

UNIVERSIDADE DE PASSO FUNDO

Giordana Picolo Furini

**EFEITO DE RESFRIAMENTO E
ESPESSURA NO COMPORTAMENTO
MECÂNICO DE ESTRUTURAS
ZIRCÔNIA-PORCELANA**

Passo Fundo

2018

Giordana Picolo Furini

**EFEITO DE RESFRIAMENTO E
ESPESSURA NO COMPORTAMENTO
MECÂNICO DE RESTAURAÇÕES
ZIRCÔNIA-PORCELANA**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação em Odontologia da Faculdade de Odontologia da UPF, para obtenção do título de Mestre em Odontologia – Área de Concentração em Clínica Odontológica, sob orientação da Profa. Dra. Paula Benetti, e coorientação do Prof. Dr. Pedro Henrique Corazza.

Passo Fundo

2018

Folha reservada para Ata de aprovação da Banca Examinadora

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

Folha reservada para Ficha catalográfica

Observação: Mantenha esta página no seu arquivo, imprimindo-a.
Após, faça a substituição pela Ficha Catalográfica fornecida pela
Secretaria para manter a correta numeração do seu trabalho.

BIOGRAFIA DO AUTOR

Giordana Picolo Furini

Giordana nasceu na cidade de Palmeira das Missões, no Rio Grande do Sul- Brasil, em março de 1994. Filha mais velha de Cleomar Furini e Elisabete Picolo; residente do município de Novo Barreiro, Rio Grande do Sul- Brasil.

Formou-se Cirurgiã-Dentista pela Faculdade de Odontologia da Universidade de Passo Fundo em janeiro de 2016 e iniciou o Programa de Mestrado em Odontologia em abril do mesmo ano.

Bolsista Capes entre 2016 e 2018 n° do processo: 88887.147537/2017-00.

Em outubro de 2015 recebeu o prêmio: Primeiro lugar na categoria tema-livre da 32ª Semana Acadêmica Odontológica da Universidade de Passo Fundo, apresentando o trabalho “Influência das etapas de acabamento, polimento e glaze na redução dos defeitos de superfície de uma vitrocerâmica”. Sob autoria de Giordana Picolo Furini e Paula Benetti.

AGRADECIMENTOS

À Dra. Paula Benetti, trilhou comigo esse caminho, proporcionou crescimento e amadurecimento para desenvolver esse trabalho, tens uma delicadeza imensa, és inspiração como mulher e professora. Sou honrada por tê-la como minha orientadora, desde a iniciação científica, a você toda minha gratidão.

Aos Professores Pedro H. Corazza e Márcia Borba pela abertura e disponibilidade.

À amiga Isadora Rinaldi, obrigada por acreditar sempre, trouxe alegria nessa caminhada e sempre teve uma palavra de conforto. Compartilhamos momentos que ficarão guardados com carinho no meu coração, à você minha eterna amizade.

Aos colegas e amigos que foram companheiros e prestativos; e de alguma forma apoiaram para que esta pesquisa fosse concluída, são eles: Kátia, Darwin, Erlon, Larissa, Munize, Óscar, Potira, Tabata, Débora, Caroline, Renato, Mateus e Diego. Recordarei com apreço e sempre estarei disponível para retribuir, desejo sucesso a todos.

À empresa de matérias e equipamentos para odontologia e prótese dentária OdontoMega, que acreditou na importância de desenvolver este trabalho e viabilizou grande parte dos materiais cerâmicos.

Ao laboratório de prótese Cleomar e Empresa Sul Implantes pelo apoio técnico na confecção dos corpos de prova.

À Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES) pela bolsa concedida durante o mestrado.

Aos técnicos de laboratório, Sr. Carlos, Luis e Luis Fernando pelo suporte nos trabalhos realizados em equipamentos.

Aos funcionários do PPGO-UPF pela ajuda na execução de todas as tarefas.

A todos que já me deram carona nesses dois anos, agradeço imensamente!

SUMÁRIO

1.	INTRODUÇÃO	18
2.	REVISAO DE LITERATURA	22
2.1	Classificações dos Materiais Cerâmicos	22
2.2	Zircônia	23
2.3	Cerâmicas vítreas para cobertura de estruturas a base de zircônia	27
2.4	Fatores associados à fratura da porcelana	30

2.5 Coeficiente de expansão térmica
(CET)

34

2.6 Protocolos de resfriamento, tensões transitórias e
residuais e espessura da
porcelana

36

2.7 Modos de
falhas

43

3.
PROPOSIÇÃO

46

3.1 Objetivo
geral

46

3.2 Objetivos
específicos

46

4.
HIPÓTESES

47

5. MATERIAIS E
MÉTODOS

48

5.1
Materiais

48

5.2 Grupos
experimentais

49

5.3 Obtenções das
Infraestruturas
50

5.4 Aplicação de Liner sobre a
infraestrutura
51

5.5 Aplicação da porcelana sobre a
infraestrutura
52

5.6 Protocolo de
resfriamento
53

5.7 Ciclagem
mecânica
54

5.8 Teste de resistência à flexão biaxial associado ao
método de detecção
acústica
56

5.9 Análises da Superfície de
Fratura
58

5.10 Análises Estatísticas dos
Dados
58

6.
RESULTADOS
59

7.
DISCUSSÃO
65

8.
CONCLUSÕES
71

9.
REFERENCIAS
72

ARTIGO A SER SUBMETIDO

LISTA DE TABELAS

Tabela 1. Descrição dos principais resultados de estudos sobre fatores possivelmente relacionados à fratura de restaurações de zircônia-porcelana.....	30
Tabela 2. Descrição dos principais estudos que investigaram protocolos de resfriamento.	37
Tabela 3. Estudos que reportam fraturas da porcelana em restaurações com infra-estrutura de zircônia.....	44
Tabela 4. Descrição dos materiais do presente estudo. ...	48
Tabela 5. Descrição dos grupos experimentais da pesquisa.	49
Tabela 6. Protocolo de sinterização da zircônia recomendado pelo fabricante.....	51
Tabela 7. Parâmetros de queima para Liner	52
Tabela 8. Ciclo do fabricante para a 1ª queima	53
Tabela 9. Ciclo do fabricante para 2ª e 3ª queimas,	53
Tabela 10. Resultados de resistência (σ , em MPa) para cada grupo.	59
Tabela 11. Anova 2-fatores para os dados de BFS obtidos no experimento	60
Tabela 12. Resistência característica (σ_0) e módulo de Weibull (m) das estruturas bicamadas.	61

Tabela 13. Comparação dos grupos com espessura 2,3 com o grupo controle pelo teste t	62
Tabela 14. Número de corpos de prova por modo de falha	62

LISTA DE FIGURAS

Figura 1. Ilustrações esquemáticas da distribuição da tensão em camadas de barras com infraestrutura de zircônia (Core) e cobertura de porcelana (Veneer). Em a, a distribuição de tensão devido a uma incompatibilidade de expansão térmica quando a zircônia tem CET maior do que a porcelana. Em b, combinação de tensões geradas pela diferença de expansão térmica e incluindo têmpera devido ao resfriamento rápido. Adaptada de Swain (2009).	42
Figura 2.A) Disco de zircônia e cilindros usinados em CAD/CAM; B) Corte dos cilindros em fatias	50
Figura 3. Zirconia antes e após sinterização (contração de sinterização da zircônia).....	51
Figura 4. A) corpo de prova finalizado	53
Figura 5. Corpos de prova com alteração das espessuras das camadas de porcelana (acima) e de zircônia (abaixo).	54
Figura 6. Ciclagem mecânica dos corpos de prova com pistão de G10.....	55

Figura 7. Carga sendo aplicada em água destilada a 37°C, com zircônia sob tensão de tração (para baixo).	56
Figura 8. Probabilidade de falha dos grupos.	61
Figura 9. Imagem usando transiluminação representando modo de fratura de trinca	63
Figura 10. Imagens representativa do modo de falha delaminação	63
Figura 11. Imagem representativa do modo de falha de fratura catastrófica	64

RESUMO

O estudo avaliou a resistência à flexão biaxial (BFS), confiabilidade e modo de falha de estruturas de zircônia e porcelana em diferentes espessuras e protocolo de resfriamento. Discos de zircônia foram confeccionados e recobertos com porcelana (12 mm X 3 mm). Foram divididos em 7 grupos (n=30) de acordo com a espessura da porcelana (1,3 e 2,3 mm), e com o resfriamento (rápido em todas as camadas (RT), lento em todas as camadas (LT), lento na última camada (LU) e do fabricante. No resfriamento rápido, a câmara de queima do forno foi totalmente aberta após o ciclo de sinterização. No resfriamento lento, os grupos foram mantidos no forno após o ciclo de sinterização até a temperatura ambiente. As amostras foram submetidas a ciclagem mecânica utilizando pistão plano de 3mm, 5×10^5 ciclos, 2 Hz, 100N e imersão em água a 37°C). As amostras foram testadas em flexão biaxial mantendo a superfície da porcelana sob tração até o primeiro sinal de fratura (monitoramento acústico). O modo de falha foi analisado. O BFS foi calculado e analisado pelos testes Anova de 2 fatores, Tukey (5%), teste t e Weibull. A porcelana mais espessa resultou em menor valor de BFS e menor confiabilidade estrutural. O resfriamento não influenciou a BFS em porcelana com 1,3 mm. Para 2,3 mm, o 2RT apresentou maior resistência que 2LU e 2LT. O modo de falha predominante foi trinca da porcelana. O comportamento mecânico de estruturas zircônia-porcelana melhora com menor espessura e protocolo de resfriamento rápido da camada de cobertura.

Palavras-chave: Porcelana; zircônia; resistência à flexão; teste in vitro.

ABSTRACT¹

This study evaluated the biaxial flexural strength (BFS) and failure mode of a zirconia and porcelain in different thicknesses and cooling rates. Zirconia discs were made and covered with porcelain. Samples were divided into 7 groups (n = 30) according to the thickness of the porcelain (1.3 and 2.3 mm), the cooling rate (fast in all layers (RT), slow in all layers (LT), slow in the last layer (LU) and the manufacturer protocol. For fast cooling, the firing chamber was opened after the sintering cycle. For slow cooling, samples were maintained in the oven after the sintering cycle until room temperature. Samples were submitted to mechanical cycling using a flat piston of 3mm, for 5×10^5 cycles, 2 Hz, 100N and under 37 ° C water. Samples were tested in biaxial bending keeping the porcelain under tensile stresses until the first signal of fracture (acoustic emission). The failure mode was analyzed. The BFS was calculated and analyzed by 2-way Anova, Tukey (5%), t-test and Weibull. The higher porcelain thickness resulted in lower BFS and lower structural reliability. Cooling did not influence the BFS for specimens with 1.3-porcelain thickness. For 2.3, 2RT presented greater strength than 2LU and 2LT. The predominant failure mode was porcelain crack. A better mechanical behavior of zirconia-porcelain structures is achieved with a thin layer and fast cooling of the layering material.

Keywords: Porcelain; zirconia; flexural strength; in vitro test.

1. INTRODUÇÃO

As cerâmicas de alto conteúdo cristalino, como a zircônia tetragonal policristalina parcialmente estabilizada por ítria (Y-TZP), são frequentemente utilizadas em áreas de alta carga mastigatória, pois possuem maior resistência que outras cerâmicas. Porém, o baixo nível de translucidez e a dificuldade em caracterização limitam sua utilização em áreas com exigência estética. (Griggs, 2007; Borba, De Araujo, De Lima, *et al.*, 2011; Miyazaki *et al.*, 2013; Lohbauer e Reich, 2017).

O recobrimento da YTZP por porcelana pode ser necessário para fornecer características estéticas à restauração cerâmica. A porcelana de recobrimento aplicada pela técnica estratificada (pó e líquido) é um processo frequentemente empregado pelos laboratórios de prótese dentária, devido ao seu fácil acesso, custo e estética (Choi *et al.*, 2012). A estimativa de sobrevivência de próteses unitárias desse sistema (zircônia e porcelana) em dentes anteriores é de 98,5% (97,7%-99,1%) e posteriores de 95,0% (92,6%-96,7%) em cinco anos (Sailer *et al.*, 2015). Quando se trata de próteses múltiplas esta estimativa chega a 90,4% (84,8%-94,0%) (Pjetursson *et al.*, 2015).

O lascamento (chipping) ou delaminação (fratura com exposição da infra-estrutura) da porcelana são falhas frequentes quando se refere às complicações clínicas em longo prazo, muitas vezes ocorrendo precocemente -primeiros meses em função mastigatória (Heintze e Rousson, 2010; Pjetursson *et al.*, 2015; Sailer *et al.*, 2015).

As infraestruturas de zircônia são confeccionadas pela técnica CAD-CAM (computer aided design-computer aided manufacturing), a partir da fabricação padronizada de blocos parcialmente sinterizados, introduzindo menor quantidade de defeitos, otimizando o processo de confecção (Tinschert *et al.*, 2000; Luthardt *et al.*, 2004). A aplicação de porcelana pela técnica estratificada possui maior possibilidade de incorporação de porosidades e falhas, além de envolver uma série de ciclos térmicos de sinterização a cada nova camada de material depositado (Scherrer *et al.*, 2007; Choi *et al.*, 2012; Benetti *et al.*, 2013).

Durante a sinterização (aquecimento e resfriamento) da porcelana, há possibilidade de ocorrência de distribuição não uniforme de temperatura (gradientes térmicos) induzindo tensões transitórias (durante o resfriamento) e residuais (que permanecem no interior do material após o resfriamento) na estrutura (Tholey *et al.*, 2011). Um resfriamento lento permite que as porções externas e internas da porcelana esfriem de forma homogênea, evitando o desenvolvimento dessas tensões, originadas pelas diferenças de volume e viscosidade (Tholey *et al.*, 2011; Benetti *et al.*, 2013). Além da etapa de sinterização, a diferença de CET (Coeficiente de Expansão Térmica) e a espessura da cerâmica cobertura são potencialmente importantes

para o desempenho mecânico da restauração, pois, contribuem para origem e magnitude das tensões residuais (Swain, 2009; Bonfante *et al.*, 2010; Belli *et al.*, 2012). A disponibilidade de espaço oclusal do paciente e o grau de caracterização necessário são fatores que tendem a determinar a espessura final da restauração. Muitas vezes, para conseguir anatomia, translucidez e pontos de contatos ideais, diversas camadas espessas de porcelana são aplicadas sobre a infraestrutura. Em geral, quanto menor a espessura e taxa de resfriamento, menor a tensão residual gerada na cerâmica vítrea (Benetti *et al.*, 2011; Benetti *et al.*, 2014).

Existem diversos protocolos de resfriamento descritos na literatura (Gostemeyer *et al.*, 2010; Tholey *et al.*, 2011; Belli *et al.*, 2012; Almeida *et al.*, 2013; Benetti *et al.*, 2014). Para alguns autores, uma temperatura de resfriamento mais lenta seria importante apenas no último ciclo de sinterização, uma vez que o estresse introduzido no primeiro ciclo seria relaxado no ciclo seguinte, quando ocorre um aquecimento acima da temperatura de transição vítrea (T_g). Entretanto, esse fator não foi investigado em estudos anteriores e resta ser esclarecido.

Outros estudos similares que avaliaram o comportamento de restaurações de zircônia-porcelana submetidas ao resfriamento rápido e lento mostram que o protocolo de resfriamento não influenciou no desfecho final de resistência do sistema bicamada (Lima *et al.*, 2013; Meirelles *et al.*, 2016). Além, do do resfriamento lento poder reduzir a resistência de união entre zircônia e porcelana pela presença tensões de tração na interface (Gostemeyer *et al.*, 2010).

Embora haja evidências de que o resfriamento lento é importante na prevenção de tensões residuais (Benetti *et al.*, 2013), nem todos os laboratórios de prótese aderem esta prática, especialmente pela morosidade do processo.

Este trabalho avalia a resistência à flexão biaxial (BFS), confiabilidade estrutural e modo de falha de sistema cerâmico de zircônia e porcelana em diferentes espessuras e taxas de resfriamento.

2. REVISAO DE LITERATURA

2.1 Classificações dos Materiais Cerâmicos

A estabilidade química, alta resistência à compressão, estética excelente, biocompatibilidade e propriedades físicas semelhantes aos tecidos dentários, favorecem o emprego das cerâmicas dentais na reabilitação da cavidade bucal. As cerâmicas dentais podem ser divididas em três grupos: vítreas, parcialmente cristalinas e policristalinas. As cerâmicas predominantemente vítreas são as que melhor mimetizam as propriedades ópticas do esmalte e da dentina, tem na sua composição o feldspato que deriva da sílica e/ou da alumina. As parcialmente cristalinas são reforçadas por partículas que visam melhorar as propriedades mecânicas e controlar os efeitos ópticos. O reforço pode ser feito por meio da inclusão de um mineral cristalino como a leucita, dissilicato de lítio ou alumina. Por fim, as cerâmicas policristalinas não possuem conteúdo vítreo, todos os átomos estão densamente compactados em matrizes regulares que dificultam a propagação de fraturas (ex: à base de zircônia e alumina). No entanto, tendem a serem relativamente mais opacas em

comparação com as cerâmicas vítreas. Essas cerâmicas de resistência superior servem como materiais de subestrutura recobertos por cerâmicas vítreas. Recente uma melhora na translucidez da zircônia (especialmente pela utilização de partículas menores) permitem o uso em coroas totais monolíticas (1 camada, sem recobrimento) (Della Bona, 2009; Kelly e Benetti, 2011; Lohbauer e Reich, 2017).

2.2 Zircônia

A elevada biocompatibilidade e excelentes propriedades mecânicas das cerâmicas a base de óxido de zircônio levaram ao aumento da frequência de sua aplicação clínica. Zircônia (óxido de zircônio) era conhecida como uma jóia desde os tempos antigos. O nome do metal zircônio vem do árabe *Zargonna* cor dourada que por sua vez vem de duas palavras persas *Zarouro* e *Guncor*. Zircônia, o dióxido de metal foi usado por muito tempo misturado com óxidos de terras raras para se tornar pigmento para a cerâmica. Embora a zircônia de baixa quantidade seja utilizada como um abrasivo, em grandes quantidades se torna resistente ao desgaste. A cerâmica de zircônia é usada como peças que funcionam em ambientes agressivos, como, válvulas e forros de porta para motores de combustão, peças de válvula nas fundições, lâminas de zircônia para cortar materiais, pois possui elevada resistência ao desgaste. Possui módulo de elasticidade na mesma ordem de grandeza de ligas de aço inoxidável, por esse motivo houve um interesse em usar dióxido de zircônio como um biomaterial cerâmico (Piconi e Maccauro, 1999). Pode apresentar-se sob em três

arranjos estruturais: monoclinico (M), cúbico (C) e tetragonal (T). Na temperatura ambiente está na fase monoclinica, esta fase é estável até 1170 °C. Acima desta temperatura, transforma-se em tetragonal e, em seguida, em fase cúbica 2370 °C. A zircônia pode permanecer na fase tetragonal, na temperatura ambiente, por meio da adição de óxidos metálicos (dopantes) como ítria (Y₂O₃), alumina, magnésia, cálcia, e céria (Piconi e Maccauro, 1999; Denry e Kelly, 2008).

A primeira proposta de uso de óxido de zircônio para medicina foi feita em 1969. Inseriu-se zircônia no fêmur de macacos e não foram observadas quaisquer reações adversas, apontando que a zircônia é um material biocompatível (Helmer e Driskell, 1969). Contudo, seu uso na cirurgia ortopédica já foi reduzido em mais de 90%, principalmente devido a uma série de falhas que foram relatadas em 2001 como a instabilidade, desgaste de superfícies adjacentes e degradação ao longo dos anos (Chevalier, 2006).

Em 1990, a zircônia foi introduzida na odontologia como material para implantes e pinos intracanaís devido às excelentes propriedades mecânicas, estética e biocompatibilidade (Pilathadka *et al.*, 2007). A introdução de zircônia como material dentário gerou interesse considerável na comunidade odontológica, pois suas propriedades mecânicas são muito semelhantes às dos metais e sua cor é aceitável para fins de reabilitação dentária (Denry e Kelly, 2008). Conforme Guazzato *et al.* (2004), cerâmicas à base de zircônia são mais resistentes e tenazes do que as porcelanas. Estas propriedades podem influenciar positivamente o desempenho clínico de restaurações totalmente cerâmicas. Apresenta resistência à flexão variando de 900 a 1200 MPa, e resistência à fratura em torno de

900MPa (Christel *et al.*, 1989). Além disso, é considerado o material cerâmico mais resistente à fadiga (Zhang *et al.*, 2013).

Sua capacidade de transformação de fase (tetragonal para monoclinica) e consequente aumento da tenacidade de fratura tornam sua resistência mecânica comparável às ligas metálicas (Piconi e Maccauro, 1999; Guazzato *et al.*, 2004; Denry e Kelly, 2008). O mecanismo de aumento de tenacidade refere-se à resposta da cerâmica à tensão causada pela propagação de uma trinca. Sob tensão, ocorre na proximidade da ponta da trinca a transformação da fase tetragonal para monoclinica ($t \rightarrow m$), que é acompanhada pela expansão do volume de 3-4%, assim, o campo de tensão associado com a expansão devido à ação da transformação de fase se opõe à propagação da trinca (Denry e Kelly, 2008). O aumento da resistência do material resultante deste mecanismo permite a utilização da Y-TZP como alternativa às infraestruturas metálicas para prótese dentária fixa (metalocerâmicas), além de restaurações monolíticas e implantes (Denry e Kelly, 2008).

Recentemente, as propriedades ópticas da zirconia foram otimizadas e a possibilidade de preparos cada vez mais conservadores permitiram o uso deste material em forma monolítica. Zircônias translúcidas já estão disponíveis no mercado com adequada resistência adesiva aos cimentos resinoso (Dal Piva *et al.*, 2018). A diferença entre os dois materiais (zircônia para infraestrutura e zircônia monolítica) de acordo com a sua microestrutura e composição ainda não foi bem esclarecida. Relata-se que a transmissão de luz da zircônia parcialmente estabilizada por ítria é facilitada pela presença de grãos menores de zircônia, isso mudaria a capacidade de transmissão de luz no material podendo afetar também outras propriedades mecânicas,

como: dureza, tenacidade à fratura e degradação em baixas temperaturas (Zhang, 2014).

Apesar de já existir zircônias mais estéticas, o elevado conteúdo cristalino torna este material, de modo geral, opaco quando comparado com as porcelanas (Borba, De Araujo, De Lima, *et al.*, 2011; Borba, De Araujo, Fukushima, *et al.*, 2011) Para obter próteses que favoreçam uma finalização com translucidez e estética similares ao dente natural, o recobrimento da zircônia com porcelanas ou vítrocerâmicas é a opção mais utilizada, pois, apresenta as melhores propriedades ópticas ((Borba, De Araujo, De Lima, *et al.*, 2011; Zhang, Z. *et al.*, 2012; Marsiglio *et al.*, 2017)

Contudo, ainda há desafios para sua aplicação na odontologia restauradora como a adesão aos cimentos resinosos (necessidade de preparo da superfície com jateamento de partículas, uso de silanos e adesivos contendo primers metálicos) e à sua compatibilidade com a cerâmica de cobertura (especialmente susceptibilidade ao lascamento ou fratura da porcelana de cobertura na técnica estratificada) (Pjetursson *et al.*, 2015; Sailer *et al.*, 2015).

A susceptibilidade à fratura da cerâmica de cobertura será abordada ao longo dessa revisão de literatura.

2.3 Cerâmicas vítreas para cobertura de estruturas a base de zircônia

À medida que houve o acréscimo do conteúdo cristalino para aumentar a resistência, ocorreu uma diminuição do grau de translucidez das cerâmicas policristalinas com zircônia, sendo, muitas vezes, necessária a cobertura com uma cerâmica de estrutura vítrea para que a restauração final refletisse a luz de forma semelhante ao esmalte dentário conferindo aparência similar aos dentes naturais (Griggs, 2007).

Frequentemente, a cerâmica feldspática (porcelana) é usada como cerâmica de cobertura, permitindo estratificação e caracterização de restaurações que foram fabricadas usando a tecnologia CAD/CAM. Possui uma matriz de vidro e uma ou mais fases cristalinas (cristais de nano-fluorapatita, de baixa fusão, de 100 a 300nm). Uma tendência geral dos sistemas multicamadas de cerâmica é usar uma cerâmica vítrea de cobertura com CET (coeficiente de expansão térmica) da porcelana ligeiramente menor que o da infraestrutura, para que ocorra um estresse de compressão na camada de cobertura. Esta técnica é bem aceita para o sistema metalocerâmico, no entanto, existem algumas preocupações em relação ao uso deste conceito para o sistema totalmente cerâmico, pois os materiais de cada camada são frágeis, não deformam e são pouco resistentes à tração (Swain, 2009).

As técnicas mais utilizadas nos laboratórios para aplicação da cerâmica de cobertura sobre a zircônia são: a técnica estratificada, a técnica de injeção sob pressão (prensada), CAD-on (duas estruturas confeccionadas pelo sistema CAD-CAM e aderidas com vidro de baixa fusão) e técnica de estruturas feitas com o sistema CAD-CAM unidas com cimentos resinosos.

A técnica de injeção sob pressão permite que o espaço sobre a infraestrutura correspondente à cerâmica de revestimento seja esculpido em cera e incluído em um anel de revestimento. A cera passa por uma queima e o espaço deixado é, então, preenchido pela cerâmica prensada que será injetada dentro do anel de revestimento (Bonfante *et al.*, 2010). Esta técnica mais controlada garante uma estética adequada, biocompatibilidade, e menor inclusão de porosidades nas restaurações (Beuer *et al.*, 2009).

A técnica CAD-on usufrui das vantagens dos materiais para CAD/CAM. Permite o desenvolvimento de coroas individuais e até de 4 (quatro) elementos. A cerâmica vítrea (IPS emax CAD) possui propriedades estéticas e resistência intermediária (130–150 MPa) pela presença de cristais de dissilicato de lítio. Já a zircônia (IPS emax ZirCAD), utilizada como infraestrutura, apresenta alta resistência mecânica (850 a 1.200 MPa). A união dos dois materiais é alcançada por meio de uma cerâmica de vidro de baixa fusão. A inserção do vidro ocorre por meio de vibração de alta frequência. Os materiais são pressionados semelhantemente à cimentação de uma coroa. A restauração é cristalizada utilizando um ciclo de queima (Renda *et al.*, 2015). A literatura ainda é incipiente sobre a estrutura multicamada obtida a partir desta técnica.(Alessandretti *et al.*, 2017)Segundo

Alessandretti *et al.* 2016), estruturas multicamadas fabricadas pelo método CAD-on apresentam resistência à fratura similar à zircônia monolítica, que foram superiores às outras estruturas avaliadas (infraestrutura de zircônia com porcelana de recobrimento e estrutura monolítica de dissilicato de lítio).

Na técnica estratificada uma mistura de pó de cerâmica e líquido modelador ou água destilada é aplicada sobre a infraestrutura. O excesso de líquido é removido e a restauração é levada ao forno para sinterização sob altas temperaturas. Nesta técnica várias camadas são aplicadas para que a anatomia, a cor e a oclusão desejadas sejam alcançadas. Esta técnica é considerada mais sensível devido às consecutivas camadas de cerâmica de cobertura aplicadas e queimas de sinterização, possibilitando ocorrer a distribuição não homogênea de temperatura (gradientes térmicos) na estrutura da restauração, com grande influência do tempo e taxa de resfriamento (Scherrer *et al.*, 2007; Benetti *et al.*, 2013) além da maior possibilidade de incorporação de porosidades e falhas. Os defeitos introduzidos no processo de fabricação de restaurações de porcelana podem atuar como pontos de estresse para o início da trinca (Cheung e Darvell, 2002). Contudo, a técnica confere melhor estética pela capacidade de promover características ópticas individualizadas para mimetizar os dentes naturais, além de ser a técnica mais acessível aos laboratórios de prótese quando comparada com as outras.

2.4 Fatores associados à fratura da porcelana

Alguns fatores possivelmente relacionados à fratura da porcelana em restaurações com infraestrutura de zircônia são apresentados na Tabela 1.

Tabela 1. Descrição dos principais resultados de estudos sobre fatores possivelmente relacionados à fratura de restaurações de zircônia-porcelana.

Autores (ano)	Fatores estudados	Hipóteses	Principais Conclusões
(Aboushelib <i>et al.</i> , 2008)	Influência de tensões devido às diferenças de CET entre zircônia e porcelana no desempenho mecânico	Há influência das diferenças de CET na carga de fratura; A resistência de união entre as cerâmicas depende da compatibilidade térmica	A maior carga de fratura (64N) foi apresentada pela maior compatibilidade térmica entre zircônia e porcelana. A magnitude da incompatibilidade (diferença de CET de 1,2 ppm/°c) resultou em delaminação
(Benetti <i>et al.</i> , 2010)	Compatibilidade térmica entre infraestrutura e porcelana.	Os testes de resistência de união e a medição do ângulo de contato são influenciados pela diferença entre os CET	Quanto maior a diferença entre CET entre infraestrutura e porcelana, menor a resistência de união e maior ângulo de contato

(Benetti <i>et al.</i> , 2011)	Espessura da porcelana	da	A resistência à flexão aumenta quando a espessura diminui	Grande espessura de porcelana reduz a resistência do conjunto zircônia-porcelana
(Bonfante <i>et al.</i> , 2010)	Acumulação de danos por aplicação de carga em diferentes direções	de	A direção de aplicação de carga axial 0° e 30° resulta em diferentes modos de falha e altera a confiabilidade	A orientação de carga não influenciou na confiabilidade do sistema, porém resultou em modos de falha diferentes
(Cheung e Darvell, 2002)	Problemas de sinterização e Porosidade	de	Investigar o efeito do tempo e temperatura de sinterização sobre a porosidade do de porcelanas aplicadas pela técnica estratificada	A mínima porosidade é obtida apenas sob uma gama muito estreita de condições, essencialmente em alta temperatura e curto tempo de sinterização.
(Corazza <i>et al.</i> , 2013)	Ângulo de convergência (AC) das paredes axiais do preparo protético	de	A magnitude e distribuição de tensão variam de acordo com o AC, alterando a carga de fratura.	AC influencia a carga de fratura.
(Dehoff <i>et al.</i> , 2008)	Compatibilidade térmica e geometria em estudos com barras e discos de zircônia e porcelana		Barras e discos fornecem informações confiáveis sobre a compatibilidade térmica dos sistemas	Barras e discos podem ser utilizados para filtrar os sistemas de cerâmicas altamente incompatíveis, mas eles não podem estabelecer um valor seguro de incompatibilidade

(Fardin <i>et al.</i> , 2018)	Estresse residual por nanoidentificação de próteses dentárias fixas de 3 elementos (FPDs) de zircônia e porcelana	(1) Próteses submetidas a testes de fadiga não apresentam tensões residuais diferentes dentro da porcelana (2) O estresse residual aumenta à medida que a distância da porcelana e da zircônia aumenta	FPDs após fadiga apresentam diminuição significativa na dureza. A camada externa da porcelana originou maior concentração de tensão residual em relação à interface com a zircônia
(Figueiredo <i>et al.</i> , 2017)	Espessura da porcelana, propagação de defeitos e resistência	A menor espessura da porcelana aumenta a resistência à flexão; e resulta em diferença na propagação de defeitos (indicativos de tensões residuais).	As camadas de porcelana mais finas apresentaram maior resistência à flexão e a progressão do defeito não dependia da espessura da porcelana
(Fischer <i>et al.</i> , 2009)	Diferentes coeficientes de expansão térmica entre zircônia e porcelana	A diferença entre os CETs da porcelana e da zircônia tem influência sobre a carga de fatura	Existe uma forte correlação entre os CETs da porcelana e os valores da carga de fratura. Os melhores resultados de fratura ocorreram quando a porcelana obteve um CET abaixo do CET da infraestrutura.
(Guazzato <i>et al.</i> , 2010)	Espessura e taxa de resfriamento da porcelana sobre zircônia	Presenças de trincas aumentam com o aumento da espessura da porcelana e taxas de resfriamento rápidas	Frequência de fraturas aumentou com maior espessura e taxa de resfriamento

(Lodi <i>et al.</i> , 2017)	Tratamento de superfície e resistência de união	de e	A resistência de união entre zircônia e porcelana é semelhante à união entre metal e porcelana	Não houve diferença na resistência de união entre grupos com zircônia e metalocerâmico
(Preis <i>et al.</i> , 2013)	Desenho da infraestrutura e técnica de aplicação	da e	Diferentes desenhos e o modo de aplicação da porcelana influenciam o número e a dimensão das falhas	A frequência de fraturas pode ser reduzida pelo uso de infraestrutura com desenho anatômico e coma aplicação da porcelana por injeção
(Quinn <i>et al.</i> , 2010)	Tenacidade a fratura (Tf) da porcelana	a	As cerâmicas de cobertura têm diferentes Tf	A tenacidade à fratura da porcelana que reveste a metalocerâmica foi maior do que para a cerâmica que reveste a zircônia
(Shirakura <i>et al.</i> , 2009)	Desenho da infraestrutura e espessura da porcelana em zircônia e metal	da infra-estrutura e	Não há diferenças na resistência de falha entre diferentes espessuras	A maior espessura da porcelana diminuiu a carga de fratura das coroas metalocerâmicas, mas não coroas de zircônia-porcelana.
(Taskonak <i>et al.</i> , 2005)	Tensões residuais decorrentes do resfriamento da porcelana	residuais do da	Tensões residuais na superfície de porcelana podem ser responsáveis pelas fraturas	Tensões residuais na camada externa da porcelana aumentam a resistência à flexão, porém pode ser uma causa de fraturas precoce por lascamento.

(Yamamoto <i>et al.</i> , 2016)	Adesão entre zircônia e porcelana	Não há diferenças de resistência de união entre zircônia/porcelana utilizando tratamentos convencionais, tratamento com nanofilme à base de sílica e tratamento com aplicações de glaze de baixa fusão	A aplicação de uma camada de glaze de baixa fusão na zircônia antes do recobrimento promoveu melhorias na adesão de zircônia/porcelana
---------------------------------	-----------------------------------	--	--

Em busca de razões para as falhas reportadas de restaurações de zircônia e porcelana, fatores como: desenho da estrutura, espessura da porcelana, técnica de inserção da porcelana, diferença entre CETs, união entre os materiais, protocolos de queima e resfriamento, tenacidade a fratura da porcelana, preparos protéticos, problemas de sinterização e porosidade, contribuem para o comportamento mecânico desse sistema quando em uso clínico.

2.5 Coeficiente de expansão térmica (CET)

Dois materiais são considerados compatíveis termicamente quando possuem Coeficiente de expansão térmica similares, se expandem (durante o aquecimento) e se contraem (durante o resfriamento) em proporções semelhantes (Anusavice, 2005). A

incompatibilidade térmica entre infraestrutura e porcelana de cobertura tem um papel importante na magnitude e distribuição de tensões na estrutura cerâmica (Belli *et al.*, 2012; Benetti *et al.*, 2014). Esta condição ocorre quando uma cerâmica de cobertura com comportamento viscoelástico é aplicada sobre uma infraestrutura com comportamento elástico (zircônia) criando elevado estresse de tração durante o resfriamento que pode levar ao surgimento de falhas imediatas (logo após a retirada do forno- espontâneas), precoces (nos primeiros meses em serviço) ou tardias (nos primeiros anos em serviço clínico) (Anusavice *et al.*, 2007; Christensen e Ploeger, 2010; Benetti *et al.*, 2013; Pjetursson *et al.*, 2015; Sailer *et al.*, 2015). Uma diferença de CET entre porcelana e infraestrutura (metálica ou zircônia) maior que 10% entre os materiais é um ponto crítico para o desenvolvimento de trincas espontâneas na cerâmica de cobertura após o ciclo de sinterização, porque quanto maior a incompatibilidade, maiores serão as tensões transitórias e residuais que se formam à medida que a restauração é resfriada (Gostemeyer *et al.*, 2010; Benetti *et al.*, 2013). A otimização (similaridade) entre os CET da porcelana e da infraestrutura pode gerar níveis aceitáveis de tensões residuais e, desta forma, diminuir a falha por delaminação ou lascamento dos sistemas cerâmicos com duas camadas (Swain, 2009; Benetti *et al.*, 2011).

Na situação em que o CET da zircônia é maior que o da porcelana, assim, durante o resfriamento das restaurações até a temperatura ambiente, o material usado como infraestrutura contrai mais que o material de cobertura (Tholey *et al.*, 2011). Um complexo sistema de tração-compressão é originado nessas restaurações, mesmo com mínima diferença entre CETs: tensões predominantes de

compressão são geradas na porcelana, na região da interface com a zircônia, e de tração na infraestrutura (Swain, 2009). Neste sentido, os resultados encontrados por Benetti *et al.*, (2010) ao estudarem a influência da diferença entre CET sobre a resistência adesiva de sistemas totalmente cerâmicos, reafirmam que, quanto maior a diferença de CET, menor a resistência adesiva e maiores são as chances de ocorrer fratura da porcelana. Apesar dos fabricantes desenvolverem produtos cerâmicos com CET mais compatíveis, (similares entre si), ainda existe um índice elevado de laboratórios de prótese que combinam diferentes marcas de cerâmicas, muitas vezes com CET menos compatíveis, prejudicando o sucesso e a vida prolongada das restaurações. Todavia, a compatibilidade entre materiais não é simples ou fácil de ser estabelecida, pois o tipo e a magnitude da resposta de um material às mudanças de energia térmica variam de acordo com suas características propriedades mecânicas e térmicas (Dehoff *et al.*, 2008).

2.6 Protocolos de resfriamento, tensões transitórias e residuais e espessura da porcelana

Sistemas cerâmicos a base de zircônia podem aumentar a complexidade da distribuição de tensão na restauração, as maiores tensões surgem devido às diferenças, mesmo mínimas, entre CETs da porcelana e infraestrutura com diferentes espessuras.

Trincas subcríticas que crescem são influenciadas por variáveis das técnicas laboratoriais, mecânicas da mastigação e por características físico-químicas do material e do meio. A nucleação e propagação de trincas podem ser modificadas pela presença de tensões residuais. A tensão residual em sistemas de duas camadas pode ser introduzida durante a queima da cerâmica de cobertura, devido a um resfriamento rápido ou diferença do coeficiente de expansão térmica entre os dois materiais (Tholey *et al.*, 2011).

Benetti *et al.* (2014) investigaram as possíveis razões para fraturas de restaurações cerâmicas zirconia/porcelana originadas no interior da porcelana. Analisaram o desenvolvimento de tensões residuais e obtiveram como resultado que o protocolo de resfriamento tem grande influência na redução da tensão residual, ainda, defeitos pré-existentes na porcelana associados às tensões transitórias decorrentes de um resfriamento rápido (gradiente de temperatura) podem ser a causa da fratura precoce destes materiais.

Além de Benetti *et al.* (2014), outros estudos também reportaram a preocupação com o protocolo de resfriamento, divergindo em seus (tabela 2)

Tabela 2. Descrição dos principais estudos que investigaram, protocolos de resfriamento.

Autores (ano)	Objetivo do estudo	Protocolo de resfriamento	Etapas	Conclusão
(Oilo <i>et al.</i> , 2008)	Investigar se os ciclos de queima afetaram a resistência à flexão	Não define	5 queimas simulando a técnica estratificada	A resistência à flexão e a microdureza

	e microdureza da zircônia.		da porcelana	diminuiu após a primeira queima
(Rues <i>et al.</i> , 2010)	Investigar o efeito de diferentes procedimentos de resfriamento sobre a incidência de falha coesiva e a carga de ruptura de coroas cerâmicas folheada sobre incisivos superiores centrais	Três protocolos: (1) ausência de tempo extra de resfriamento (queima convencional), (2) o tempo extra somente após a queima de glaze, e (3) tempo de resfriamento extra em todas as queimas.		Os protocolos 2 e 3) foram mais resistentes à falha coesiva no interior da cerâmica de revestimento. Porém o 2 precisa de menos tempo
(Gostemeyer <i>et al.</i> , 2010)	Avaliar a influência da taxa de resfriamento em temperaturas acima de Tg na resistência de união entre zircônia/porcelana	RR: retirados do forno e resfriados na temperatura ambiente, RL: resfriamento dentro do forno com redução da temperatura até a Tg	2 ciclos de queima (protocolo rápido ou lento na última camada)	O RL pode aumentar o risco de delaminação.
(Tholey <i>et al.</i> , 2011)	Investigar os gradientes de temperatura durante o RL e RR sobre a tensão residual	RR: a coroa foi removida do forno após a sinterização RL: a coroa foi resfriada no interior do forno até a Tg	Última camada	O RL reduz os gradientes de temperatura e tensões residuais, que representam uma possível causa para o lascamento
(Belli <i>et al.</i> , 2012)	Os objetivos deste estudo foram investigar os efeitos das tensões residuais térmicas dos resfriamentos rápido e lento sobre a confiabilidade e vida útil de coroas de zircônia/porcelana	Rápido: abertura imediata da porta do forno após o fim da programação expondo as coroas com o ar ambiente Lento: a porta do forno abriu 10%, quando atingiu 200 ° C abriu-se completamente	Na última camada	Para combinações de alta de incompatibilidade um protocolo de resfriamento lento é aconselhável: aumenta a resistência ao lascamento e o tempo de vida da prótese
(Almeida <i>et al.</i> , 2013)	Investigar como os métodos de resfriamento (RR e RL) influenciam a força de	RR quando alcançou à temperatura final o forno foi aberto RL extremo: quando o forno	Não define	O RL diminui a força de adesão e demonstrou alta frequência de falhas coesivas. O regime de

	cisalhamento e resistência à flexão do sistema zircônia/porcelana	alcançou a temperatura final, manteve-se a porta fechada e desligou-se		resfriamento afeta a longevidade da restauração.
(Lima <i>et al.</i> , 2013)	Determinar se a espessura, a técnica de processamento, e o protocolo de resfriamento influenciam na resistência à flexão de um sistema de cerâmico de bicamada	Rápido: o forno permaneceu fechado até chegar a 800 graus e foi aberto. Lento: ficou fechado 600 graus e após as amostras foram mantidas na estufa até a temperatura ambiente	Etapa da queima de glaze	O protocolo de resfriamento e a técnica não influenciaram na resistência, mas a espessura teve grande influência
(Al-Amleh <i>et al.</i> , 2014)	Investigar a influência da taxa de resfriamento sobre os estresse residual em coroas zircônia-porcelana com diferentes espessuras de porcelana	Não define	Durante a queima de glaze final	Tensões de compressão foram registradas no resfriamento rápido, enquanto tensões de tração com resfriamento lento
(Meirelles <i>et al.</i> , 2016)	Investigar o efeito do protocolo de resfriamento sobre o comportamento mecânico de estruturas de bicamada de zirconia/porcelana	Para resfriamento rápido: a câmara de fogo abriu depois da queima do fabricante, o forno foi desligado. no lento manteve-se a câmara fechado até a temperatura atingir 50°C abaixo da tg, com uma taxa de resfriamento de 10°C/min, o forno	Todas as camadas (3)	Os protocolos de resfriamento podem resultar em desempenho mecânico da restauração similar

O controle de tensão térmica, por meio da utilização de protocolo lento de resfriamento e a prevenção de gradientes térmicos no interior da porcelana, é considerado como fator importante para o sucesso. Durante o resfriamento, o material passa de um estado viscoelástico para estado sólido. Em estado sólido, a cerâmica começa a resistir à deformação e a tensão não podem mais ser libertada porque a reorganização estrutural é impossível, resultando no desenvolvimento de tensões devido às discrepâncias de volume, densidade, viscosidade, e diferença de temperatura entre as camadas exterior e interior da cerâmica (Benetti *et al.*, 2014). Quando uma restauração é rapidamente resfriada, a superfície externa começa a contrair tornando-se rígida, pois perde calor rapidamente, enquanto as camadas mais internas do material permanecem quente e ligeiramente viscosa devido à baixa condutividade térmica das cerâmicas. Portanto, as taxas de resfriamento mais lentas resultam no desenvolvimento de pequenos gradientes de temperatura dentro do corpo cerâmico, levando à geração de tensão de tração residual no interior do material, que é parcialmente compensada por uma tensão de compressão superficial que pode aumentar a resistência à tração do revestimento cerâmico (Swain, 2009; Guazzato *et al.*, 2010; Gostemeyer *et al.*, 2010; Lima *et al.*, 2013)

Neste seguimento, existe um gradiente de tensão através da camada de porcelana, com as maiores tensões de compressão na interface da infraestrutura e ligeiras tensões de tração na superfície da porcelana (Figura 2). Estas tensões de tração são indesejáveis, uma

vez que podem promover a iniciação da fratura na superfície da porcelana (Gostemeyer *et al.*, 2010).

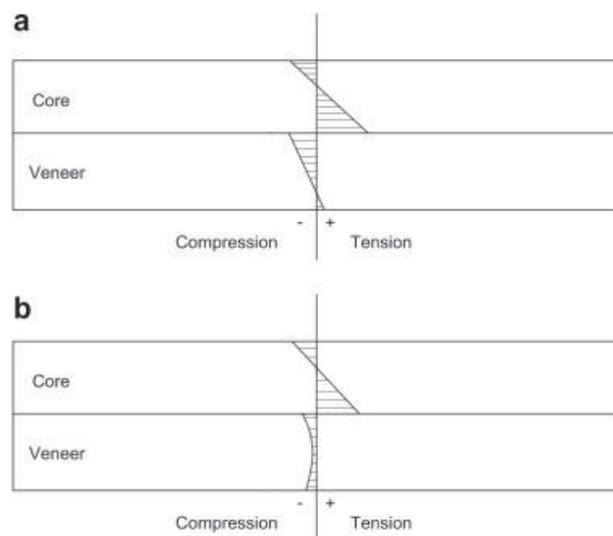


Figura 1. Ilustrações esquemáticas da distribuição da tensão em camadas de barras com infraestrutura de zircônia (Core) e cobertura de porcelana (Veneer). Em a, a distribuição de tensão devido a uma incompatibilidade de expansão térmica quando a zircônia tem CET maior do que a porcelana. Em b, combinação de tensões geradas pela diferença de expansão térmica e incluindo têmpera devido ao resfriamento rápido. Adaptada de Swain (2009).

Em relação à espessura das camadas, sabe-se que é um dos fatores que altera a resistência da restauração e a sua longevidade. Amostras com menor espessuras (mais finas) apresentam valores de resistência maiores que amostras mais espessas. Da mesma forma que existe uma associação positiva entre o aumento da espessura cerâmica e a ocorrência de falhas no seu interior (Guazzato *et al.*, 2010; Benetti *et al.*, 2011).

2.7 Modos de falhas

Todos os defeitos e tensões residuais produzidos durante o processo de fabricação e confecção de restaurações zircônia e porcelana influenciam negativamente no seu desempenho mecânico, resultando em menor longevidade clínica. Entretanto, as propriedades mecânicas da zircônia são as mais altas reportadas para qualquer material cerâmico dental (Denry e Kelly, 2008) e quando associada à porcelana consegue cumprir requisitos biomecânicos e fornecer estética (Raigrodski et al., 2006). Durante os últimos anos muitos estudos relataram sua frequência de falha (tabela 3), auxiliando na melhora do desempenho dos novos materiais cerâmicos e na previsibilidade clínica de restaurações zircônia/porcelana.

Tabela 3. Estudos que reportam fraturas da porcelana em restaurações com infra-estrutura de zircônia..

Autores (ano)	Frequência de fratura da porcelana	Tipo de estudo	Formato dos corpos de prova	Anos de observação
(Ortorp <i>et al.</i> , 2009)	2%	Clínico retrospectivo	Coroas Unitárias	3
(Sailer <i>et al.</i> , 2015)	2,01%	Revisão sistemática e meta-análise	Coroas Unitárias	5
(Ortorp <i>et al.</i> , 2012)	3%	Clínico retrospectivo	Coroas Unitárias	5
(Tinschert <i>et al.</i> , 2008)	8%	Clínico prospectivo	Pontes	3
Sailer <i>et al.</i> , 2007	15,2%	Clínico prospectivo	Pontes	5
Pjetursson <i>et al.</i> , 2015	19,5%	Revisão sistemática e meta-análise	Pontes	5
Raigrodski <i>et al.</i> , 2006	20%	Clínico prospectivo piloto	Pontes	3
(Sailer <i>et al.</i> , 2009)	25%	Ensaio clínico randomizado	Pontes	3
(Molin e Karlsson, 2008)	30%	Clínico prospectivo	Pontes	5
Christensen;	4-50%	Ensaio clínico	Pontes	3

Ploeger, 2010		randomizad o		
(Monaco <i>et al.</i> , 2017)	6%	Ensaio clínico randomizad o	Coroas unitárias	5

Quando a resistência à fratura do material é superada pelo estresse aplicado sobre ele, uma falha mecânica ocorre no material (Della Bona, 2009). O tamanho da trinca que se origina e a energia acumulada quando uma carga é aplicada irão determinar qual tipo de falha ocorrerá. Dados de diferentes estudos relatam fraturas prematuras de porcelana a partir do lascamento superficial da porcelana (chipping) ou da interface com a infraestrutura, expondo-a (delaminação) (Christensen e Ploeger, 2010). A trinca da porcelana sugere uma alta concentração de tensões residuais que permitem que falhas preexistentes se propagem lentamente até a falha (Della Bona e Kelly, 2008; Pjetursson *et al.*, 2008; Christensen e Ploeger, 2010). Já nas falhas catastróficas a trinca se originou na superfície da cerâmica, sofreu deflexão próximo à interface cerâmica/zircônia e se propagou através da infraestrutura de zircônia (Benetti *et al.*, 2011). A análise de fratura deste estudo foi realizada com auxílio de transiluminação e o modo de falha foi classificado como: a) Trinca, b) delaminação ou lascamento e c) fratura catastrófica.

3. PROPOSIÇÃO

3.1 Objetivo geral

Avaliar a resistência à flexão biaxial (BFS) e modo de falha de sistema cerâmico com zircônia e porcelana em diferentes espessuras e taxas de resfriamento após envelhecimento mecânico.

3.2 Objetivos específicos

1. Analisar a influência de diferentes espessuras e do resfriamento na resistência à flexão biaxial e a confiabilidade estrutural de discos zircônia/porcelana após envelhecimento;
2. Avaliar a influência das variáveis do estudo no modo de falha;

4. HIPÓTESES

1. A menor espessura da porcelana aumenta a BFS sistema cerâmico;
2. O protocolo rápido de resfriamento influencia negativamente a BFS;
3. Os protocolos de resfriamento lento da porcelana influenciam positivamente a BFS.
4. Os protocolos de queima e espessura influenciam o modo de falha

5. MATERIAIS E MÉTODOS

5.1 Materiais

Os materiais utilizados neste estudo estão descritos na Tabela 4.

Tabela 4. Descrição dos materiais do presente estudo.

Material	Tipo de material	Indicação
ZirkomST SuperTranslucent*	Y-TZP	Infraestrutura
InSyncCeramic System- Dentina A2*	Porcelana fedspática com nano- fluorapatita, de baixa fusão	Recobrimento
InSyncCeramic System- liquido modelador para porcelana	Aglutinação do pó da porcelana	Aglutinar o pó
InSyncCeramic System- Liner A2*	Liquido de ligação e transmissão de luz	Adesão
InSyncCeramic System- liquido modelador para Liner *	Aglutinação do pó do Liner	Aglutinar o Liner
Silicone de condensação denso- Optosil [§]	Impressão para tagem	Molde de discos

*OdontoMega, São Paulo, Brasil; [§] Heraeus Kulzer, Hanau, Alemanha

5.2 Grupos experimentais

Os corpos de prova foram avaliados e quanto 1) à espessura das camadas infraestrutura e cobertura; e 2) ao protocolo de resfriamento, conforme a tabela 5:

Tabela 5. Descrição dos grupos experimentais da pesquisa.

Grupos*	Espessuras da Zircônia (mm)	Espessuras da porcelana (mm)	Taxa de resfriamento	Tratamento da última camada
1RT	1,7	1,3	Rápido	Rápido
1LT	1,7	1,3	Lento	Lento
1LU	1,7	1,3	Rápido	Lento
2RT	0,7	2,3	Rápido	Rápido
2LU	0,7	2,3	Lento	Lento
2LT	0,7	2,3	Rápido	Lento
Controle	0,7	2,3	Taxa do fabricante	Taxa do fabricante

*R= resfriamento rápido; L= resfriamento lento; T= todas as camadas; U= somente na última camada.

5.3 Obtenções das Infraestruturas

A partir de blocos para sistemas CAD/CAM de zircônia, 210 infraestruturas em formato de disco foram confeccionadas (Figura 2). Os blocos foram usinados em cilindros com dimensões de 12x18mm e posteriormente seccionados em uma cortadeira metalográfica (MinitonStrues, Copenhagem, Denmark) para obter 0,7 ou 1,7mm de espessura após a sinterização (considerando a contração pós sinterização de 20%).

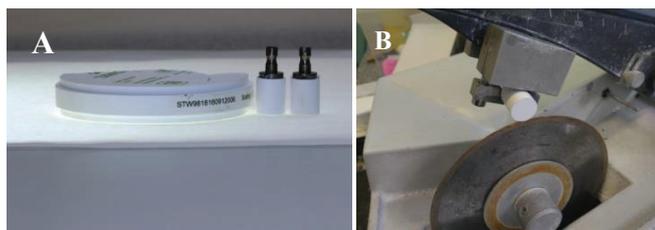


Figura 2.A) Disco de zircônia e cilindros usinados em CAD/CAM; B) Corte dos cilindros em fatias

Lixas de água de granulação 1200 (Drywater, 3M, USA) foram utilizadas para a regularização dos discos sob refrigeração com água.

Os discos foram sinterizados (Figura 3) conforme as recomendações do fabricante (Tabela 6) com o forno Programat S1 (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein, Alemanha).

Tabela 6. Protocolo de sinterização da zircônia recomendado pelo fabricante.

Parâmetros	T1	T2	T3	T resfriamento
Temperatura	25	900	1530	900
Velocidade		10	20	10
Manutenção		10	120	
Vácuo		Sim	sim	

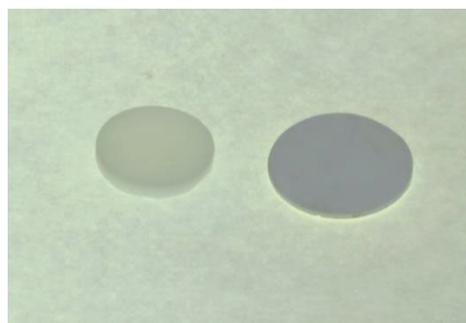


Figura 3. Zircônia antes e após sinterização (contração de sinterização da zircônia)

Todas as infraestruturas foram limpas em banho sônico com água por 5 minutos para limpeza (Cristofoli, Paraná, Brasil).

5.4 Aplicação de Liner sobre a infraestrutura

Uma camada fina e homogênea de liner foi aplicado sobre as infraestruturas de zircônia com a utilização de um pó e o líquido modelador previamente à aplicação de porcelana.

Após aplicação, todos passaram pelo ciclo de queima do liner indicado pelo fabricante (Tabela 7).

Tabela 7. Parâmetros de queima para Liner

Parâmetros	Secagem	T1	T2	T resfriamento
Temperatura	50	400	970	970
Velocidade		60	60	0
Manutenção	6		1	0
Vácuo		Sim	Sim	

5.5 Aplicação da porcelana sobre a infraestrutura

A aplicação da porcelana foi realizada utilizando a técnica estratificada, na qual o pó é aglutinado ao líquido modelador e aplicado sobre a infraestrutura.

Um guia de silicone de condensação denso foi confeccionado por meio da moldagem prévia de um padrão em cera com as dimensões dos corpos de prova requisitados para o estudo (aproximadamente 3mm). A infraestrutura de zircônia foi posicionada na superfície inferior do molde (figura 4). A mistura de pó e líquido da porcelana foi aplicada sobre a zircônia até atingir a espessura final do molde, e o excesso de líquido modelador removido utilizando um papel absorvente de forma a promover a compactação do pó.

A cada queima, contrações ocorriam e mais material foi depositado para atingir o diâmetro e espessura final aproximado. Três queimas distintas foram realizadas, sendo a última 24 horas após as iniciais.



Figura 4. A) corpo de prova finalizado

5.6 Protocolo de resfriamento

Todos os grupos seguiram o protocolo de queima recomendado pelo fabricante (Tabela 8 e 9). A taxa de resfriamento foi alterada conforme o grupo experimental. O grupo controle seguiu todos os parâmetros recomendados pelo fabricante.

Tabela 8. Ciclo do fabricante para a 1^a queima

Parâmetros	Secagem	T1	T2	T resfriamento
Temperatura	50	400	765	970
Velocidade	--	40	40	--
Manutenção	4	--	1	6
Vácuo		Sim	sim	

Tabela 9. Ciclo do fabricante para 2^a e 3^a queimas,

Parâmetros	Secagem	T1	T2	T resfriamento
Temperatura	50	400	760	970

Velocidade	--	40	40	--
Manutenção	4	--	1	6
Vácuo		Sim	sim	

No resfriamento rápido, a câmara do forno foi aberta imediatamente após a temperatura final do ciclo recomendado pela sinterização, então o forno foi desligado e os espécimes removidos da base do forno e do refratário.

No resfriamento lento, os grupos foram mantidos no forno e resfriados com uma taxa de 40°C/min até a temperatura ambiente, a partir de então, o forno foi aberto totalmente, desligado e os discos removidos da base do forno.

Durante a realização dos ciclos de sinterização, o ambiente externo também teve a temperatura uniforme e padronizada em 25°C com climatizador de ar (Philco, Filadélfia, EUA).

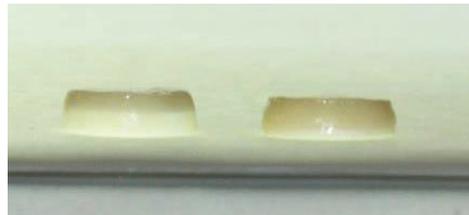


Figura 5. Corpos de prova com alteração das espessuras das camadas de porcelana (acima) e de zircônia (abaixo).

5.7 Ciclagem mecânica

Uma carga cíclica foi aplicada à todos os corpos de prova por um pistão de G10 de superfície plana e diâmetro da ponta de 3mm sobre a superfície da porcelana (Figura 6).



Figura 6. Ciclagem mecânica dos corpos de prova com pistão de G10

Foram realizados 500.000 ciclos a uma frequência de 2 Hz e carga de 100N, em imersão em água a 37°C, utilizando máquina de ciclagem mecânica pneumática (Biopid, Biocycle, São Carlos, São Paulo, Brasil). O pistão permaneceu encostado no corpo de prova durante todo o experimento, permitindo que a ciclagem fosse realizada sem impacto.

Ao final, os corpos de prova foram removidos da cicladora, secos e inspecionados sob transiluminação quanto à presença de trincas.

5.8 Teste de resistência à flexão biaxial associado ao método de detecção acústica

Os corpos de prova foram submetidos ao teste de flexão biaxial em máquina de ensaios universal (EMIC DL 2000, São José dos Pinhais, PR, Brasil) com célula de carga de 2000N. Os corpos de prova foram posicionados no interior de recipiente contendo água destilada a 37°C e receberam carga gradual (0.5mm/min) até o primeiro sinal sonoro de fratura (Figura 7). O ensaio foi finalizado manualmente após a detecção de emissão acústica da fratura. A carga máxima foi anotada (N).

No ensaio de flexão biaxial, a superfície da zircônia foi posicionada para cima, em contato com o pistão do dispositivo.

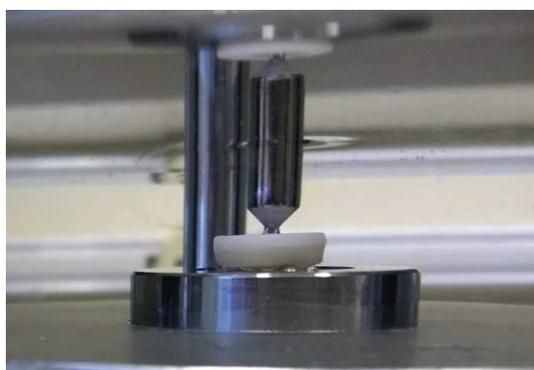


Figura 7. Carga sendo aplicada em água destilada a 37°C, com zircônia sob tensão de tração (para baixo).

A resistência à flexão biaxial (BFS) foi calculada utilizando a Eq. 1 (Thompson, 2000).

$$\sigma = \frac{6M}{t_a^2 K_{2p}} \left[\frac{E_b t_b (1 - \nu_a^2)}{E_a t_a (1 - \nu_b^2)} + \frac{t_a}{t_b} \frac{(1 - \nu_a^2)(1 + (t_b/t_a)(1 + E_a t_a/E_b t_b))}{(1 + E_a t_a/E_b t_b)^2 - (\nu_a + \nu_b E_a t_a/E_b t_b)^2} \right] \quad (1)$$

Nesta equação, σ é a resistência à flexão biaxial (BFS), M é o momento máximo de flexão, t_a e t_b são a espessura da zircônia e porcelana (mm), respectivamente, E_a e E_b são os módulos de elasticidade da zircônia (210 GPa) e porcelana (65 GPa), respectivamente. Os coeficientes de Poisson da zircônia (ν_a) foi de 0,31 e da porcelana (ν_b) foi 0,25. Os valores de K_{2p} e M foram obtidos por Eq. 2 e Eq. 3:

$$K_{2p} = 1 + \frac{E_b t_b^3 (1 - \nu_a^2)}{E_a t_a^3 (1 - \nu_b^2)} + \frac{3(1 - \nu_a^2) \left(1 + \frac{t_b}{t_a}\right)^2 \left(1 + \frac{E_a t_a}{E_b t_b}\right)}{\left(1 + \frac{E_a t_a}{E_b t_b}\right)^2 - \left(\nu_a + \frac{\nu_b E_a t_a}{E_b t_b}\right)^2} \quad (2)$$

$$M = \frac{W}{4\pi} [(1 + \nu) \log \frac{A}{R} + 1]. \quad (3)$$

O W é a carga de fratura (N), ν o coeficiente de Poisson da amostra bicamada (0,25), A é o raio do suporte circular (4mm) e R é o raio equivalente de carga, obtido por Eq.4.

$$R = \sqrt{1.6B^2 + d^2} - 0.675d \quad (4)$$

Na qual B é o raio da ponta do pistão (0,85mm), d é a espessura total do corpo-de-prova bicamada (mm).

5.9 Análises da Superfície de Fratura

Após o ensaio, o modo de falha foi observado utilizando transiluminação com um fotopolimerizador Raddi Cal 1200 Mw/cm² (SDI, Bayswater, Austrália), e classificado em: Trinca, lascamento/delaminação ou fratura catastrófica.

5.10 Análises Estatísticas dos Dados

Os dados de resistência foram analisados por estatística descritiva e a comparação entre os grupos foi feita utilizando Anova de dois fatores (espessura e queima). Para comparações múltiplas entre os pares foi usado método Tukey com nível de significância de 5%. O teste t foi usado para comparações do grupo controle com os grupos que possuíam a mesma espessura de porcelana. Análise de Weibull foi utilizada para determinar a confiabilidade estrutural do sistema dos grupos experimentais.

6. RESULTADOS

Durante a ciclagem mecânica alguns grupos, tiveram corpos de prova fraturados (Controle-12, IRT-2, 2RT-3, 2LT-1, 2LU-1) e foram substituídos para que o número amostral final de cada grupo seguisse com 30 discos e possibilitasse análise de Weibull.

Os dados de resistência à flexão biaxial (BFS) dos grupos experimentais são apresentados na Tabela 10.

Tabela 10. Resultados de resistência (σ , em MPa) para cada grupo.

Grupo	Zircônia (mm)	Porcelana (mm)	Resfriamento	σ (MPa)	Desvio Padrão
1RT	1,7	1,3	R+R+R	46,7	8,4
1LT	1,7	1,3	L+L+L	49,9	8,2
1LU	1,7	1,3	R+R+L	50,7	5,8
2RT	0,7	2,3	R+R+R	39,3	8,6
2LT	0,7	2,3	L+L+L	32,2	7,1
2LU	0,7	2,3	R+R+L	30,9	8,1
Controle	0,7	2,3	Fabricante	22,7	7,2

Isoladamente, a queima não influenciou a resistência da cerâmica. Contudo, a espessura e a interação entre o resfriamento e a espessura contribuíram significativamente para os resultados de resistência à flexão biaxial ($<0,001$) (Tabela 11).

Tabela 11. Anova 2-fatores para os dados de BFS obtidos no experimento

Efeito	GL	SQ	QM	F	P
Queima	2	169,5	84,7	1,3	0,252
Espessura	1	9982,3	9982,3	163,5	<0,001
Queimax	2	1325,9	663,0	10,8	<0,001
espessura					
Resíduo	173	10556,2	663,0		
Total	178	22102,9	61,0		

GL: grau de liberdade; SQ: soma dos quadrados; QM: quadrado médio.

A espessura da porcelana de 1,3 resultou em maior resistência à flexão e maior confiabilidade estrutural que a espessura de 2,3 (Tabela 12, 13 e Figura 8).

O protocolo de resfriamento não resultou em alteração da resistência dos corpos de prova para a espessura 2,3, o grupo 2RT resultou em maior resistência do que os grupos 2LU e 2LT.

Tabela 12. Resistência característica (σ_0) e módulo de Weibull (m) das estruturas bicamadas.

Grupos	m^*	σ_0
Fabricante	3,3 C	25,2
1RT	6,0AB	50,1
2RT	4,9B	42,7
1LU	9,2A	53,3
2LU	4,1 B	34,0
1LT	6,5AB	53,4
2LT	5,2B	35,0

* Letras diferentes na mesma coluna representam diferenças estatisticamente significantes ($p < 0,000$).

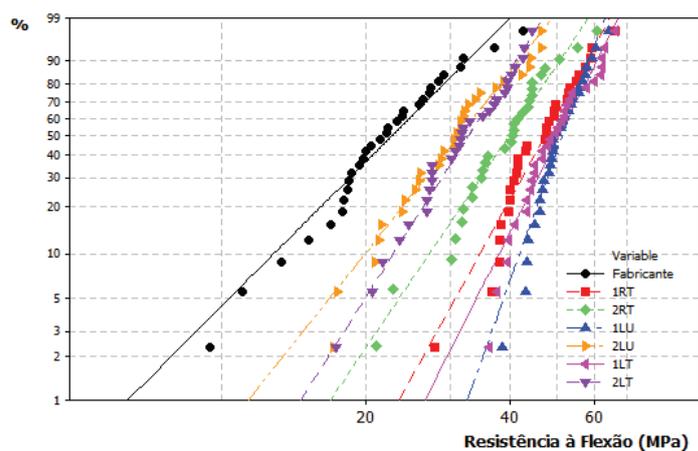


Figura 8. Probabilidade de falha dos grupos.

O grupo controle teve resultado de resistência inferior aos demais grupos experimentais (Tabela 13).

Tabela 13. Comparação dos grupos com espessura 2,3 com o grupo controle pelo teste t

Comparação		t	GL	P
Controle x	2RT	-8,006	57	<0,001
Controle x	2LU	-4,147	58	<0,001
Controle x	2LT	-5,100	58	<0,001

A análise do modo de falha mostrou predominância de fraturas do tipo trinca para todos os grupos (Tabela 14). Os grupos com maior espessura de porcelana mostraram maior frequência de fraturas catastróficas (não recuperáveis).

Tabela 14. Número de corpos de prova por modo de falha

Grupo	Modo de falha		
	Trinca	Delaminação	Fratura Catastrófica
1RT	25	0	5
1LT	28	2	0
1LU	27	3	0
2RT	17	2	10
2LT	17	4	9
2LU	22	1	7
Controle	18	1	11

Imagens representativas das fraturas observadas nos grupos são apresentadas nas Figuras 9, 10, 11 e 12.

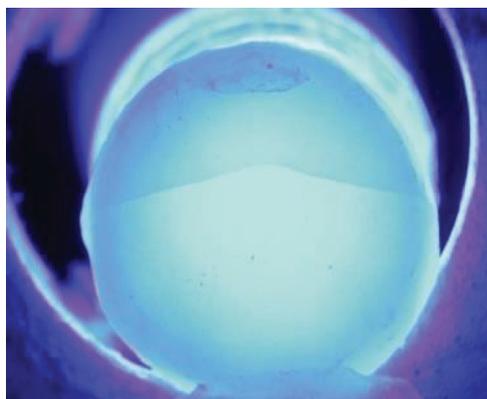


Figura 9. Imagem usando transiluminação representando modo de fratura de trinca



Figura 10. Imagens representativa do modo de falha delaminação

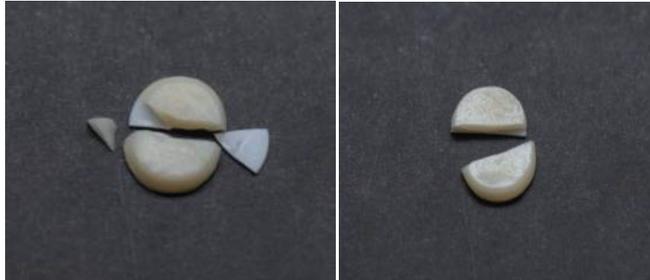


Figura 11. Imagem representativa do modo de falha de fratura catastrófica

7. DISCUSSÃO

Sistemas restauradores de zircônia e porcelana são cada vez mais usados, devido à confiabilidade estrutural dos materiais e, especialmente às características estéticas superiores às próteses com infraestrutura metálica. Contudo, apesar da longevidade clínica semelhante às próteses metalocerâmicas, estudos clínicos reportam falhas devido à fratura da porcelana nos primeiros meses de uso, como lascamentos, trincas ou delaminação da porcelana de cobertura (Sailer *et al.*, 2007; Della Bona e Kelly, 2008; Pjetursson *et al.*, 2015; Sailer *et al.*, 2015).

Este estudo investigou a influência de dois potenciais contribuintes para as falhas de porcelana, a espessura e a velocidade de resfriamento, na resistência à flexão biaxial (BFS), confiabilidade e modo de falha de sistema cerâmico com zircônia e porcelana após envelhecimento mecânico.

Os resultados mostraram que a espessura da porcelana é importante para a BFS e confiabilidade estrutural do sistema, aceitando a primeira hipótese que afirma que a menor espessura da porcelana (1,3) aumenta a BFS do sistema cerâmico.

Estudos observaram que quanto maior a espessura da porcelana, menor a resistência e maior a propensão a fraturas dos sistemas zircônia/porcelana (Swain, 2009; Guazzato *et al.*, 2010; Benetti *et al.*, 2011; Figueiredo *et al.*, 2017). Esses resultados corroboram com os achados clínicos: a falha mais frequente de coroas e pontes é a fratura de regiões que apresentam maior espessura de porcelana nas restaurações zircônia-porcelana (ponta de cúspides, cristas marginais) (Zhang, Y. *et al.*, 2012). Essa menor resistência de próteses com grande espessura de porcelana pode ser atribuída às características mecânicas do material de cobertura (módulo de elasticidade, tenacidade e resistência), que são inferiores à zircônia, tornando, assim, a estrutura mais susceptível à fratura (Benetti *et al.*, 2011; Lima *et al.*, 2013).

Além das características mecânicas, a maior espessura da restauração pode diminuir a difusividade térmica pela baixa transferência de calor dos materiais, o que aumenta significativamente os gradientes térmicos, podendo resultar em tensões transitórias e residuais na zircônia e porcelana, aumentando o risco de fratura.

Contudo, o protocolo de resfriamento rápido utilizado no presente estudo tiveram efeito positivo sobre a resistência das estruturas de zircônia/porcelana, rejeitando as hipóteses 2 e 3 desse estudo.

Corroborando com esses resultados, Lima *et al.* (2013) e Meirelles *et al.* (2016) mostraram a significativa influência da espessura e a independência do protocolo de resfriamento da porcelana na resistência à flexão de estruturas bicamadas quando a porcelana é menos espessa.

É importante observar que foi significativa a interação entre a espessura da porcelana e o protocolo de resfriamento utilizado. Por isso, para a espessura de 2,3 mm, foi observado que o grupo 2RT apresentou maior resistência que os demais grupos, que incluíram pelo menos uma etapa de resfriamento lento. Portanto, a influência do resfriamento é insignificante para corpos de prova com espessura reduzida de porcelana, mas parece ser um fator contribuinte à significativa influência da maior espessura na redução da resistência do sistema bicamada.

A maior BFS observada para o grupo 2RT pode estar relacionada à têmpera da porcelana devido ao resfriamento rápido, resultando em formação de tensões residuais de compressão na superfície da porcelana (Swain, 2009; Gostemeyer *et al.*, 2010) e aumentando a resistência do sistema (Almeida *et al.*, 2013).

Além disso, o estudo de Gostemeyer *et al.* (2010) observou que a resistência de união entre zircônia e porcelana é reduzida pelo resfriamento lento na região da T_g. Essa redução da adesão pode significar a presença de tensões residuais de tração nesta interface, o que colaboraria para diminuição da resistência do sistema encontrada no presente estudo. Portanto, a têmpera da porcelana por resfriamento rápido poderia ser utilizada para aumentar a tensão residual de

compressão na superfície. No entanto, outros autores sugerem que tensões de tração no interior da porcelana equilibram as tensões de compressão, anulando as tensões residuais (Al-Amleh *et al.*, 2014).

Vários estudos demonstraram que o resfriamento lento seria aconselhável para diminuir as tensões residuais e aumentar a resistência à fratura da porcelana (Tholey *et al.*, 2011; Belli *et al.*, 2012; Benetti *et al.*, 2013; Benetti *et al.*, 2014).. Contudo, essas evidências são reportadas a partir de corpos de prova com geometrias complexas, semelhantes às coroas dentárias, diferente do presente trabalho e de outros que utilizaram corpos de prova simplificados.

Deve-se dar especial atenção à grande variabilidade dos métodos de resfriamento e de avaliação descritos na literatura. Essas diferenças dificultam a comparação de resultados e a indicação do método adequado de resfriamento. Por exemplo, alguns estudos referem-se a um método específico como "lento", mas esse método representa queima normal em outros estudos e/ou para o fabricante. Além disso, os fabricantes de porcelanas não esclarecem o método de resfriamento ideal, referindo-se apenas à nomenclatura "lenta". No nosso estudo, protocolos de resfriamento (rápidos e lentos) se basearam em metodologias previamente descritas em vários estudos (Gostemeyer *et al.*, 2010; Tholey *et al.*, 2011; Belli *et al.*, 2012; Benetti *et al.*, 2014).

A análise do modo de falha mostrou predominância de fraturas do tipo trinca. Após iniciada, uma trinca se propaga até a completa fratura do material, resultando em lascamento ou delaminação da porcelana. O lascamento da porcelana pode ser considerado o problema técnico mais frequente nas restaurações cerâmicas (Sailer *et*

al., 2007; Sailer *et al.*, 2015). Muitas dessas fraturas são pequenas e não afetam a função ou a estética. Como intervenção clínica, muitas vezes é possível realizar o reparo intraoral com recontorno e repolimento ou com acréscimo de resina composta (Attia, 2010). Fraturas maiores como as delaminações e fraturas catastróficas, como as observadas com maior frequência para os grupos com maior espessura de porcelana podem se apresentar não recuperáveis e implicar em substituição da prótese. Portanto, além de maior resistência e confiabilidade, a menor espessura da camada de porcelana também resulta em menor número de grandes fraturas, consideradas muitas vezes irreparáveis.

A técnica estratificada pode resultar em maior susceptibilidade ao surgimento de falhas internas (incorporação de defeitos), que podem ser nucleadores de trincas e se propagar com o a presença de água e dos ciclos mastigatórios (Guess *et al.*, 2010).

Por isso, conforme uma tendência dos estudos em reproduzir aspectos clínicos no laboratório, o presente estudo utilizou a ciclagem mecânica em água para promover o envelhecimento mecânico dos corpos de prova. Esse protocolo pode causar maior degradação microestrutural, tornando as cerâmicas suscetíveis a um processo de corrosão que acelera o crescimento lento de trincas, antecipando a fratura (Kelly, 1999).

Além disso, a detecção da emissão acústica da trinca do sistema aliada ao teste de flexão biaxial com força monotônica é importante para detectar o momento em que a falha do sistema inicia. Por isso, os valores de carga em que ocorrem nas falhas iniciais são mais precisos

para medir a resistência de um material, aproximando os resultados do teste laboratorial da situação clínica (Ereifej *et al.*, 2008).

8. CONCLUSÕES

Este estudo mostrou que:

1. A menor espessura de porcelana resultou em maior resistência e maior confiabilidade estrutural que estruturas com maior espessura.
2. O resfriamento não exerceu influência significativa sobre a resistência das estruturas bicamadas com porcelana menos espessa;
3. Em estruturas de porcelana espessa, o protocolo de resfriamento rápido em todas as camadas resultou em maior resistência.
4. O modo de falha mais frequente foi a trinca da porcelana. Grupos com maior espessura de porcelana apresentaram maior número de fraturas catastróficas (porcelana e zircônia).

9. REFERENCIAS

ABOUSHELIB, M. N.; FEILZER, A. J.; DE JAGER, N.; KLEVERLAAN, C. J. Prestresses in bilayered all-ceramic restorations. **J Biomed Mater Res B Appl Biomater**, v. 87, n. 1, p. 139-45, Oct 2008.

AL-AMLEH, B.; NEIL WADDELL, J.; LYONS, K.; SWAIN, M. V. Influence of veneering porcelain thickness and cooling rate on residual stresses in zirconia molar crowns. **Dent Mater**, v. 30, n. 3, p. 271-80, Mar 2014.

ALESSANDRETTI, R.; BORBA, M.; BENETTI, P.; CORAZZA, P. H.; RIBEIRO, R.; DELLA BONA, A. Reliability and mode of failure of bonded monolithic and multilayer ceramics. **Dent Mater**, v. 33, n. 2, p. 191-197, Feb 2017.

ALMEIDA, A. A., JR.; LONGHINI, D.; DOMINGUES, N. B.; SANTOS, C.; ADABO, G. L. Effects of extreme cooling methods on mechanical properties and shear bond strength of bilayered porcelain/3Y-TZP specimens. **J Dent**, v. 41, n. 4, p. 356-62, Apr 2013.

ANUSAVICE, K. Cerâmicas odontológicas. **Anusavice KJ. Philips materiais dentários. 11ª ed. Rio de Janeiro: Elsevier**, p. 619-77, 2005.

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

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

BELLI, R.; MONTEIRO, S., JR.; BARATIERI, L. N.; KATTE, H.; PETSCHL, A.; LOHBAUER, U. A photoelastic assessment of residual stresses in zirconia-veneer crowns. **J Dent Res**, v. 91, n. 3, p. 316-20, Mar 2012.

BENETTI, P.; DELLA BONA, A.; KELLY, J. R. Evaluation of thermal compatibility between core and veneer dental ceramics using shear bond strength test and contact angle measurement. **Dent Mater**, v. 26, n. 8, p. 743-50, Aug 2010.

BENETTI, P.; KELLY, J. R.; DELLA BONA, A. Analysis of thermal distributions in veneered zirconia and metal restorations during firing. **Dent Mater**, v. 29, n. 11, p. 1166-72, Nov 2013.

BENETTI, P.; KELLY, J. R.; SANCHEZ, M.; DELLA BONA, A. Influence of thermal gradients on stress state of veneered restorations. **Dent Mater**, v. 30, n. 5, p. 554-63, May 2014.

BENETTI, P.; PELOGIA, F.; VALANDRO, L. F.; BOTTINO, M. A.; BONA, A. D. The effect of porcelain thickness and surface liner application on the fracture behavior of a ceramic system. **Dent Mater**, v. 27, n. 9, p. 948-53, Sep 2011.

BEUER, F.; SCHWEIGER, J.; EICHBERGER, M.; KAPPERT, H. F.; GERNET, W.; EDELHOFF, D. High-strength CAD/CAM-fabricated veneering material sintered to zirconia copings--a new fabrication

mode for all-ceramic restorations. **Dent Mater**, v. 25, n. 1, p. 121-8, Jan 2009.

BONFANTE, E. A.; COELHO, P. G.; GUESS, P. C.; THOMPSON, V. P.; SILVA, N. R. Fatigue and damage accumulation of veneer porcelain pressed on Y-TZP. **J Dent**, v. 38, n. 4, p. 318-24, Apr 2010.

BORBA, M.; DE ARAUJO, M. D.; DE LIMA, E.; YOSHIMURA, H. N.; CESAR, P. F.; GRIGGS, J. A.; DELLA BONA, A. Flexural strength and failure modes of layered ceramic structures. **Dent Mater**, v. 27, n. 12, p. 1259-66, Dec 2011.

BORBA, M.; DE ARAUJO, M. D.; FUKUSHIMA, K. A.; YOSHIMURA, H. N.; CESAR, P. F.; GRIGGS, J. A.; DELLA BONA, A. Effect of the microstructure on the lifetime of dental ceramics. **Dent Mater**, v. 27, n. 7, p. 710-21, Jul 2011.

CHEUNG, K. C.; DARVELL, B. W. Sintering of dental porcelain: effect of time and temperature on appearance and porosity. **Dent Mater**, v. 18, n. 2, p. 163-73, Mar 2002.

CHEVALIER, J. What future for zirconia as a biomaterial? **Biomaterials**, v. 27, n. 4, p. 535-43, Feb 2006.

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

CHRISTEL, P.; MEUNIER, A.; HELLER, M.; TORRE, J. P.; PEILLE, C. N. Mechanical properties and short-term in-vivo evaluation of yttrium-oxide-partially-stabilized zirconia. **J Biomed Mater Res**, v. 23, n. 1, p. 45-61, Jan 1989.

CHRISTENSEN, R. P.; PLOEGER, B. J. 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**, v. 141, n. 11, p. 1317-29, Nov 2010.

CORAZZA, P. H.; FEITOSA, S. A.; BORGES, A. L.; DELLA BONA, A. Influence of convergence angle of tooth preparation on the fracture resistance of Y-TZP-based all-ceramic restorations. **Dent Mater**, v. 29, n. 3, p. 339-47, Mar 2013.

DAL PIVA, A. M. D. O.; TRIBST, J. P. M.; BOTTINO, M. A. Evaluation of shear bond strength and shear stress on zirconia reinforced lithium silicate and high translucency zirconia. **Journal of Oral Research**, v. 7, n. 1, p. 30-36, 2018.

DEHOFF, P. H.; BARRETT, A. A.; LEE, R. B.; ANUSAVICE, K. J. Thermal compatibility of dental ceramic systems using cylindrical and spherical geometries. **Dent Mater**, v. 24, n. 6, p. 744-52, Jun 2008.

DELLA BONA, A. **Bonding to ceramics: scientific evidences for clinical dentistry**. Artes Médicas, 2009. ISBN 8536700912.

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

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

EREIFEJ, N.; SILIKAS, N.; WATTS, D. C. Initial versus final fracture of metal-free crowns, analyzed via acoustic emission. **Dent Mater**, v. 24, n. 9, p. 1289-95, Sep 2008.

FARDIN, V. P.; BONFANTE, E. A.; COELHO, P. G.; JANAL, M. N.; TOVAR, N.; WITEK, L.; BORDIN, D.; BONFANTE, G. Residual

stress of porcelain-fused to zirconia 3-unit fixed dental prostheses measured by nanoindentation. **Dent Mater**, v. 34, n. 2, p. 260-271, Feb 2018.

FIGUEIREDO, V. M. G.; PEREIRA, S. M. B.; BRESSIANI, E.; VALERA, M. C.; BOTTINO, M. A.; ZHANG, Y.; MELO, R. M. Effects of porcelain thickness on the flexural strength and crack propagation in a bilayered zirconia system. **J Appl Oral Sci**, v. 25, n. 5, p. 566-574, Sep-Oct 2017.

FISCHER, J.; STAWARCZYK, B.; TROTTMANN, A.; HAMMERLE, C. H. Impact of thermal properties of veneering ceramics on the fracture load of layered Ce-TZP/A nanocomposite frameworks. **Dent Mater**, v. 25, n. 3, p. 326-30, Mar 2009.

GOSTEMEYER, G.; JENDRAS, M.; DITTMER, M. P.; BACH, F. W.; STIESCH, M.; KOHORST, P. Influence of cooling rate on zirconia/veneer interfacial adhesion. **Acta Biomater**, v. 6, n. 12, p. 4532-8, Dec 2010.

GRIGGS, J. A. Recent advances in materials for all-ceramic restorations. **Dent Clin North Am**, v. 51, n. 3, p. 713-27, viii, Jul 2007.

GUAZZATO, M.; PROOS, K.; QUACH, L.; SWAIN, M. V. Strength, reliability and mode of fracture of bilayered porcelain/zirconia (Y-TZP) dental ceramics. **Biomaterials**, v. 25, n. 20, p. 5045-52, Sep 2004.

GUAZZATO, M.; WALTON, T. R.; 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**, v. 55, n. 3, p. 306-10, Sep 2010.

GUESS, P. C.; ZAVANELLI, R. A.; SILVA, N. R.; BONFANTE, E. A.; COELHO, P. G.; THOMPSON, V. P. Monolithic CAD/CAM lithium disilicate versus veneered Y-TZP crowns: comparison of failure modes and reliability after fatigue. **International Journal of Prosthodontics**, v. 23, n. 5, 2010.

HEINTZE, S. D.; ROUSSON, V. Survival of zirconia- and metal-supported fixed dental prostheses: a systematic review. **Int J Prosthodont**, v. 23, n. 6, p. 493-502, Nov-Dec 2010.

HELMER, D.; DRISKELL, T. Research on Bioceramics. Symp. On use of Ceramics as Surgical Implants. **Clemson University, South Carolina**, 1969.

KELLY, J. R. Clinically relevant approach to failure testing of all-ceramic restorations. **J Prosthet Dent**, v. 81, n. 6, p. 652-61, Jun 1999.

KELLY, J. R.; BENETTI, P. Ceramic materials in dentistry: historical evolution and current practice. **Aust Dent J**, v. 56 Suppl 1, p. 84-96, Jun 2011.

LIMA, J. M.; SOUZA, A. C.; ANAMI, L. C.; BOTTINO, M. A.; MELO, R. M.; SOUZA, R. O. Effects of thickness, processing technique, and cooling rate protocol on the flexural strength of a bilayer ceramic system. **Dent Mater**, v. 29, n. 10, p. 1063-72, Oct 2013.

LODI, E.; MARKS, F.; BORBA, M. Effect of surface treatment in the bond strength between porcelain and a zirconia-based ceramic. **Cerâmica**, v. 63, n. 366, p. 238-243, 2017.

LOHBAUER, U.; REICH, S. Antagonist wear of monolithic zirconia crowns after 2 years. **Clin Oral Investig**, v. 21, n. 4, p. 1165-1172, May 2017.

LUTHARDT, R. G.; HOLZHUTER, M. S.; RUDOLPH, H.; HEROLD, V.; WALTER, M. H. CAD/CAM-machining effects on Y-TZP zirconia. **Dent Mater**, v. 20, n. 7, p. 655-62, Sep 2004.

MARSIGLIO, R.; SUZUKI, R.; MUÑOZ, F.; CHÁVEZ, O. A busca pela estética e harmonia do sorriso: reabilitação de dentes anteriores com prótese fixa sobre implante. **Revista de Odontologia da UNESP**, v. 46, n. Especial, p. 0-0, 2017.

MEIRELLES, P. D.; SPIGOLON, Y. O.; BORBA, M.; BENETTI, P. Leucite and cooling rate effect on porcelain-zirconia mechanical behavior. **Dent Mater**, v. 32, n. 12, p. e382-e388, Dec 2016.

MIYAZAKI, T.; NAKAMURA, T.; MATSUMURA, H.; BAN, S.; KOBAYASHI, T. Current status of zirconia restoration. **J Prosthodont Res**, v. 57, n. 4, p. 236-61, Oct 2013.

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

MONACO, C.; LLUKACEJ, A.; BALDISSARA, P.; ARENA, A.; SCOTTI, R. Zirconia-based versus metal-based single crowns veneered with overpressing ceramic for restoration of posterior endodontically treated teeth: 5-year results of a randomized controlled clinical study. **J Dent**, v. 65, p. 56-63, Oct 2017.

OILO, M.; GJERDET, N. R.; TVINNEREIM, H. M. The firing procedure influences properties of a zirconia core ceramic. **Dent Mater**, v. 24, n. 4, p. 471-5, Apr 2008.

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

_____. A 5-year retrospective study of survival of zirconia single crowns fitted in a private clinical setting. **J Dent**, v. 40, n. 6, p. 527-30, Jun 2012.

PICONI, C.; MACCAURO, G. Zirconia as a ceramic biomaterial. **Biomaterials**, v. 20, n. 1, p. 1-25, Jan 1999.

PILATHADKA, S.; VAHALOVÁ, D.; VOSÁHLO, T. The Zirconia: a new dental ceramic material. An overview. **Prague Med Rep**, v. 108, n. 1, p. 5-12, 2007.

PJETURSSON, B. E.; SAILER, I.; MAKAROV, N. A.; ZWAHLEN, M.; THOMA, D. S. All-ceramic or metal-ceramic tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs)? A systematic review of the survival and complication rates. Part II: Multiple-unit FDPs. **Dent Mater**, v. 31, n. 6, p. 624-39, Jun 2015.

PJETURSSON, B. E.; TAN, W. C.; TAN, K.; BRAGGER, U.; ZWAHLEN, M.; LANG, N. P. A systematic review of the survival and complication rates of resin-bonded bridges after an observation period of at least 5 years. **Clin Oral Implants Res**, v. 19, n. 2, p. 131-41, Feb 2008.

PREIS, V.; LETSCH, C.; HANDEL, G.; BEHR, M.; SCHNEIDER-FEYRER, S.; ROSENTRITT, M. Influence of substructure design, veneer application technique, and firing regime on the in vitro performance of molar zirconia crowns. **Dent Mater**, v. 29, n. 7, p. e113-21, Jul 2013.

QUINN, J. B.; QUINN, G. D.; SUNDAR, V. Fracture Toughness of Veneering Ceramics for Fused to Metal (PFM) and Zirconia Dental Restorative Materials. **J Res Natl Inst Stand Technol**, v. 115, n. 5, p. 343-352, Sep 2010.

RAIGRODSKI, A. J.; CHICHE, G. J.; POTIKET, N.; HOCHSTEDLER, J. L.; MOHAMED, S. E.; BILLIOT, S.; MERCANTE, D. E. The efficacy of posterior three-unit zirconium-oxide-based ceramic fixed partial dental prostheses: a prospective clinical pilot study. **J Prosthet Dent**, v. 96, n. 4, p. 237-44, Oct 2006.

RENDA, J. J.; HARDING, A. B.; BAILEY, C. W.; GUILLORY, V. L.; VANDEWALLE, K. S. Microtensile bond strength of lithium disilicate to zirconia with the CAD-on technique. **J Prosthodont**, v. 24, n. 3, p. 188-93, Apr 2015.

RUES, S.; KROGER, E.; MULLER, D.; SCHMITTER, M.,

SAILER, I.; GOTTFNERB, J.; KANELB, S.; HAMMERLE, C. H. Randomized controlled clinical trial of zirconia-ceramic and metal-ceramic posterior fixed dental prostheses: a 3-year follow-up. **Int J Prosthodont**, v. 22, n. 6, p. 553-60, Nov-Dec 2009.

SAILER, I.; MAKAROV, N. A.; THOMA, D. S.; ZWAHLEN, M.; PJETURSSON, B. E. All-ceramic or metal-ceramic tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs)? A systematic review of the survival and complication rates. Part I: Single crowns (SCs). **Dent Mater**, v. 31, n. 6, p. 603-23, Jun 2015.

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

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

SHIRAKURA, A.; LEE, H.; GEMINIANI, A.; ERCOLI, C.; FENG, C. The influence of veneering porcelain thickness of all-ceramic and metal ceramic crowns on failure resistance after cyclic loading. **J Prosthet Dent**, v. 101, n. 2, p. 119-27, Feb 2009.

SWAIN, M. V. Unstable cracking (chipping) of veneering porcelain on all-ceramic dental crowns and fixed partial dentures. **Acta Biomater**, v. 5, n. 5, p. 1668-77, Jun 2009.

TASKONAK, B.; MECHOLSKY, J. J., JR.; ANUSAVICE, K. J. Residual stresses in bilayer dental ceramics. **Biomaterials**, v. 26, n. 16, p. 3235-41, Jun 2005.

THOLEY, M. J.; SWAIN, M. V.; THIEL, N. Thermal gradients and residual stresses in veneered Y-TZP frameworks. **Dent Mater**, v. 27, n. 11, p. 1102-10, Nov 2011.

THOMPSON, G. A. Influence of relative layer height and testing method on the failure mode and origin in a bilayered dental ceramic composite. **Dent Mater**, v. 16, n. 4, p. 235-43, Jul 2000.

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

TINSCHERT, J.; ZWEZ, D.; MARX, R.; ANUSAVICE, K. J. Structural reliability of alumina-, feldspar-, leucite-, mica- and zirconia-based ceramics. **J Dent**, v. 28, n. 7, p. 529-35, Sep 2000.

YAMAMOTO, L. T.; RODRIGUES, V. A.; DORNELLES, L. S.; BOTTINO, M. A.; VALANDRO, L. F.; MELO, R. M. Low-Fusing Porcelain Glaze Application on 3Y-TZP Surfaces can Enhance Zirconia-Porcelain Adhesion. **Braz Dent J**, v. 27, n. 5, p. 543-547, Sep-Oct 2016.

ZHANG, Y. Making yttria-stabilized tetragonal zirconia translucent. **Dent Mater**, v. 30, n. 10, p. 1195-203, Oct 2014.

ZHANG, Y.; ALLAHKARAMI, M.; HANAN, J. C. Measuring residual stress in ceramic zirconia-porcelain dental crowns by nanoindentation. **J Mech Behav Biomed Mater**, v. 6, p. 120-7, Feb 2012.

ZHANG, Y.; LEE, J. J.; SRIKANTH, R.; LAWN, B. R. Edge chipping and flexural resistance of monolithic ceramics. **Dent Mater**, v. 29, n. 12, p. 1201-8, Dec 2013.

ZHANG, Z.; ZHOU, S.; LI, Q.; LI, W.; SWAIN, M. V. Sensitivity analysis of bi-layered ceramic dental restorations. **Dent Mater**, v. 28, n. 2, p. e6-14, Feb 2012.