garantia de reprodutibilidade dos resultados seria prejudicada. Este motivo, juntamente com o fato de se tratar de uma avaliação da influência de tratamentos da superfície cimentante, apoiaram a escolha de medição da desadaptação no centro da região oclusal.

Além da adesão desconhecida entre o material análogo à dentina e os cimentos de fosfato de zinco ou de ionômero de vidro, este estudo apresentou outras limitações, como o pouco período em água e o ângulo de convergência de 12° dos preparos. O tempo de armazenamento relativamente curto em água (entre 1 e 7 dias) pode ser insuficiente para produzir danos na força de ligação que têm sido relatada entre Y-TZP e cimento resinoso adesivo contendo MDP. Em situações clínicas, a absorção de água pode ser mais lenta devido às diferentes configurações, mas a água irá eventualmente reduzir a resistência de união (Reis et al., 2012), e mais provavelmente a resistência de sobrevivência da coroa. Preparos com ângulos de convergência mais baixos podem estar associados com a ocorrência de tensões do tipo

Hoop (em forma de anel) no volume da restauração e reduzida resistência da coroa quando esta é carregada (Corazza et al., 2012). Outras análises de elementos finitos são necessárias para melhor localizar estas concentrações de tensões e quais são os seus efeitos no tempo de vida das coroas.

7 CONCLUSÃO

Dentro das limitações deste estudo, foi possível concluir que:

- a) o desenho anatômico modificado dos *copings* de zircônia reduziu a concentração de tensões na interface com a porcelana de cobertura; o desenho simplificado (*flat*) apresentou distribuição de tensões similares àquelas dos preparos anatômicos com contato, com a carga aplicada no centro do modelo;
- b) coroas unidas com cimentos resinosos apresentam fraturas da porcelana com cargas maiores do que aquelas unidas com cimentos que não apresentam boa adesão à dentina e à cerâmica, mas os tratamentos de superfície, como *overglazing*, jateamento ou silicatização não afetaram a carga para fratura.

8 REFERÊNCIAS*

Aboushelib MN, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Seletive infiltration-etching technique for a Strong and durable bond of resin cements to zirconia-based materials. *J Prosthet Dent*. 2007a;98(5):379-88.

Aboushelib MN, de Jager N, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Effect of loading method on the fracture mechanics of two layered all-ceramic restorative systems. *Dent Mater*. 2007b;23(8):952-9.

Aboushelib MN, Matinlinna JP, Salameh Z, Ounsi H. Innovations in bonding to zirconia-based materials: Part I. *Dent Mater*. 2008;24(9):1268-72.

Aboushelib MN, Mirmohamadi H, Matinlinna JP, Kukk E, Ounsi HF, Salameh Z. Innovations in bonding to zirconia-based materials. Part II: Focusing on chemical interactions. *Dent Mater*. 2009;25(8):989-93.

Aboushelib MN, Feilzer AJ, Kleverlaan CJ. Bonding to zirconia using a new surface treatment. *J Prosthodont*. 2010;19(5):340-6.

Aboushelib MN. Evaluation of zirconia/resin bond strength and interface quality using a new technique. *J Adhes Dent*. 2011;24(1):31-6.

Åkesson J, Sundh A, Sjögren G. Fracture resistance of all-ceramic crowns planced on preparation with a slice-formed finishing line. *J Oral Rehabil*. 2009;36:516-23.

Al-Amleh B, Lyons K, Swain M. Clinical trials in zirconia: a systematic review. *J Oral Rehabil*. 2010;37:641-52.

Al-Makramani BM, Razak AA, Abu-Hassan MI. Effect of luting cements on the compressive strength of Turkom-Cera all-ceramic copings. *J Contemp Dent Pract*. 2008;9:33-40.

Amaral R, Ozcan M, Valandro LF, Balducci I, Bottino MA. Effect of conditioning methods on the microtensile bond strength of phosphate

* Baseado em: International Committee of Medical Journal Editors Uniform Requirements for Manuscripts Submitted to Biomedical journals: Sample References [Internet]. Bethesda: US NLM; c2003 [atualizado 20 ago 2013; acesso 25 out 2014]. U.S. National Library of Medicine; [about 6 p.]. Disponível em: http://www.nlm.nih.gov/bsd/uniform_requirements.html

monomer-based cement on zirconia ceramic in dry and aged conditions. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2008;85(1):1-9.

Amaral R, Rippe MP, Oliveira BG, Cesar PF, Bottino MA, Valandro LF. Evaluation of tensile retention of YTZP crowns after long-term aging: effect of the abutment substrate and Y-TZP surface conditioning. *Oper Dent.* 2014;39(6):619-26.

Anami LC, Lima JMC, Corazza PH, Yamamoto ETC, Bottino MA, Borges ALS. Finite element analysis of the influence of geometry and design of zirconia crowns on stress distribution. *J Prosthodont.* 2015;24:146-51.

Attia A, Abdelaziz KM, Freitag S, Kern M. Fracture load of composite resin and feldspathic all-ceramic CAD/CAM crowns. *J Prosthet Dent.* 2006;95:117-23.

Ban S. Reliability and properties of core materials for all-ceramic dental restorations. *Jap Dent Sci Rev.* 2008;44:3-21.

Baran G, Boberick K, McCool J. Fatigue of restorative materials. *Crit Rev Oral Biol Med.* 2001;12:350-60.

Belli R, Petschelt A, Lohbauer U. Thermal-induced residual stresses affect the fractographic patterns of zirconia-veneer dental prostheses *J Mech Behav Biomed Mater.* 2013;21:167-77.

Beuer F, Edelhoff D, Gernet W, Sorensen J. Three-year clinical prospective evaluation of zirconia-based posterior fixed dental prostheses (FDPs). *Clin Oral Investig.* 2009;13:445-51.

Bonfante EA, Rafferty B, Zavanelli RA, Silva NR, Rekow ED, Thompson VP, et al. Thermal/mechanical simulation and laboratory fatigue testing of an alternative yttria tetragonal zirconia polycrystal core-veneer all-ceramic layered crown design. *Eur J Oral Sci.* 2010;118(2):202-9.

Borba M, de Araújo MD, de Lima E, Yoshimura HN, Cesar PC, Griggs JA et al. Flexural strength and failure modes of layered ceramic structures. *Dent Mater.* 2011;27:1259-66.

Bornemann G, Rinke S, Huels A. Prospective clinical trial with conventionally luted zirconia-based fixed partial dentures - 18-month results. *J Dent Res.* 2003;82:117 Sp issue B.

Bottino MA, Valandro LF, Scotti R, Buso L. Effect of surface treatments on the resin bond to zirconium-based ceramic. *Int J Prosthodont.* 2005;18:60-5.

Bottino MA, Salazar-Marochó SM, Leite FP, Vásquez VC, Valandro LF. Flexural strength of glass-infiltrated zirconia/alumina-based ceramics and feldspathic veneering porcelains. *J Prosthodont*. 2009;18(5):417-20.

Burke FTJ. The effect of variations in bonding procedure on fracture resistance of dentin-bonded all-ceramic crowns. *Quintessence Int*. 1995;20:293-300.

Burke FJT, Crisp RJ, Cowan AJ, Lamb J, Thompson O, Tulloch N. Five-year clinical evaluation of zirconia-based bridges in patients in UK general dental practices. *J Dent*. 2013;14:992-9.

Carvalho AO, Bruzi G, Giannini M, Magne P. Fatigue resistance of CAD/CAM complete crowns with a simplified cementation process. *J Prosthet Dent*. 2014;111:310-7.

Cattani-Lorente M, Scherrer SS, Richard J, Demellayer R, Amez-Droz M, Wiskot HWA. Surface roughness and EDS characterization of a Y-TZP dental ceramic treated with the CoJet™ Sand. *Dent Mater*. 2010;26:1035-42.

Cattel MJ, Chadwick TC, Knowles JC, Clarke RL. The development and testing of glaze materials for application to the fit surface of dental ceramic restorations. *Dent Mater*. 2009;25(4):431-41.

Cavalcanti AN, Foxton RM, Watson TF, Oliveira MT, Giannini M, Marchi GM. Y-TZP ceramics: Key concepts for clinical application. *Oper Dent*. 2009;34(3):344-51.

Çehreli M, Kökat A, Akça K. CAD/CAM Zirconia vs. slip-cast glass-infiltrated Alumina/Zirconia all-ceramic crowns: 2-year results of a randomized controlled clinical trial. *J Appl Oral Sci*. 2009;17:49-55.

Chevalier J, Olagnon C, Fantozzi G. Subcritical crack propagation in 3Y-TZP ceramics: static and cyclic fatigue. *J Am Cer Soc*. 1999;82:3128-9.

Chintapalli RK, Rodriguez AM, Marro FG, Anglada M. Effect of sandblasting and residual stress on strength of zirconia for restorative dentistry applications. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2014;24:126-37.

Chong KH, Chai J, Takahashi Y, Wozniak W. Flexural strength of In-Ceram alumina and In-Ceram zirconia core materials. *Int J Prosthodont*. 2002;15(2):183-8.

Christensen RP, Ploeger BJ. A clinical comparison of zirconia, metal and alumina fixed-prosthesis frameworks veneered with layered or pressed ceramic. A three-year report. *J Am Dent Assoc.* 2010;141:1317-29.

Corazza PH, Feitosa SA, Borges ALS, Della Bona A. Influence of convergence angle of tooth preparation on the fracture resistance of Y-TZP-based all-ceramic restorations. *Dent Mater.* 2012;29:339-47.

Craig RG, Farah JW, Powers JM. Modulus of elasticity and strength properties of dental cements. *J Am Dent Assoc.* 1976;92:588-91.

Crisp RJ, Cowan AJ, Lamb J, Thompson O, Tulloch N, Burke FJ. A clinical evaluation of all-ceramic bridges placed in UK general dental practices: first-year results. *Br Dent J.* 2008;205:477-82.

Crisp RJ, Cowan AJ, Lamb J, Thompson O, Tulloch N, Burke FTJ. Clinical evaluation of all-ceramic bridges placed in patients attending UK general dental practices: Three-year results. *Dent Mater.* 2012;28:229-36.

Cristoforides P, Amaral R, May LG, Bottino MA, Valandro LF. Composite resin to yttria stabilized tetragonal zirconia polycrystal bonding: comparison of repair methods. *Oper Dent.* 2012;37(3):263-71.

Curtis AR, Wright AJ, Fleming GJ. The influence of surface modification techniques on the performance of a Y-TZP dental ceramic. *J Dent.* 2006;34(3):195-206.

De Jager N, Pallav P, Feilzer AJ. The influence of design parameters on the FEA-determined stress distribution in CAD–CAM produced all-ceramic dental crowns. *Dent Mater.* 2005;21:242-51.

Della Bona A, Kelly JR. The clinical success of all-ceramic restorations. *J Am Dent Assoc.* 2008;139 Suppl:8S-13S.

Della Bona A. Bonding to ceramics: scientific evidences for clinical dentistry. São Paulo: Artes Médicas; 2009.

Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater.* 2008;24:299-307.

Derand T, Molin M, Kleven E, Haag P, Karlsson S. Bond strength of luting materials to ceramic crowns after different surface treatments. *Eur J Prosthodont Restor Dent.* 2008;16:35-8.

Edelhoff D, Florian B, Florian W, Johnen C. HIP zirconia fixed partial dentures - clinical results after 3 years of clinical service. *Quintessence Int.*

2008;39:459-71.

Eschbach S, Wolfart S, Bohlsen F, Kern M. Clinical evaluation of all-ceramic posterior three-unit FDPs made of In-Ceram Zirconia. *Int J Prosthodont.* 2009;22:490-2.

Evans DB, O'Brien WJ. Fracture strength of glass infiltrated-magnesia core porcelain. *Int J Prosthodont.* 1999;12:38-44.

Fahmy NZ. Influence of veneering materials on the marginal fit and fracture resistance of an alumina core system. *J Prosthodont.* 2011;20:45-51.

Fennis WM, Kuijs RH, Kreulen CM, Verdonshot N, Creugers NH. Fatigue resistance of teeth restored with cuspal-coverage composite restorations. *Int J Prosthodont.* 2004;17:313-7.

Ferro KJ, Myers ML, Graser GN. Fracture strength of full-contoured ceramic crowns and porcelain-veneered crowns of ceramic copings. *J Prosthet Dent.* 1994;71:462-7.

Fischer H, Marx R. Fracture toughness of dental ceramics: comparison of bending and indentation method. *Dent Mater.* 2002;18:12-9.

Frechette VD. Failure analysis of brittle materials, advances in ceramics. Westerville: American Ceramic Society; 1990. (Série Advances in Ceramics; v.28)

Geminiani A, Lee H, Feng C, Ercoli C. The influence of incisal veneering porcelain thickness of two metal ceramic crown systems on failure resistance after cyclic loading. *J Prosthet Dent.* 2010;103:275-82.

Gu XH, Kern M. Marginal discrepancies and leakage of all-ceramic crowns: influence of luting agents and aging conditions. *Int J Prosthodont.* 2003;16:109-16.

Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics. *Dent Mater.* 2004;20(5):449-56.

Guazzato M, Quach L, Albakry M, Swain MV. Influence of surface and heat treatment on the flexural strength of Y-TZP dental ceramic. *J Dent.* 2005;33:9-18.

Guazzato M, Walton TR, Franklin W, Davis G, Bohl C, Klineberg I. Influence of thickness and cooling rate on development of spontaneous cracks in porcelain/zirconia structures. *Aust Dent J*. 2010;55:306-10.

Guess PC, Schultheis S, Bonfante EA, Coelho PG, Ferencz JL, Silva NRFA. All-ceramic systems: Laboratory and clinical performance. *Dent Clin North Am*. 2011;55:333-52.

Guess P, Bonfante EA, Silva NRFA, Coelho PG, Thompson VP. Effect of core design and veneering technique on damage and reliability of Y-TZP-supported crowns. *Dent Mater*. 2013;29:307-16.

Harrington Z, McDonald A, Knowles J. An in vitro study to investigate the load at fracture of Procera AllCeram crowns with various thickness of occlusal veneer porcelain. *Int J Prosthodont*. 2003;16:54-8.

Holmes DC, Diaz-Arnold AM, Leary JM. Influence of post dimension on stress distribution in dentin. *J Prosthet Dent*. 1996;75:140-7.

International Standards Organization: ISO Standard 6872:2008. *Dentistry - Ceramic materials*. Geneva: The Organization; 2008.

Jorgensen KD. Structure of the film of zinc phosphate cements. *Acta Odontol Scand*. 1960;18:491-501.

Kelly J, Tesk J, Sorensen J. Failure of all-ceramic fixed partial dentures *in vitro* and *in vivo*: analysis and modeling. *J Dent Res*. 1995;74:1253-1258.

Kelly JR, Giordano R, Pober R, Cima MJ. Fracture Surface Analysis of Dental Ceramics: Clinically Failed Restorations. *Int J Prosthodont*. 1990;3:430-40.

Kelly JR. Perspectives on strength. *Dent Mater*. 1995;11:103-10.

Kelly JR. Clinically relevant approach to failure testing of all-ceramic restorations. *J Prosthet Dent*. 1999;81:652-61.

Kelly JR, Rungruanant P, Hunter B, Vailati F. Development of a clinically validated bulk failure test for ceramic crowns. *J Prosthet Dent*. 2010;104:228-38.

Kern M, Schaller HG, Strub JR. Marginal fit of restorations before and after cementation in vivo. *Int J Prosthodont*. 1993;6:585-91.

Kern M, Wegner SM. Bonding to zirconia ceramic: Adhesion methods and their durability. *Dent Mater*. 1998;14:64-71.

Kitayama S, Nikaido T, Maruoka R, Zhu L, Ikeda M, Watanabe A, Foxton RM, Miura H, Tagami J. Effect of an internal coating technique on tensile bond strengths of resin cements to zirconia ceramics. *Dent Mater J*. 2009;28(4):446-53.

Kokubo Y, Kano T, Fukushima S. The influence of zirconia coping designs on the fracture load of all-ceramic molar crowns. *Dent Mater J*. 2011;30:182-5.

Kosmač 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*. 1999;15:426-33.

Larsson C, Vult von Steyern P, Sunzel B, Nilner K. All-ceramic two- to five-unit implant-supported reconstructions. A randomized, prospective clinical trial. *Swed Dent J*. 2006;30:45-53.

Leeivailoj C, Platt JA, Cochran MA, Moore BK. *In vitro* study of fracture incidence and compressive fracture load of all-ceramic crowns cemented with resin-modified glass ionomer and other luting agents. *J Prosthet Dent*. 1998;80:699-707.

Li ZC, White SN. Mechanical properties of dental luting cements *J Prosthet Dent*. 1999;81:597-609.

Lorenzoni FC, Martins LM, Silva NR, Coelho PG, Guess PC, Bonfante EA, et al. Fatigue life and failure modes of crowns systems with a modified framework design. *J Dent*. 2010;38(8):626-34.

Lüthy H, Loeffel O, Hammerle CH. Effect of thermocycling on bond strength of luting cements to zirconia ceramic. *Dent Mater*. 2006;22(2):195-200.

Magne P, Schlichting LH, Maia HM, Baratieri LN. *In vitro* fatigue resistance of CAD/CAM composite resin and ceramic posterior occlusal veneers. *J Prosthet Dent*. 2010;104:149-57.

Malament KA, Socransky SS. Survival of Dicor glass-ceramic dental restorations over 16 years. Part III: effect of luting agent and tooth or tooth substitute core structure. *J Prosthet Dent*. 2001;86:511-9.

Marchack BW, Futatsuki Y, Marchack CB, White SN. Customization of milled zirconia copings for all-ceramics crowns: A clinical report. *J Prosthet Dent*. 2008;99:169-73.

Masaki T. Mechanical properties of toughened ZrO_2 - Y_2O_3 ceramics. *J Am*

Ceram Soc. 1986;69(8):638-40.

Matinlinna JP, Lassila LVJ, Özcan M, Yli-Urpo A, Vallittu PK. An introduction to silanes and their clinical applications in dentistry. *Int J Prosthodont*. 2004;17(1):155-64.

May LG, Passos SP, Capelli DB, Ozcan M, Bottino MA, Valandro LF. Effect of silica coating combined to a MDP-based primer on the resin bond to Y-TZP ceramic. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2010;95(1):69-74.

May LG, Kelly JR, Bottino MA, Hill T. Effects of cement thickness and bonding on the failure loads of CAD/CAM ceramic crowns: multi-physics FEA modeling and monotonic testing. *Dent Mater*. 2012;28:e99-109.

Mitov G, Gessner J, Lohbauer U, Woll K, Muecklich F, Pospiech P. Subcritical crack growth behavior and life data analysis of two types of dental Y-TZP ceramics. *Dent Mater*. 2011;27:684-91.

Molin MK, Karlsson SL. Five-year clinical prospective evaluation of zirconia-based Denzir 3-unit FPDs. *Int J Prosthodont*. 2008;21:223-7.

Mormann W, Bindl A, Luthy H, Rathke A. Effects of preparation and luting system on all-ceramic computer-generated crowns. *Int J Comput Dent*. 1998;11:333-9.

Morris DR, Kelly JR. Failure loads of bonded ceramic influenced by hydrostatic compressive stresses. *J Dent Res*. 1995;74 Abstracts #1666 p.220.

Neiva G, Yaman P, Dennison JB, Razzoog ME, Lang BR. Resistance to fracture of three all-ceramic systems. *J Esthet Dent*. 1998;10:60-66.

Nishigawa G, Maruo Y, Irie M, Oka M, Yoshihara K, Minagi S, et al. Ultrasonic cleaning of silica-coated zirconia influences bond strength between zirconia and resin luting material. *Dent Mater J*. 2008;27(6):842-8.

Noritomi PY, Xavier TA, Silva JVL. A comparison between BioCAD and some known methods for finite element model generation. In: Bártolo PJ. *Innovative Developments and Physical Prototyping*. Boca Raton: CRC Press; 2011. p. 685-90.

Ntala P, Chen X, Niggli J, Cattel M. Development and testing of multi-phase glazes for adhesive bonding to zirconia substrates. *J Dent*. 2010;28(10):773-81.

Ohlmann B, Rammelsberg P, Schmitter M, Schwarz S, Gabbert O. All-ceramic inlay-retained fixed partial dentures: Preliminary results from a clinical study. *J Dent.* 2008;36:692-6.

Örtorp A, Kihl ML, Carlsson GE. A 3-year retrospective and clinical follow-up study of zirconia single crowns performed in a private practice. *J Dent.* 2009;37:731-6.

Örtorp A, Kihl ML, Carlsson GE. A 5-year retrospective study of survival of zirconia single crowns fitted in a private clinical setting. *J Dent.* 2012;40:527-30.

Özcan M, Kerckdijk S, Valandro LF. Comparison of resin cement adhesion to Y-TZP ceramic following manufacturers' instructions of the cements only. *Clin Oral Investig.* 2008;12(3):279-82.

Özcan M, Melo RM, Souza RO, Machado JP, Felipe Valandro L, Bottino MA. Effect of air-particle abrasion protocols on the biaxial flexural strength, surface characteristics and phase transformation of zirconia after mechanical cycling. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2013;20:19-28.

Özcan M, Vallittu PK. Effect of surface conditioning methods on the bond strength of luting cement to ceramics. *Dent Mater.* 2003;19(8):725-31.

Padipatvuthikul P, Mair LH. Comparison of shear bond strength, fatigue limit and fatigue life in resin-bonded metal to enamel bonds. *Dent Mat.* 2008;24:674-80.

Passos SP, May LG, Barca DC, Ozcan M, Bottino MA, Valandro LF. Adhesive quality of self-adhesive and conventional adhesive resin cement to Y-TZP ceramic before and after aging conditions. *Oper Dent.* 2010;35(6):689-96.

Pelaez J, Cogolludo PG, Serrano B, Lozano JFL, Suárez MJ. A four-year prospective clinical evaluation of zirconia and metal-ceramic posterior fixed partial prostheses. *Int J Prosthodont.* 2012;25:451-8.

Peutzfeldt A, Sahafi A, Flury S. Bonding of restorative materials to dentin with various luting agents. *Oper Dent.* 2011;36:266-73.

Phark JH, Duarte S Jr, Blatz M, Sadan A. An in vitro evaluation of the long-term resin bond to a new densely sintered high-purity zirconium-oxide ceramic surface. *J Prosthet Dent.* 2009;101(1):29-38.

Piasek JR, Swift EJ, Thompson JY, Grego S, Stoner BR. Surface modification for enhanced silanation of zirconia ceramics. *Dent Mater.* 2009;25(9):1116-21.

Pittayachawan P, McDonald A, Petrie A, Knowles JC. The biaxial flexural strength and fatigue property of Lava™ Y-TZP dental ceramic. *Dent Mater.* 2007;23:1018-29.

Pospiech P, Rountree P, Nothdurft F. Clinical evaluation of zirconia-based all-ceramic posterior bridges: two-year results. *J Dent Res.* 2003;82:114 Sp issue B.

Quinn GD. Guide to practice for fractography of ceramics and glasses. Washington: National Institute of Standards and Technology, Special Publication 960-17; 2007. p.7/11- 7/78.

Quinn JB, Quinn GD, Sundar V. Fracture Toughness of Veneering Ceramics for Fused to Metal (PFM) and Zirconia Dental Restorative Materials. *J Res Natl Inst Stand Technol.* 2010;115:343-52.

Rafferty BT, Janal MN, Zavanelli RA, Silva NRRF, Rekow ED, Thompson VP, et al. Design features of a three-dimensional molar crown and related maximum principal stress. A finite element model study. *Dent Mater.* 2010;26(2):156-63.

Raigrodski AA, Chiche GJ, Poliket N, Hochstedler L, Mohamed SE, Billiot S, et al. The efficacy of posterior three-unit zirconium-oxide-based ceramic fixed partial dental prostheses: A prospective clinical pilot study. *J Prosthet Dent.* 2006;96:237-44.

Reis A, Chibinski AC, Stanislawczuk R, Wambier DS, Grande RHM, Loguercio AD. The role of dentin moisture in the degradation of resin-dentin interfaces under clinical and laboratory conditions. *J Am Dent Assoc.* 2012;143:e29-e36.

Rekow ED, Harsono M, Janal M, Thompson VP, Zhang G. Factorial analysis of variables influencing stress in all-ceramic crowns. *Dent Mater.* 2006;22:125-32.

Rekow ED, Silva NRFA, Coelho PG, Zhang Y, Guess P, Thompson VP. Performance of dental ceramics: Challenges for improvements. *J Dent Res.* 2011;90(8):937-52.

Rinke S, Schäfer S, Lange K, Gersdorff N, Roediger M. Practice-based clinical evaluation of metal-ceramic and zirconia molar crowns: 3-year result. *J Oral Rehabil.* 2013a;40:228-37.

Rinke S, Gersdorff N, Lange K, Roediger M. Prospective evaluation of zirconia posterior fixed partial dentures: 7-year clinical results. *Int J Prosthodont.* 2013b;26:164-71.

Roediger M, Gersdorff N, Huels A, Rinke S. Prospective evaluation of zirconia posterior fixed partial dentures: Four-year clinical results. *Int J Prosthodont.* 2010;23:141-8.

Rosentiel SF, Land MF, Crispin BJ. Dental luting agents: A review of the current literature. *J Prosthet Dent.* 1998;80:280-301.

Sailer I, Fehér A, Filser F, Lüthy H, Gauckler LJ, Schärer P, et al. Prospective clinical study of zirconia posterior fixed partial dentures: 3-year follow-up. *Quintessence Int.* 2006;37:685-93.

Sailer I, Fehér A, Filser F, Gauckler LJ, Lüthy H, Hämmerle CH. Five-year clinical results of zirconia frameworks for posterior fixed partial dentures. *Int J Prosthodont.* 2007;20:383-8.

Salido MP, Martínez-Ruz F, del Río F, Pradíes G, Özcan M, Suárez MJ. Prospective clinical study of zirconia-based posterior four-unit fixed dental prostheses: Four-year follow-up. *Int J Prosthodont.* 2012;25:403-9.

Sato H, Yamada K, Pezzotti G, Nawa M, Ban S. Mechanical properties of dental zirconia ceramics changed with sandblasting and heat treatment. *Dent Mater J.* 2008;27(3):408-14.

Sax C, Hämmerle CH, Sailer I. 10-year clinical outcomes of fixed dental prostheses with zirconia frameworks. *Int J Comput Dent.* 2011;14(3):183-202.

Scherrer SS, de Rijk WG. The fracture resistance of all-ceramic crowns on supporting structures with different elastic moduli. *Int J Prosthodont.* 1993;6:462-7.

Scherrer SS, Quinn JB, Quinn GD, Kelly JR. Failure analysis of ceramic clinical cases using qualitative fractography. *Int J Prosthodont.* 2006;19:185-92.

Scherrer SS, Cattani-Lorente M, Vittecoq E, de Mestral F, Griggs JA, Wiskott HWA. Fatigue behavior in water of Y-TZP zirconia ceramics after abrasion with 30 μm silica-coated alumina particles. *Dent Mater.* 2011;27:e28-e42.

Schmitt J, Goellner M, Lohbauer U, Wichmann M, Reich S. Zirconia posterior fixed partial dentures: 5-year clinical results of a prospective

clinical trial. *Int J Prosthodont.* 2012;25(6):585-9.

Schmitter M, Mussotter K, Rammelsberg P, Stober T, Ohlmann B, Gabbert O. Clinical performance of extended zirconia frameworks for fixed dental prostheses: two-year results. *J Oral Rehabil.* 2009;36:610-5.

Schmitter M, Mussotter K, Rammelsberg P, Gabbert O, Ohlmann B. Clinical performance of long-span zirconia frameworks for fixed dental prostheses: 5-year results. *J Oral Rehabil.* 2012;39:552-7.

Scotti R, Caldari M, Galhano G, Bottino MA. Sistemas CAM e CAD-CAM em Prótese Odontológica. In: Bottino MA, Faria R, Valandro LF, editores. *Percepção.* São Paulo: Artes médicas; 2009. p. 543-632.

Shahrbafe S, vanNoort R, Mirzakouchaki B, Ghassemieh E, Martin N. Effect of the crown design and interface lute parameters on the stress-state of machined crown-tooth system: a finite element analysis. *Dent Mater.* 2013;29(8):e123-31.

Shirakura A, Lee H, Geminiani A, Ercoli C, Feng C. The influence of veneering porcelain thickness of all-ceramic and metal ceramic crowns on failure resistance after cyclic loading. *J Prosthet Dent.* 2003;101:119-27.

Silva NR, Souza GM, Coelho PG, Stappert CF, Clark EA, Rekow ED, et al. Effect of water storage time and composite cement thickness on fatigue of a glass-ceramic trilayer system. *J Biomed Mater Res Part B Appl Biomater.* 2008;84:117-23.

Silva NR, Bonfante EA, Rafferty BT, Zavanelli RA, Rekow ED, Thompson VP, et al. Modified Y-TZP core design improves all-ceramic crown reliability. *J Dent Res.* 2011;90:104-8.

Sobrinho LC, Cattell MJ, Knowles JC. Fracture strength of all-ceramic crowns. *J Mater Sci Mater Med.* 1998;9:555-9.

Sorrentino R, De Simone G, Tetè S, Russo S, Zarone F. Five-year prospective clinical study of posterior three-unit zirconia-based dental prostheses. *Clin Oral Invest.* 2012;16:977-85.

Stawarczyk B, Özcan M, Hallmann L, Roos M, Trottmann A, Härmmerle CHF. Impact of air-abrasion on fracture load and failure type of veneered anterior Y-TZP crowns before and after chewing simulation. *J Biomed Mater Res Part B.* 2012;100:1683-90.

Suárez MA, Lozano JFL, Salido MP, Martínez F. Three-year clinical evaluation of In-Ceram Zirconia posterior FPDs. *Int J Prosthodont.*

2004;17:35-8.

Swain MV, Garvie RC, Hannink RHJ. Influence of thermal decomposition on the mechanical properties of magnesia stabilized cubic zirconia. *J Am Ceram Soc.* 1983;66(5):358-62.

Swain MV. Unstable cracking (chipping) of veneering porcelain on all-ceramic dental crowns and fixed partial dentures. *Acta Biomater.* 2009;5(5):1668-77.

Tam LE, Pulver E, McComb D, Smith DC. Physical properties of calcium hydroxide and glass-ionomer base and lining materials. *Dent Mater.* 1989;5:145-9.

Taskonak B, Melcholsky JJ Jr, Anusavice KJ. Residual stresses in bilayer dental ceramics. *Biomaterials.* 2005;26:3235-41.

Tholey MJ, Swain MV, Thiel N. SEM observations of porcelain Y-TZP interface. *Dent Mater.* 2009;25:857-62.

Thompson GA. Influence of relative layer height and testing method on the failure mode and origin in a bilayered dental ceramic composite. *Dent Mater.* 2000;16:235-43.

Tinschert J, Schulze KA, Natt G, Latzke P, Heussen N, Spiekermann H. Clinical behavior of zirconia-based fixed partial dentures made of DC-Zirkon: 3-year results. *Int J Prosthodont.* 2008;21:217-22.

Tsalouchou E, Cattell MJ, Knowles JC, Pittayachawan P, McDonald A. Fatigue and fracture properties of yttria partially stabilized zirconia crown systems. *Dent Mater.* 2008;24:308-18.

Tsumita M, Kokubo Y, Ohkubo C, Sakurai S, Fukushima S. Clinical evaluation of posterior all-ceramic FDPs (Cercon): A prospective clinical pilot study. *J Prosthodont Res.* 2010;54:102-5.

Valandro LF, Mallmann A, Della Bona A, Bottino MA. Bonding to densely sintered alumina- and glass infiltrated aluminum/zirconium-based ceramics. *J Appl Oral Sci.* 2005;13(1):47-52.

Valandro LF, Bottino MA. Cimentação adesiva de restaurações cerâmicas. In: Bottino MA, Faria R, Valandro LF, editores. *Percepção.* São Paulo: Artes Médicas; 2009. p. 469-542.

Vanderlei A, Bottino MA, Valandro LF. Evaluation of resin bond strength to yttrium-stabilized tetragonal zirconia and framework marginal fit: comparison

of different surface conditionings. *Oper Dent.* 2014;39(1):50-63.

Vigolo P, Mutinelli S. Evaluation of zirconium-oxide-based ceramics single-unit posterior fixed dental prostheses (FDPs) generated with two CAD/CAM systems compared to Porcelain-fused-to-metal single-unit posterior FDPs: A 5-year clinical prospective study. *J Prosthodont.* 2012;21:265-9.

Vult von Steyern P, Carlson P, Nilner K. All-ceramic fixed partial dentures designed according to the DC-Zirkon technique. A 2-year clinical study. *J Oral Rehabil.* 2005;32:180-7.

Vult von Steyern P, Ebbesson S, Holmgren J, Haag P, Nilner K. Fracture strength of two oxides ceramic crown systems after cyclic pre-loading and thermocycling. *J Oral Rehabil* 2006;33:682-9.

Wang H, Aboushelib MN, Feilzer AJ. Strength influencing variables on CAD/CAM zirconia frameworks. *Dent Mater.* 2008;24:633-8.

Webber B, McDonald A, Knowles J. An in vitro study of the compressive load at fracture of Procera AllCeram crowns with varying thickness of veneer porcelain. *J Prosthet Dent.* 2003;89:154-60.

Weibull W. A statistical distribution function of wide applicability. *J Appl Mech.* 1951;18:293-7.

White SN, Caputo AA, Vidjak FM, Seghi RR. Moduli of rupture of layered dental ceramics. *Dent Mater.* 1994;10:52-8.

Yi YJ, Kelly R. Effect of occlusal contact size on interfacial stresses and failure of a bonded ceramic: FEA and monotonic. *Dent Mater.* 2008;24:403-9.

Yoshinari M, Dérand T. Fracture strength of all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont.* 1994;7:329-38.

Zarone F, Russo S, Sorrentino R. From porcelain-fused-to-metal to zirconia: Clinical and experimental considerations. *Dent Mater.* 2011;27:83-96.

Zhang Y, Lawn BR, Rekow ED, Thompson VP. Effect of Sandblasting on the Long-Term Performance of Dental Ceramics. *J Biomed Mater Res B: Appl Biomater.* 2004;71B:381-6.

Zhang Y, Lawn BR, Malament KA, Thompson VP, Rekow ED. Damage Accumulation and Fatigue Life of Particle-Abraded Ceramics. *Int J*

Prosthodont. 2006;19:442-8.

Zhang Z, Guazzato M, Sornsuan T, Scherrer SS, Rungsiyakull C, Li W, et al. Thermally induced fracture for core-veneered dental ceramic structures. *Acta Biomater.* 2013;9:8394-402.

ANEXO A – Primeira página do primeiro artigo

Finite Element Analysis of the Influence of Geometry and Design of Zirconia Crowns on Stress Distribution

Lilian Costa Anami, DDS, MS,¹ Julia Magalhaes da Costa Lima, DDS, MS, PhD,¹
 Pedro Henrique Corazza, DDS, MS,¹ Eron Toshio Colauto Yamamoto, DDS, MS, PhD,²
 Marco Antonio Bottino, DDS, PhD,¹ & Alexandre Luiz Souto Borges, DDS, MS, PhD¹

¹Department of Dental Materials and Prosthodontics, Institute of Science and Technology, UNESP – Univ Estadual Paulista, São José dos Campos, Brazil

²Department of Dental Materials and Prosthodontics, Nove de Julho University, São Paulo, Brazil

Keywords

Preparation geometry; restoration design; bilaminate system; zirconia.

Correspondence

Marco Antonio Bottino, Institute of Science and Technology, UNESP—Univ Estadual Paulista, Department of Dental Materials and Prosthodontics, Av. Engenheiro Francisco José Longo, 777 - São José dos Campos, São Paulo, Brazil 12245-000. E-mail: mmbottino@uol.com.br, lianam@gmail.com

This investigation was supported by FAPESP, São Paulo, Brazil (São Paulo State Research Foundation, project numbers 2011/22331-3 and 2011/23701-9).

This study was one of the finalists for the Paffenbarger Award during the 2012 Annual Meeting of the Academy of Dental Materials (Lake Buena Vista, FL, USA, September 19–22, 2012). A version of the abstract was published in Dental Materials, 28 (Supplement 1), Page e65, 2012.

Conflicts of interest: No conflicts of interest declared.

Accepted December 13, 2013

doi: 10.1111/jopr.12175

Abstract

Purpose: To evaluate the influence of the geometry and design of prosthetic crown preparations on stress distribution in compression tests, using finite element analysis (FEA).

Materials and Methods: Six combinations of 3D drawings of all-ceramic crowns (yttria-stabilized zirconia framework and porcelain veneer) were evaluated: F, flat preparation and simplified crown; FC, flat preparation and crown with contact point; FCM, flat preparation and modified crown; A, anatomical preparation and simplified anatomical crown framework; AC, anatomical preparation and crown with contact point; and ACM, anatomical preparation and modified crown. Bonded contact types at all interfaces with the mesh were assigned, and the material properties used were according to the literature. A 200 N vertical load was applied at the center of each model. The maximum principal stresses were quantitatively and qualitatively analyzed.

Results: The highest values of tensile stress were observed at the interface between the ceramics in the region under the load application for the simplified models (F and A). Reductions in stress values were observed for the model with the anatomical preparation and modified infrastructure (ACM). The stress distribution in the flat models was similar to that of their respective anatomical models.

Conclusions: The modified design of the zirconia coping reduces the stress concentration at the interface with the veneer ceramic, and the simplified preparation can exert a stress distribution similar to that of the anatomical preparation at and near the load point, when load is applied to the center of the crown.

Fully ceramic restorations have long been used in dentistry for their superior esthetics and biocompatibility.¹ The use of zirconia-based ceramics with high fracture toughness (Y-TZP: zirconia partially stabilized by yttrium oxide) increased the indication spectrum of these restorations, allowing for the use metal-free pieces in high-masticatory-load areas.^{2,3}

Despite the promising and initially satisfactory laboratory results of Y-TZP and porcelain (feldspathic ceramic) bilaminate restorations, clinical studies have reported the failure of

this system during various periods in function.^{4–8} The most frequently encountered failure types are chipping and delamination, or, in other words, cohesive and adhesive failure of the porcelain. This illustrates the hypothesis that the weakest material dictates strength in a bilaminate system.

Investigators have studied several factors in an attempt to better understand these failures.^{9–20} In the study of restorative materials by *in vitro* tests, the results with specimens having simplified formats were reported to be constant.^{21–36} When no

ANEXO B – Situação atual do segundo artigo

4/27/2015 Operative Dentistry

OPERATIVE DENTISTRY

ONLINE MANUSCRIPT SUBMISSION AND PEER REVIEW

[AUTHOR INSTRUCTIONS](#) [REVIEWER INSTRUCTIONS](#) [ONLINE JOURNAL](#)

To ensure proper functionality of this site, both JavaScript and Cookies must be enabled.

[HOME](#)

Detailed Status Information

Manuscript #	14-166-LR1
Current Revision #	2
Other Versions	14-166-L 14-166-LR
Submission Date	2015-04-04
Current Stage	Manuscript Sent to Production
Title	Can the fatigue resistance of Y-TZP crowns veneered with feldspathic ceramic be influenced by treatment of the crown's inner surface?
Running Title	Fatigue resistance of Y-TZP/porcelain crowns
Manuscript Type	Laboratory Research
Corresponding Author	Marco Antonio Bottino (Institute of Science and Technology, Univ Estadual Paulista - UNESP)
Contributing Authors	Lilian Anami , Julia Lima , Luiz Felipe Valandro , Cornelis Kleverlaan , Albert Feilzer
Financial Disclosure	I certify that all financial and material support for this research and work are clearly acknowledged in the manuscript.
Abstract	<p>Objectives: The objective of this study was to investigate the effects of treatments of the inner surface of Y-TZP frameworks and luting agents on the fatigue resistance of all-ceramic crowns. Methods: A research design was chosen that attempted to reduce the likelihood of Hertzian cracking and to increase the probability of fracture initiation at the inner surface of the framework. Ninety identical preparations were machined in a dentin-like epoxy composite. Each preparation was restored with a Y-TZP frameworks made by a CAD/CAM system and veneered using feldspathic ceramic. Prior to cementation the inner surface of the ceramic was treated using one of four treatments: 1) cleaning with isopropyl alcohol. 2) application of an overglaze (OG); 3) sandblasting with 125 µm aluminum oxide powder (AO); and 4) sandblasting with 30 µm silica powder (CJ). Three luting cements were used: 1) a zinc phosphate (ZP); 2) a glass-ionomer (GI); and 3) an adhesive resin cement (PN). All three cements were tested against frameworks that had been alcohol cleaned. Only the PN cements were tested against frameworks sandblasted or glazed. Altogether, six groups of 15 specimens each were tested. Fatigue resistance was evaluated using stepwise loads at 1.4 Hz until failure: 5k cycles at maximum load of 200 N, followed by 10k cycles at maximum loads of 800, 1000, 1200, and 1400 N. The cement thickness and failure modes were analyzed using a stereomicroscope and scanning electron microscopy. The results were analyzed using the Kaplan-Meier and Mantel-Cox log rank tests (5%), a one-way ANOVA, Tukey's multiple comparison test, and Weibull nonparametric test. Results: The predominant failure mode was chipping of the veneer. The crowns cemented with the adhesive resin cement exhibited chipping failure at higher mean loads than crowns cemented with cements that usually do not bond strongly with dentin. When the adhesive cement was used, glazing and sandblasting inner framework surface treatments exhibit lower mean loads at chipping than crowns whose inner surface was only cleaned with alcohol. Weibull's analysis indicated that all specimens had a high ratio of late-to-early failures. Conclusion: The fatigue experiment produced a pattern of failures that is very similar to that observed in clinical trials of Y-TZP crowns that are veneered with feldspathic porcelain. Crowns cemented with an adhesive resin cement</p>

http://jodent.allentrack.net/cgi-bin/main.plx?form_type=status_details&_id=173&ms_id=4135&ms_rev_no=2&ms_id_key=0k1yyp41kByUpVo2Y9Q

1/2

4/27/2015

Operative Dentistry

	exhibited chipping at a significantly higher mean loads than those cemented with luting cements that do not usually form strong bonds with dentin. When cemented with adhesive resin cement, glazing or sandblasting the inner surface of the framework significantly reduced the mean fatigue loads at which chipping of veneers occurred as compared to crowns whose the inner surface had only been cleaned with alcohol. For this cement glazing or sandblasting the inner surface of the crown are not recommended.
Associate Editor	Assigned
Key Words	Ceramic, Y-TZP, Surface treatments, Fatigue, Porcelain, Crowns
Topic	CERAMICS (VENEERS, INLAYS, ONLAYS, CROWNS)
Clinical Relevance	Very few Y-TZP frameworks failed, but the porcelain veneers frequently chipped. Cementing with an adhesive resin cement helped veneers survive larger fatigue loads without chipping. Treatment of the inner surface of the crowns neither helped nor hurt fatigue resistance.
Copyright Release Date	2015-04-04

Stage	Start Date
Manuscript Sent to Production	2015-04-27
Manuscript Ready for Publication	2015-04-27
Decision Sent to Author	2015-04-27
Editorial Office Processing	2015-04-04
Manuscript Accepted	2015-04-04
Editor Decision Complete	2015-04-04
Editorial Review Processing	2015-04-04
Waiting for Potential Reviewer Assignment	2015-04-04
Editorial Office Processing	2015-04-04
Editor Assigned	2015-03-31
Author Approved Converted Files	2015-03-31
Preliminary Manuscript Data Submitted	2015-02-10

FOR ASSISTANCE, PLEASE CONTACT THE EDITORIAL OFFICE. E-MAIL: editor@jopdent.org
 AllenTrack™ by Allen Press, Inc.