

ALICE NATSUKO JIKIHARA

**Tensões residuais térmicas em porcelanas sobre zircônia e sua potencial
influência no risco de lascamento**

São Paulo

2019

ALICE NATSUKO JIKIHARA

**Tensões residuais térmicas em porcelanas sobre zircônia e sua potencial
influência no risco de lascamento**

Versão corrigida

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, pelo Programa de Pós-Graduação em Odontologia para obter o título de Doutor em Ciências.

Área de concentração: Biomateriais e Biologia Oral.

Orientadora: Profa. Dra. Josete Barbosa Cruz Meira.

São Paulo

2019

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

Catálogo-na-Publicação
Serviço de Documentação Odontológica
Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo

Jikihara, Alice Natsuko.

Tensões residuais térmicas em porcelana sobre zircônia e sua potencial influência no risco de lascamento / Alice Natsuko Jikihara; orientadora Josete Barbosa Cruz Meira -- São Paulo, 2019.

99 p. : fig., tab.; 30 cm.

Tese (Doutorado) – Programa de Pós-Graduação em Odontologia. Área de Concentração: Biomateriais e Biologia Oral. – Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo.

Versão corrigida

1. Porcelana dentária. 2. Tensão residual. 3. Discrepância de CETL. 4. Mecânica. 5. Análise em elementos finitos. I. Meira, Josete Barbosa Cruz. II. Título.

Jikihara AN. Tensões residuais térmicas em porcelana sobre zircônia e sua potencial influência no risco de lascamento. Tese apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Doutor em Ciências.

Aprovado em: 23/08/2019

Banca Examinadora

Profa. Dra. Letícia Cristina Cidreira Boaro

Instituição: Universidade de Santo Amaro (UNISA). Julgamento: aprovada.

Prof. Dr. Lucas Hian da Silva

Instituição: Universidade Cidade de São Paulo (UNICID). Julgamento: aprovada.

Prof. Dr. Rafael Yagüe Ballester

Instituição: Faculdade de Odontologia da USP (FOUSP). Julgamento: aprovada.

A Deus, por todas as experiências e oportunidades vividas até o presente momento. Por me dar a sabedoria de que cada etapa vivenciada se fez necessária para a conquista da Alice de hoje!

Aos meus pais, Hirohisa (in memoriam) e Tomoko Jikihara, que não mediram esforços para que eu pudesse conquistar os meus inimagináveis sonhos! Me ensinaram os verdadeiros valores da vida e me deram todo o suporte e ferramentas para ser resiliente a tantos obstáculos.

Aos meus irmãos, mesmo com pouca convivência, foram os meus aportes para que tivesse condições em ter uma boa formação educacional. Sou grata e reconheço que cada um dos quatro (Aiko, Sakiko, Yoshiko e Ryouichi) foram imprescindíveis em todo esse processo.

Ao meu marido, Philippe Hawlitschek, por completar a minha vida e me provar que $1 + 1$ será sempre mais que 2. Com você aprendi e venho aprendendo que a vida é passageira, então, é importante vivermos a cada minuto, a cada instante intensamente e, de preferência, sempre juntos.

Ao meu filho, Benjamín, que mesmo ainda prestes a chegar, já me faz muito feliz e realizada em vivenciar o processo da maternidade. Sentir você, filho, faz minha vida ter todo o sentido.

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

A minha orientadora Profa. Dra. **Josete Barbosa Cruz Meira**. Mais que uma simples orientadora, amiga, mãe, mulher inspiradora. Sempre disposta a me ajudar e orientar, não apenas em assuntos relacionadas a pesquisa, mas, sim, à vida. Minha formação acadêmica, seja na graduação como na pós-graduação, foi mais fácil e possível por ter sempre o seu apoio e motivação. Obrigada! Além de todo o ensinamento proporcionado, também tenho a lhe agradecer por me permitir ser parte da sua família, e ter a Mari e o Bel como os meus irmãos caçulas. Tenho muita gratidão por ter sido sua orientada nesses 7 anos de FOU SP, não poderia ter tido outra orientadora que não fosse você! Obrigada pela sua amizade e por toda a sua dedicação ao longo desses anos!

Ao querido Prof. Dr. **Rafael Yagüe Ballester**. Fonte de inspiração para a ciência e para a vida. Até hoje me lembro da aula ministrada pelo senhor no meu 2º ano de graduação, sobre biomecânica, onde a mudança da minha trajetória profissional, de engenharia para odontologia, fez todo o sentido. E desde que o conheci, o senhor se tornou fonte de inspiração tanto na parte intelectual como em sabedoria de vida. Terás sempre a minha admiração! Obrigada por todo o ensinamento proporcionado!

AGRADECIMENTOS

À **Faculdade De Odontologia da USP** agradeço pelo acolhimento. Foram longos e grandes 9 anos. Tenho orgulho em ter conquistado esse espaço e ter tido a minha formação aqui. Aqui além de me formar como Cirurgiã-Dentista, como Doutora em Biomateriais, me formei e me transformei em uma ser humana melhor; onde aprendi que com amor tudo será possível. E, sem dúvidas, eu amo a Odontologia!

À **Universidade de São Paulo** por sua respeitosa reputação acadêmica, que me faz encher o coração de orgulho e dizer “Sim, faço parte desse universo!”. Obrigada.

Ao **Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq)** pela bolsa de estudos concedida ao longo destes 4 anos de doutorado, indispensável na minha formação acadêmica, na execução das minhas pesquisas e na minha manutenção na cidade de São Paulo.

À **FAPESP** pelo apoio financeiro concedido através do processo nº 2013/06988-8, Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo (FAPESP).

À **Sirona Brasil** e ao **Laboratório Fonseca** pelo apoio e todo o suporte na confecção dos corpos de prova.

Aos Professores do Departamento de Biomateriais e Biologia Oral da FOUSP, **Alyne Simões Gonçalves, Victor Elias Arana-Chavez, Carlos Eduardo Francci, Fernando Neves Nogueira, Igor Studart Medeiros, Leonardo Elloy Rodrigues Filho, Paulo Eduardo Capel Cardoso, Paulo Francisco Cesar, Roberto Ruggiero Braga e Walter Gomes Miranda Jr.** Obrigada pela convivência diária e por todos os ensinamentos; indispensáveis pela minha formação intelectual e acadêmica.

Aos funcionários e amigos do Departamento de Biomateriais e Biologia Oral da FOUSP, **Rosa Cristina Nogueira (Rosinha) Antônio Carlos Lascala, Douglas Nesadal de Souza, Elisângela Chinen, Elidamar Bastos e Franciele (Dona Fran),** obrigada pelos momentos de descontração, por todo o apoio, auxílio e carinho.

Aos amigos **FinOs...**

Desde já, meus sinceros agradecimentos pela convivência e carinho diário!

Todos foram indispensáveis nessa minha empreitada! Desejo sucesso a todos!

Aos alunos do doutorado.

Pavel Antonio Capetillo Reyes, o chi-chileno, você foi um irmão que ganhei na pós, nunca me esquecerei das conversas no final do dia ou nas voltas de “busão” para casa, sempre assuntos pertinentes ao momento e que me ajudavam em muitas reflexões. Obrigada pelas dicas de didáticas e estratégias de aulas, todas muitas válidas.

Omar Melendres Ugarte, (um dos irmãos Ugarte), você me ensinou muito sobre sempre fazer o bem e o melhor. Você, Karina e Rodrigo são mais que os irmãos Ugarte, são os meus irmãos bolivianos que sempre me inspirarei pela extrema educação e respeito com os outros sempre; aproveito aqui para parabenizar e agradecer aos seus pais também.

Sabrina Vargas, mineira determinada, me ensinou que persistência gera resultado, basta querer que até Boston é possível chegar! Acredite, você tem um “baita” potencial!

Talita Oliveira, a sinceridade em pessoa, sempre com opiniões próprias e muito determinada em seus propósitos. Mesmo que às vezes assuste alguns por essa personalidade, saiba que é isso que faz você ser única.

Aos alunos de iniciação científica.

Gabriela Galasse & Rebeca Santana, a dupla inseparável, vocês me ensinaram sobre trabalho em equipe sincronizado, é admirável a amizade e a cumplicidade entre vocês; mas saibam que cada uma de vocês tem características únicas que podem ser destacadas individualmente também.

Aline Gomes, a maratonista, corre aqui, corre ali, e com um único propósito, atingir o seu melhor a cada desafio proposto, seja indo pro Japão ou precisando fazer uma apresentação em inglês.

Matheus William, USPiano raiz, desde que o conheci vi muito de mim em você, faça chuva, faça sol, tenho certeza que não medirá esforços para concluir a graduação com tudo o que a FOU SP poderá te oferecer de experiência (IC, Ligas, Centro Acadêmico), e fará por merecer cada oportunidade.

Gisele Lie, delicada e sutil, apesar da nossa pouca convivência, notei que somos muito parecidas em muitos aspectos; confie mais em você e acredite no seu potencial, que é alto, e logo mais conquistará tudo o que almejar.

Raquel Favarin & Bianca Zala, minhas primeiras ICs, orientadas que se tornaram amigas, obrigada pela paciência oportunidade em poder colocar em prática uma das minhas maiores motivações em fazer a pós-graduação.

A todos os amigos da Pós-Graduação e Graduação FOUSP, **Letícia Morgado, Vitor Baldo, Arthur Mendonça, Sandra Almeida, Mariana Reis, Amanda Cavalcante, Ezequias Rodrigues, Camila Kiyohara, Pedro Albuquerque, Livia Natale, Marina Chiari, Lidia Arashiro, Stéphanie Favero, Kelli Monteiro, Diego Manarão, Ranulfo Miranda, Marcella Moro, Gabriela Gonçalves, Gustavo Soares, Nayara Pereira, Cintia Saori, Simone Peixe, Katherine Zurita, Ivan Garcia, Ines Villacis, Eduardo Garrido, Carlos Nogales, Mylena Régis, Michel Chateaubriand, Thais Sakiyama, Juliana Kimi, Eduardo Takashi**. Obrigada pela feliz oportunidade em dividir com vocês as ansiedades, dúvidas, alegrias e conquistas; todos com as suas particularidades essenciais a todo esse processo.

Aos antigos companheiros e pós-graduandos do Lab. AEF:

Marina Roscoe, Carina Tanaka e Bruno Reis por terem me dado total apoio e suporte durante os meus anos de iniciação científica, e junto ao convívio científico me confiaram a amizade de vocês, permitindo-me chamá-los de amigos, me inspiro em cada um de vocês, em cada um com suas particularidades, e que foram essenciais para esta minha trajetória.

Ao time Projeto Social SLP Endo, **Leonardo Medina, Graziela Salum, Alyson Matsumoto, Vanessa Camacho, Luciana Takemoto, Hélio Takemoto**, amigos unidos pela endodontia e por um único propósito: proporcionar a saúde e o bem-estar ao próximo independente da razão social/financeira.

Aos professores-amigos de outros departamentos/institutos: **Roberto Stegun, Nelly Tamaki, Carla Sipert, Marcelo dos Santos, Edson Liberti, Israel Chilvarquer, Maine Skelton, Matsuyoshi Mori, Ivo Contin, Mário Perissinotto**. Obrigada por todo o ensinamento, atenção e carinho que tiveram comigo. A cada conversa e ensinamentos, a mim, além dos aprendizados ficava a sensação em ter sido abençoada em ter nossos caminhos cruzados.

Aos cirurgiões-dentistas e amigos que permitiram acompanhar seus trabalhos clínicos e serem fontes de inspiração, ensinamento; cada um com suas

particularidades e habilidades, contribuíram para a minha formação: **Eduardo Perissinotto, Lilian Fogagnoli, Alexandre Morita, Rogério Marques, Ricardo Amaral, Teresa Kawakami, Rodrigo Venticinque e Vivian Venticinque.**

A minha sogra, **Silvia Maria de Oliveira**, que me acolheu em seu coração como se fosse sua filha. As últimas etapas desse processo foram mais fáceis por ter você ao lado da nossa família em nosso dia-a-dia.

A toda a **Família Oliveira**, que me acolheu desde o começo como se fosse integrante da família e me tratam com tanto carinho e cuidado.

Aos filhos caninos, **Nick, Vick e Pudim**, pelos lambe-lambes e carinhos constante mesmo que às vezes eu não estivesse de bom-humor; e pelas ininterruptas esperas diárias no portão até a minha volta para casa.

A todos os meus amigos de infância de **Pilar do Sul, Sorocaba**; e amigos **Paulistanos** conquistados ao longo dos 12 anos em São Paulo City. Mesmo com os anos se passando e as distâncias impostas pela vida, vocês sempre estiveram de alguma forma presentes.

A minha amiga de duas décadas, **Fernanda Batista**, obrigada por sempre me mostrar que a determinação é a chave do sucesso para o que for. A sua amizade foi essencial para correr atrás da melhor formação profissional. Obrigada por sempre estar presente na minha vida em todos os momentos!

Ao amigo-irmão, **Satoshi Kawasaki**, obrigada por um dia ter acreditado que eu não era uma mera “aborrescente” sem muitas perspectivas. E dedicar horas e dias das suas férias me dando dicas de como estudar, pesquisar e chegar num patamar que eu jamais imaginaria se você não tivesse me ensinado

Aos meus **parentes e entes falecidos (tio Yomei, Obaatchan Chigeko, Tia Fujiko)**, obrigada pela imensurável torcida pelo meu sucesso e felicidade!

Em especial, à minha prima **Yukie Sato**, que desde que eu nasci cuida de mim como se fosse a sua irmã caçula, nunca mediu esforços pra me ajudar nos momentos de pressão, e também sempre esteve presente, mesmo com a distância de quase mil quilômetros, nos momentos mais importantes da minha vida, seja participando

diretamente no processo, seja me dando apoio e até “puxões de orelha” que sempre foram muito válidos.

A todos **os meus sobrinhos**, e em especial ao **Johnny Naoki** que me proporcionou a felicidade em saber que bons conselhos e cuidados podem fazer toda a diferença no destino de uma criança, eu acreditei e sempre acreditarei em você, basta sonhar e correr atrás!

"Você não pode mudar o vento,
mas pode ajustar as velas do barco
para chegar onde quer."

Confúcio

RESUMO

Jikihara AN. Tensões residuais térmicas em porcelanas sobre zircônia e sua potencial influência no risco de lascamento [tese]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2019. Versão corrigida.

Parte I. A discrepância positiva, recomendada para as coroas protéticas em metalocerâmica, tem sido apontada como um dos fatores que pode contribuir para a maior taxa de lascamento (“chipping”) nas porcelanas sobre a infraestrutura de zircônia Y-TZP. **Objetivo:** Comparar a distribuição das tensões residuais, *in silico*, em peças de duas camadas, uma de porcelana feldspáticas sinterizada sobre a outra, de material de infraestrutura, com discrepância de valores de coeficiente de expansão térmica linear (CETL) entre elas. **Métodos:** Espécimes de formato de barra plana e coroa com espessuras de 0,7 mm de infraestrutura e 1,5 mm de porcelana de cobertura foram investigadas por meio da análise elástica de elementos finitos. Oito condições de discrepância (“mismatch”) de CETL foram simuladas, através da combinação de dois tipos de materiais de infraestrutura (zircônia e metal) e seis porcelanas de cobertura (distintas por valores de CETL). Além das combinações dos sistemas metal-porcelana e zircônia-porcelana recomendadas pelo fabricante, foram apresentados modelos com valores de mismatch similares (1 ppm/°C) com diferentes materiais de infraestrutura (metal ou zircônia) e modelos de infraestrutura de zircônia com porcelanas compatíveis ao metal também foram testadas. O protocolo de resfriamento após a sinterização adotado foi o protocolo denominado resfriamento lento, com taxa de 32°C/min, entre 600 °C e a temperatura ambiente. Além disso, a natureza multidirecional das tensões residuais em barras e coroas foi apresentada para que fosse possível explorar as contradições aparentes entre os diferentes estudos. Foram analisadas as tensões principais máxima (σ_1) e mínima (σ_3), assim como as componentes paralelas a interface (σ_{pi}) ao longo eixo dos espécimes. **Resultados:** Espécimes barras e coroas geraram diferentes padrões de distribuições de tensões. Quando analisadas as combinações recomendadas pelo fabricante, tensões residuais em modelos de zircônia foram, significativamente, maiores aos modelos com infraestrutura metálica. Quando combinadas as infraestruturas de zircônia com as porcelanas indicadas para metal, os valores de tensões residuais

foram ainda maiores. Tensões residuais não foram diferentes entre os modelos de infraestrutura em metal e em zircônia quando as discrepâncias de CETL foram similares (1 ppm/°C). **Significância:** Algumas conclusões obtidas com os espécimes planos não podem ser extrapoladas para as situações clínicas porque o formato dos espécimes influencia fortemente nos padrões de tensões residuais. Uma vez que discrepância positiva gera tensões de compressão circunferencial e tensões de tração radial e uma vez que as coroas com infraestrutura em zircônia tendem a ser mais vulneráveis para o lascamento (“chipping”), um estado livre de tensão de tração a partir da discrepância zero poderia ser mais vantajosa. **Parte II. Objetivo:** Verificar os padrões das tensões residuais em espécimes com formato de coroa utilizando dois tipos de métodos: Método de Indentação Vickers (MIV) e Análises em Elementos Finitos (AEF). **Métodos:** Infraestruturas anatômicas estilizadas e axissimétrica de zircônia e metal (n=20) foram recobertas com as respectivas porcelanas recomendadas (VM9/Y-TZP ou VM13/NiCrMo). As porcelanas foram sinterizadas de acordo com as instruções do fabricante, seguidas dos protocolos de resfriamento lento ou rápido. As coroas foram seccionadas longitudinalmente em duas metades. Para cada seção plana polida, sete indentações foram realizadas, distantes 0,375 mm da interface porcelana/infraestrutura. As regiões de medição foram rotuladas de acordo com o perfil do plano de corte: A – interface convexa da porcelana na área cervical, B – porcelana linear, paralela à parede axial da preparação do dente, C – interface côncava da porcelana, no ângulo oclusal e D – porcelana linear, paralela à parede oclusal. O indentador Vickers foi posicionado de forma a permitir o cálculo da tensão residual em duas orientações específicas: paralela e perpendicular à interface porcelana – infraestrutura. Os valores de tensão residual coletados foram submetidos a ANOVA e ao teste de Tukey. Os modelos de elementos finitos foram desenvolvidos de acordo com o teste experimental, exceto para a seção longitudinal. **Resultados:** Tensões residuais paralelas à interface, medidas por MIV, mostraram prevalência de compressão em coroas com infraestrutura em zircônia, e prevalência de tensões de tração em infraestrutura em metal, para ambos os protocolos de resfriamento. Os valores de tensões na região A foram similares aos das regiões B e inferiores aos das regiões C e D. Em relação à orientação perpendicular à interface, a tensão de tração nas coroas de infraestrutura metálica não foi influenciada nem pelo protocolo de resfriamento, nem pela região de medição. Contudo, para as coroas com infraestrutura em zircônia, as tensões de tração perpendicular foram maiores quando

foi usado o protocolo de resfriamento lento. O padrão de tensões em MIV não ficou de acordo com os resultados encontrados em AEF. Este resultado não confirmou a influência das tensões residuais térmicas no lascamento das porcelanas de recobrimento nas coroas de zircônia.

Palavras-chave: Porcelana dental. Tensão residual térmica. Discrepância de CETL. Mecânica. Análise em elementos finitos.

ABSTRACT

Jikihara AN. Thermal residual stress on porcelain veneer with zirconia framework and its potential influence on chipping risk [thesis]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2019. Corrected version

Part I. A positive mismatch, which is recommended for metal-ceramic dental crowns, was hypothesized to contribute to a greater chipping frequency in veneered YTZP structures. **Objective:** To compare residual stress distribution, *in silico*, of bilayered structures with a mismatch between the coefficient of thermal expansion (CTE) of framework and veneering feldspathic ceramic. **Methods:** Planar bar and crown-shaped bilayered specimens with 0.7 mm framework thickness and 1.5 mm porcelain veneer thickness were investigated using finite element elastic analysis. Eight CTE mismatch conditions were simulated, representing two framework materials (zirconia and metal) and six veneering porcelains (distinguished by CTE values). Besides metal-ceramic and zirconia-ceramic combinations indicated by the manufacturer, models presenting similar mismatch values ($1 \text{ ppm}/^{\circ}\text{C}$) with different framework materials (metal or zirconia) and zirconia-based models with metal-compatible porcelain veneers were also tested. A slow cooling protocol from 600°C to room temperature was simulated, cooling rate of $32^{\circ}\text{C}/\text{min}$. In addition, the multidirectional nature of residual stresses in bars and crowns is presented to explore some apparent contradictions among different studies. The distributions of residual maximum and minimum principal stresses, as well as stress components parallel to the long axis of the specimens, were analyzed. **Results:** Planar and crown specimens generated different residual stress distributions. When manufacturer recommended combinations were analyzed, residual stresses obtained for zirconia models were significantly higher than those for metal-based models. When zirconia frameworks were combined with metal-compatible porcelains, the residual stress values were even higher. Residual stresses were not different between metal-based and zirconia-based models if the CTE mismatch was similar. **Significance:** Some conclusions obtained with planar specimens cannot be extrapolated to clinical situations because specimen shape strongly influences residual stress patterns. Since positive mismatch generates compressive hoop stresses and tensile radial stresses and since zirconia-based crowns tend to be more vulnerable to

chipping, a tensile stress-free state generated with a zero CTE mismatch could be advantageous. **Part II. Objective:** Verify the residual stress profiles in crown-shaped specimens using Vickers Indentation Method (VIM). In addition, finite element analyses (FEA) were performed. **Methods:** Axisymmetric anatomically-based zirconia or metallic frameworks (n=20) were veneered with compatible porcelain (VM9/Y-TZP or VM13/NiCrMo). The porcelains were sintered according to manufacturer's instructions, followed by slow or fast cooling protocol. The crowns were longitudinally sectioned in two halves. For each well-polished section plane, seven indentations were made in the porcelain, along the veneer-framework interface, distance of 0.375 mm from interface. The measurement regions were labeled according to the profile of the interface on the cutting plane: A - convex porcelain in the cervical area, B – linear porcelain, parallel to axial wall of the tooth preparation, C – concave porcelain, at the occlusal angle and D – linear porcelain, parallel to occlusal wall. The Vickers indenter was positioned in order to enable the calculation of the residual stresses in two specific orientations: parallel and perpendicular to veneer-framework interface. The data were submitted to ANOVA and Tukey's test. The finite elements models were developed in accordance with experimental test, except for the longitudinal sectioning. **Results:** VIM parallel stresses showed prevalence of compression in zirconia-based crowns, and prevalence of tension in metal-based ones, for both cooling protocols. The stress values in region A were similar to those in region B and lower than those in regions C and D. Regarding perpendicular orientation, the tensile stresses of metal-based crowns were not influenced by the cooling protocol, nor by measurement region. However, for zirconia-based crowns, the tensile perpendicular stresses were higher when the slow cooling protocol was used. **Conclusion:** The VIM stress profiles were not in accordance with FEA results. This result did not confirm the influence of residual thermal stresses in chipping of veneered zirconia crowns.

Keywords: Dental porcelain. Thermal residual stress. CTE mismatch. Mechanical. Finite element analysis.

SUMÁRIO

PARTE I	25
1 POR QUE UMA DISCREPÂNCIA ZERO DE CETL PODE SER MELHOR PARA PORCELANA SOBRE ZIRCÔNIA?	27
1.1 INTRODUÇÃO.....	27
1.2 REVISÃO DA LITERATURA.....	29
1.2.1 Zircônia T-TZP: material para infraestrutura	29
1.2.2 Porcelana de cobertura em sistemas de zircônia	29
1.2.3 Discrepância de CETL: mismatch	30
1.2.4 Análise por elementos finitos e influência da Geometria em estudos de TRTs	32
1.3 PROPOSIÇÃO.....	37
1.4 MATERIAL E MÉTODOS	39
1.5 RESULTADOS	43
1.6 DISCUSSÃO.....	49
1.7 CONCLUSÕES.....	55
REFERÊNCIAS	57
PARTE II	63
2 TENSÕES RESIDUAIS TÉRMICAS EM PORCELANA SOBRE ZIRCÔNIA: TESTE EXPERIMENTAL E ANÁLISE POR ELEMENTOS FINITOS	65
2.1 INTRODUÇÃO.....	65
2.2 REVISÃO DA LITERATURA.....	69
2.2.1 Protocolos de resfriamento para os sistemas de porcelana sobre zircônia	69
2.2.2 Metodologias aplicadas aos estudos de TRT	71
2.3 PROPOSIÇÃO.....	73
2.4 MATERIAL E MÉTODOS	75
2.4.1 Método de Indentação Vickers (MIV)	75
2.4.2 Análise por elementos finitos (AEF)	81
2.5 RESULTADOS	85
2.5.1 Método de Indentação Vickers (MIV)	85
2.5.2 Análise por elementos finitos (AEF)	88
2.5.3 Comparação MIV e AEF	89
2.6 DISCUSSÃO.....	91
2.7 CONCLUSÕES.....	95
REFERÊNCIAS	97

PARTE I★

★A “Parte I” deste trabalho está relacionada ao artigo publicado sob minha autoria, na revista JBMMB, em maio de 2019. Jikihara AN, Tanaka CB, Ballester RY, Swain MV, Versluis A, Meira JBC. Why a zero CTE mismatch may be better for veneered Y-TZP structures. J Mech Behav Biomed Mater. 2019;96:261-8

1 POR QUE UMA DISCREPÂNCIA ZERO DE CETL PODE SER MELHOR PARA PORCELANA SOBRE ZIRCÔNIA?

1.1 INTRODUÇÃO

A zircônia Y-TZP (sigla em inglês para zircônia tetragonal policristalina estabilizada por ítria) tem sido considerada um substituto para o metal em próteses dentárias com recobrimento de porcelana devido à combinação de alta resistência mecânica, biocompatibilidade e estética ¹. No entanto, muitos estudos revelam alta frequência de lascamento da porcelana de cobertura sobre a zircônia Y-TZP ²⁻⁵, que é normalmente associada às tensões residuais térmicas (TRTs), geradas durante o processo de resfriamento ⁶⁻⁹. Como resultado, muitos estudos em tensão residual térmica vêm sendo conduzidos para encontrar uma solução para as falhas por lascamento (“chipping”) ^{8, 10-12}.

A discrepância (*mismatch*) entre o coeficiente de expansão térmica linear (CETL) da porcelana e o do material da infraestrutura é uma importante fonte de tensões residuais térmicas ¹². Esta discrepância (*mismatch*) é considerada benéfica quando o CETL da infraestrutura é maior que o CETL da porcelana, e desfavorável se invertida essa relação. Os efeitos desta discrepância entre os CETLs dos sistemas metalocerâmicos foram intensamente estudados nos anos 80 e 90 ¹³⁻¹⁵. Desde então, tem sido recomendada uma ligeira discrepância positiva de CETL em coroas metalocerâmicas.

Na nona edição da “Skinner Science of Dental Materials” ¹⁶, publicada em 1991, foi mencionado que quando há uma maior contração da infraestrutura metálica que a porcelana de recobrimento resultará em tensões de contração na superfície desta porcelana. E essas tensões compressivas dificultarão a propagação de possíveis trincas na porcelana, aumentando assim a sua resistência à fratura ^{7, 17}.

Este paradigma de compatibilidade térmica válido para sistemas metalocerâmicos tem sido transferido para sistemas totalmente cerâmicos, incluindo aqueles com infraestrutura em zircônia. Visto que a zircônia possui o CETL menor que o metal, os fabricantes decidiram por reduzir o valor do CETL das porcelanas compatíveis às infraestruturas metálicas de forma a obter a mesma discrepância ligeiramente positiva para as infraestruturas em zircônia, 1,0 ppm/°C. No entanto, ao

analisar as combinações infraestrutura/porcelana recomendadas por um fabricante (Tabela 1.1) , nota-se que as discrepâncias de CETL das porcelanas indicadas para o sistema de zircônia variam entre 1,3 a 1,5 ppm/°C, significativamente menores que as porcelanas para as metalocerâmicas, as quais variam entre 0,4 a 0,9 ppm/°C.

Em teoria, uma maior discrepância de CETL produziria maiores tensões compressivas nas porcelanas, e, conseqüentemente, melhoraria o desempenho a fratura, como sugerido por Wang et al. (2014) ¹⁸. Outros estudos, no entanto, sugeriram reduzir a discrepância de CETL para mínima ou mesmo para zero em coroas com recobrimento em zircônia, a fim de evitar o lascamento da porcelana ^{6, 9, 12, 19-21}, por acreditarem que ao mesmo tempo em que são geradas as tensões compressivas, tensões de tração também são geradas na mesma proporção. Portanto, ainda não há um consenso sobre uma aplicação apropriada da discrepância positiva do CETL para as coroas cerâmicas com infraestrutura em zircônia.

Tensão residual térmica (TRT) é um tópico complexo, e os resultados publicados podem parecer contraditórios. Quando uma amostra de duas camadas é resfriada após a sinterização, um estado complexo de tensões é gerado em diferentes direções. Portanto, um único ponto pode estar simultaneamente em tensão e compressão. Estudos experimentais geralmente ignoram essa natureza multidirecional da distribuição de tensão térmica. Uma questão adicional é que alguns estudos experimentais foram conduzidos em espécimes planos, que produzem distribuições de tensão que provavelmente são diferentes das coroas dentárias.

Este estudo teve como objetivo avaliar sistematicamente o efeito da discrepância nas tensões residuais em sistemas sobre infraestrutura em metal e em zircônia para espécimes em forma de barra e coroa usando uma análise elástica de elementos finitos. Na análise de elementos finitos, componentes tridimensionais de tensão residual de tração e de compressão podem ser identificados em cada ponto do espécime. Desta forma, será possível uma exploração mais detalhada do efeito da combinação de materiais de infraestrutura (metal ou zircônia) com porcelanas com diferentes CETLs, como porcelanas compatíveis com o metal e com a zircônia.

1.2 REVISÃO DA LITERATURA

Peças protéticas livres de estruturas metálicas, também denominadas de metal-free, vêm ganhando espaço nas práticas clínicas. Dentre os materiais para infraestrutura fortemente sugeridos para a substituição dos metais, é a zircônia Y-TZP (zircônia policristalina tetragonal estabilizada por ítria), por possuir propriedades diferenciadas. Porém, uma questão crítica tem chamado a atenção dos clínicos e dos pesquisadores da área, se comparada aos sistemas metalocerâmicos, a porcelana que recobre este material no intuito de otimizar as propriedades ópticas e mimetizar os aspectos de um dente natural, tem apresentado maiores índices de lascamento em um pequeno intervalo de tempo ^{4, 22, 23}.

1.2.1 Zircônia T-TZP: material para infraestrutura

A indicação do uso da zircônia Y-TZP, como material para infraestrutura em peças protéticas odontológicas, vem sendo cada vez mais recomendada no uso clínico, sendo um forte substituto para as infraestruturas metálicas. Este fato se deve às suas propriedades diferenciadas em relação as ligas metálicas, tais como: maior biocompatibilidade, comportamento mecânico diferenciado, por possuir uma coloração mais favorável (ou aproximada) aos dentes (branca) ²⁴.

Por se tratar de um material cerâmico, a sua biocompatibilidade se deve por alta estabilidade química e a propriedade bioinerte, ou seja, por não provocar nenhuma reação de corpo estranho no organismo e nenhum tipo de reação alérgica aos tecidos adjacentes; Ao passo que, as ligas metálicas são propensas a corrosão em meio fisiológico ^{25, 26}.

Quanto ao comportamento mecânico diferenciado, a zircônia Y-TZP é também caracterizada como um “material inteligente”, devido ao seu mecanismo de tenacificação através da transformação martensítica. Essa transformação, consiste em uma mudança na conformação dos cristais tetragonais em monoclinicos, ou seja, pelo fato dos cristais monoclinicos serem maiores do que as tetragonais, quando se atinge um valor crítico de tensão entre eles, por consequência, são induzidas tensões de compressões nessa região, ocasionando assim, um aumento no volume dos grãos,

que pode variar de 3 a 5%. E as regiões adjacentes que não forem atingidas por esse pico de tensão, o volume se manterá, fazendo com que a propagação da trinca seja inibida por compressão ^{27, 28}. Este fenômeno na alteração da conformação dos cristais se deve ao tratamento térmico que o material recebe, modificando a conformação dos cristais que o compõe, de monoclinicas para tetragonais, e sendo estabilizadas por ítria, recebendo assim, o nome de zircônia policristalina tetragonal estabilizada por ítria.

Em relação a coloração, quando comparada as ligas metálicas, ela é mais favorável pelo aspecto esbranquiçado; e diferentemente das estruturas acinzentadas das ligas metálicas, não requer a aplicação de agentes opacificantes. Outro ponto favorável é quando há a exposição da cinta protética cervical, sendo mais aceita pelos pacientes.

Dentre os materiais cerâmicos, há outros materiais também indicados para a finalidade de infraestrutura, porém possuem limitações ao uso e /ou propriedades mecânicas inferiores a zircônia Y-TZP ²⁹, devido as diferenças na composição e arranjos dos cristais presentes. Dentre as indicações, estão as vitro-cerâmicas à base de dissilicato de lítio, compósitos de fases cristalinas parcialmente sinterizadas com vidro amorfo infiltrado e as policristalinas de alumina. No caso das vitro cerâmicas e compósitos, a resistência se deve a uma alta proporção dos cristais na matriz vítrea; porém, o uso ainda fica restrito por conta da presença desta fase vítrea, sendo apenas indicadas para o uso de infraestrutura em inlays, onlays, próteses unitárias. Em caso de compósitos com alumina-zircônia, o uso pode se estender a próteses fixas de até 3 elementos ^{30, 31}. Dentre a categoria das cerâmicas policristalinas, aquelas que não possuem essa fase amorfa, indica-se o uso das aluminas puras para a confecção das infraestruturas, porém apesar da composição ser 100% cristalina como a zircônia Y-TZP, não possuem a microestrutura dos cristais diferenciada e, conseqüentemente, não possuem o comportamento de “material inteligente”.

1.2.2 Porcelana de cobertura em sistemas de zircônia

A princípio, o predomínio do conteúdo cristalino da zircônia Y-TZP é um fator que compromete a translucidez do material ³², tornando-a um material com característica óptica opaca. Atualmente é possível obter zircônias mais translúcidas,

mas o resultado estético ainda é inferior aos das porcelanas de recobrimento. Assim, muitas vezes, se torna necessária a aplicação de um material de recobrimento, formando um sistema de bicamada. O material de recobrimento mais indicado para esta finalidade estética e funcional, é a porcelana feldspática com fase cristalina de leucita ³³. A porcelana feldspática, pertencente do grupo dos minerais de aluminossilicato, é um vidro amorfo composto por feldspato de potássio (K_2O , Al_2O_3 , $6SiO_2$) e pequenas adições de quartzo (SiO_2), os quais em um processo térmico sob altas temperaturas, o feldspato se decompõe em uma fase vítrea amorfa e uma fase cristalina constituída por leucita ²⁸. A pigmentação deste material para mimetizar as estruturas dentárias se deve, tanto a sua própria microestrutura, por possuírem grandes volumes de vazios em sua estrutura, o que permite a ocorrência de vários elementos nesses sítios; quanto a manipulação de óxidos metálicos, que dão a esta porcelana a cor e a fluorescência de um dente natural ³⁴.

As primeiras porcelanas de recobrimento utilizadas nas peças metalocerâmicas, apresentavam baixa compatibilidade térmica na expansão/contração térmica entre as ligas metálicas das infraestruturas, levando a falhas, logo durante o processo de resfriamento; assim, fabricantes e pesquisadores da área, notaram a necessidade em realizar esse ajuste através do teor de leucita (alumino-silicato de potássio) no material; permitindo assim, o ajuste do coeficiente de expansão térmico linear (CETL) entre a porcelana e o material da infraestrutura^{14, 17, 35}. A leucita na porcelana pode ser derivada por dois processos, a partir da fusão incongruente do feldspato de potássio ou por adição de leucitas sintéticas; e o teor de leucita no produto final dependerá da composição inicial do vidro, da estequiometria da fase cristalina e do tempo e da temperatura do tratamento térmico ³⁶.

Desta forma, o teor de leucita influenciará tanto as propriedades térmicas (diretamente no CETL) quanto as propriedades mecânicas do material ^{30, 37}. O trabalho de Denry et al ³⁸, mostrou a influência direta do tempo e da temperatura sobre o crescimento e mudanças na conformidade dos grãos cristalinos da leucita, e como consequência, a variação dos valores de CET do produto final. Além disso, alguns estudos voltados a tratamentos térmicos nestes materiais ³⁹ mostraram que, a incrementação com o óxido de titânio (TiO_2) também poderia influenciar na nucleação de leucitas, sendo um outro fator controlador dos valores de CETL desejáveis na porcelana. Nas propriedades mecânicas, o aumento do módulo de elasticidade e dureza se devem pelas tensões geradas pela diferença dos valores de CETL, entre a

matriz vítrea amorfa, os cristais de leucita e a alta resistência da própria leucita pura; e, segundo Cesar et al.³⁷ a tenacidade da fratura do material está diretamente relacionada ao teor de leucita na porcelana.

No mercado odontológico, são diversas as ofertas de porcelanas feldspáticas para recobrimento; a diferença está na indicação de cada uma delas conforme o material de infraestrutura a ser utilizada. E, segundo os fabricantes, a combinação do uso deve-se basear na combinação entre os valores de CETL, sendo indicado o valor de CETL do material de infraestrutura, ligeiramente maior que o da porcelana de recobrimento e menor que 1,0 ppm/°C^{12, 14, 40}.

1.2.3 Discrepância de CETL: mismatch

A relação entre os CETL desses materiais com a bicamada vem sendo denominada, na literatura, como discrepância dos coeficientes de expansão térmica (ou em inglês: mismatch) e é classificada em dois tipos: mismatch positivo e mismatch negativo. O mismatch positivo é quando o valor de CETL (α) da infraestrutura ($\alpha_{\text{Infraestrutura}}$) é maior que ao valor de CETL da porcelana de cobertura ($\alpha_{\text{porcelana}}$): $\alpha_{\text{Infraestrutura}} > \alpha_{\text{porcelana}}$. O mismatch negativo é a relação inversa, ou seja: $\alpha_{\text{Infraestrutura}} < \alpha_{\text{porcelana}}$. Desde 1989, Anusavice et al.¹⁷ estudou a relação de mismatch nos materiais protéticos odontológicos, na finalidade de otimizar as propriedades mecânicas do material através das resultantes das tensões residuais térmicas (TRTs). E para os materiais com infraestrutura metálica foi evidenciado que a melhor relação seria o mismatch positivo^{17, 41}, com diferença por volta de 1,0 ppm/°C, a fim de induzir TRTs de compressão na superfície da porcelana. Já as tensões compressivas circunferências (em hoop) em peças com formato de coroa protética, dificultariam a propagação de trincas e falhas no material, gerando um efeito protetor à peça.

Porém, esta questão envolvendo o sistema de porcelana sobre a zircônia tem sido criticada, pois, clinicamente, foi evidenciado uma maior taxa de lascamento na porcelana de cobertura quando comparado aos sistemas metalocerâmicos^{4, 5, 42}. Assim, as TRTs em porcelana sobre zircônia foram questionadas e apontadas como uma das causas para esse evento^{7, 43, 44}. Desta forma, muitos estudos começaram a serem realizados com o objetivo de investigar os possíveis fatores que poderiam ter influência sobre a TRT, tais como: o gradiente térmico, o tipo de resfriamento aplicado

no sistema, o mismatch, a influência da geometria da espécime sobre a distribuição da TRTs, a composição da porcelana de cobertura. Outro ponto crítico reportado em alguns estudos, é que o ajuste do valor de α é baseado em temperaturas abaixo da temperatura de transição vítrea (T_g); desconsiderando as mudanças bruscas nas propriedades da porcelana na faixa de transição entre T_g e temperatura de amolecimento (T_s)⁴¹; podendo resultar em discrepâncias maiores e sendo um fator crucial sobre as TRTs.

Trabalhos relacionando TRTs e mismatch demonstraram que, os valores das TRTs são proporcionais aos valores da discrepância, ou seja, quanto maiores forem os valores da discrepância, maiores serão os valores de compressão (que são favoráveis à peça) e maiores serão também os valores de tração; sendo estes últimos críticos nesse sistema. Assim, alguns trabalhos já sugerem o mismatch no sistema de porcelana sobre a zircônia, com valores menores do que no sistema metalocerâmico^{9, 20}. Picos de tensões de tração na interface entre os materiais, porcelana e zircônia, demonstraram tendência a modificação na conformação dos grãos cristalinos da zircônia, fazendo com que esta pudesse ter o seu volume alterado e, conseqüentemente, podendo induzir a formação de defeitos locais precursores de um lascamento futuro.

A fim de eliminar esse efeito deletério da discrepância entre os CETLs, algumas sugestões têm sido realizadas na literatura, tais como modificar o processamento da camada de porcelana^{45, 46}, ou fazer o uso de monoblocos cerâmicos^{47, 48}.

Em relação ao processamento da camada de porcelana, a tradicional e a mais aplicada nos dias atuais é a técnica por estratificação; que é a aplicação da porcelana por meio da incorporação de água destilada ou líquido especificado pelo fabricante, e a sua aplicação é feita por pincel; apesar dessa técnica ser a mais usual, é a que está mais suscetível a incorporação de poros e defeitos, além de depender muito das habilidades do operador; porém, a vantagem dela está na forma de se trabalhar a caracterização das estruturas dentárias, permitindo um detalhamento minucioso e o incremento de diversos elementos ópticos.

Dentre as opções para substituir essa técnica, estão: por injeção e por usinagem. A aplicação da camada de recobrimento da zircônia por injeção (também denominada por prensagem), ocorre a partir da ação de uma força externa em um ambiente com altas temperaturas, resultando em uma camada com maior resistência mecânica e menos porosa; no entanto, é exigida a aplicação da mesma técnica de

cera pedida para as fundições metálicas, ou seja, a presença de um molde prévio com os formatos finais desejáveis. Por usinagem, existem duas categorias: sistema Rapid Layer Technique (VITA) e o Cad-on. Na técnica de Rapid Layer Technique, tanto a estrutura de porcelana de recobrimento quanto a de infraestrutura, são usinadas separadamente e depois cimentadas uma sobre a outra. E na Cad-on, ambas as estruturas são usinadas como na descrição anterior, mas tendo como material de recobrimento uma vitro-cerâmica, a qual, comparada as porcelanas feldspáticas, possui maiores propriedades mecânicas e maior teor cristalino, porém com maior limitação estética; e a união dessas estruturas ocorre na interface entre elas, partir da sinterização do conjunto a uma fina camada de um vidro de fusão.

Nota-se que, dentro das alternativas para modificar o processamento da camada de porcelana, apenas uma estaria salva dos efeitos das TRTs provenientes da mismatch; o Rapid Layer Technique (VITA) uma vez que o conjunto é unido por um cimento sem reintervenção térmica, ou seja, sem a necessidade de sinterização para a união das estruturas; no entanto, ainda são poucos os trabalhos da área que apontam vantagens significativas para a substituição da técnica.

Uma outra opção para a confecção das próteses dentárias, é o uso de monoblocos de zircônia. Apesar de já apresentarem algumas opções de monoblocos de zircônia com estratificação de cores, ainda há uma grande diferença quando se trata da caracterização e mimetização das estruturas ópticas dentais ^{47, 48}.

1.2.4 Análise por elementos finitos e influência da Geometria em estudos de TRTs

Dentre as diversas metodologias aplicadas aos estudos das TRTs, a análise por elementos finitos (AEF) tem sido uma boa ferramenta para as análises do comportamento térmico-mecânico em peças protéticas dentais.

A análise por elementos finitos é uma ferramenta comumente utilizada na engenharia para realizar diversas simulações computacionais de comportamentos dos materiais, a partir de equações matemáticas que são alimentadas por dados inseridos pelo pesquisador. A primeira etapa desse processo, consiste na manufatura do objeto a ser estudado por meio de um software de CAD (computer aided design), onde será realizada a discretização das estruturas envolvidas através de uma malha (que

consiste em elementos e nós), sendo posteriormente incorporado propriedades e condições intrínsecas e/ou extrínsecas que possam influenciar no seu comportamento estrutural. A partir disso, os modelos são exportados em programas de processamento de dados para que sejam obtidos os resultados e posteriormente sejam feitas as suas análises; e no caso das TRTs a análise é realizada em duas etapas: análise de condução de calor, seguida de uma análise mecânica

Na odontologia, esse tipo de análise se tornou atraente por permitir uma ampla gama de análises no comportamento dos materiais sob diferentes condições térmicas, mecânicas, geométricas; além de, uma redução de custo de material na fase da elaboração de espécimes pilotos até se atingir o objetivo desejado, principalmente, quando se trata de materiais odontológicos que possuem um custo elevado, tal como, a zircônia. Porém, na análise das TRTs há outros fatores mais relevantes que tornam essa ferramenta vantajosa. Uma vez que, a tensão é uma grandeza física tensorial, a análise desses dados num corpo tridimensional, vai além dos valores escalares a serem mensurados em um teste experimental. A direção, a localização e o padrão desta grandeza são extremamente cruciais para a conclusão dos fenômenos em estudo. Além disso, o método permite analisar todos os estados de tensões de cada ponto do objeto em estudo, algo impossível de se conseguir com os métodos experimentais.

O risco de lascamento da porcelana de recobrimento e o padrão das TRTs geradas sobre a peça protética estão relacionados, resumidamente, pelo perfil das TRTs (tração ou compressão), pela direção em relação a trinca propagada e a localização do pico. Tensões residuais de compressão diminuem o risco de lascamento, pois tendem a fechar as trincas, quando orientadas numa direção perpendicular as mesmas; enquanto que, tensões residuais de tração aumentam o risco de lascamento, por favorecerem o crescimento de trincas. E, quanto a localização, caso o pico se encontre em locais com maiores susceptibilidades, tais como locais de maiores solicitações mecânicas ou vulneráveis a defeitos estruturais, dependendo do perfil da TRT, o local poderá sofrer algum efeito deletério ou ter maior resistência.

Como a localização do pico de TRTs pode ser precursor na falha do material, nos estudos de TRTs uma questão é a geometria do espécime^{44, 49}. As TRTs geradas em um determinado objeto são dependentes, entre outras coisas, do seu formato. Muitos dos estudos de TRTs nos sistemas de porcelana sobre zircônia são realizados

em espécimes com geometrias simplificadas, tais como um disco ^{43, 50}, barra ^{49, 51, 52}, anel ou cilindro ^{49, 53-55}, que não representam a complexidade geométrica de uma coroa dentária e, portanto, não refletem a distribuição das tensões encontrada na situação de interesse para a clínica.

1.3 PROPOSIÇÃO

Este estudo teve como objetivos:

- comparar, *in silico* (através da análise por elementos finitos), de forma sistemática, o efeito da discrepância dos valores de coeficiente de expansão térmico linear (CETL) entre os materiais de infraestrutura (liga metálica níquel-cromo e zircônia Y-TZP) e porcelanas de recobrimento; além da geometria dos espécimes (barra e coroa axissimétrica, sobre a distribuição das tensões residuais térmicas (TRTs) em sistemas metalocerâmicos e em zircônia;
- verificar se a discrepância nula seria mais favorável para os sistemas de zircônia do que a discrepância ligeiramente positiva, recomendada para as coroas metalocerâmicas.

1.4 MATERIAL E MÉTODOS

A análise por elementos finitos (AEF) foi executada com os programas MSC.Mentat e MSC.Marc (MSC Software, Santa Ana, CA, EUA). Foram construídos dois modelos tridimensionais (3D), um em formato de barra e outro em formato de uma coroa axissimétrica, ambos com duas camadas: uma de infraestrutura (liga metálica de NiCr ou zircônia Y-TZP) e outra de porcelana de cobertura (Figura 1.1).

Para cada geometria, foram simuladas oito condições experimentais (Tabela 1.1), resultantes da combinação de dois materiais de infraestrutura (zircônia e metal, definidos por diferentes valores de propriedades térmicas e mecânicas, apresentados na Tabela 1.2) e seis porcelanas de recobrimento (diferenciadas apenas por variações nos valores de CETL) A Tabela 1.1 apresenta a condição simulada em cada modelo e a justificativa de inclusão da mesma no estudo. Todos os materiais foram considerados homogêneos, isotrópicos, lineares e elásticos, e suas propriedades térmicas e mecânicas são apresentadas na Tabela 1.2.

Figura 1.1 - Representação da geometria, malha e condições de contorno dos modelos bicamadas da barra e da coroa. Devido a simetria, apenas $\frac{1}{2}$ do espécime no formato de coroa foi representado, e duas condições de contorno foram aplicadas: fixação em y (restringindo os nós do plano central xz na direção y) e fixação em z (restringindo os nós do plano central xy na direção z). A terceira condição de contorno (fixação x, y e z) foi aplicada em um único nó situado na aresta central a fim de evitar o movimento do corpo rígido. Vt, Vo, Vi, Fi, Fc e Fb foram usados como pontos de referências para a análise das tensões

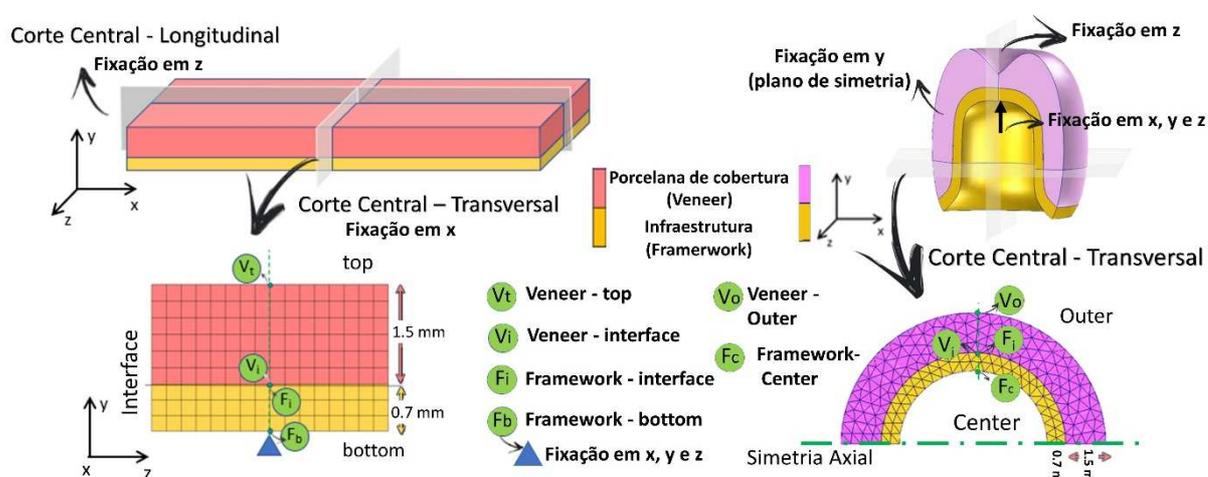


Tabela 1.1 Condição simulada em cada modelo, sendo que α_f se refere ao CETL da infraestrutura, α_v se refere ao CETL da porcelana de recobrimento e $\Delta\alpha$ a discrepância (mismatch) entre infraestrutura e a porcelana de recobrimento

modelo	$\Delta\alpha^*$	$\alpha_{\text{infraestrutura}}$	$\alpha_{\text{porcelana}}$	Justificativa
A	0,4	14,0	13,6	Casos de infraestrutura de metal com as porcelanas de recobrimento de <u>maior</u> (A) ou <u>menor</u> (B) CETL, consideradas compatíveis com metal**
B	0,9	14,0	13,1	
C	1,0	14,0	13,0	Casos de infraestrutura de metal (C) ou zircônia (D) com porcelanas de recobrimento que gerariam uma discrepância de CETL de 1 ppm °C ⁻¹ .
D	1,0	10,5	9,5	
E	1,3	10,5	9,2	Casos de infraestrutura de zircônia com as porcelanas de recobrimento de <u>maior</u> (E) ou <u>menor</u> (F) CETL, consideradas compatíveis com zircônia**
F	1,5	10,5	9,0	
G	-2,6	10,5	13,1	Casos de infraestrutura de zircônia com as porcelanas de recobrimento de <u>menor</u> (G) ou <u>maior</u> (H) CETL, consideradas compatíveis com metal**
H	-3,1	10,5	13,6	

* $\Delta\alpha = \alpha_{\text{infraestrutura}} - \alpha_{\text{porcelana}}$

** Informações do fabricante das porcelanas de cobertura Vita VM9 e Vita VM13.

Fonte: O Autor

Tabela 1.2 - Propriedades térmicas e mecânicas dos materiais usadas

Propriedades	Material		
	Liga NiCr	zircônia	porcelana
Condutividade (W/mm °C)	$4,0 \times 10^{-2}$	$2,0 \times 10^{-3}$	$1,5 \times 10^{-3}$
Calor específico (J/kg °C)	500	450	840
Densidade (kg/mm ³)	$8,0 \times 10^{-6}$	$6,0 \times 10^{-6}$	$2,4 \times 10^{-6}$
Módulo de Elasticidade (GPa)	204	210	69
Coefficiente de Poisson (ν)	0,30	0,30	0,21
CETL (ppm/°C)	14,0	10,5	Ver Tabela 1.1

Fonte: Autor

Cada modelo foi submetido a dois processamentos:

- Análise de condução de calor - na qual foi simulado um resfriamento lento da barra ou coroa entre 600 °C (temperatura abaixo da temperatura de transição vítrea da porcelana) e 25 °C. Esta etapa fornecia a variação de temperatura para cada ponto do modelo ao longo do processo de resfriamento.
- Análise mecânica, na qual foram avaliadas as tensões residuais térmicas resultantes das variações de temperatura. Na análise mecânica, foram aplicadas restrições aos deslocamentos dos nós localizados em planos de simetria, de modo a evitar movimento de corpo rígido, sem alterar as deformações térmicas características do fenômeno em estudo (Figura 1.1).

Para todos os modelos, nos nós localizados na seção transversal central dos espécimes (Figura 1.1), foram analisadas as distribuições da máxima tensão principal (σ_1), da mínima tensão principal (σ_3) e da tensão paralela à interface (σ_{pi}), após o equilíbrio térmico ser atingido. Quando σ_1 apresenta valor positivo, ele corresponde à máxima tensão de tração naquele determinado local, e quando negativo, indica ausência de tração. Quando σ_3 apresenta valor negativo, ele corresponde à máxima tensão de compressão naquele determinado local, quando positivo, indica ausência

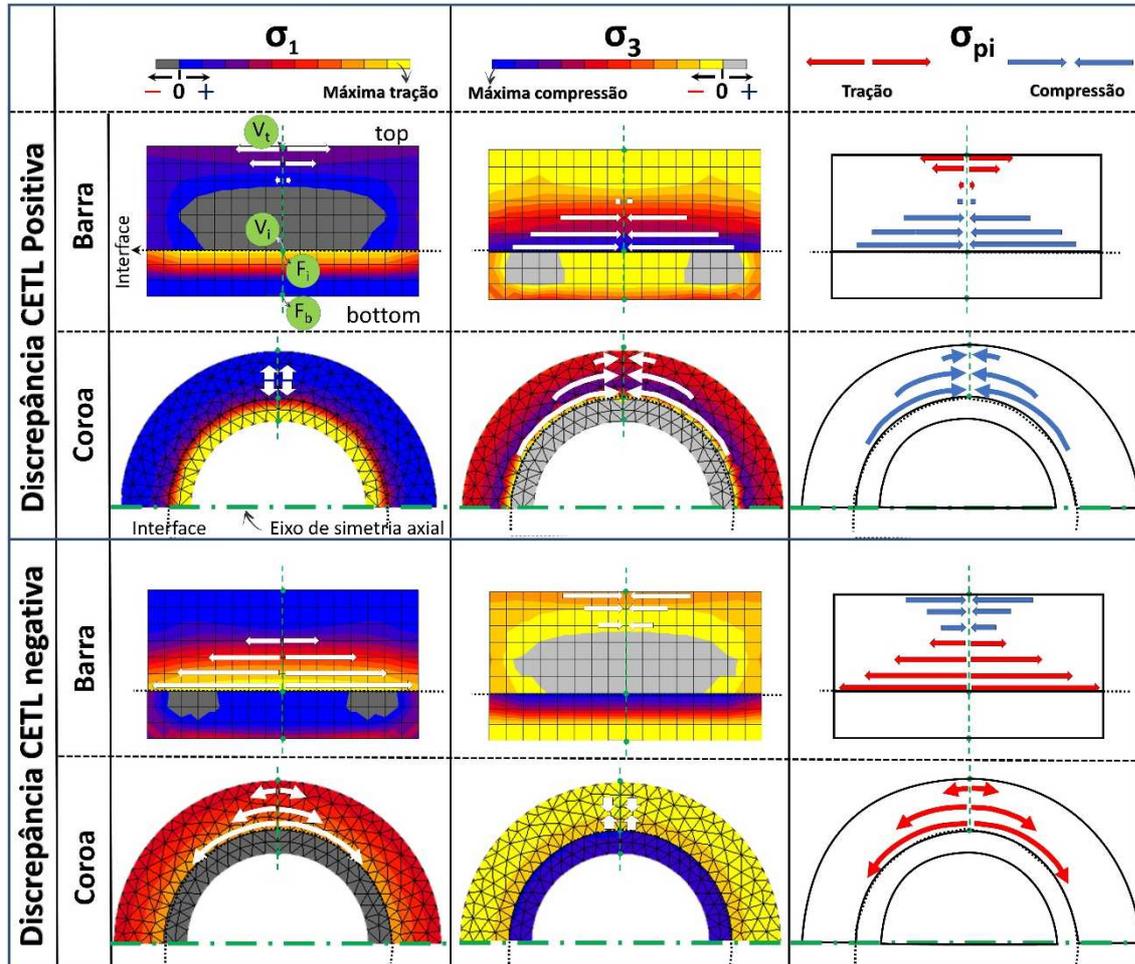
de compressão. Quando σ_x apresenta valor positivo, indica tração, quando negativo, indica compressão. As regiões com alta tensão de tração estariam mais sujeitas à falha por propagação de trincas na direção perpendicular a estas tensões. Já as tensões de compressão tenderiam a proteger o material de propagação de trincas perpendiculares à sua direção.

1.5 RESULTADOS

A Figura 1.2 e Figura 1.3 permitem visualizar as distribuições das tensões residuais térmicas (TRTs) das duas geometrias dos espécimes, enquanto a Figura 1.4 mostra a faixa de tensões residuais na porcelana para cada uma das oito condições de discrepâncias de CETL simuladas.

A Figura 1.2 apresenta as distribuições de σ_1 (relacionado a máxima tensão de tração) e σ_3 (relacionado a máxima tensão de compressão) na secção central transversal dos espécimes. Setas brancas indicam os locais em que as tensões principais estavam paralelas à interface infraestrutura-porcelana. As tensões paralelas a interface (σ_{pi}) são mostradas por setas vermelhas (tração) ou azul (compressão). As curvas σ_1 , σ_3 e σ_{pi} para os nós localizados na linha central formados pelos pontos Vt-Vi-Fi-Fb (para a barra) ou Vo-Vi-Fi-Fc (para a coroa) estão detalhadas na Figura 1.3.

Figura 1.2 - Distribuições de σ_1 , σ_3 e σ_{pi} na secção transversal central dos espécimes de barra e coroa para condições de discrepância (mismatch) positiva e negativa de CETL. As linhas verticais tracejadas em verde indicam a linha central, onde os V_t , V_i , V_o , F_i , F_c e F_b estão situados nos espécimes de barra e coroa. σ_1 negativo corresponde a regiões livres de tração, enquanto σ_3 positivo corresponde a regiões livre de compressão



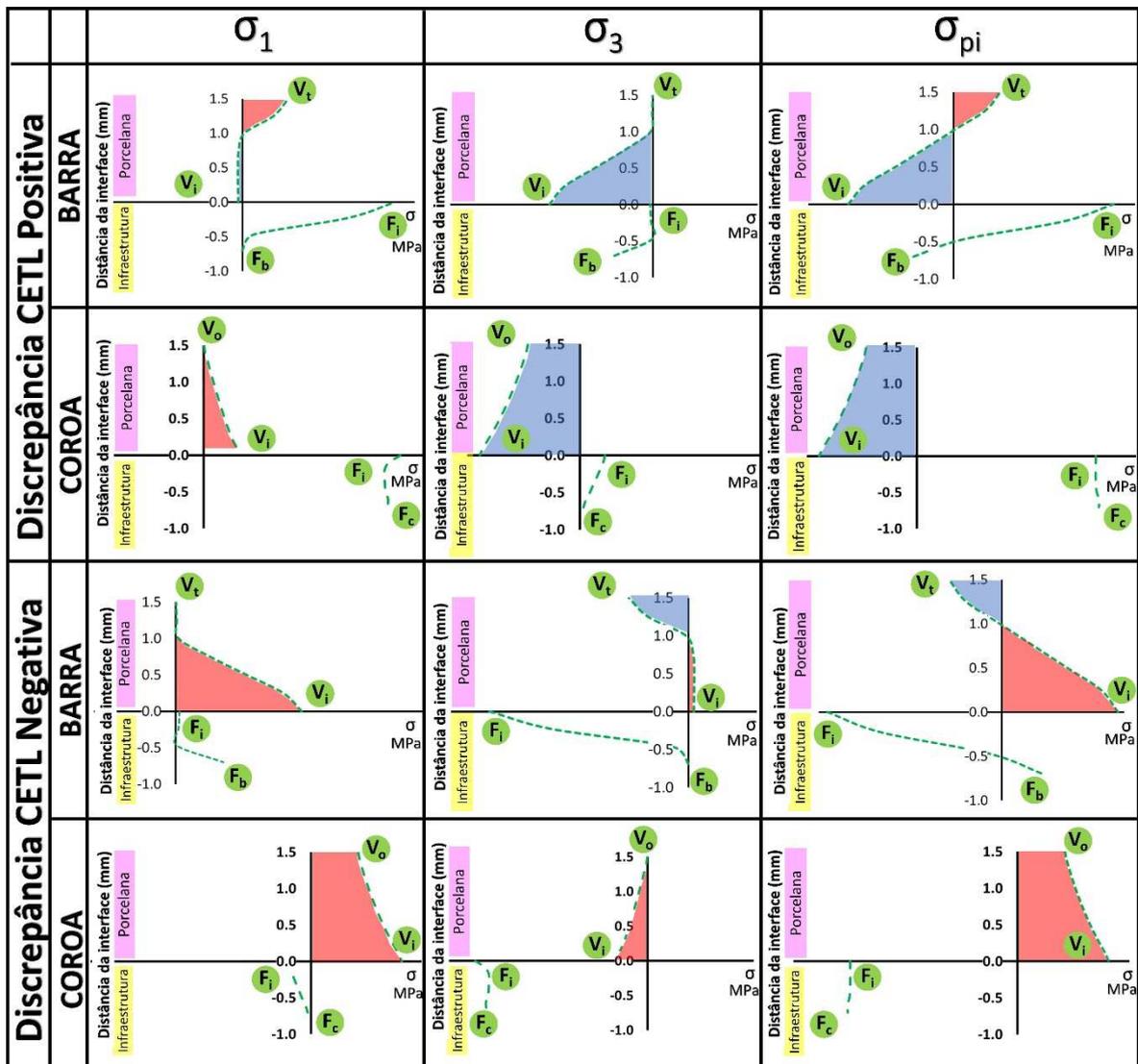
Fonte: O autor

As porcelanas nos espécimes de barra exibiram maiores trações e maiores compressões na direção paralela a interface (σ_{pi}). Para a discrepância positiva de CETL, a maior tração estava localizada na superfície superior da porcelana (V_t), e a maior compressão na interface porcelana-infraestrutura (V_i). Para a discrepância negativa de CETL, isto muda para máxima tensão de tração na interface (V_i) e máxima compressão na superfície superior da porcelana (V_t).

Para a geometrias em coroa, a discrepância de CETL positiva causou tensões compressivas circunferenciais (σ_3) paralelas ao longo da interface da porcelana (σ_{pi}) e ao longo de toda a profundidade da porcelana, que podem ser descritas como tensões circunferenciais (ou hoop). Discrepância de CETL negativa resultaram de tensões de tração circunferenciais (σ_1) paralelas ao longo da interface da porcelana

(σ_{pi}) e ao longo de toda a profundidade da porcelana. Em ambos os casos, as maiores tensões circunferenciais (hoop) estão localizados na interface (V_i). Em direção radial, as maiores tensões estão também localizadas na interface (V_i), e representados por σ_1 quando as discrepâncias de CETL eram positivas, e por σ_3 quando as discrepâncias de CETL eram negativas.

Figura 1.3 - Perfis de σ_1 , σ_3 e σ_{pi} (em MPa) na linha central. Valores positivos de σ correspondem a tração (destacados em vermelho para os dados em porcelana), e valores negativos de σ correspondem a compressão (destacados em azul para os dados em porcelana)



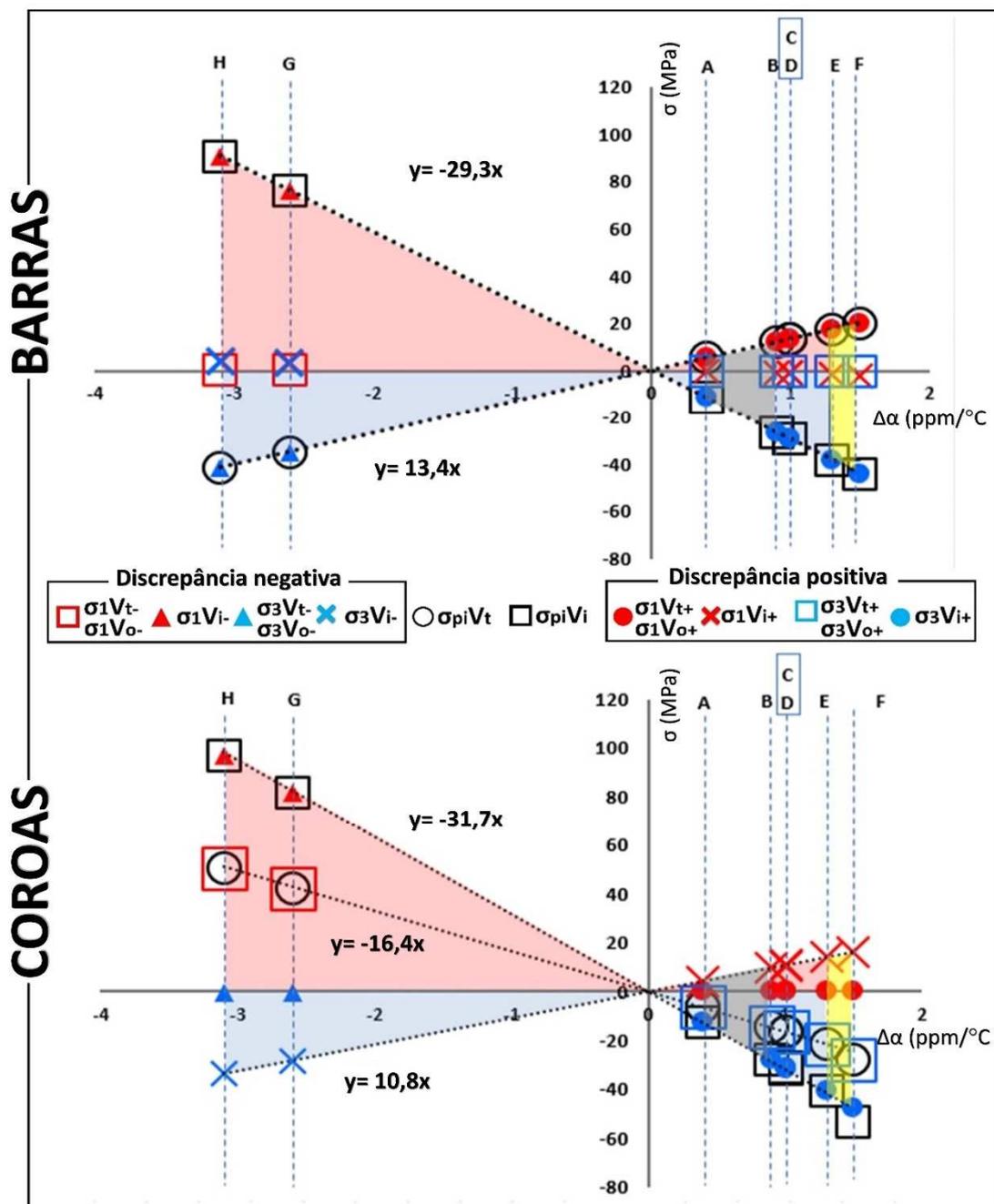
Fonte: O autor

Tabela 1.3 – Valores de σ_1 , σ_3 e σ_{pi} (em MPa) nos pontos de interesse (POI) da camada de porcelana para os espécimes nos formatos de barra e coroa

Grupos	POI	Barra			Coroa		
		σ_1 (MPa)	σ_3 (MPa)	σ_{pi} (MPa)	σ_1 (MPa)	σ_3 (MPa)	σ_{pi} (MPa)
A	Vt ou Vo	5,4	0,0	5,4	0,1	-6,4	-6,4
	Vi	-0,5	-11,7	-11,7	4,2	-12,4	-12,4
B	Vt ou Vo	12,0	-0,1	12,0	0,1	-14,4	-14,4
	Vi	-1,1	-26,3	-26,3	9,6	-27,9	-27,9
C	Vt ou Vo	13,4	-0,1	13,4	0,1	-16,0	-16,0
	Vi	-1,2	-29,2	-29,2	10,6	-31,0	-31,0
D	Vt ou Vo	13,3	-0,1	13,3	0,1	-16,2	-16,2
	Vi	-1,2	-29,3	-29,3	10,8	-31,3	-31,3
E	Vt ou Vo	17,3	-0,1	17,3	0,2	-21,1	-21,1
	Vi	-1,6	-38,1	-38,1	14,1	-40,7	-40,7
F	Vt ou Vo	20,3	-0,2	20,3	0,2	-27,6	-27,6
	Vi	-2,1	-44,4	-44,4	16,2	-47,6	-53,3
G	Vt ou Vo	0,2	-34,7	-34,7	42,2	-0,3	42,2
	Vi	76,1	3,1	76,1	81,4	-28,1	81,4
H	Vt ou Vo	0,3	-41,3	-41,3	50,3	-0,4	50,3
	Vi	90,8	3,8	90,8	97,1	-33,5	97,1

Fonte: O autor

Figura 1.4 - Gráficos dos maiores valores de σ_1 , σ_3 e σ_{pi} (em MPa) na porcelana em função das discrepâncias de CETL nos pontos de interesse nos espécimes planos de barra (gráfico superior) e nos espécimes em formato de coroa (gráfico inferior). Linhas tracejadas identificam as condições de CETL simuladas (indicadas por letras maiúsculas). As áreas em cinza correspondem a faixa de tensão residual térmica para as combinações de porcelanas para metais indicadas pelo fabricante. Similarmente, as áreas em amarelo correspondem às combinações de CETL recomendadas para as porcelanas em infraestrutura de zircônia. Valores positivos de σ (tração) foram destacados em vermelho e os valores de σ negativo (compressão) em azul, exceto para as áreas em cinza e amarela



Fonte: O Autor

A Tabela 1.3 apresenta valores de σ_1 , σ_3 e σ_{pi} nos pontos de interesse (POI) para a camada de porcelana. Estes valores foram sistematicamente organizados na Figura 1.4 para facilitar a visualização da faixa de tensão na porcelana da barra e da coroa em função da discrepância do CETL. Apesar das tensões da infraestrutura também terem sido plotadas na Figura 1.3, eles não foram considerados na Tabela 1.3 e na Figura 1.4 por não serem o foco deste estudo, já que a falha desses sistemas bicamada tipicamente acontecem na camada de porcelana. A maior tensão de tração e a maior tensão de compressão aumentaram linearmente com um aumento da discrepância do CETL. Para as discrepâncias positivas de CETL, a tensão compressiva aumentou mais rapidamente que a tensão de tração, enquanto que para as discrepâncias negativas de CETL, a tensão de tração aumentou mais rapidamente do que a tensão de compressão. A área cinza na Figura 1.4 corresponde às tensões residuais em porcelanas compatíveis com uma infraestrutura metálica, enquanto a área amarela corresponde a tensões residuais para porcelanas consideradas compatíveis com uma infraestrutura de zircônia. As tensões na área cinza foram inferiores às da área amarela. Quando a infraestrutura de zircônia foi combinada com porcelanas compatíveis com metal (casos de discrepância negativa), as tensões residuais foram ainda maiores.

1.6 DISCUSSÃO

Este estudo foi planejado para avaliar sistematicamente, por análise de elementos finitos (AEF), o efeito da discrepância de CETL em sistemas de infraestrutura de liga metálica NiCr ou zircônia para os espécimes em formato de barra e coroa. O método de elementos finitos é uma ferramenta de análise útil para avaliar o efeito da discrepância de CETL porque pode mostrar a natureza multidirecional das tensões residuais em cada ponto nos sistemas bicamadas^{14, 17}. Para este estudo, a tensão máxima principal (σ_1), a tensão mínima principal (σ_3) e a tensão paralela a interface da porcelana-infraestrutura (σ_{pi}) foram analisadas nos nós localizados na secção transversal do espécime (Figura 1.1). A tensão paralela a interface porcelana-infraestrutura foi escolhida porque é a direção de interesse em muitos estudos. As duas tensões principais foram escolhidas porque representam o intervalo de valores de tensão. Toda condição de tensão tridimensional em um ponto é dada por três componentes de tensão principal, sendo que σ_1 e σ_3 correspondem, respectivamente, ao valor mais alto e mais baixo de tensão. Consequentemente, a tensão residual para cada ponto varia entre o σ_3 (numericamente valor mais baixo de tensão principal) e o σ_1 (numericamente valor mais alto de tensão principal). Se conhecermos esses valores de tensão para um ponto específico, sabemos a gama de tensões neste ponto, e se nós conhecermos os menores valores de σ_3 e os maiores de σ_1 para uma secção específica, nós saberemos a faixa de tensões para esta secção transversal. As faixas de tensão para todas as combinações de geometria dos espécimes e porcelana-infraestrutura simuladas foram plotadas na Figura 1.4 e na Tabela 1.3.

Quando os modelos de zircônia e metal foram simulados com a mesma discrepância de CETL (modelos C e D, $\Delta\alpha = 1$ ppm/°C), as tensões residuais térmicas (TRT) foram praticamente idênticas na Figura 1.4. Visto que as propriedades mecânicas foram comparadas, as diferenças de condutividade térmica, densidade e calor específico entre estes materiais de infraestrutura não foram determinantes em nível de TRT na porcelana. Portanto, as diferenças observadas nos resultados entre as combinações da porcelana compatível para metal (regiões em cinza na Figura 1.4, delimitadas pelos resultados dos modelos A e B) e as combinações da porcelana compatível para a zircônia (regiões em amarelo na Figura 1.4, delimitadas pelos resultados dos modelos E e F) foram devidas à discrepância de CETL e não a

propriedades relacionadas com a condução de calor. Com esta análise elástica, as propriedades de condução térmica seriam determinantes para as tensões térmicas transientes, mas não tem efeito permanente sobre as tensões residuais.

Os modelos G e H representaram casos hipotéticos em que uma infraestrutura de zircônia seria recoberta por porcelana compatível com metal, produzindo uma discrepância negativa. Embora essa combinação de discrepância não seja recomendada pelo fabricante, isto poderia acontecer em etapas laboratoriais em que o técnico de prótese queira aproveitar sua familiaridade com a porcelana para metal e não tenha conhecimento da importância da compatibilidade térmica entre a porcelana de cobertura e o material para infraestrutura. Esses modelos exibiram os mais altos níveis de tensões residuais (Figura 1.4) e estados de tensões reversas (Figura 1.2 e Figura 1.3) quando comparados aos modelos de discrepância positiva de CETL. Esta reversão do estado de tensão na mudança de uma discrepância positiva para uma discrepância negativa foi anteriormente relatada, mas em outro contexto ⁴⁴. No estudo mencionado, a discrepância se tornou predominantemente negativa por um aumento no CETL da porcelana em temperaturas acima da temperatura de transição vítrea (T_g). Entretanto, para o presente estudo, assumiu-se que o comportamento viscoelástico da porcelana alivia as tensões geradas em temperaturas acima da T_g quando um protocolo de resfriamento lento é adotado. Portanto, apenas as tensões térmicas geradas abaixo de T_g foram simuladas.

Os espécimes em formato de barra e coroa exibiram faixas de tensões residuais similares para cada condição de discrepância de CETL (Figura 1.4). Por exemplo, quando o metal foi combinado com a porcelana compatível ao sistema de maior valor de CETL (modelo A), a tensão residual variou aproximadamente de -11,7 a 5,3 MPa para o espécime de barra e de -12,5 a 4,3 MPa para espécimes em formato de coroa. Embora o intervalo de tensão das duas secções transversais tenha sido semelhante (Figura 1.4), o padrão de distribuição de tensão foi muito diferente (Figura 1.2 e Figura 1.3). A partir daqui, vamos nos concentrar nos resultados das discrepâncias positivas de CETL em nossa comparação de padrões de tensão nas duas geometrias de espécimes. Para as barras, a maior tensão de tração foi localizada na superfície superior da porcelana (V_t), enquanto a maior compressão foi na interface porcelana-infraestrutura (V_i), ambas orientadas paralelamente à interface (Figura 1.2). Esse resultado é consistente com outros estudos de tensões residuais sob resfriamento lento em espécimes planos que utilizaram cálculos analíticos ^{7, 56},

indentação⁵⁶ e métodos de birrefringência^{57, 58}. No entanto, estudos que usaram o método de hole-drilling em espécimes planos sob resfriamento lento com a discrepância positiva de CETL relatou compressão superficial^{50, 59}. Nossos resultados de espécimes em barra não suportam a recomendação que a discrepância positiva irá gerar tensões residuais de compressão na porcelana de cobertura, visto que foram encontradas tensões de tração superficiais nestes espécimes planos.

Para os espécimes em formato de coroa, tanto o pico de tração quanto o pico de compressão estavam localizados na interface porcelana-infraestrutura (Figura 1.2 e Figura 1.3): compressão na orientação hoop (paralela à interface) e a tração em orientação radial (perpendicular à interface, veja as setas brancas σ_1 na Figura 1.2). Este exemplo demonstra que o formato dos espécimes influencia fortemente nos padrões de tensões residuais. Portanto, em estudos de tensões residuais térmicas é aconselhável considerar geometrias que representam características relevantes, por exemplo, em formato de tubo ou geometrias anatomicamente corretas para coroas^{10, 60-62}. Algumas conclusões obtidas nos espécimes planos não podem, portanto, ser extrapolados diretamente para as situações das coroas clínicas.

A discrepância ligeiramente positiva de CETL recomendada para as coroas metalocerâmicas gerou tensões circunferenciais compressivas na camada da porcelana nos espécimes em formato de coroa, o que deve dificultar a propagação da trinca em direção radial ou axial. No entanto, note que, devido ao estado tridimensional da tensão, as tensões de tração foram simultaneamente geradas na direção radial. Para as coroas metalocerâmicas, as tensões radiais de tração não são um problema porque diminuem para zero na superfície, onde o risco de propagação de trinca de danos devido a procedimentos de acabamento seria maior. Além disso, a tensão gerada na interface foi baixa quando a discrepância de CETL foi ligeiramente positiva.

Os modelos de infraestrutura de zircônia na análise atual desenvolveram os mesmos padrões de tensão, embora com níveis de tensões geralmente mais altos, aumentando o risco de um efeito deletério das tensões radiais de tração por três razões. Primeiramente, quando foram comparadas as combinações de porcelana-infraestrutura recomendadas por um fabricante, o sistema de infraestrutura de zircônia exibiu maior discrepância de CETL do que a de infraestrutura de metal, pelo menos para este fabricante específico (Tabela 1.1). O aumento na discrepância pode promover um efeito benéfico para a intensificação da compressão, mas simultaneamente aumenta o risco do lascamento da porcelana devido a intensificação

de tensão de tração radial. Esta observação pode apoiar o estudo de Belli et al. ⁸, que mostrou fraturas mais profundas e mais convexas na superfície das porcelanas de cobertura em coroas de zircônia com alta discrepância de CETL ($\Delta\alpha = +1.4 \text{ ppm}/^\circ\text{C}$), e lascas menores e mais finas para combinações de baixa discrepância de CETL ($\Delta\alpha = +0.3 \text{ ppm}/^\circ\text{C}$).

Em segundo lugar, o comportamento mecânico da interface da porcelana sobre zircônia apresenta algumas peculiaridades quando comparadas aos outros sistemas de porcelana. As altas tensões de tração geradas na infraestrutura próximas à interface (Figura 1.3) pode produzir uma transformação de fase de tetragonal para a monoclinica da zircônia ²⁰. Essa transformação resulta em um aumento de volume localizado na interface, que tende a amplificar as tensões de tração na porcelana, aumentando o risco da fratura da porcelana ⁵⁹. Além disso, a baixa energia de fratura interfacial da porcelana de cobertura da zircônia contribui para a falha por delaminação ^{63, 64}, o que pode ser facilitado pela presença de tensões residuais de tração na interface da porcelana-zircônia.

Em terceiro lugar, o conteúdo de leucita em porcelana de cobertura para infraestruturas metálicas é geralmente maior do que aquele em porcelanas de coberturas usadas em zircônia, uma vez que a leucita é comumente usada para aumentar o CETL das porcelanas. A tenacidade à fratura da porcelana demonstrou ter uma correlação com o conteúdo de leucita ³⁷. Portanto, a maior incidência de lascamentos observada em porcelanas sobre zircônia também pode ser relacionada a uma menor tenacidade à fratura destas porcelanas. Portanto, a presença de tensões de tração provavelmente será mais crítica em porcelana sobre zircônia do que em porcelana sobre metal. Deve-se notar, no entanto, que existem grandes diferenças no conteúdo de leucita entre as porcelanas de cobertura para zircônia disponíveis no mercado e que a cristalização da leucita também pode variar dependendo do histórico de queimas e protocolos de resfriamento ^{65, 66}.

Reduzir os riscos do lascamento nas porcelanas das próteses sobre zircônia, portanto, não envolve apenas evitar tensões de tração superficiais, mas também a presença destas tensões próximas à interface porcelana-infraestrutura. Isso pode ser conseguido eliminando a discrepância de CETL. Embora isso também aconteça às custas da remoção da proteção provida das tensões compressivas circunferenciais, o efeito geral da redução da discrepância do CETL tem sido considerado vantajoso em

vários estudos experimentais que utilizaram sistemas de porcelana sobre zircônia^{6, 12, 19, 21}.

É importante ressaltar que a região cervical dos espécimes da coroa foi escolhida devido ao padrão de distribuição da tensão residual, que favorece a visualização das tensões compressivas circunferenciais usadas para justificar a recomendação da discrepância positiva para as coroas dentárias. Ao utilizar a secção transversal, as diferenças no padrão de tensão entre os espécimes em formato plano e em coroa podem ser claramente observadas, reforçando a recomendação de considerar espécimes em formatos que representem características geométricas relevantes das coroas. Embora este corte transversal selecionado não seja comumente associado ao lascamento, o aumento de tensão de tração radial observado neste plano é acompanhado de um aumento na tensão de tração radial na região da cúspide onde o risco de lascamento é eminente devido a concentração de forças oclusais⁶³. A distribuição de σ_1 na secção longitudinal foi apresentada em um estudo anterior⁴⁴. Além disso, um estudo de fractografia de coroas totalmente cerâmica com fraturas clínicas⁶⁷ revelou que todas as falhas iniciaram na margem cervical. Os autores destacaram que algumas das falhas foram inicialmente erroneamente classificadas como tendo fraturado a partir da superfície oclusal. Embora este estudo de fractografia tenha sido realizado em coroas com infraestrutura em alumina, ele alerta para a importância do estado de tensão cervical para as falhas clínicas em coroas totalmente cerâmicas. Outro estudo em fractografia⁶⁴ de porcelana sobre zircônia e próteses fixas parciais também relataram origens da trinca longe da superfície oclusal. Seis coroas falharam devido a trincas localizadas na interface porcelana-infraestrutura e, de acordo com os autores, duas coroas falharam devido a tensões circunferenciais na superfície interna das paredes axiais, o que é bastante coerente com o atual estudo em AEF.

Modelos de material linear elástico foram usados neste estudo para destacar as diferenças gerais do efeito da discrepância de CETL entre os sistemas de infraestrutura em metal e em zircônia, e entre os espécimes em formato de barra e coroa. No entanto, a compatibilidade térmica entre a porcelana e a infraestrutura não deve se basear exclusivamente em tensões residuais medidas abaixo da T_g . Asaoka et al.^{68, 69} mostraram que o estado de tensão em cerâmicas com infraestrutura metálica foi influenciado pela discrepância de CETL acima da temperatura de transição vítrea, bem como pela taxa de resfriamento. Mesmo em um protocolo de

resfriamento lento, a deformação viscosa da porcelana não poderá eliminar todas as tensões acima da T_g , uma vez que a deflexão substancial das barras em bicamada foi observada acima da T_g em testes experimentais ⁷⁰. Simulações futuras de porcelana sobre zircônia devem investigar mudanças no CETL da porcelana como uma função de temperatura, bem como relaxamento deste material em temperaturas acima da T_g .

Como observação final, há uma tendência em utilizar zircônia monolítica, que elimina a aplicação de porcelana e, conseqüentemente, o risco de lascamento deste material de cobertura ^{47, 48}. No entanto, ainda vale a pena investir na resolução do problema de lascamento, porque as porcelanas de cobertura têm características desejáveis que não são contempladas com a zircônia monolítica, tais como: uma melhor estética, maior facilidade para o ajuste oclusal, e maior facilidade de corte em caso de retratamento. Conhecer a melhor compatibilidade térmica em próteses de porcelana sobre zircônia pode ajudar a reduzir os riscos de lascamento da porcelana, mas isto deve ser encarado como um dos elementos na resolução da falha clínica. A tenacidade à fratura da porcelana é um outro fator importante que determina o risco ao lascamento ^{63, 71}. Às vezes, ao desenvolver novas porcelanas de cobertura para a infraestrutura de zircônia, compatibilidade térmica e tenacidade à fratura se movem em direções opostas ⁷². Portanto, o desafio está em encontrar um processo que permita não somente uma otimização na combinação de CETL entre porcelana e zircônia, mas também melhorar as propriedades mecânicas da porcelana de cobertura, especialmente sua tenacidade à fratura.

1.7 CONCLUSÕES

Com bases das premissas deste estudo, pôde-se concluir que:

- uma discrepância positiva de CETL gerou, nos espécimes de formato de coroa, tensões residuais circunferenciais de compressão e tensões residuais radiais de tração. As porcelanas compatíveis com zircônia apresentaram tensões residuais térmicas mais altas do que as porcelanas compatíveis com metais. Isto foi válido tanto para as tensões de tração, quanto para as tensões de compressão. O formato do espécime foi determinante para padrão de tensões residuais térmicas;
- como as porcelanas de cobertura que são usadas em coroas de infraestrutura de zircônia tendem a ser mais vulneráveis ao lascamento quando submetidas a tensões de tração, com bases das premissas deste estudo, deve ser recomendada uma discrepância de CETL de zero, que evita tensão residuais de tração. A discrepância ligeiramente positiva, que é a prática comum para os sistemas de infraestrutura metálica, deve ser evitada.

REFERÊNCIAS

- 1.Kelly JR, Denry I. Stabilized zirconia as a structural ceramic: an overview. *Dent Mater.* 2008;24(3):289-98.
- 2.Heintze SD, Rousson V. Survival of zirconia- and metal-supported fixed dental prostheses: a systematic review. *Int J Prosthodont.* 2010;23(6):493-502.
- 3.Schley JS, Heussen N, Reich S, Fischer J, Haselhuhn K, Wolfart S. Survival probability of zirconia-based fixed dental prostheses up to 5 yr: a systematic review of the literature. *Eur J Oral Sci.* 2010;118(5):443-50.
- 4.Pjetursson BE, Sailer I, Makarov NA, Zwahlen M, Thoma DS. 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.* 2015;31(6):624-39.
- 5.Sailer I, Makarov NA, Thoma DS, Zwahlen M, Pjetursson BE. All-ceramic or metal-ceramic tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs)? A systematic review of the survival and complication rates. Part I: Single crowns (SCs). *Dent Mater.* 2015;31(6):603-23.
- 6.Aboushelib MN, Feilzer AJ, de Jager N, Kleverlaan CJ. Prestresses in bilayered all-ceramic restorations. *Journal of biomedical materials research Part B, Applied biomaterials.* 2008;87(1):139-45.
- 7.Swain MV. Unstable cracking (chipping) of veneering porcelain on all-ceramic dental crowns and fixed partial dentures. *Acta Biomater.* 2009;5(5):1668-77.
- 8.Belli R, Petschelt A, Lohbauer U. Thermal-induced residual stresses affect the fractographic patterns of zirconia-veneer dental prostheses. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials.* 2013;21:167-77.
- 9.Kim J, Dhital S, Zhivago P, Kaizer MR, Zhang Y. Viscoelastic finite element analysis of residual stresses in porcelain-veneered zirconia dental crowns. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2018;82:202-9.
- 10.Baldassarri M, Stappert CF, Wolff MS, Thompson VP, Zhang Y. Residual stresses in porcelain-veneered zirconia prostheses. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials.* 2012;28(8):873-9.
- 11.Belli R, Monteiro S, Jr., Baratieri LN, Katte H, Petschelt A, Lohbauer U. A photoelastic assessment of residual stresses in zirconia-veneer crowns. *J Dent Res.* 2012;91(3):316-20.
- 12.Mainjot AK, Najjar A, Jakubowicz-Kohen BD, Sadoun MJ. Influence of thermal expansion mismatch on residual stress profile in veneering ceramic layered on

zirconia: Measurement by hole-drilling. *Dental materials* : official publication of the Academy of Dental Materials. 2015;31(9):1142-9.

13. Anusavice KJ, Dehoff PH, Fairhurst CW. Comparative evaluation of ceramic-metal bond tests using finite element stress analysis. *J Dent Res*. 1980;59(3):608-13.

14. Coffey JP, Anusavice KJ, DeHoff PH, Lee RB, Hojjatie B. Influence of contraction mismatch and cooling rate on flexural failure of PFM systems. *J Dent Res*. 1988;67(1):61-5.

15. DeHoff PH, Anusavice KJ. Viscoelastic stress analysis of thermally compatible and incompatible metal-ceramic systems. *Dent Mater*. 1998;14(4):237-45.

16. Phillips RW, Skinner EW. *Skinner's science of dental materials*. 9th ed. Philadelphia: Saunders; 1991. 624 p.

17. Anusavice KJ, DeHoff PH, Hojjatie B, Gray A. Influence of tempering and contraction mismatch on crack development in ceramic surfaces. *J Dent Res*. 1989;68(7):1182-7.

18. Wang G, Zhang S, Bian C, Kong H. Fracture mechanics analyses of ceramic/veneer interface under mixed-mode loading. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2014;39:119-28.

19. Belli R, Frankenberger R, Appelt A, Schmitt J, Baratieri LN, Greil P, et al. Thermal-induced residual stresses affect the lifetime of zirconia-veneer crowns. *Dent Mater*. 2013;29(2):181-90.

20. Hallmann L, Ulmer P, Wille S, Kern M. Effect of differences in coefficient of thermal expansion of veneer and Y-TZP ceramics on interface phase transformation. *J Prosthet Dent*. 2014;112(3):591-9.

21. Inokoshi M, Yoshihara K, Nagaoka N, Nakanishi M, De Munck J, Minakuchi S, et al. Structural and Chemical Analysis of the Zirconia-Veneering Ceramic Interface. *J Dent Res*. 2016;95(1):102-9.

22. Tholey MJ, Swain MV, Thiel N. SEM observations of porcelain Y-TZP interface. *Dent Mater*. 2009;25(7):857-62.

23. Sailer I, Feher A, Filser F, Gauckler LJ, Luthy H, Hammerle CH. Five-year clinical results of zirconia frameworks for posterior fixed partial dentures. *Int J Prosthodont*. 2007;20(4):383-8.

24. Manicone PF, Rossi Iommetti P, Raffaelli L. An overview of zirconia ceramics: basic properties and clinical applications. *J Dent*. 2007;35(11):819-26.

25. Wataha JC. Biocompatibility of dental casting alloys: a review. *J Prosthet Dent*. 2000;83(2):223-34.

26. Wataha JC, Messer RL. Casting alloys. *Dental clinics of North America*. 2004;48(2):vii-viii, 499-512.
27. Borba M, de Araujo MD, Fukushima KA, Yoshimura HN, Cesar PF, Griggs JA, et al. Effect of the microstructure on the lifetime of dental ceramics. *Dent Mater*. 2011;27(7):710-21.
28. Anusavice KJ. *Phillips' Science of Dental Materials*: Elsevier; 2013.
29. Tinschert J, Zvez D, Marx R, Anusavice KJ. Structural reliability of alumina-, feldspar-, leucite-, mica- and zirconia-based ceramics. *Journal of Dentistry*. 2000;28(7):529-35.
30. Kelly JR, Benetti P. Ceramic materials in dentistry: historical evolution and current practice. *Aust Dent J*. 2011;56 Suppl 1:84-96.
31. Bachhav VC, Aras MA. Zirconia-based fixed partial dentures: a clinical review. *Quintessence international (Berlin, Germany : 1985)*. 2011;42(2):173-82.
32. Chen YM, Smales RJ, Yip KH, Sung WJ. Translucency and biaxial flexural strength of four ceramic core materials. *Dent Mater*. 2008;24(11):1506-11.
33. Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Haselton DR, Stanford CM, Vargas MA. Relative translucency of six all-ceramic systems. Part II: core and veneer materials. *J Prosthet Dent*. 2002;88(1):10-5.
34. Barbato CN, Ogasawara T, Sampaio JA. Aproveitamento de feldspato pegmatítico da Região Borborema-Seridó para produção de vitrocerâmica feldspática reforçada com leucita. *SÉRIE ROCHAS E MINERAIS INDUSTRIAIS*. 2008.
35. Anusavice KJ, Dehoff PH, Gray A, Lee RB. Delayed crack development in porcelain due to incompatibility stress. *J Dent Res*. 1988;67(8):1086-91.
36. Cesar PF, Miranda WG, Braga RR. Influence of shade and storage time on the flexural strength, flexural modulus, and hardness of composites used for indirect restorations. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2001;86(3):289-96.
37. Cesar PF, Yoshimura HN, Miranda Junior WG, Okada CY. Correlation between fracture toughness and leucite content in dental porcelains. *Journal of dentistry*. 2005;33(9):721-9.
38. Denry IL, Holloway JA, Rosenstiel SF. Crystallization kinetics of a low-expansion feldspar glass for dental applications. *Journal of biomedical materials research*. 1998;41(3):398-404.
39. Aurelio IL, Fraga S, Dorneles LS, Bottino MA, May LG. Extended glaze firing improves flexural strength of a glass ceramic. *Dent Mater*. 2015;31(12):e316-24.

40. Marrelli M, Pujia A, Apicella D, Sansalone S, Tatullo M. Influence of peak oral temperatures on veneer-core interface stress state. *Acta biomaterialia odontologica Scandinavica*. 2015;1(1):22-8.

41. Asaoka K, Kuwayama N, Tesk JA. Influence of tempering method on residual stress in dental porcelain. *J Dent Res*. 1992;71(9):1623-7.

42. Della Bona Á, DDS, MMedSci, PhD, FADM; J. Robert Kelly, DDS, MS, DMedSc. The clinical success of all-ceramic

restorations. *Journal of American Dental Association*. 2008;139.

43. Mainjot AK, Schajer GS, Vanheusden AJ, Sadoun MJ. Residual stress measurement in veneering ceramic by hole-drilling. *Dent Mater*. 2011;27(5):439-44.

44. Meira JB, Reis BR, Tanaka CB, Ballester RY, Cesar PF, Versluis A, et al. Residual stresses in Y-TZP crowns due to changes in the thermal contraction coefficient of veneers. *Dent Mater*. 2013;29(5):594-601.

45. OLIVA EAd. Influência do método de processamento, sinterização convencional ou injeção a vácuo, na resistência à flexão e dureza de porcelanas feldspáticas [Doutorado]: Universidade Estadual Paulista; 2006.

46. Coelho TMK, Zanella AP, Insaurralde E, Silva AL, Terra GAP. Influence of The Processing Method on The Flexural Strength, Hardness and Microstructure of Duceragold, Duceram Plus And Excelsior Dental Ceramics. *Brazilian Research in Pediatric Dentistry and Integrated Clinic*. 2012;12(2).

47. Beuer F, Stimmelmayer M, Gueth JF, Edelhoff D, Naumann M. In vitro performance of full-contour zirconia single crowns. *Dent Mater*. 2012;28(4):449-56.

48. Rinke S, Fischer C. Range of indications for translucent zirconia modifications: clinical and technical aspects. *Quintessence international (Berlin, Germany : 1985)*. 2013;44(8):557-66.

49. Tanaka CB, Harisha H, Baldassarri M, Wolff MS, Tong H, Meira JB, et al. Experimental and finite element study of residual thermal stresses in veneered Y-TZP structures. *Ceram Int*. 2016;42(7):9214-21.

50. Mainjot AK, Schajer GS, Vanheusden AJ, Sadoun MJ. Influence of cooling rate on residual stress profile in veneering ceramic: measurement by hole-drilling. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2011;27(9):906-14.

51. Zhang Z, Zhou S, Li Q, Li W, Swain MV. Sensitivity analysis of bi-layered ceramic dental restorations. *Dent Mater*. 2012;28(2):e6-14.

52. Aurelio IL, Dorneles LS, May LG. Extended glaze firing on ceramics for hard machining: Crack healing, residual stresses, optical and microstructural aspects. *Dental Materials*. 2017;33(2):226-40.

53. Lunt AJG, Salvati E, Ma LF, Dolbyna IP, Neo TK, Korsunsky AM. Full in-plane strain tensor analysis using the microscale ring-core FIB milling and DIC approach. *J Mech Phys Solids*. 2016;94:47-67.
54. Wendler M, Belli R, Petschelt A, Lohbauer U. Spatial distribution of residual stresses in glass-ZrO₂ sphero-cylindrical bilayers. *J Mech Behav Biomed*. 2016;60:535-46.
55. Sebastiani M, Massimi F, Merlati G, Bemporad E. Residual micro-stress distributions in heat-pressed ceramic on zirconia and porcelain-fused to metal systems: Analysis by FIB-DIC ring-core method and correlation with fracture toughness. *Dent Mater*. 2015;31(11):1396-405.
56. Wendler M, Belli R, Petschelt A, Lohbauer U. Characterization of residual stresses in zirconia veneered bilayers assessed via sharp and blunt indentation. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2015;31(8):948-57.
57. Belli R, Wendler M, Zorzini JI, Petschelt A, Tanaka CB, Meira J, et al. Descriptions of crack growth behaviors in glass-ZrO₂ bilayers under thermal residual stresses. *Dent Mater*. 2016;32(9):1165-76.
58. Tholey MJ, Swain MV, Thiel N. Thermal gradients and residual stresses in veneered Y-TZP frameworks. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2011;27(11):1102-10.
59. Mainjot AK, Schajer GS, Vanheusden AJ, Sadoun MJ. Influence of veneer thickness on residual stress profile in veneering ceramic: measurement by hole-drilling. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2012;28(2):160-7.
60. Al-Amleh B, Neil Waddell J, Lyons K, Swain MV. Influence of veneering porcelain thickness and cooling rate on residual stresses in zirconia molar crowns. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2014;30(3):271-80.
61. Wendler M, Belli R, Petschelt A, Lohbauer U. Spatial distribution of residual stresses in glass-ZrO₂ sphero-cylindrical bilayers. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2016;60:535-46.
62. Zhang Y, Allahkarami M, Hanan JC. Measuring residual stress in ceramic zirconia-porcelain dental crowns by nanoindentation. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2012;6:120-7.
63. Pang Z, Chughtai A, Sailer I, Zhang Y. A fractographic study of clinically retrieved zirconia-ceramic and metal-ceramic fixed dental prostheses. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2015;31(10):1198-206.
64. Aboushelib MN, Feilzer AJ, Kleverlaan CJ. Bridging the gap between clinical failure and laboratory fracture strength tests using a fractographic approach. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2009;25(3):383-91.

65. Mackert JR, Jr., Evans AL. Effect of cooling rate on leucite volume fraction in dental porcelains. *J Dent Res.* 1991;70(2):137-9.
66. Twiggs SW, Mackert JR, Oxford AL, Ergle JW, Lockwood PE. Isothermal phase transformations of a dental porcelain. *Dental Materials.* 2005;21(6):580-5.
67. Oilo M, Gjerdet NR. Fractographic analyses of all-ceramic crowns: a study of 27 clinically fractured crowns. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials.* 2013;29(6):e78-84.
68. Asaoka K, Tesk JA. Transient and residual stresses in dental porcelains as affected by cooling rates. *Dental materials journal.* 1989;8(1):9-25.
69. Asaoka K, Tesk JA. Transient and residual stress in a porcelain-metal strip. *J Dent Res.* 1990;69(2):463-9.
70. Swain MV, Mercurio V, Tibballs JE, Tholey M. Thermal induced deflection of a porcelain-zirconia bilayer: Influence of cooling rate. *Dental Materials.* 2019.
71. Quinn JB, Quinn GD, Sundar V. Fracture Toughness of Veneering Ceramics for Fused to Metal (PFM) and Zirconia Dental Restorative Materials. *Journal of research of the National Institute of Standards and Technology.* 2010;115(5):343-52.
72. Choi JE, Waddell JN, Torr B, Swain MV. Pressed ceramics onto zirconia. Part 1: Comparison of crystalline phases present, adhesion to a zirconia system and flexural strength. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials.* 2011;27(12):1204-12.

PARTE II

2 TENSÕES RESIDUAIS TÉRMICAS EM PORCELANA SOBRE ZIRCÔNIA: TESTE EXPERIMENTAL E ANÁLISE POR ELEMENTOS FINITOS

2.1 INTRODUÇÃO

Coroas totalmente cerâmicas conseguem mimetizar a cor e a translucidez do esmalte, mesmo em preparos mais conservadores ¹. Esta característica tem tornado seu uso bastante frequente na prática clínica. Dentre os sistemas totalmente cerâmicos disponíveis no mercado, destacam-se os com infraestrutura em zircônia tetragonal policristalina estabilizada por ítria (Y-TZP), por apresentarem propriedades mecânicas superiores aos outros sistemas cerâmicos ^{2, 3}. Contudo, a literatura tem demonstrado um aumento nos relatos de falha por lascamento (“chipping”) da porcelana de recobrimento, quando aplicada sobre zircônia ⁴⁻⁸.

Uma das hipóteses aceitas atualmente é que a maior incidência desta falha esteja relacionada às tensões térmicas geradas durante o resfriamento da peça ⁹⁻¹² e ao desenho da peça protética ¹³. As tensões térmicas em porcelanas sobre infraestrutura de zircônia apresentam duas origens principais: o gradiente de temperatura durante o resfriamento ^{9, 14} e a discrepância de coeficiente (mismatch) de expansão térmica linear entre a porcelana e a zircônia ^{7, 15}. Uma parcela destas tensões desaparece quando a peça protética atinge o equilíbrio térmico, e é denominada de transiente. A outra parcela, por continuar presente após o equilíbrio térmico, é denominada de tensão residual térmica (TRT).

Diversos métodos vêm sendo aplicados para o estudo das TRTs, sendo alguns deles experimentais (como os métodos por perfuração ¹⁶⁻¹⁹, por deflexão ²⁰, por birrefringência ²¹, por difração de raio X ^{22, 23} ou por indentação ²⁴⁻²⁷) e outros computacionais (como a análise por elementos finitos ^{26, 28-30}). Cada método apresenta particularidades e limitações que podem comprometer a interpretação dos resultados obtidos. Para evitar conclusões inconsistentes ou enganosas, o pesquisador precisa estar ciente das limitações do método empregado e ter um conhecimento profundo do fenômeno em estudo.

A matemática subjacente a alguns dos métodos experimentais, como o da perfuração ^{16-19, 31} ou o da deflexão ²⁰, foi desenvolvida apenas para geometrias simplificadas. No método por birrefringência, é possível utilizar espécimes com

formato de coroa dentária; porém, é necessário seccionar ou desgastar a coroa para criar uma fatia fina, de aproximadamente 1 mm de espessura, para conseguir avaliar a tensão ²¹. Este fatiamento do espécime promove uma nova situação de tensões, com alívio de algumas das que existiam na coroa íntegra, e constitui um ponto especialmente limitante do método.

A análise por elementos finitos é uma ferramenta muito eficiente para estudar a distribuição das TRTs em um corpo de geometria complexa, inclusive aquelas relacionadas às questões térmicas. Além de conseguir uma representação geométrica bastante fiel à coroa protética, o método permite analisar todo o estado de tensões de cada ponto do objeto em estudo, indicando a intensidade, tipo e direção das mesmas: algo impossível de se conseguir com os métodos experimentais.

Entretanto, os resultados obtidos com o método de elementos finitos são dependentes dos dados de entrada do modelo, o que pode ser especialmente crítico quanto à definição de algumas das propriedades dos materiais, sobre as quais não existem medidas precisas. Como é natural, o modelo computacional só será fiel ao caso real se os materiais também forem bem representados. No estudo de tensões residuais térmicas de porcelanas sobre zircônia, uma dificuldade importante é que, as propriedades dos materiais em estudo mudam ao longo do seu resfriamento e estas mudanças podem ser determinantes no resultado de tensão ²⁸.

Um modo de verificar se o material está bem representado no modelo computacional é comparar a sua resposta com a medida experimental do objeto real, que seria, a princípio, uma coroa protética. Entretanto, como mencionado anteriormente, os métodos experimentais são limitados para avaliar tensões em espécimes com geometria complexa. Assim, uma vez ajustado o modo de representar os materiais, as condições de contorno e o carregamento, podemos utilizar os mesmos parâmetros em um modelo com a geometria de interesse.

O método por indentação parece ser uma melhor opção para a validação dos resultados de TRTs encontrados em espécimes com formato similar a uma coroa protética, pois permite utilizar um espécime com formato de coroa, alterando-o o mínimo possível: realizando pequeno polimento em regiões bem delimitadas, apenas para ter uma área plana e livre de riscos para realizar a indentação ³². Entretanto, alguns estudos que utilizaram esta metodologia seccionaram a coroa, no sentido longitudinal ³³ ou transversal ⁸. Embora o efeito de um único seccionamento sobre as

TRTs seja provavelmente menor do que aquele provocado pelo fatiamento do espécime realizado no teste de birrefringência; o fato deste efeito não ser previsível, deixa sempre uma dúvida sobre a acurácia da tensão medida.

Diante destas questões, o presente estudo teve como objetivo comparar os resultados encontrados no método por indentação Vickers (MIV) e na análise por elementos finitos (AEF), em espécimes com geometria que apresentasse características similares a uma coroa protética; e verificar a influência do tipo de resfriamento entre as metalocerâmicas e os sistemas de porcelana sobre zircônia.

2.2 REVISÃO DA LITERATURA

As tensões residuais térmicas (TRTs) têm sido amplamente estudadas nos últimos anos, devido a sua relação com a ocorrência de lascamentos da porcelana de recobrimento de coroas protéticas com infraestrutura de zircônia. Muitos métodos experimentais têm sido aplicados para a análise dessas TRTs, destacando-se: a técnica de hole-drilling ^{10, 16-19}, indentação ^{8, 12}, birrefringência ^{7, 14, 21} e análise por elementos finitos ^{26, 28, 34}. Porém, é importante o pesquisador estar atento as particularidades de cada metodologia para não obter resultados inconclusivos ao relacioná-los ao fenômeno clínico em questionamento, o lascamento da porcelana de cobertura em coroas dentárias. Dentre diversas variáveis que podem acometer as TRTs, o que mais a literatura tem destacado é a influência do protocolo de resfriamento adotado nas peças de porcelanas sobre zircônia; pois, o resfriamento inicialmente adotado a esse sistema era o mesmo das metalocerâmicas, e isso foi posto em questionamento uma vez os sistemas possuem desigualdade de condução de calor ⁹.

2.2.1 Protocolos de resfriamento para os sistemas de porcelana sobre zircônia

As tensões térmicas estudadas nos sistemas de porcelana sobre zircônia são classificadas em duas: tensões térmicas transientes e tensões térmicas residuais. E a origem destas tensões se relacionam diretamente ao gradiente de temperatura e a discrepância dos coeficientes de expansão térmico linear (CETL).

A princípio, o gradiente de temperatura provocaria apenas tensões transientes, entretanto, pode influenciar o estado de tensões residuais quando, simultaneamente, ocorre uma grande mudança nas propriedades do material. É o que acontece, por exemplo, quando a porcelana passa pela zona de transição vítrea ³⁵. Acima da temperatura de amolecimento (T_s), o material se encontra completamente fluido, com grande mobilidade atômica. Neste estado líquido, mudanças no seu volume acontecem com facilidade e rapidez, e se traduzem em um alto coeficiente de expansão térmica linear (α) e baixo módulo de elasticidade (E). À medida que a temperatura diminui, a mobilidade dos átomos se torna cada vez mais difícil, até que,

abaixo da temperatura de transição vítrea (T_g), o material se torna sólido, com um coeficiente de expansão térmica linear muito menor e um módulo de elasticidade muito maior do que aqueles observados no estado líquido. Nesta faixa de temperatura (entre T_s e T_g) a porcelana apresenta um comportamento viscoelástico, com características intermediárias entre sólido e líquido, e susceptível à relaxação de tensão.

Estas mudanças nas propriedades da porcelana ocorrem de forma não uniforme, da superfície externa para o interior, por causa do gradiente de temperatura. É justamente esta “não uniformidade” de mudanças das propriedades ³⁶ que torna as porcelanas passíveis de um tratamento térmico de têmpera para aumento da resistência mecânica ³⁷. O tratamento de têmpera de vidros e cerâmicas consiste em um resfriamento rápido (RL) do material a partir de temperaturas acima da T_g e tem sido muito utilizado na indústria, com o objetivo de aumentar a resistência do material, por induzir tensões residuais de compressão na superfície externa ³⁶. E esta técnica de temperamento, a partir do resfriamento rápido, foi incorporada às metalocerâmicas, uma vez que, estudos demonstraram esse efeito “protetor” sobre a porcelana de recobrimento nesses sistemas em coroas protéticas ^{15, 38}.

Durante o resfriamento da coroa, a infraestrutura de zircônia e a cobertura de porcelana não irão contrair na mesma proporção, por apresentarem α diferentes. Por convenção, a discrepância de α é dita positiva quando o α da infraestrutura é maior do que o α da porcelana, e negativa quando o α da porcelana é maior. Uma pequena discrepância positiva entre os coeficientes tem sido recomendada, por induzirem tensões residuais de compressão na superfície da porcelana ³⁹. Assim, quando desenvolvem novos produtos, os fabricantes ajustam o α da infraestrutura e o da porcelana para produzir uma pequena discrepância positiva. Entretanto, devido à mudança no α da porcelana ao passar pela zona de transição vítrea, a pequena discrepância positiva encontrada em baixas temperaturas, pode se transformar em uma grande discrepância positiva acima da T_g da porcelana.

Desta forma, a literatura tem apontado que para os sistemas de porcelana sobre zircônia não seja interessante a aplicação do protocolo de resfriamento rápido (RR), velocidade de aproximadamente 100°C/min, já adotado nas metalocerâmicas, por acreditarem que os efeitos na transição de T_s e T_g sejam mais críticos neste sistema devido a diferença de condução de calor ; assim, o resfriamento lento (RL) tem sido sugerido como protocolo de eleição ^{14, 34, 40}.

No resfriamento lento, as tensões geradas entre a T_s e a T_g poderão ser menosprezadas, pois a velocidade de resfriamento seria tão lenta que o próprio processo permitiria a uniformidade das propriedades do material e o relaxamento das tensões induzidas nesta faixa, reduzindo as discrepâncias do E e do α entre os materiais, e aliviando qualquer tipo de tensão possível a ser gerada nesta faixa. Caso haja uma possível influência do gradiente térmico nesta faixa, acredita-se que o tempo do resfriamento lento seria suficientemente para que o material escoasse, por se encontrar em um estado viscoelástico, e assim as tensões seriam ainda mais relaxadas. Ainda nesta categoria do resfriamento lento, no estudo realizado por Tanaka et. Al.⁴¹ foi avaliado a influência de um subtipo de resfriamento lento, denominado de “XSC – extreme slow cooling”. Esse resfriamento XSC apresentava um resfriamento mais lento, de $2^\circ\text{C}/\text{min}$, bem inferior ao preconizado em estudos anteriores, de $32^\circ\text{C}/\text{min}$. Como resultado, notaram que no XSC resultou em tensão de tração mais alta ao resfriamento lento convencional, assim, não encontrando benefícios maiores em reduzir tanto a velocidade de resfriamento, além de ter um custo de tempo maior laboratorialmente.

2.2.2 Metodologias aplicadas aos estudos de TRT

Quanto às metodologias aplicadas aos estudos de TRT, é importante entender as particularidades de cada uma delas, para que seja possível uma melhor compreensão dos estados das tensões residuais térmicas e a correlação delas ao fenômeno de lascamento reportados clinicamente.

A técnica de hole-drilling é realizada em um espécime em formato de disco, no qual é colado um extensômetro em formato de roseta na superfície externa da porcelana. É realizada uma perfuração no espécime de até 1,2 mm com ponta diamantada, em incrementos de 0,1mm. Para cada incremento de perfuração é registrada uma deformação no extensômetro, resultante do alívio das tensões residuais. O valor de deformação é convertido em tensão através de fórmulas analíticas. A maior vantagem deste teste experimental é conseguir avaliar a tensão em profundidade. A desvantagem é que a utilização do espécime em formato de disco pode comprometer a relevância dos resultados e discussões, pois o padrão de

tensões gerado é muito diferente das tensões que surgem em espécimes com formato de coroa, como demonstrado no presente estudo.

O teste de birrefringência também utiliza espécimes com formato semelhante a coroa protética, porém, para a leitura da birrefringência, é necessário obter uma fatia bem fina^{21, 42}. Uma vez que o método se baseia no princípio da fotoelasticidade, onde são calculados as diferenças dos índices de refração para se determinar as diferenças das tensões presentes no material. No entanto, durante o processo de corte ou desgaste, muitas das tensões residuais são aliviadas, não apresentando o verdadeiro estado das tensões nesse corpo em estudo.

No final da década de 80 e início da década de 90, testes de indentação em porcelana odontológica de espécimes "bilayer" em formato de disco foram bastante utilizados⁴³⁻⁴⁵. Mais recentemente, o teste de indentação tem sido utilizado em espécimes com formato semelhantes às coroas protéticas^{8, 12}. Para a realização da indentação é necessária apenas uma pequena área plana e bem polida para que seja possível a visualização da indentação e as trincas que serão induzidas. A partir dessas trincas geradas em espécimes "bilayers" e a relação delas com as trincas realizadas em corpos monolíticos, ou seja, livre de tensões, serão possíveis os cálculos das tensões e, assim, saber o padrão desta tensão (compressão ou tração).

Todos os testes experimentais utilizados para a avaliação das tensões residuais apresentam como uma das principais limitações o fato de não apresentar uma visão completa do estado de tensão na região em estudo. A tensão é uma grandeza física bastante peculiar, pois sua magnitude depende da direção que se pretende avaliar.

O método de análise por elementos finitos permite um estudo bastante completo do estado de tensões, pois é possível avaliar todas as tensões em diferentes direções. Em estudos nos quais pretende-se correlacionar o estado de tensões com um critério de falha, é interessante avaliar as tensões principais ou tensões equivalentes, como, por exemplo, a tensão equivalente de Von Mises, sendo que esta última é mais relevante para materiais dúcteis. Como a cerâmica é um material frágil, a tensão máxima principal, quando positiva, estaria mais diretamente relacionada aos mecanismos de falha, enquanto a tensão mínima principal, quando negativa, apresentaria um efeito protetor para o material, por fechar trincas cujas direções estão perpendiculares à do vetor da tensão.

2.3 PROPOSIÇÃO

O objetivo deste estudo foi verificar, por meio do método de indentação Vickers (MIV) e da análise de elementos finitos (AEF), as tensões residuais térmicas (TRTs) em porcelana sobre zircônia de espécime com formato clinicamente relevante, comparando as seguintes variáveis: regiões com diferentes padrões geométricos (planas e com curvaturas), protocolos de resfriamento (lento e rápido) e os materiais de infraestrutura (zircônia e liga metálica níquel-cromo-molibdênio).

As três hipóteses do estudo eram:

- as tensões residuais térmicas em porcelana sobre a zircônia seriam mais influenciadas pelo protocolo de resfriamento do que aquelas em porcelanas sobre o metal;
- o método de indentação Vickers confirmaria a influência da curvatura da interface porcelana-infraestrutura sobre as tensões residuais térmicas, observada nos modelos de elementos finitos;
- os resultados de AEF devem ser compatíveis aos do MIV, desde que os modelos sejam caracterizados de forma coerentes ao teste experimental.

2.4 MATERIAL E MÉTODOS

A tensão residual térmica (TRT) em espécimes de duas camadas (infraestrutura + recobrimento) foi avaliada pelo método de indentação Vickers (MIV) e pela análise por elementos finitos (AEF), em função de três variáveis: materiais de infraestrutura (zircônia e metal), protocolos de resfriamento (lento e rápido) e regiões de interesse ao longo da interface infraestrutura –recobrimento em espécime com geometria semelhante à coroa (A – ângulo cervical: porcelana convexa, B – parede axial: porcelana plana, C – ângulo oclusal: porcelana côncava e D – parede oclusal: porcelana plana).

2.4.1 Método de Indentação Vickers (MIV)

2.4.1.1 Usinagem da infraestrutura de zircônia

Inicialmente foi confeccionado um troquel metálico que simulava um preparo de uma coroa total axissimétrica, com 6° de expulsividade (item 4 da Figura 2.1 Este troquel foi recoberto com um spray azul (Optispray) para digitalização do preparo (Escâner inEos X5 Sirona®). A leitura da imagem foi realizada no Software inLab SW 4.2, permitindo a modelagem virtual da infraestrutura de zircônia, com espessura uniforme de 0,7mm.

Foram obtidas cinco infraestruturas de zircônia Y-TZP por CAD-CAM (inLab MC XL) a partir de bloco parcialmente sinterizado (Vita Cerec Zirconia YZ-65/40S). Em seguida, foi realizada a sinterização a uma temperatura final de 1530 °C, por duas horas. Após este período, o forno (Vita Zyrcomat Wilcos®) foi desligado e os espécimes foram mantidos dentro dele até atingirem a temperatura ambiente (25°C). Antes da aplicação da porcelana, os copings foram limpos com banho de água destilada em lavadora ultrassônica, por 10 minutos.

2.4.1.2 Confeção da infraestrutura de metal

Para a confecção dos cinco copings de metal, inicialmente foram usinados blocos de resina para padrão (CAD-Waxx – Vita Blocs®) de forma semelhante ao

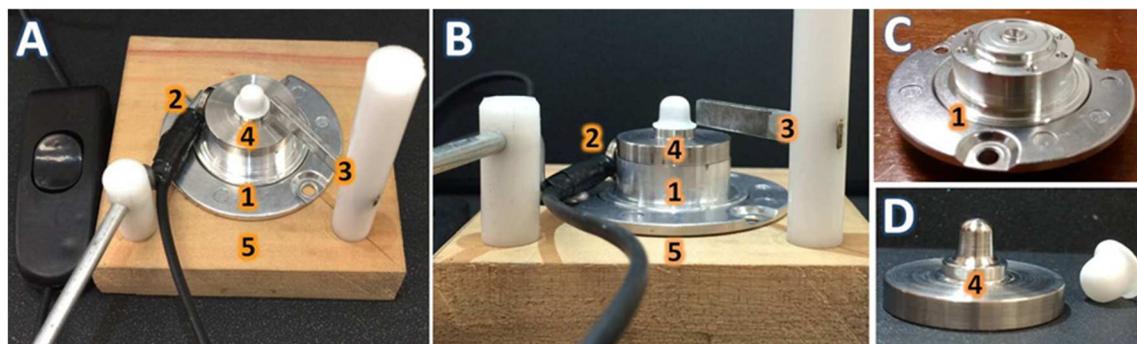
descrito para a infraestrutura de zircônia. Em seguida, os copings de resina foram incluídos em revestimento para a obtenção de copings de NiCrMo (Remanium® Cse) por fundição, utilizando a técnica da “cera perdida”. Após a fundição, foi realizado acabamento dos copings metálicos, seguido de jateamento com óxido de alumínio com partículas de 100 micrômetros e pressão de 4 bar, a uma distância de 5 cm.

Antes da aplicação da porcelana, os copings foram limpos (com banho de água destilada em lavadora ultrassônica por 10 minutos) e submetidos ao processo de degaseificação em forno KERAMPRESS KOTA®: (1) secagem por 1 minuto em temperatura inicial de 600 °C; (2) aumento da temperatura do forno a uma velocidade de 55 °C/min, até 1010 °C, com vácuo; (3) permanência por 10 minutos, retirada do vácuo e abertura total em 1 minuto. No forno, os copings ficavam apoiados em pinos de zircônia sobre refratário perfurado.

2.4.1.3 Aplicação da porcelana

Para maior padronização do grau de compactação da porcelana e do formato da coroa, a aplicação da porcelana foi realizada com auxílio de um dispositivo confeccionado especialmente para este fim (Figura 2.1).

Figura 2.1 - Fotos do dispositivo confeccionado para padronização da aplicação da porcelana. 1: rolamento de HD, que permitia a rotação do espécime; 2: vibrador, usado para eliminar o excesso de água da pasta de porcelana; 3: haste onde foi fixada uma lâmina com o contorno externo da porcelana; 4: troquel metálico com uma base que se encaixava de forma bem justa, sem folgas, na parte superior ao rolamento, 5: base de madeira



Fonte: O autor

Sobre os copings de zircônia foi aplicada a porcelana VM9, conforme indicação da fabricante, e sobre os copings de metal foi aplicada a VM13. Para ambas as porcelanas, a aplicação foi realizada em 3 etapas. Etapa 1: aplicação de uma pasta bem fluida, colocada em pequena espessura. Etapa 2: aplicação de quase todo o

corpo da porcelana. Etapa 3: ajuste final, para compensar a contração da porcelana na etapa anterior.

Figura 2.2 - Aplicação da porcelana sobre dispositivo confeccionado para este projeto. A: Lâmina com contorno externo da coroa afastada da camada de porcelana; B: Lâmina encostada na porcelana



Fonte: O autor

Após cada etapa, o espécime era levado ao forno para a sinterização (KERAMPRESS KOTA®), obedecendo às instruções do fabricante (Quadro 2.1). Após a terceira aplicação foi realizado o "auto-glaze" (etapa 4), no qual o espécime voltou ao forno, sem adição de novas camadas de porcelana.

Quadro 2.1 - Detalhes do protocolo de queima das porcelanas, segundo o fabricante da marca (VITA®)

	VM9 (aplicada sobre zircônia)	VM13 (aplicada sobre liga metálica NiCrMo)
Etapa 1	<ul style="list-style-type: none"> - Temperatura inicial: 500°C; - Tempo de pré-secagem, fechamento: 2 min; - Tempo de aquecimento: 8.11 mins; - Aumento de temperatura: 55°C/min; - Temperatura final: 950 °C; - Manutenção da temperatura final: 1 min; - Tempo de vácuo (min): 8.11 min. 	<ul style="list-style-type: none"> - Temperatura inicial: 500°C; - Tempo de pré-secagem, fechamento: 2 min; - Tempo de aquecimento: 5.52 min; - Aumento de temperatura: 75°C/min; - Temperatura final: 940 °C; - Manutenção da temperatura final: 2 min; - Tempo de vácuo: 5.52 min
Etapa 2	<ul style="list-style-type: none"> - Temperatura inicial: 500°C; - Tempo de pré-secagem, fechamento: 6 mins; - Tempo de aquecimento: 7.27 mins; - Aumento de temperatura: 55°C/min; - Temperatura final: 910 °C; - Manutenção da temperatura final: 1 min; - Tempo de vácuo: 7.27 min. 	<ul style="list-style-type: none"> - Temperatura inicial: 500°C; - Tempo de pré-secagem, fechamento: 6 min; - Tempo de aquecimento: 6.55 min; - Aumento de temperatura: 55°C/min; - Temperatura final: 880 °C; - Manutenção da temperatura final: 1 min; - Tempo de vácuo: 6.55 min.
Etapa 3	<ul style="list-style-type: none"> - Temperatura inicial: 500°C; - Tempo de pré-secagem, fechamento: 6 min; - Tempo de aquecimento: 7.16 min; - Aumento de temperatura: 55°C/min; - Temperatura final: 900 °C; - Manutenção da temperatura final: 1 min; - Tempo de vácuo: 7.16 min. 	<ul style="list-style-type: none"> - Temperatura inicial: 500°C; - Tempo de pré-secagem, fechamento: 6 min; - Tempo de aquecimento: 6.44 min; - Aumento de temperatura: 55°C/min; - Temperatura final: 870 °C; - Manutenção da temperatura final: 1 min; - Tempo de vácuo: 6.44 min
Etapa 4 auto-glaze	<ul style="list-style-type: none"> - Temperatura inicial: 500°C; - Tempo de pré-secagem, fechamento: - - Tempo de aquecimento: 5.0 min; - Aumento de temperatura: 80°C/min; - Temperatura final: 900 °C; - Manutenção da temperatura final: 1 min; - Tempo de vácuo (min); 	<ul style="list-style-type: none"> - Temperatura inicial: 500°C; - Tempo de pré-secagem, fechamento (min): - - Tempo de aquecimento: 4.45 min; - Aumento de temperatura: 80°C/min; - Temperatura final: 880 °C; - Manutenção da temperatura final: 2 min; - Tempo de vácuo (min);

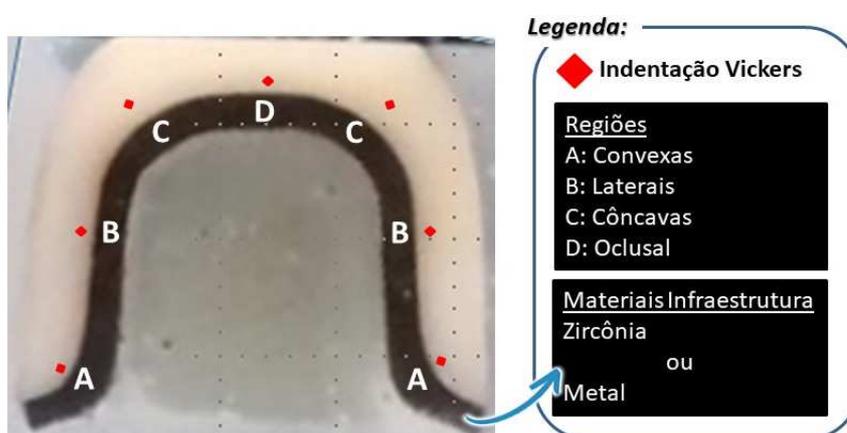
Fonte: <https://www.vita-zahnfabrik.com/en/Technician-Solutions/Veneering/All-ceramics/VITAVM9-30433,27568.html>
<https://www.vita-zahnfabrik.com/en/Technician-Solutions/Veneering/Metal-ceramics/VITAVM13-30403,27568.html>

O protocolo de resfriamento após o último ciclo “auto-glaze” foi estabelecido para cada espécime de acordo o grupo ao qual pertencia, no resfriamento lento (RL) o forno era aberto somente após atingir 600 °C. Assim, entre 900 e 600 °C, o forno permanecia totalmente fechado (o que levava cerca de 6 minutos); já no resfriamento rápido (RR) o forno era aberto após o tempo de manutenção da temperatura final da etapa 4 (Após cada etapa, o espécime era levado ao forno para a sinterização (KERAMPRESS KOTA®), obedecendo às instruções do fabricante (Quadro 2.1). Após a terceira aplicação foi realizado o "auto-glaze" (etapa 4), no qual o espécime voltou ao forno, sem adição de novas camadas de porcelana.

2.4.1.4 Avaliação das tensões residuais

Após a sinterização da porcelana, os espécimes foram seccionados longitudinalmente (LabCut®). Na sequência foi realizado o polimento das hemifaces utilizando discos de diamante de granulação decrescente (15µm, 6µm e 3µm) acoplados à polítriz AutoMet® Buehler, sob constante refrigeração. Foram realizadas 7 indentações por fatia, localizadas em regiões específicas (Figura 2.3).

Figura 2.3 - Esquema das indentações por fatia. Foram realizadas 7 indentações, uma para cada uma das quatro regiões estudadas (A, B, C e D)



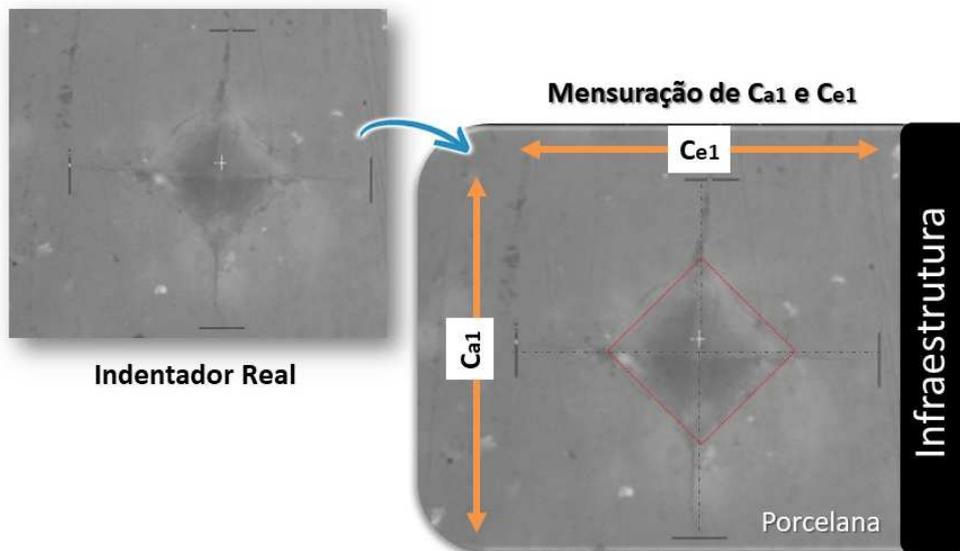
Fonte: O autor

As indentações foram realizadas em microdurômetro HMV-2® Shimadzu, com 1 kgf de carga, por 15 segundos. Foi utilizado um dispositivo planificador para garantir paralelismo do plano de indentação. O indentador era posicionado de forma que uma das diagonais da ponta Vickers ficasse paralela à interface e a outra diagonal perpendicular à interface.

Em cada indentação foram obtidas duas medidas (Figura 2.4):

- C_{a1} : comprimento da indentação (incluindo a trinca que se propaga no vértice da mesma) na diagonal paralela à interface.
- C_{e1} : comprimento da indentação (incluindo a trinca que se propaga no vértice da mesma) na diagonal perpendicular à interface.

Figura 2.4 - Mensuração do comprimento da indentação (incluindo a trinca). Indentação real junto ao esquema do comprimento paralelo (C_{a1}) e perpendicular (C_{e1}) à interface porcelana-infraestrutura



Fonte: O autor

A tensão residual era calculada com base na razão entre os comprimentos das indentações nos espécimes em teste (C_{a1} ou C_{e1}) e o comprimento obtido em espécimes livres de tensão (C_0 , medido em porcelana monolítica), seguindo as equações abaixo ⁴⁶:

$$\sigma_{perpendicular} = K_{Ic} \frac{1 - \left(\frac{C_{a1}}{C_0}\right)^{2/3}}{\varphi C_{a1}^{1/2}} \quad (1)$$

$$\sigma_{paralela} = K_{Ic} \frac{1 - \left(\frac{C_{e1}}{C_0}\right)^{2/3}}{\varphi C_{e1}^{1/2}} \quad (2)$$

onde K_{Ic} se refere à tenacidade à fratura do material (foi considerado valor de 1,0 MPa.m^{1/2}) e φ se refere à constante geométrica da trinca (para a qual foi considerado valor de 1,24). Para a determinação do C_0 , foram realizadas 30 indentações em 2 espécimes de porcelana pura, livres de tensões residuais: 15 em VM9 e 15 em VM13. O valor de C_0 para a VM9 foi de 52,9 μm e para a VM13 foi de 47,3 μm .

Para as regiões A, B e C, foi calculada a média das quatro medidas obtidas para cada espécime (duas hemifaces, sendo que cada hemiface apresentava duas medidas de tensão para cada região). Para a região D foi calculada a média das duas

medidas (uma para cada hemiface). A média de cada região da coroa foi considerada a unidade experimental para fins estatísticos.

As tensões paralelas (σ_{pa}) e perpendiculares (σ_{pe}) foram analisadas separadamente pelo método de Análise de Variância (nível de significância de 95%). Foram considerados três fatores na análise: material de infraestrutura (metal ou zircônia); tipo de resfriamento (RR ou RL) e região de interesse (A – ângulo cervical: porcelana convexa, B – parede axial: porcelana plana, C – ângulo oclusal: porcelana côncava e D – parede oclusal: porcelana plana). O teste de Tukey foi realizado para contraste de médias dos fatores e interações significantes.

2.4.2 Análise por elementos finitos (AEF)

As condições testadas na parte experimental foram simuladas em modelos de elementos finitos utilizando o programa MSC.MarcMentat. Os modelos axissimétricos 2D representaram a geometria da coroa confeccionada para o MIV (Figura 2.5) e foram submetidos a duas análises distintas: térmica e mecânica. Na análise térmica foram simulados os dois protocolos de resfriamento (RR e RL) estabelecidos na última etapa de processamento da porcelana (“auto-glaze”). Para os modelos resfriados lentamente, foi considerado que as tensões térmicas geradas acima T_g (600 °C) foram aliviadas devido ao comportamento viscoelástico da porcelana. Assim, a temperatura inicial destes modelos foi de 600 °C. Para os modelos resfriados rapidamente, assumiu-se que não houve alívio das tensões entre a temperatura de amolecimento (T_s – 700 °C) e a T_g (600 °C). Assim, para estes modelos a temperatura inicial foi de 700°C. O alívio da tensão residual térmica provocado pelo corte longitudinal realizado no MIV não foi considerado na AEF.

Figura 2.5 – Descrição das etapas realizadas em AEF. Representação da geometria dos modelos bicamada. Os dados de temperatura em função do tempo gerados durante a análise térmica alimentaram a análise mecânica



Fonte: O autor

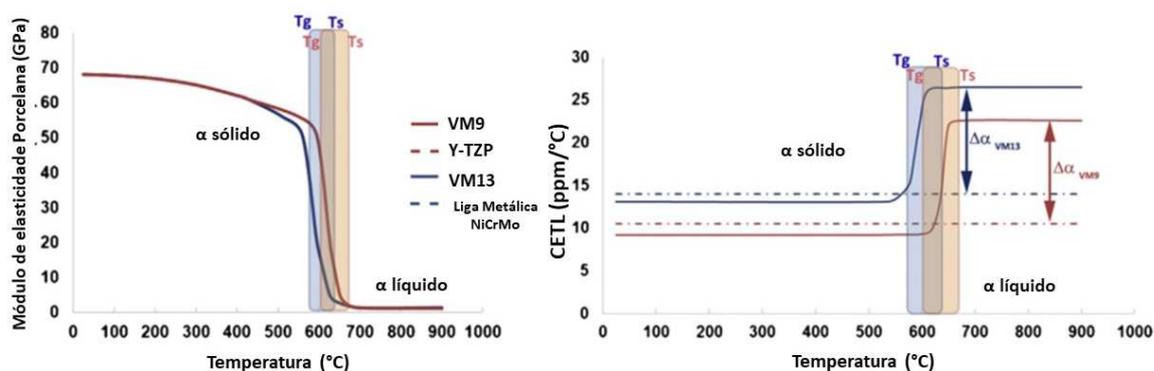
Os modelos foram discretizados em elementos triangulares axissimétricos de 3 nós. Para evitar movimento de corpo rígido foi realizada a restrição de graus de liberdade em 3 nós da superfície externa da zircônia. Todos os modelos foram considerados homogêneos, isotrópicos, lineares e elásticos. As propriedades térmicas e mecânicas dos materiais estão apresentadas na Tabela 2.1. Foi considerada uma discrepância positiva de 1 ppm/°C entre infraestrutura e porcelana de recobrimento em temperatura igual ou inferior à 600 °C. Para os modelos de resfriamento rápido, entre a T_s e a T_g foi representada a variação de coeficiente de expansão térmica e do módulo de elasticidade da porcelana que ocorre nesta faixa de temperatura (Figura 2.6).

Tabela 2.1 - Propriedades térmicas e mecânicas dos materiais simulados em AEF: densidade (ρ), módulo de elasticidade (E), coeficiente de poisson (ν), calor específico (Q), condutividade térmica (k) e coeficiente de expansão térmica linear (α)

	ρ (kg/mm ³)	E (GPa)	ν	Q (J/kg°C)	k (W/mm°C)	α (ppm/°C)
Zircônia Y-TZP	$6,0 \times 10^{-6}$	210	0,30	450	$2,0 \times 10^{-3}$	10,5
Metal NiCrMo	$8,0 \times 10^{-6}$	204	0,30	500	$4,0 \times 10^{-2}$	14,1
Porcelana VM9	$2,4 \times 10^{-6}$	Figura 2.6	0,21	840	$1,5 \times 10^{-3}$	9,5
Porcelana VM13	$2,4 \times 10^{-6}$	Figura 2.6	0,21	840	$1,5 \times 10^{-3}$	13,1

Fonte: O autor

Figura 2.6 - Gráfico do módulo de elasticidade e coeficiente de expansão térmica linear da porcelana (VM9 e VM13) em função da temperatura. Dados da VM9: $T_g = 600^\circ\text{C}$, $T_s = 670^\circ\text{C}$. Dados da VM13: $T_g = 570^\circ\text{C}$, $T_s = 635^\circ\text{C}$



Fonte: Tanaka CB et al. ⁴⁷

Foram analisadas as tensões residuais térmicas paralelas e perpendiculares à interface porcelana-infraestrutura nos pontos correspondente às mensurações do ensaio experimental (A – ângulo cervical: porcelana convexa, B – parede axial: porcelana plana, C – ângulo oclusal: porcelana côncava e D – parede oclusal: porcelana plana). Valores positivos de σ_{pe} e σ_{pa} indicam tensões de tração na região e valores negativos, tensões de compressão. A susceptibilidade ao lascamento foi considerada alta na presença das altas tensões de tração.

Em AEF, as tensões residuais térmicas paralelas e perpendiculares à interface porcelana-infraestrutura foram calculadas a partir de σ_x , que corresponde à tensão na

direção x , e σ_y , tensão na direção y (Figura 2.5). Nos pontos B e D, o sistema de coordenada do modelo coincidia com as direções (paralelas e perpendicular à interface) de interesse ao estudo. Assim, no ponto B (região lateral), o componente de tensão σ_x correspondeu a σ_{pe} , e o componente de tensão σ_y correspondeu a σ_{pa} . No ponto D (região oclusal), a correspondência foi invertida: o componente de tensão σ_x foi igual a σ_{pa} e o componente de tensão σ_y foi igual a σ_{pe} . Já nos pontos A (região convexa) e C (região côncava), o sistema não coincidia com as direções de interesse, portanto, foi necessário aplicar as equações abaixo para determinar os valores de σ_{pa} e σ_{pe} em relação à interface porcelana/infraestrutura.

$$\sigma_{paralela} = \left(\frac{\sigma_x + \sigma_y}{2} \right) - \left(\frac{\sigma_x - \sigma_y}{2} \right) \cos 2\theta - (\tau_{xy} \sin 2\theta) \quad (3)$$

$$\sigma_{perpendicular} = \left(\frac{\sigma_x + \sigma_y}{2} \right) + \left(\frac{\sigma_x - \sigma_y}{2} \right) \cos 2\theta + (\tau_{xy} \sin 2\theta) \quad (4)$$

O ângulo θ corresponde à diferença de orientação entre os sistemas de referência do modelo computacional e do modelo laboratorial. Para o ponto A (região convexa), o valor de 2θ foi equivalente a 1,22, e para o ponto C (região côncava) o valor de 2θ foi 1,6. O valor da tensão de cisalhamento (τ_{xy}) foi calculado pelo programa de AEF para cada ponto.

2.5 RESULTADOS

2.5.1 Método de Indentação Vickers (MIV)

A média e desvio-padrão das tensões residuais, paralelas e perpendiculares, de cada condição experimental estão apresentados na Tabela 2.2.

Tabela 2.2- Média e desvio padrão (DP) da tensão paralela e perpendicular em função do tipo de resfriamento, material da infraestrutura e região de interesse (n=5)

Material	Resfriamento	Região	σ_{Paralela} (MPa)		$\sigma_{\text{Perpendicular}}$ (MPa)	
			Média	(\pm DP)	Média	(\pm DP)
Zircônia	Rápido	A	-1,4	5,6	15,2	2,0
		B	-26,1	12,9	18,6	5,0
		C	-33,6	9,5	24,1	3,9
		D	-55,3	80,5	20,3	8,6
	Lento	A	-0,5	6,4	26,9	5,1
		B	-22,8	16,7	30,9	4,5
		C	-33,3	21,0	27,8	4,3
		D	-23,9	10,0	20,3	5,6
Metal	Rápido	A	5,9	5,3	16,8	6,0
		B	8,0	8,5	21,4	1,2
		C	4,6	8,4	19,4	3,9
		D	-1,6	16,2	15,7	9,7
	Lento	A	0,4	3,4	13,1	10,7
		B	5,3	7,6	19,9	4,1
		C	-10,5	24,4	18,8	6,8
		D	7,8	6,2	22,9	3,4

Fonte: O autor

Para as tensões paralelas, foi observada diferença estatística entre os materiais de infraestrutura ($p= 0,000$) e para a região ($p= 0,031$). As coroas com metal apresentaram predominantemente tensões de tração, enquanto as coroas com zircônia, tensões de compressão. Quanto às regiões de interesse, a tensão do ponto A foi estatisticamente semelhante à do ponto B e diferente dos pontos C e D, sendo

que estes últimos apresentaram as maiores intensidades de tensões de compressão (Tabela 2.3).

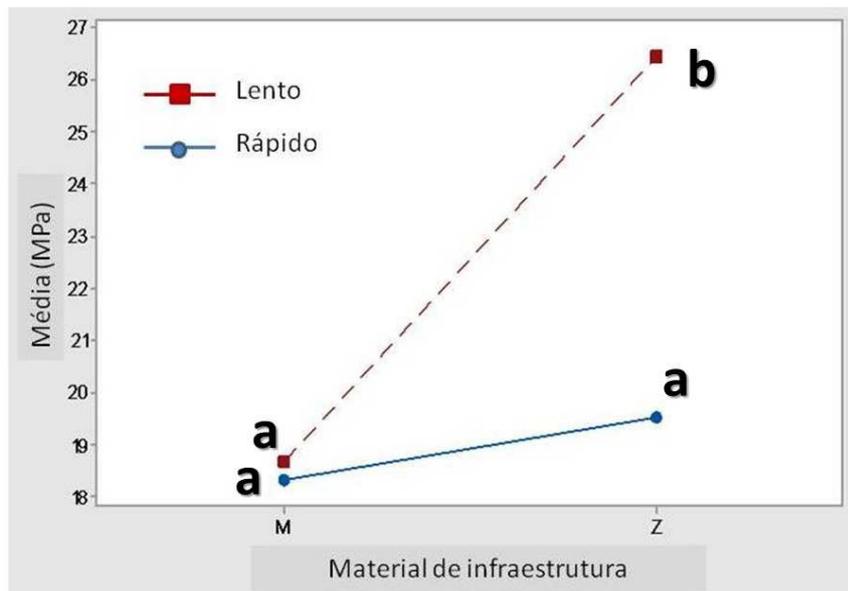
Tabela 2.3 - Médias e comparações pareadas (teste de Tukey) das tensões paralelas para os fatores significantes

Fator/nível	Média (MPa)	Comparação*
Material		
Zircônia	-24,3	a
Metal	2,5	b
Região		
A	1,8	a
B	-8,9	a,b
C	-18,2	b
D	-18,2	b

* Letras semelhantes indicam semelhança estatística.

Para as tensões perpendiculares a ANOVA revelou significância na interação material e resfriamento. O tipo de resfriamento não alterou de forma significativa a tensão residual da porcelana sobre o metal. Para a porcelana sobre zircônia, o resfriamento lento gerou tensões estatisticamente superiores às geradas no resfriamento rápido (Figura 2.7).

Figura 2.7 - Médias e comparações pareadas (teste de Tukey) das tensões paralelas para os fatores significantes. Letras semelhantes indicam semelhança estatística



Fonte: O autor

2.5.2 Análise por elementos finitos (AEF)

Os valores de tensões residuais paralelas (σ_{pa}) e perpendiculares (σ_{pe}) à interface porcelana/infraestrutura nos pontos de interesse (A,B, C e D) encontradas em AEF estão apresentados na Tabela 2.4.

Tabela 2.4 – Valores de σ_{Pa} e σ_{Pe} (em MPa) obtidos por AEF nos pontos de interesse (A, B, C e D) conforme o material da infraestrutura (metal ou zircônia) e o tipo de resfriamento simulado (lento e rápido)

		Resfriamento Lento		Resfriamento Rápido	
Material	Regiao	σ_{Pa} (MPa)	σ_{Pe} (MPa)	σ_{Pa} (MPa)	σ_{Pe} (MPa)
LIGA METÁLICA	A	-14,6	-14,6	-8,3	-8,3
	B	-23,5	10,3	-13,3	5,8
	C	-24,0	17,1	-13,5	9,6
	D	-25,9	12,1	-14,6	6,8
ZIRCÔNIA	A	-14,7	-14,8	-13,5	-13,5
	B	-23,9	10,5	-21,7	9,6
	C	-24,5	17,5	-22,2	15,8
	D	-26,5	12,4	-24,0	11,2

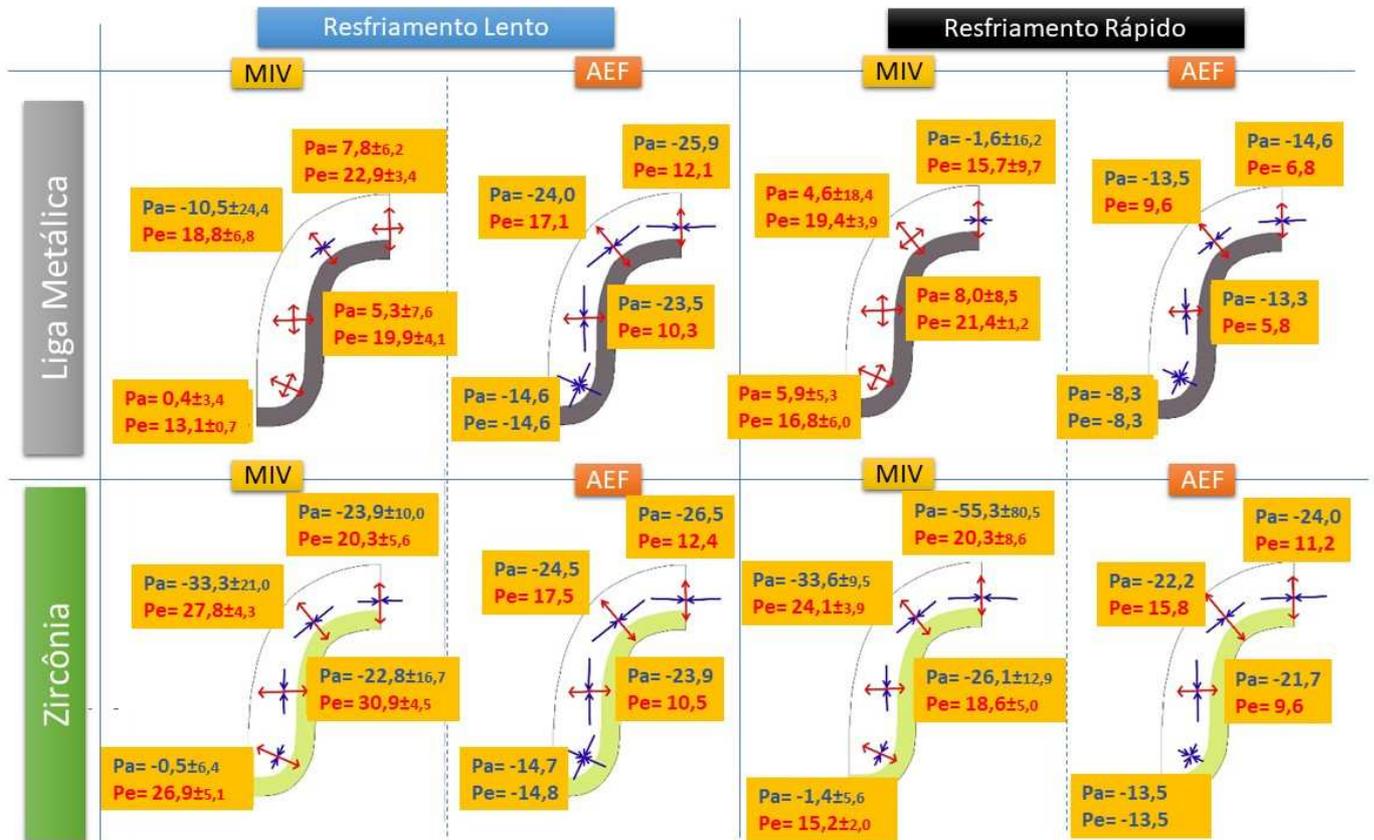
Fonte: O Autor

Em AEF, nota-se que não houve diferença nos padrões de distribuições das tensões residuais térmicas na porcelana de recobrimento entre os materiais de infraestrutura. Em relação às magnitudes, as tensões observadas nas coroas resfriadas rapidamente foram menores do que as observadas nas coroas resfriadas lentamente, sendo que esta diferença foi de 43% para as coroas com infraestrutura metálica e de 9% para as de zircônia.

2.5.3 Comparação MIV e AEF

A Figura 2.8 apresenta a comparação entre as médias de TRT encontradas no MIV (com seus respectivos valores de desvio-padrão) e as tensões correspondentes encontradas na AEF. Para facilitar a visualização, as tensões de compressão foram representadas em azul, com setas convergentes, e as tensões de tração foram apresentadas em vermelho, com setas divergentes.

Figura 2.8 – Tensões residuais térmicas (em MPa) paralelas (Pa) e perpendiculares (Pe) à interface nas regiões de interesse, em função do tipo de teste utilizado (MIV ou AEF), do protocolo de resfriamento (lento ou rápido) do material de infraestrutura (liga metálica ou zircônia)



Fonte: O autor

Houve uma boa concordância entre os resultados de MIV e AEF para os pontos B, C e D das porcelanas sobre infraestrutura de zircônia, pois em ambos foram observadas tensões paralelas de compressão e tensões perpendiculares de tração. Para o ponto A, enquanto na análise por elementos finitos foram observadas tensões de compressão tanto na direção paralela quanto na direção perpendicular à interface, no MIV foram observadas tensões perpendiculares de tração e tensões paralela de compressão.

Para as porcelanas sobre infraestrutura de metal, os resultados de MIV e AEF foram mais discrepantes. Apenas o ponto C dos casos de resfriamento lento e o ponto D do resfriamento rápido apresentaram o mesmo padrão entre as tensões de MIV e as tensões de AEF.

2.6 DISCUSSÃO

A primeira hipótese deste estudo foi parcialmente confirmada: o protocolo de resfriamento promoveu mudanças significativas nas tensões residuais em porcelana sobre zircônia, mas não em porcelanas sobre metal, quando as tensões perpendiculares foram avaliadas. O mesmo não aconteceu para as tensões paralelas, para as quais o fator resfriamento não foi significativo, nem a interação deste fator com os demais.

Embora a hipótese tenha sido confirmada para as tensões perpendiculares, o efeito do protocolo de resfriamento nas porcelanas sobre zircônia foi diferente do esperado pelos trabalhos da Literatura. Os artigos têm apontado que as tensões residuais de tração em porcelana sobre zircônia submetida ao resfriamento rápido seriam maiores ^{7, 32, 34, 48}, o que ajudaria a explicar o problema de lascamento relatado em estudos clínicos ^{9, 14}. Entretanto, as tensões geradas pelo resfriamento rápido foram menores, e semelhantes às observadas em porcelana sobre metal.

Estas maiores tensões associadas ao resfriamento lento das porcelanas podem ser decorrentes da maior cristalização da VM9 quando submetida a um resfriamento lento ⁴⁹, e esta hipótese já foi levantada no estudo de Tanaka et.al. ⁴¹, no qual foram encontradas tensões de tração significativamente maiores para o protocolo extremamente lento, que adotou velocidade mais lenta do que a recomendada pelos fabricantes. O resfriamento lento aumenta a proporção das fases cristalinas na porcelana. Como a fase cristalina apresenta um coeficiente de contração térmica (CETL) diferente da fase vítrea, são geradas tensões residuais pela discrepância de CETL na própria porcelana ⁴⁹, que se somam às tensões geradas pela discrepância de CETL entre porcelana e infraestrutura.

É provável que este efeito do crescimento de fase cristalina não tenha sido verificado em outros trabalhos pela diferença de condução do calor decorrente da diferença geométrica dos espécimes e da diferença de posicionamento do espécime no forno. Nos espécimes com formato semelhante a coroa, é possível apoiar os espécimes em pinos refratários ao levá-los para o forno, o que facilita a convecção térmica. Em espécimes planos esta estratégia torna-se inviável. Trabalhos que utilizaram espécime em forma de coroa encontraram resultados mais compatíveis com o do presente estudo: maiores tensões para o resfriamento lento ³².

A segunda hipótese não foi confirmada: a influência da curvatura prevista pelo método de elementos finitos não foi verificada nos resultados obtidos pelo método de indentação Vickers. Os modelos de elementos finitos mostraram, para o resfriamento lento (Figura 2.8) na região onde a porcelana é convexa na interface (região A) houve compressão tanto na direção paralela quanto perpendicular, sendo que a compressão foi maior na direção perpendicular. Na região de porcelana côncava (região C), houve tração perpendicular e compressão na direção paralela. No resfriamento rápido houve uma inversão deste padrão: na região A foi encontrada tração tanto na direção paralela quanto perpendicular; enquanto na região C (porcelana côncava), houve tração perpendicular e compressão na direção paralela. Pelo método da indentação, a região só foi significativa nas tensões paralelas, sendo que a região A (convexa) apresentou valores significativamente menores de compressão quando comparada com as regiões C (côncava) e D (oclusal). A influência da curvatura também foi verificada em outros trabalhos ^{21, 28}.

As diferenças entre os resultados da análise por elementos finitos e os do método de indentação Vickers podem ser parcialmente atribuídas às simplificações do modelo, como, por exemplo: (1) simplificações nos modelos de elementos finitos que não consideram, por exemplo, os efeitos da velocidade de resfriamento sobre a cristalização da porcelana, (2) simplificações no modo de simular (por elementos finitos) a condução de calor durante o resfriamento da porcelana e (3) simplificação no modo de representar a viscoelasticidade da porcelana em temperaturas acima da T_g . Outros fatores relacionados ao método de indentação também podem ter determinado a diferença dos resultados: (1) a necessidade de seccionar o espécime e, assim, aliviar parte das tensões circunferenciais e (2) a possibilidade de indução de pressão hidráulica no interior do espécime devido ao contato com a água durante o polimento.

Vale destacar que o desvio padrão no método de indentação Vickers foi muito alto, e sugere que o método de indentação é muito sensível ao efeito de alguns fatores que não puderam ser totalmente padronizados como a o grau de condensação da porcelana, durante a sua aplicação e a indução de defeitos durante a secção das hemifaces. Em alguns espécimes, a presença de porosidades superficiais eram críticas e impediam que a indentação fosse realizada na região selecionada, tornando necessário um pequeno desvio do local selecionado. O desvio padrão em outros

estudos que utilizaram a mesma metodologia também foi alto ^{8, 33}, o que sugere que a metodologia pode ser melhorada para evitar a influência de fatores indesejáveis.

2.7 CONCLUSÕES

Em MIV, o protocolo de resfriamento não influenciou as tensões residuais em porcelanas sobre metal. Em porcelana sobre zircônia, o resfriamento lento gerou maiores tensões de tração na direção perpendicular à interface.

O método de indentação Vickers não confirmou a influência da curvatura da interface porcelana-infraestrutura sobre as tensões residuais térmicas, observada nos modelos de elementos finitos.

Os modelos a serem simulados em AEF deverão ser caracterizados à metodologia experimental a ser comparada, ou seja, além da caracterização dos materiais e das suas propriedades térmicas e mecânicas, é preciso simular variáveis que influenciem no estado das tensões, como no caso deste estudo, o corte longitudinal.

REFERÊNCIAS

- 1.Rekow ED, Silva N, Coelho PG, Zhang Y, Guess P, Thompson VP. Performance of Dental Ceramics: Challenges for Improvements. *J Dent Res.* 2011;90(8):937-52.
- 2.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. *British dental journal.* 2008;205(9):477-82.
- 3.Kelly JR, Denry I. Stabilized zirconia as a structural ceramic: an overview. *Dent Mater.* 2008;24(3):289-98.
- 4.Fischer J, Stawarczyk B, Trottmann A, Hammerle CH. Impact of thermal misfit on shear strength of veneering ceramic/zirconia composites. *Dent Mater.* 2009;25(4):419-23.
- 5.Sailer I, Feher A, Filser F, Gauckler LJ, Luthy H, Hammerle CH. Five-year clinical results of zirconia frameworks for posterior fixed partial dentures. *Int J Prosthodont.* 2007;20(4):383-8.
- 6.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(3):180-7.
- 7.Belli R, Frankenberger R, Appelt A, Schmitt J, Baratieri LN, Greil P, et al. Thermal-induced residual stresses affect the lifetime of zirconia-veneer crowns. *Dent Mater.* 2013;29(2):181-90.
- 8.Baldassarri M, Stappert CF, Wolff MS, Thompson VP, Zhang Y. Residual stresses in porcelain-veneered zirconia prostheses. *Dent Mater.* 2012;28(8):873-9.
- 9.Swain MV. Unstable cracking (chipping) of veneering porcelain on all-ceramic dental crowns and fixed partial dentures. *Acta Biomater.* 2009;5(5):1668-77.
- 10.Jakubowicz-Kohen BD, Sadoun MJ, Douillard T, Mainjot AK. Influence of firing time and framework thickness on veneered Y-TZP discs curvature. *Dent Mater.* 2013.
- 11.Belli R, Petschelt A, Lohbauer U. Thermal-induced residual stresses affect the fractographic patterns of zirconia-veneer dental prostheses. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials.* 2013;21:167-77.
- 12.Al-Amleh B, Neil Waddell J, Lyons K, Swain MV. Influence of veneering porcelain thickness and cooling rate on residual stresses in zirconia molar crowns. *Dent Mater.* 2013.
- 13.Rosentritt M, Steiger D, Behr M, Handel G, Kolbeck C. Influence of substructure design and spacer settings on the in vitro performance of molar zirconia crowns. *J Dent.* 2009;37(12):978-83.

14. Tholey MJ, Swain MV, Thiel N. Thermal gradients and residual stresses in veneered Y-TZP frameworks. *Dent Mater.* 2011;27(11):1102-10.
15. Asaoka K, Tesk JA. Transient and residual-stress in a porcelain-metal strip. *J Dent Res.* 1990;69(2):463-9.
16. Mainjot AK, Schajer GS, Vanheusden AJ, Sadoun MJ. Influence of cooling rate on residual stress profile in veneering ceramic: measurement by hole-drilling. *Dent Mater.* 2011;27(9):906-14.
17. Mainjot AK, Schajer GS, Vanheusden AJ, Sadoun MJ. Residual stress measurement in veneering ceramic by hole-drilling. *Dent Mater.* 2011;27(5):439-44.
18. Mainjot AK, Schajer GS, Vanheusden AJ, Sadoun MJ. Influence of zirconia framework thickness on residual stress profile in veneering ceramic: Measurement by hole-drilling. *Dent Mater.* 2012;28(4):378-84.
19. Mainjot AK, Schajer GS, Vanheusden AJ, Sadoun MJ. Influence of veneer thickness on residual stress profile in veneering ceramic: measurement by hole-drilling. *Dent Mater.* 2012;28(2):160-7.
20. Fabris D, Souza JCM, Silva FS, Fredel M, Mesquita-Guimaraes J, Zhang Y, et al. The bending stress distribution in bilayered and graded zirconia-based dental ceramics. *Ceramics International.* 2016;42(9):11025-31.
21. Belli R, Monteiro S, Jr., Baratieri LN, Katte H, Petschelt A, Lohbauer U. A photoelastic assessment of residual stresses in zirconia-veneer crowns. *J Dent Res.* 2012;91(3):316-20.
22. Lunt AJG, Salvati E, Ma LF, Dolbyna IP, Neo TK, Korsunsky AM. Full in-plane strain tensor analysis using the microscale ring-core FIB milling and DIC approach. *J Mech Phys Solids.* 2016;94:47-67.
23. Sebastiani M, Massimi F, Merlati G, Bemporad E. Residual micro-stress distributions in heat-pressed ceramic on zirconia and porcelain-fused to metal systems: Analysis by FIB-DIC ring-core method and correlation with fracture toughness. *Dent Mater.* 2015;31(11):1396-405.
24. Baldassarri M, Stappert CFJ, Wolff MS, Thompson VP, Zhang Y. Residual stresses in porcelain-veneered zirconia prostheses. *Dental Materials.* 2012;28(8):873-9.
25. Al-Amleh B, Waddell JN, Lyons K, Swain MV. Influence of veneering porcelain thickness and cooling rate on residual stresses in zirconia molar crowns. *Dental Materials.* 2014;30(3):271-80.
26. Tanaka CB, Harisha H, Baldassarri M, Wolff MS, Tong H, Meira JB, et al. Experimental and finite element study of residual thermal stresses in veneered Y-TZP structures. *Ceram Int.* 2016;42(7):9214-21.

27. Wendler M, Belli R, Petschelt A, Lohbauer U. Characterization of residual stresses in zirconia veneered bilayers assessed via sharp and blunt indentation. *Dent Mater.* 2015;31(8):948-57.
28. Meira JB, Reis BR, Tanaka CB, Ballester RY, Cesar PF, Versluis A, et al. Residual stresses in Y-TZP crowns due to changes in the thermal contraction coefficient of veneers. *Dent Mater.* 2013;29(5):594-601.
29. Henriques B, Fabris D, Souza JC, Silva FS, Mesquita-Guimaraes J, Zhang Y, et al. Influence of interlayer design on residual thermal stresses in trilayered and graded all-ceramic restorations. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl.* 2017;71:1037-45.
30. Fabris D, Souza JC, Silva FS, Fredel M, Mesquita-Guimaraes J, Zhang Y, et al. Thermal Residual Stresses in Bilayered, Trilayered and Graded Dental Ceramics. *Ceram Int.* 2017;43(4):3670-8.
31. Mainjot AK, Najjar A, Jakubowicz-Kohen BD, Sadoun MJ. Influence of thermal expansion mismatch on residual stress profile in veneering ceramic layered on zirconia: Measurement by hole-drilling. *Dent Mater.* 2015;31(9):1142-9.
32. Al-Amleh B, Neil Waddell J, Lyons K, Swain MV. Influence of veneering porcelain thickness and cooling rate on residual stresses in zirconia molar crowns. *Dent Mater.* 2014;30(3):271-80.
33. Zhang Y, Allahkarami M, Hanan JC. Measuring residual stress in ceramic zirconia-porcelain dental crowns by nanoindentation. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2012;6:120-7.
34. Benetti P, Kelly JR, Sanchez M, Della Bona A. Influence of thermal gradients on stress state of veneered restorations. *Dent Mater.* 2014;30(5):554-63.
35. Scherer GW. *Relaxation in glass and composites.*: Wiley, 1986; 1986. 331 p.
36. Nielsen JH, Olesen JF, Poulsen PN, Stang H. Simulation of residual stresses at holes in tempered glass: a parametric study. *Materials and Structures.* 2010;43(7):947-61.
37. Dehoff PH, Anusavice KJ. Tempering stresses in feldspathic porcelain. *J Dent Res.* 1989;68(2):134-8.
38. Anusavice KJ, Dehoff PH, Gray A, Lee RB. Delayed crack development in porcelain due to incompatibility stress. *J Dent Res.* 1988;67(8):1086-91.
39. Anusavice KJ, Gray AE. Influence of framework design, contraction mismatch, and thermal history on porcelain checking in fixed partial dentures. *Dent Mater.* 1989;5(1):58-63.
40. Choi JE, Waddell JN, Swain MV. Pressed ceramics onto zirconia. Part 2: indentation fracture and influence of cooling rate on residual stresses. *Dent Mater.* 2011;27(11):1111-8.

41. Tanaka CB, Harisha H, Baldassarri M, Wolff MS, Tong H, Meira JBC, et al. Experimental and finite element study of residual thermal stresses in veneered Y-TZP structures. *Ceramics International*. 2016;42(7):9214-21.
42. Li X, Xie H, Kang Y, Wu X. A brief review and prospect of experimental solid mechanics in China. *Acta Mechanica Solida Sinica*. 2010;23(6):498-548.
43. Anusavice KJ, DeHoff PH, Hojjatie B, Gray A. Influence of tempering and contraction mismatch on crack development in ceramic surfaces. *J Dent Res*. 1989;68(7):1182-7.
44. Anusavice KJ, Gray A, Shen C. Influence of initial flaw size on crack growth in air-tempered porcelain. *J Dent Res*. 1991;70(2):131-6.
45. Anusavice KJ, Hojjatie B. Effect of thermal tempering on strength and crack propagation behavior of feldspathic porcelains. *J Dent Res*. 1991;70(6):1009-13.
46. Anunmana C, Anusavice KJ, Mecholsky JJ, Jr. Residual stress in glass: indentation crack and fractography approaches. *Dent Mater*. 2009;25(11):1453-8.
47. Tanaka CB, Ballester RY, De Souza GM, Zhang Y, Meira JBC. Influence of residual thermal stresses on the edge chipping resistance of PFM and veneered zirconia structures: Experimental and FEA study. *Dent Mater*. 2019;35(2):344-55.
48. Tan JP, Sederstrom D, Polansky JR, McLaren EA, White SN. The use of slow heating and slow cooling regimens to strengthen porcelain fused to zirconia. *J Prosthet Dent*. 2012;107(3):163-9.
49. Ren L, Zhang Y. Sliding contact fracture of dental ceramics: Principles and ion. *Acta Biomater*. 2014;10(7):3243-53.