BRUNO RODRIGUES REIS

**Influência do formato da infraestrutura e do protocolo de resfriamento na
tensão térmica residual antes e após carregamento oclusal:
Análise por elementos finitos**

São Paulo

2013

BRUNO RODRIGUES REIS

**Influência do formato da infraestrutura e do protocolo de resfriamento na
tensão térmica residual antes e após carregamento oclusal:**

Análise por elementos finitos

Versão corrigida

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

Área de concentração: Biologia Oral e
Biomateriais

Orientadora: Prof. Dra. Josete Barbosa Cruz
Meira

São Paulo

2013

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

Reis, Bruno Rodrigues.

Influência no formato da infraestrutura e do protocolo de resfriamento na tensão térmica residual antes e após carregamento oclusal: análise por elementos finitos / Bruno Rodrigues Reis; orientador Josete Barbosa Cruz Meira. -- São Paulo, 2013.

65 p. : il. : fig., tab. ; 30 cm.

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

Versão corrigida.

1. Porcelana dentária. 2. Cerâmica. 3. Zircônia. 4. Tensão dos Materiais - Odontologia. I. Meira, Josete Barbosa Cruz Meira. II. Título.

Reis BR. Influência do formato da infraestrutura e do protocolo de resfriamento na tensão térmica residual antes e após carregamento oclusal: Análise por elementos finitos. Tese apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Doutor em Odontologia.

Aprovado em: / /2013

Banca Examinadora

Prof(a). Dr(a). _____

Instituição: _____ Julgamento: _____

Prof(a). Dr(a). _____

Instituição: _____ Julgamento: _____

Prof(a). Dr(a). _____

Instituição: _____ Julgamento: _____

Prof(a). Dr(a). _____

Instituição: _____ Julgamento: _____

Prof(a). Dr(a). _____

Instituição: _____ Julgamento: _____

Este trabalho é dedicado a minha mãe Nílvia, a minha irmã Lara e ao meu pai Agnaldo (in memorian).

Mamãe e Lara,

Diante das dificuldades, o apoio, incentivo e tranquilidade que vocês me proporcionaram foram fundamentais para que eu chegasse até aqui. Obrigado por compreender a minha ausência e me fazer ir em frente mesmo querendo que eu ficasse perto de vocês. Cada vez que eu entrava no ônibus para voltar pra São Paulo e olhava só pra vocês duas pela janela, eu quis ficar. Mas foi com o incentivo de vocês que eu fui em frente, e juntos, alcançamos mais essa conquista. Vocês são o que eu tenho de mais importante na minha vida. Amo vocês!

Papai,

Tudo que eu tenho pra te dizer não daria pra escrever aqui. Nas minhas orações você sabe o quanto agradeço por tudo que você fez, foi e ensinou a mim. Enfim, está aqui seu filho que você queria chamar de Doutor.

Agradecimentos Especiais

À minha orientadora **Prof. Dra. Josete B. C. Meira**, obrigado pela oportunidade de trabalhar com você e por tudo que você me ensinou. Agradeço sempre a Deus pelas pessoas que ele coloca na minha vida e mais uma vez agradeço, especialmente, a Ele por ter encaminhado tudo para que eu trabalhasse com você. Você tem o dom de ensinar, de cultivar o espírito investigativo e estimular para sempre ir além. A convivência, princípios, conselhos e preocupações mudaram muita coisa no meu jeito de pensar e ver as coisas e, por isso, estou indo embora muito diferente do que cheguei. Obrigado, também, pela oportunidade de conviver com a sua família e dentro da sua casa. Deixo meu abraço ao Braga, Mariana e Gabriel, foi muito bom estar perto de vocês. Espero que nosso contato se estenda e possamos trabalhar muitas vezes juntos ainda.

Ao **Prof. Dr. Paulo Vinícius Soares**, mais uma vez obrigado pela confiança depositada em mim. Obrigado pela preocupação, pela parceria e companheirismo. Você tem uma importância fundamental no direcionamento da minha carreira. Todo o meu carinho aos seus pais, irmãos e a Michelle. É muito bom saber que posso contar com vocês. Finalizamos mais uma etapa meu amigo, que venham as próximas e possamos continuar trabalhando juntos!

Ao **Prof. Dr. Carlos José Soares**, você quem me deu a primeira oportunidade e direcionou os meus primeiros passos até que eu chegasse até aqui. Obrigado pelas conversas e por ter colaborado para que eu viesse pra USP-SP. Mais uma vez estou finalizando uma etapa e tenho a felicidade de ter contado com você nela. Saiba que pode contar comigo sempre!

À **Paula**, obrigado pelo companheirismo, dedicação, carinho, paciência e amor dedicados a mim neste período. É muito bom ter você perto de mim para compartilhar este momento tão importante da minha vida. Amo você!

À todos os professores do departamento de Biologia Oral e Biomateriais, especialmente ao **Prof. Dr. Rafael Y. Ballester** que participou ativamente deste trabalho, obrigado pela disponibilidade e disposição para ajudar sempre que precisei.

À **Rosinha, Eli, Dona Fran e Antônio**, obrigado pela amizade e por se mostrarem sempre tão dispostos e atenciosos. Nestes 3 anos criamos um vínculo de amizade que ficará para sempre.

Aos colegas da pós graduação da Universidade de São Paulo, obrigado pela amizade, parceria e convívio saudável. Obrigado por dividirem comigo todos os momentos vividos aqui.

Aos amigos do CTI de Campinas, obrigado pelos ensinamentos e convivência durante o período do curso de biomodelagem em Campinas. Este curso teve muito relevância no desenvolvimento de parte deste trabalho.

Aos professores e aos amigos da Universidade Federal de Uberlândia, tudo o que faço hoje tem como base o que vivi e aprendi com vocês, obrigado por tudo.

Agradecimentos

À Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo.

À Capes pela bolsa concedida.

Ao Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer.

RESUMO

Reis BR. Influência do formato da infraestrutura e do protocolo de resfriamento na tensão térmica residual antes e após carregamento oclusal: Análise por elementos finitos. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2013. Versão corrigida.

OBJETIVO: Verificar, através da análise por elementos finitos, a influência do formato da infraestrutura e protocolo de resfriamento nas tensões térmica residuais (TTR) e nas tensões após carregamento oclusal de coroas com infraestrutura de zircônia YTZ-P. **MÉTODOS:** Foram construídos modelos 3D de coroa em segundo molar inferior com dois diferentes formatos de infraestrutura: uniforme (IU) e anatômico (IA). Análise da transferência de calor foi conduzida com dois protocolos de resfriamento: lento (RL) e rápido (RR). Os dados de temperatura foram utilizados na análise da tensão térmica, na qual foi considerada a mudança do coeficiente de contração térmico linear e do módulo de elasticidade da porcelana próximo a sua T_g . Sobre os modelos com tensões térmicas residuais foi simulado o carregamento oclusal: 400 N distribuídos em 2 áreas de 1 mm^2 nas cúspides vestibulares. Foram analisadas as distribuições das tensões máxima principal (σ_1) e mínima principal (σ_3) residuais (após resfriamento) e finais (após carregamento oclusal) na porcelana de cobertura. **RESULTADOS:** Os modelos com RL apresentaram maiores tensões de tração (σ_1 positiva) e de compressão (σ_3 negativa), além de amplas áreas com ausência de tração (σ_1 negativa) na oclusal e na cervical. Nos modelos com RR as mesmas áreas eram isentas de compressão (σ_3 positiva). Ao comparar as infraestruturas no RL, o modelo com IA apresentou maior área com ausência de tração, menor pico σ_1 (IA: 27,6 MPa; IU: 32,8 MPa) e maior pico de σ_3 (IA: -61,2 MPa; IU: -46,8 MPa). Com o carregamento oclusal, notou-se, de modo geral, um pequeno aumento das tensões de tração na face lingual e diminuição da tração na região cervical da face vestibular, para ambos os formatos de infraestrutura. **CONCLUSÃO:** A distribuição observada nos modelos resfriados rapidamente tende a oferecer menos proteção à propagação de trincas, pois na face oclusal foram geradas regiões sem compressão. Os modelos com IA, quando resfriados lentamente, apresentaram distribuição de tensões, antes e após carregamento oclusal, que pode diminuir o risco de lascamento da porcelana.

Palavras-Chave: Cerâmica. Zircônia. Porcelana. Elementos finitos. Tensão térmica residual.

ABSTRACT

Reis BR. Framework design and cooling protocols influence in residual thermal stresses before and after an occlusal load. Finite element analysis [thesis]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2013. Versão corrigida.

OBJECTIVE: To analyze, using a 3D finite element model, the residual thermal stress distribution and occlusal stress distribution in a veneered zirconia crown regarding the framework design and cooling protocol. **METHODS:** 3D models of second lower molar veneered zirconia crowns were built with two different core designs: uniform (U) or anatomic (A). Heat transfer analyses were conducted with two cooling protocols: slow (S) and fast (F). The output of temperatures was used to calculate thermal stresses. The non-linear increase in porcelain modulus and coefficient of thermal expansion close to its T_g was taken into account. An occlusal load (400 N in two 1 mm² contact area at the buccal cusps) was applied in the pre-stressed model. The maximum (σ_1) and minimum (σ_3) principal stresses at the porcelain were analyzed. **RESULTS:** Slowly cooled models showed higher tensile (positive σ_1) and compressive stresses (negative σ_3). In addition, tension-free zones were shown in their occlusal and cervical regions, while compression-free zones were shown in the same regions of rapidly cooled models. Regarding the framework design, the anatomic model showed larger tension-free zones at the occlusal face, lower σ_1 peak (A: 27.6 MPa; U: 32.8 MPa) and higher σ_3 peak (A: -61.2 MPa; U: -46.8 MPa). After occlusal loading, the tensile stress values increased in the lingual face and decreased in the cervical of buccal face, but the general pattern of residual thermal stress distribution was maintained. **CONCLUSION:** The stress distribution of rapidly cooled models is less prone to protect the porcelain from crack propagation, because of the compression-free zones in the occlusal and cervical regions. The anatomic design in slowly cooled models showed stress distribution more favorable to prevent porcelain chipping.

Keywords: Ceramic. Zirconia. Porcelain. Finite element analysis. Residual thermal stress.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 4.1- Esquema das etapas da simulação	29
Figura 4.2- (A) Vista em perspectiva do modelo finalizado e com malha. (B e C) Representação de hemi-modelo para visualização da dentina (em amarelo), polpa (rosa), infraestruturas (em vermelho, B- uniforme; C- anatômica), porcelana de recobrimento (azul).....	31
Figura 4.3- (A) Taxa de resfriamento dos modelos em que foi simulado um resfriamento lento da prótese (10 °C /s). (B) Taxa de resfriamento nos modelos em que foi simulado um rápido resfriamento (100 °C /s)	33
Figura 4.4- (A) Mudança no módulo de elasticidade em função da temperatura. Observar a acentuada mudança no módulo de elasticidade da porcelana entre a Ts e Tg. (B) Mudança no coeficiente de contração térmica linear (CETL) em função da temperatura. Observar a acentuada mudança no (α) da porcelana entre a Ts e Tg	35
Figura 4.5- (A) Representação do modelos utilizado nas etapas 1 e 2 da análise nas quais apenas a porcelana e coping forma representados. (B) Setas indicam restrições realizadas na etapa de análise térmica.....	36
Figura 4.6- (A) Setas rosas indicam as regiões onde foi realizado o carregamento oclusal. (B) Restrição realizada em nós da raiz	37
Figura 5.1- Valores de tensão em MPa segundo o critério da máxima tensão principal (σ_1) para modelos resfriados lentamente. À esquerda estão representados os modelos somente com as tensões térmicas residuais. À direita pode-se observar os modelos com tensões térmicas residuais somadas ao carregamento oclusal. Na parte inferior da figura estão apresentados os valores percentuais da diferença do pico da tensão entre os formatos de infraestrutura antes e após carregamento oclusal.....	41
Figura 5.2- Valores de tensão em MPa segundo o critério da máxima tensão principal (σ_1) para modelos resfriados rapidamente. À esquerda estão representados os modelos somente com as tensões térmicas residuais. À direita, pode-se observar os modelos com tensões térmicas residuais somadas ao carregamento oclusal. Na parte inferior da figura estão apresentados os valores percentuais da diferença do pico da tensão entre os formatos de infraestrutura antes e após carregamento oclusal.....	42

- Figura 5.3- Valores de tensão em MPa segundo o critério da mínima tensão principal (σ_3) para modelos resfriados lentamente. À esquerda estão representados os modelos somente com as tensões térmicas residuais. À direita pode-se observar os modelos com tensões térmicas residuais somadas ao carregamento oclusal. Na parte inferior da figura estão apresentados os valores percentuais da diferença do pico da tensão entre os formatos de infraestrutura antes e após carregamento oclusal..... 43
- Figura 5.4- Valores de tensão em MPa segundo o critério da mínima tensão principal (σ_3) para modelos resfriados rapidamente. À esquerda estão representados os modelos somente com as tensões térmicas residuais. À direita pode-se observar os modelos com tensões térmicas residuais somadas ao carregamento oclusal. Na parte inferior da figura estão apresentados os valores percentuais da diferença do pico da tensão entre os formatos de infraestrutura antes e após carregamento oclusal..... 44
- Figura 5.5- Direção dos vetores de tensão nos modelos resfriados lentamente. 45
- Figura 5.6- Estão plotados os valores de σ_1 nos nós entre as regiões indicadas pelas letras de A à G. As regiões cinza na tabela indicam que não há tensões de tração no trecho correspondente..... 46
- Figura 6.1- Explicação sobre como ocorreria a geração das tensões compressivas na superfície oclusal da porcelana por “efeito pinça”. As linhas representam a interface porcelana-zircônia: em azul, antes de contrair e em vermelho após a contração (considere-se como fixo o ponto mais baixo da linha da interface). O efeito pinça decorre da diminuição da distância “a”, que tende a ser maior para a zircônia (que contrai mais) do que para a porcelana, que termina sendo “pinçada” (e comprimida) pela zircônia. 50

LISTA DE TABELAS

Tabela 4.1- Número de elementos e de nós para cada estrutura em ambos
formatos de coping.....31

Tabela 4.2- Propriedades térmicas e mecânicas da porcelana e zircônia 34

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

stl	Stereolithography
°C	Graus Celsius
AEF	Análise por Elementos Finitos
CAD/CAM	Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing
FOUSP	Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo
GPa	Giga Pascal
MPa	Mega pascal
J	Joule
K	Kelvin
kg	Quilograma
m	metros
mm	Milímetros
mm ²	Milímetro quadrado
mm ³	Milímetro cúbico
ppm	Parte por milhão
s	Segundos
Tg	Temperatura de transição vítrea
Ts	Temperatura de amolecimento da porcelana
TTR	Tensão térmica residual
W	Watt
α /CETL	Coeficiente de contração térmico linear
σ_1	Tensão máxima principal
σ_3	Tensão mínima principal
ν	Coeficiente de poisson
IU	Infraestrutura de formato uniforme
IA	Infraestrutura de formato anatômico
RR	Resfriamento Rápido
RL	Resfriamento Lento

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO.....	14
2	REVISÃO DE LITERATURA.....	16
2.1	TENSÃO TÉRMICA.....	16
2.2	DISCREPÂNCIA DO COEFICIENTE DE CONTRAÇÃO TÉRMICA.....	17
2.3	TÊMPERA.....	17
2.4	MÉTODOS UTILIZADOS PARA A AVALIAÇÃO DA TENSÃO TÉRMICA RESIDUAL.....	20
2.5	FORMATO DE INFRAESTRUTURA.....	24
2.6	ESPESSURA DA PORCELANA E DA INFRAESTRUTURA NA TENSÃO TÉRMICA RESIDUAL.....	26
3	PROPOSIÇÃO.....	28
3.1	OBJETIVO GERAL.....	28
3.2	OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....	28
4	MATERIAL E MÉTODO	29
4.1	GEOMETRIA E MALHA.....	30
4.2	TENSÕES TÉRMICAS	32
4.2.1	Análise de transferência de calor – Etapa 1.....	32
4.2.2	Análise da tensão térmica – Etapa 2.....	34
4.3	TENSÃO TÉRMICA RESIDUAL + CARREGAMENTO OCLUSAL - ETAPA 3.....	37
5	RESULTADOS	38
5.1	TENSÃO TÉRMICA RESIDUAL.....	38
5.2	ANÁLISE DAS TENSÕES APÓS CARREGAMENTO OCLUSAL.....	40
6	DISCUSSÃO.....	47
6.1	PROTOCOLO DE RESFRIAMENTO.....	47
6.1.1	Resfriamento Lento.....	49
6.1.2	Resfriamento rápido.....	53
6.2	FORMATO DA INFRAESTRUTURA	55
6.3	CONSIDERAÇÕES FINAIS.....	57
7	CONCLUSÕES.....	59
	REFERÊNCIAS	60

1 INTRODUÇÃO

Os sistemas de coroas totalmente cerâmicas têm ganhado cada vez mais espaço nas indicações odontológicas. Entre eles, aqueles que utilizam infraestrutura de zircônia tetragonal policristalina estabilizada por ítrio (*yttrium oxide partially-stabilized tetragonal zirconia polycrystals* – Y-TZP) têm sido muito utilizados, devido à combinação de alta resistência e características ópticas que se assemelham a um dente natural¹. A alta resistência desta cerâmica permite o seu uso em situações clínicas que antes somente seria indicada a restauração com próteses de infraestrutura metálica². Este notável comportamento mecânico da Y-TZP deve-se, principalmente, ao seu mecanismo de tenacificação². O fenômeno da tenacificação ocorre devido à transformação dos cristais tetragonais da zircônia para a fase monoclinica e é chamado de transformação martensística. Essa transformação promove um aumento do volume dos cristais e é muito eficiente para a inibição da propagação de trincas na zircônia. Ao aumentar de volume, os cristais geram tensões de compressão na ponta da trinca que se opõe às de tração e, assim, a trinca não se propaga³.

Entretanto, estudos clínicos têm demonstrado uma alta taxa de lascamento ou “chipping” da porcelana de recobrimento sobre infraestrutura de zircônia⁴⁻⁷. Embora pequenos lascamentos possam ser reparados ainda na cavidade bucal, os lascamentos que envolvem uma maior região da porcelana (fraturando cúspides ou envolvendo áreas interproximais) levam à necessidade de troca da coroa⁸. Mesmo quando o lascamento é pequeno, sua ocorrência gera grande frustração para o dentista e paciente.

Acredita-se que o protocolo de resfriamento da prótese influencie no processo do lascamento. Neste contexto, é preciso ter o importante conceito que a fratura de materiais frágeis ocorrem devido à propagação de trincas, que no caso de coroas dentárias são mais críticas na superfície oclusal, por danos provocados pelo contato com os dentes antagonistas. Assim, durante o resfriamento objetiva-se a obtenção de tensões compressivas na superfície da porcelana. O protocolo de têmpera, na qual a coroa é resfriada rapidamente a partir de temperatura acima da T_g , é apontado na literatura como sendo capaz de gerar tensões de compressão

que diminuam a possibilidade de ocorrência do lascamento^{9,10}. Estas tensões seriam responsáveis por aumentar a resistência do material, uma vez que tendem a fechar os defeitos superficiais. Com o advento das coroas com coping em zircônia este protocolo foi transferido a elas. Contudo, o resfriamento rápido tem sido apontado como um dos responsáveis pela alta taxa de lascamento da zircônia^{4,11}. Como consequência deste fenômeno, para coroas com infraestrutura em zircônia, alguns fabricantes têm sugerido utilizar um protocolo de resfriamento lento¹¹⁻¹³.

Outro fator de relevância para diminuir o risco de lascamento é o formato da infraestrutura. Estudos^{14,15} têm demonstrado que o formato do “coping” tem uma importante função para reduzir o risco de “chipping”. Em coroas unitárias de molares, grandes volumes de porcelana sem suporte da infraestrutura podem ser encontrados, especialmente, na região proximal. Sob carregamento oclusal, a falta de suporte para a porcelana pode ser fator crítico no risco do lascamento. Logo, estudos^{14,15} têm sugerido que o uso de uma infraestrutura com formato que forneça suporte para a porcelana em toda sua extensão, seja preconizado. Entretanto, mudanças na espessura do “coping” e porcelana influenciam na temperatura transiente e, conseqüentemente, na geração de tensões térmicas residuais. Dessa forma, mais investigações sobre a influência favorável, ou desfavorável, desse fator, precisam ser realizadas.

Para mensurar a influência desses diversos fatores na tensão residual térmica o método de elementos finitos apresenta-se como uma importante ferramenta para isolar e associar, de forma sistemática, os diferentes fatores associados à fratura por “chipping”. Assim, diferentes protocolos de resfriamento, e formatos de infraestrutura foram analisados neste estudo de forma a entender a importância relativa de cada um sobre as máximas tensões de tração (σ_1) e de compressão (σ_3) em coroas totalmente cerâmicas, com foco especial para as tensões na porcelana de recobrimento.

2 REVISÃO DE LITERATURA

A alta incidência do lascamento da porcelana sobre infraestrutura de zircônia fez com que muitos estudos^{4,11-13,16-22} fossem realizados no sentido de entender quais os fatores tem relevância neste processo. Neste contexto, têm se constatado a importância das tensões térmicas residuais na porcelana de cobertura e das tensões geradas pelo carregamento oclusal^{8,15,23-25} no risco de falha. Estas tensões, por sua vez, dependem do protocolo de resfriamento^{4,11,13} e de aspectos relacionados ao desenho da coroa^{14,15,26}.

2.1 TENSÃO TÉRMICA

A confecção de uma coroa totalmente cerâmica com infraestrutura de zircônia, normalmente, envolve dois tipos de processamentos: o bloco pré-sinterizado de zircônia é usinado por tecnologia CAD/CAM; enquanto a porcelana de recobrimento é construída por camadas sobre a infraestrutura já sinterizada, envolvendo ciclos de sinterização para cada nova camada de suspensão adicionada à coroa. Nestes ciclos a peça é aquecida a temperaturas de aproximadamente 900 °C e depois resfriada até a temperatura ambiente.

Autores têm sugerido que a maior incidência de lascamentos da porcelana em coroas com infraestrutura em zircônia esteja relacionada às tensões térmicas geradas no resfriamento do último ciclo de sinterização^{11,27}. A princípio, considera-se que, as tensões geradas durante os resfriamentos de ciclos intermediários da porcelana não são relevantes, pois parte significativa destas tensões são aliviadas durante o aquecimento do ciclo seguinte.

As tensões térmicas em porcelanas sobre infraestrutura de zircônia apresentam duas origens principais: a discrepância de coeficiente de contração térmica entre porcelana e zircônia²⁸ e o gradiente de temperatura⁴. Uma parcela destas tensões desaparece quando a peça protética atinge o equilíbrio térmico com

o meio e é denominada de tensão transiente. Outra parcela, por continuar presente após o equilíbrio térmico, é denominada de tensão residual.

2.2 DISCREPÂNCIA DO COEFICIENTE DE CONTRAÇÃO TÉRMICA

Durante o resfriamento da coroa, a diferença de coeficiente de contração térmica (α) entre a infraestrutura de zircônia (α_z) e o recobrimento de porcelana (α_p) faz com que estas estruturas não contraiam na mesma proporção^{18,29,30}. Por convenção, a discrepância de α é dita positiva quando α_z é maior do que o α_p , e negativa quando o α_p é maior. Uma discrepância ligeiramente positiva entre os coeficientes tem sido recomendada, por induzirem tensões residuais de compressão na superfície da porcelana^{31,32}. Assim, quando se desenvolvem novos produtos, os fabricantes ajustam o α da infraestrutura e o α da porcelana para produzir uma pequena discrepância positiva, de aproximadamente 10% ou menos^{29,32}. Entretanto, este ajuste é realizado considerando apenas os valores de α em temperaturas entre 500 °C e 25 °C, nas quais a porcelana já se encontra totalmente sólida³³. Portanto desconsideram as mudanças bruscas de propriedades da porcelana entre 900 °C e 500 °C.

2.3 TÊMPERA

Acima da sua temperatura de amolecimento (T_s), que fica em torno de 700 °C, a porcelana encontra-se no estado líquido, com grande mobilidade atômica. Neste estado, mudanças no seu volume acontecem com facilidade e rapidez. À medida que a temperatura diminui, a mobilidade dos átomos fica cada vez mais

difícil, pois o deslocamento de cada átomo passa a requerer movimentos cooperativos dos átomos vizinhos, até que, abaixo da temperatura de transição vítrea (T_g), o material se torna sólido. Ou seja, na faixa de temperatura entre T_s e T_g , são observadas acentuadas mudanças nas propriedades mecânicas da porcelana³⁴, caracterizadas por significativa diminuição no valor de α deste material e aumento do módulo de elasticidade. Nesta faixa de temperatura a porcelana apresenta comportamento visco-elástico, com características intermediárias entre sólido e líquido, e susceptível à relaxação de tensão pelo escoamento.

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 que tornam as porcelanas passíveis de tratamento de têmpera. O tratamento de têmpera de vidros e cerâmicas consiste em um resfriamento rápido 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 material³⁵.

Já está bem descrito na literatura o mecanismo de aumento da resistência de vidros temperados³⁵. Durante o resfriamento do vidro, a camada externa do material irá contrair e solidificar antes do interior. Se o interior estiver acima da T_s , ele estará líquido e não irá se opor à contração da camada externa, assim a contração da parte externa ocorrerá sem gerar tensão. Quando a camada interna contrair e solidificar, encontrará uma superfície já solidificada, com alto módulo de elasticidade, que apresentará um coeficiente de contração térmica menor e que, portanto, não irá contrair com a mesma intensidade. A região interna, por apresentar um maior α , contrairá mais do que a externa e, portanto, tenderá a provocar tensão de compressão na camada externa. Por reação, a camada externa tentará restringir esta maior contração e irá gerar tensões de tração na camada interna. Em resumo, ao final do processo o material apresentará tensões de tração na camada interna e de compressão na camada externa. As tensões de compressão na camada externa tendem a aumentar a resistência do material, pois evitam a propagação de trincas superficiais. O tratamento de têmpera se torna especialmente interessante em processos de fabricação nos quais a região interna do material é livre de trincas e que a falha ocorre por propagação de trincas presentes em sua superfície³⁵. Nestes casos a têmpera é capaz de aumentar a resistência do material em até 5 vezes³⁶.

O sucesso do protocolo de têmpera para aumentar a resistência de vidros e cerâmicas estimulou pesquisadores e técnicos a adotarem os mesmos princípios para as porcelanas odontológicas. Um dos primeiros artigos publicados neste tema foi o de Anusavice et al.⁹, no qual os autores sugeriram a utilização da têmpera como um mecanismo para aumentar a resistência das porcelanas odontológicas. Neste estudo, os autores denominaram de têmpera um protocolo no qual discos de porcelana alcançavam a temperatura ambiente após 45 segundos; enquanto nos outros dois protocolos testados o tempo gasto para o espécime atingir o equilíbrio térmico era bem maior: 450 segundos (aproximadamente 7 minutos) para o protocolo rápido e 4 horas para o protocolo lento. Os protocolos testados representavam condições específicas de resfriamento: no lento, o disco era mantido dentro do forno desligado após sinterização até completo resfriamento; no rápido, era retirado do forno logo após o término da queima e colocado sobre a bancada; no com têmpera, era resfriado com um jato frio de ar comprimido por 90 segundos, logo após o fim da queima. Para cada protocolo de resfriamento foram testadas diferentes condições de discrepância entre as duas porcelanas (correspondentes às camadas de opaco e de corpo) que compunham o espécime, incluindo condições de discrepância positiva (na qual o coeficiente do opaco era maior do que o da porcelana do corpo: $\alpha_o > \alpha_p$), negativa ($\alpha_o < \alpha_p$) e nula ($\alpha_o = \alpha_p$). O protocolo com têmpera promoveu uma redução do tamanho das trincas por indentação em todas as condições de discrepância estudados.

No final da década de 80 e início da década de 90, outros trabalhos foram publicados, incentivando a utilização do protocolo de têmpera nos procedimentos odontológicos^{10,30,37-40}, mesmo que adotando taxas de resfriamento menores do que a inicialmente proposta por Anusavice et al. Entretanto, em 2009, as tensões térmicas geradas por um protocolo de resfriamento rápido são apontadas como um dos fatores relacionados às falhas de lascamento em porcelanas sobre zircônia⁴. Outros trabalhos apontam para a mesma direção e o resfriamento lento passa a ser preconizado^{11,13,41}.

2.4 MÉTODOS UTILIZADOS PARA A AVALIAÇÃO DA TENSÃO TÉRMICA RESIDUAL

Devido à importância da tensão térmica residual no risco de falha da porcelana de recobrimento, alguns trabalhos têm se dedicado a avaliá-las de forma mais aprofundada, com testes experimentais (como birrefringência, indentação, extensiometria) ou de forma teórica (com modelos matemáticos ou modelos de elementos finitos). A seguir serão abordados aspectos metodológicos importantes dos trabalhos mais recentes que estudaram as tensões térmicas residuais em coroas totalmente cerâmicas.

A birefringência é um método experimental que permite visualizar os locais e as magnitudes das tensões residuais em materiais translúcidos finos, sendo bastante utilizado na indústria óptica para verificar tensões que possam afetar a funcionalidade de lentes e prismas⁴². Tem como base os princípios fotoelásticos que resultam da mudança no índice de refração da luz polarizada quando esta passa por um material sob tensão. Um vidro ou cerâmica livre de tensões são opticamente isotrópicos, ou seja, o índice de refração é igual em todas as direções. Contudo, quando é gerada uma tensão no material, ele passará a ser anisotrópico.

Quando a luz polarizada atinge um espécime, ela se decompõe em duas ondas: uma com direção paralela ao vetor da máxima tensão principal e outra com direção paralela ao vetor da mínima tensão principal. Em um material no qual a máxima e a mínima principal são iguais a zero, as ondas decompostas apresentam a mesma velocidade, enquanto em um material com tensões residuais, as ondas decompostas apresentaram velocidades diferentes. A diferença da velocidade das ondas em materiais birrefringentes resultará em dois diferentes índices de refração (n_1 e n_2). Conhecendo-se a diferença dos índices de refração, a espessura do espécime, e o coeficiente fotoelástico do material é possível calcular as tensões residuais⁴².

A birrefringência foi utilizada recentemente para avaliar as tensões térmicas residuais em porcelanas de recobrimento de coroas totalmente cerâmicas^{27,43}. Neste trabalhos coroa dentárias eram confeccionadas de acordo com as variáveis em

estudo e, em seguida, eram seccionadas longitudinalmente de forma a obter uma fatia de 1 mm de espessura para cada coroa. A luz polarizada passava através desta fatia. O uso do método de birrefringência para estudo das tensões térmicas residuais em porcelanas odontológicas apresenta a vantagem de ser realizado em estruturas reais, simulando fielmente as condições de resfriamento de uma peça protética. Como a porcelana é um material translúcido, não há necessidade de substituí-la por uma resina fotoelástica compatível, o que normalmente ocorre em testes fotoelásticos convencionais. Entretanto, duas importantes limitações devem ser ressaltadas: (1) não é possível diferenciar as tensões de tração das tensões de compressão e (2) as tensões circunferenciais são relaxadas pelo seccionamento longitudinal da coroa. Ou seja, a tensão observada apenas em uma fatia não corresponde à tensão que existe em uma coroa intacta já que parte das tensões foi perdida.

Outro método experimental de análise da tensão térmica, publicado em literatura recente é o “hole-drilling”. Nos trabalhos que utilizaram esta metodologia^{13,19,20,44}, discos de dupla camada (infraestrutura e porcelana) foram confeccionados e no centro da face plana livre da porcelana foi fixado um extensômetro^a multidirecional. Este extensômetro possui uma abertura no centro e as terminações elétricas circunferenciam esta abertura central. Durante o teste era realizada uma perfuração, com ponta diamantada cilíndrica e velocidade de 19.000 RPM, no local correspondente a abertura central do extensômetro. A profundidade final da perfuração era de 1,2 mm, sendo o processo interrompido a cada 0,1 mm para mensuração da deformação provocada pelo alívio das tensões residuais devido à remoção de parte do material. Este método apresenta como principal limitação o fato de que a mensuração da tensão residual é realizada em uma amostra de geometria simples, totalmente diferente da complexidade anatômica de uma coroa dental. Geometrias simplificadas são bastante utilizadas em estudos de análise de tensão térmica residual e facilitam a padronização de testes laboratoriais e o isolamento de algumas variáveis, como por exemplo: espessura da camada de porcelana, espessura da camada de infraestrutura, entre outros. Entretanto, por mais que estas geometrias possam fornecer resultados relevantes a respeito do tema, permanece a dúvida se os resultados obtidos seriam válidos para um

^a Dispositivos altamente precisos, que tem a capacidade de captar pequenas deformações e converter essas deformações mecânicas em variação da resistência elétrica.

espécime de geometria mais compatível com a de uma coroa dental. Um resumo apresentado no IADR de 2012 mostrou que a distribuição das tensões térmicas residuais em espécimes com formato de disco apresentam um padrão contrário ao observado em espécime com formato cilíndrico (que seria a simplificação geométrica mais compatível com a da porção central de uma coroa de molar): para espécimes em formato de disco, os valores de tensão máxima principal diminuía a medida que se aproximava da interface porcelana/zircônia, enquanto para os espécimes cilíndricos a tensão máxima principal aumentava a medida que se aproxima da interface⁴⁵.

O uso de geometrias simplificadas não é uma exclusividade de trabalhos experimentais. Trabalhos teóricos, que utilizam cálculos analíticos, frequentemente, exploram o fenômeno em estudo com geometrias simples. Neste contexto merece destaque o trabalho de Swain⁴ no qual o autor propôs explicar o mecanismo de lascamento de porcelanas sobre infraestruturas cerâmicas, considerando não apenas as tensões induzidas pelo resfriamento, mas também as tensões resultantes do contato com outro corpo. Foram consideradas duas diferentes combinações de espessura do coping e da porcelana em espécimes de barras planas: (1) ambas as camadas com 0,5 mm de espessura e (2) coping com 1 mm e porcelana com 3 mm de espessura. Além da simplificação geométrica, o método não permite considerar as mudanças de propriedades quando a porcelana passa pela temperatura de transição vítrea.

Outros autores²¹ também utilizaram cálculos matemáticos para verificar a influência da espessura da porcelana e infraestrutura nas tensões térmicas residuais compressivas na porcelana de cobertura. Os resultados de tensão residual foram relacionados com o comprimento das trincas geradas por meio de indentação vickers. Os autores denominaram como correlação positiva quando os dois fatores demonstram a mesma tendência, seja para aumentar ou diminuir. A correlação negativa foi considerada quando um dos fatores aumenta o outro diminui ou vice versa. Foram testadas amostras com infraestrutura metálica e de zircônia. Maiores valores de tensões foram observados para modelos com coping de zircônia. A análise da correlação aponta para uma correlação positiva para comprimento de trinca e tensões residuais compressivas, ou seja, um aumento da tensão de compressão foi acompanhado de um aumento do comprimento da trinca. A princípio

este dado parece contraditório, mas isso pode indicar que a direção da tensão compressiva não é favorável ao fechamento da trinca, por exemplo, a trinca e direção da tensão de compressão apresentam direções paralelas. Autores¹⁷ utilizaram a própria dureza vickers para obter valores da tensão térmica residual na porcelana de cobertura em próteses fixas de 3 elementos. O objetivo do estudo foi determinar a magnitude e direção da tensão térmica residual na porcelana de cobertura em coroas dupla camadas (zircônia e porcelana) ou coroas *monolayers* (totalmente de porcelana). Para realização das indentações e padronização dos locais de aplicação foi necessário ter uma superfície plana na coroa. Dessa forma, depois de construídas as amostras elas foram seccionadas paralelamente a superfície oclusal obtendo a área para a indentação. O comprimento das trincas horizontais e verticais (paralelas ou perpendiculares à interface) de cada indentação era medido e a tensão quantificada pela seguinte fórmula:

$$\sigma = K_{1c} \left[\frac{\left(1 - \frac{C_0}{C_1}\right)^{3/2}}{\psi C_1^{1/2}} \right]$$

Onde: ψ é o fator da geometria da trinca; C_0 e C_1 são os comprimentos das trincas nas direções verticais e horizontais, respectivamente; K_{1c} é a tenacidade à fratura da porcelana. Os resultados demonstraram que para coroas *monolayers* não houve diferença em relação ao comprimento das trincas em nenhum dos sentidos. Já para as de dupla camada, no sentido perpendicular as trincas foram menores que no sentido paralelo indicando a presença de tensões circunferenciais diminuindo o comprimento das trincas. A manutenção das tensões circunferenciais é uma importante vantagem deste método, já que estas têm importante influência na análise da tensão térmica residual e fechamento de trincas que se propaguem perpendiculares à interface.

O método de elementos finitos tem sido amplamente utilizado em estudos sobre lascamento^{10,33,46-49}, pois permite isolar e associar, de forma sistemática, os diferentes fatores associados ao lascamento além de permitir com que possam ser geradas, com facilidade, geometrias que se assemelhem a realidade de uma coroa sobre um dente. Deve-se lembrar que a geometria é muito importante na geração e

localização de tensões residuais³³ e que geometrias que se assemelhem mais a realidade clínica de uma coroa devem ser as de eleição para análise da tensão térmica residual¹⁸.

2.5 FORMATO DE INFRAESTRUTURA

Durante a mastigação forças multidirecionais estão atuando sobre a porcelana de recobrimento, induzindo tensões de diferentes magnitudes e direções. Sabe-se que a porcelana é um material frágil e que a infraestrutura tem por função suportar e impedir deslocamentos no corpo da porcelana que levariam a fratura da mesma. De forma geral, quando se confecciona uma coroa metalocerâmica, constrói-se um coping metálico com espessura uniforme de, aproximadamente, 0,6 mm. Esse conceito foi transferido para as coroas em cerâmica pura. No entanto, este formato de coping faz com que algumas regiões da porcelana apresentem-se sem suporte de infraestrutura. Por exemplo, ao se realizar movimentos excursivos que tenham toques mais próximos as pontas de cúspide ou em região de cristas proximais, provavelmente, a porcelana estará sendo submetida a um esforço em direção na qual ela não apresenta suporte da infraestrutura. Segundo Rosentritt et al.²⁴, em situações como esta há grande chance de que o lascamento ocorra. Nas coroas metalocerâmicas isto não parece ser um problema, já que o índice de sucesso relatado na literatura é alto⁵⁰. Contudo, nas coroas com infraestrutura em zircônia, isto tem sido apontado como sendo um importante fator a ser observado no momento de construção da prótese^{14,15,24,51}.

Para as coroas com coping em zircônia, estudos têm preconizado a confecção de infraestruturas mais espessas ou que forneçam maior suporte para a porcelana^{14,26}. Entretanto, pouco se sabe sobre como estas modificações alteram as tensões térmicas residuais pós-resfriamento. Modificações na razão entre zircônia e porcelana modificam o gradiente térmico e, conseqüentemente, a tensão térmica residual¹¹.

Modificações no gradiente devido a mudanças nas espessuras da porcelana e infraestrutura foram demonstradas em estudo de Tholey et al.¹¹. Estes autores testaram a influência do formato do coping (uniforme: espessura constante de 0,7 mm; anatômico: espessura variável entre 0,7 mm a 1,3 mm que se assemelhava ao formato da anatomia coronária) na geração das tensões térmicas residuais e no gradiente térmico em coroas axisimétricas. Os resultados deste estudo demonstraram que coroas com infraestrutura de formato anatômico geram um gradiente térmico maior que coroas com infraestrutura de formato uniforme. Os autores não são conclusivos sobre qual formato de infraestrutura é o mais adequado. Porém, destacam que devido ao alto gradiente observado no coping anatômico, este parece não ser o mais indicado pois geraria mais tensões residuais críticas a ocorrência do lascamento na porcelana. Os autores utilizaram amostras que se aproximavam do formato de uma coroa protética, mas não realizaram o carregamento oclusal. Isto limita respostas mais conclusivas sobre a importância do desenho e espessura da infraestrutura, já que o maior risco de lascamento se dá em razão da associação das tensões térmicas residuais e tensões geradas pelo carregamento oclusal.

Outro ponto a ser considerado é que uma infraestrutura mais espessa faz com que a porcelana sobre ela fique mais fina. Dessa forma, caso ocorra o lascamento, ele será menor e com maior facilidade de reparo. Uma falha em uma porcelana muito espessa, geralmente, é maior e dificilmente pode ser reparada ainda na boca²⁴. Silva et al.¹⁴, após ciclagem, encontrou que em coroas com copings convencionais (espessura uniforme de 0,5 mm) houve maiores fraturas da porcelana e que estas, muitas vezes, envolviam a superfície proximal. Por outro lado, nas coroa com coping mais espesso, as falhas eram menores e passíveis de reparo sem a necessidade de substituição da coroa. Outro estudo¹⁵ do mesmo autor testou a construção de uma cinta cervical no coping de zircônia para fornecer mais suporte para a porcelana. Os autores encontraram que nos copings convencionais as fraturas envolviam grandes porções de porcelana com as trincas se iniciando em áreas de contato com o antagonista e propagando de forma a envolver completamente alguma face da coroa. Enquanto isto, no grupo de coping modificado houve um menor número de falhas e estas eram menores.

Em estudo clínico de Poggio et al.⁵², os autores construíram 102 coroas com coping anatômico. Após 72 meses, 101 coroas foram reavaliadas e apenas 2 apresentaram falha por “chipping” indicando que o uso de coping anatômico parece ser importante na minimização do risco de falha.

2.6 TENSÃO TÉRMICA RESIDUAL EM FUNÇÃO DA VARIAÇÃO DA ESPESSURA DA PORCELANA E INFRAESTRUTURA NA

Autores¹⁹, utilizando amostras com formato de disco, verificaram a influência da espessura da infraestrutura na tensão térmica residual com dois protocolos de resfriamento (rápido e lento). A espessura de porcelana foi constante de 1,5 mm. Os autores não encontraram uma relação diretamente proporcional entre espessura do coping e geração de tensões de tração ou compressão, ficando sempre dependente do protocolo de resfriamento aplicado. A porcelana de recobrimento sobre infraestruturas delgadas (0,5 mm e 0,7 mm), apresentaram alta incidência de lascamento e tensões residuais de tração em maior magnitude no interior da porcelana independente do resfriamento. Uma distribuição de tensão mais favorável (área com tensões de compressão de maior magnitude) foi observada com o coping de 1,5 mm de espessura. Assim, o autor afirma que esta é a espessura mais indicada para reduzir o risco de lascamento. Entretanto, clinicamente nem sempre, é possível realizar essa quantidade de desgaste. A extrapolação destes resultados para a prática clínica não deve ser realizada de imediato, já que as amostras em formato de discos podem distorcer a realidade do que ocorre em uma coroa.

Os mesmo autores, em outro estudo²⁰ analisaram apenas a variação da espessura da porcelana de recobrimento (infraestrutura com espessura constante de 1 mm). Os autores encontraram que a tensão residual em amostras com camada de porcelana de 3 mm geravam trincas espontaneamente durante o resfriamento. As espessuras menores que 1,5 mm apresentavam comportamento satisfatório com tensões de compressão se estendendo em profundidade no corpo da porcelana.

Apenas as amostras de 1,5 mm de porcelana apresentam tensões de tração no interior da porcelana. O autor afirma que isto ocorre porque estas conseguem gerar tensões na interface zircônia/porcelana que provocam a transformação martensítica da zircônia e isso provoca um aumento de volume da infraestrutura que causa tração na porcelana. O autor destaca como é difícil estabelecer uma correta espessura para porcelana ser aplicada sobre a zircônia de forma a não gerar tensões residuais que aumentem o risco de falha.

3 PROPOSIÇÃO

3.1 OBJETIVO GERAL

Estudar, através da análise por elementos finitos, a distribuição das tensões térmicas residuais e tensões após carregamento oclusal na cobertura de coroas com infraestrutura de zircônia (Y-TZP), com o objetivo de contribuir na explicação do mecanismo de falha por lascamento (“chipping”) da porcelana.

3.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

Verificar a influência do protocolo de resfriamento de coroa totalmente cerâmica com infraestrutura em zircônia na geração de tensões térmicas residuais. Foram avaliados dois protocolos de resfriamento (rápido e lento), tendo como hipótese que o resfriamento rápido geraria maiores tensões de compressão na superfície externa da porcelana, mas, ao mesmo tempo, ocorreria maior tensão de tração na região sub-superficial ou na interface porcelana-zircônia.

Verificar a influência do formato da infraestrutura sobre as tensões térmicas residuais e tensões finais (após o carregamento oclusal) da porcelana de recobrimento. Foram simulados dois desenhos de coping: um em que a infraestrutura era de espessura variável e acompanhava o formato anatômico da coroa e outro que a infraestrutura tem espessura constante. A hipótese era que o formato anatômico favoreceria a distribuição de tensões na porcelana de recobrimento quando a coroa fosse solicitada pelo carregamento oclusal. Entretanto, o formato anatômico poderia gerar um padrão de tensões térmicas residuais menos favoráveis.

4 MATERIAL E MÉTODO

Modelos de elementos finitos tridimensionais foram construídos para simular o resfriamento de coroas de zircônia com recobrimento de porcelana, representativas de um segundo molar inferior com preparo para coroa total. Dois protocolos de resfriamento (rápido - RR e lento - RL) e dois desenhos da infraestrutura de zircônia (anatômico e uniforme) foram testados (Figura 4.1). As análises foram realizadas no programa MSC. MarcMentat (MSC Software, São Paulo, Brasil) e consistiam em três etapas: 1 - análise de condução de calor, para estabelecer as variações e distribuição da temperatura; 2- análise das tensões térmicas geradas pela variação na temperatura seguida de uma análise da tensão térmica; 3 - às tensões térmicas residuais geradas pelo resfriamento foram somadas as tensões resultantes do carregamento oclusal (Figura 4.1).

Figura 4.1- Esquema das etapas da simulação

4.1 GEOMETRIA E MALHA

Um segundo molar inferior de um manequim odontológico foi escaneado para obtenção de um arquivo no formato STL^b com o contorno externo do dente de interesse ao estudo. A escolha por um dente de manequim foi realizada a fim de evitar alguns detalhes anatômicos comuns em um dente real, mas que não tinham relevância neste estudo e que poderiam prejudicar a interpretação dos resultados.

O arquivo *STL* foi exportado para o programa Rhino3D 4.0 (Rhinoceros, USA). Ferramentas específicas foram utilizadas para criar curvas sobre o arquivo stereolitográfico, delimitando o contorno externo do esmalte e da raiz. A partir de informações anatômicas, foram desenhadas as curvas correspondentes às estruturas internas (dentina e polpa). As curvas internas foram editadas para formar um dente com preparo coronário e coroas de zircônia com porcelana de recobrimento. O desenho do preparo foi o mesmo para os dois tipos de coroa (com coping anatômico e uniforme), sendo simulada redução de 2,5 mm na face oclusal e 2,00 mm nas faces vestibular, lingual e proximais. Enquanto para o coping uniforme uma espessura constante de 0,6 mm foi adotada, para o coping anatômico a espessura era variável. Considerou-se que o dente escolhido era perfeitamente simétrico. Sendo assim, apenas um quarto do modelo foi desenhado e as outras partes foram geradas por meio do espelhamento da porção modelada. Ao final deste processo o modelo obtido era composto de 4 partes simétricas.

^b O arquivo *STL* é uma representação da geometria 3D de um objeto. a sigla tem origem na palavra inglesa StereoLithography, cuja tradução é estereolitografia. A estereolitografia é um processo de impressão tridimensional que cria um objeto sólido.

Figura 4.2- (A) Vista em perspectiva do modelo finalizado e com malha. (B e C) Representação de hemi-modelo para visualização da dentina (em amarelo), polpa (rosa), infraestruturas (em vermelho, B- uniforme; C- anatômica), porcelana de recobrimento (azul)

As curvas foram exportadas para o programa MSC-Patran 2008 em formato IGS. A partir das curvas foram geradas as superfícies, que deram origem aos diferentes sólidos. A malha foi gerada no MSC-Patran 2008 com elementos tetraédricos de 4 nós (Figura 4.2). O controle de malha foi realizado com ferramentas específicas do próprio programa, sendo mais refinada nas áreas de maior interesse. A qualidade das malhas e os números de elementos e nós estão apresentados na Figura 4.2 e Tabela 4.1, respectivamente. Para as etapas seguintes, os modelos foram transferidos ao pré-processador MSC-Mentat.

Tabela 4.1- Número de elementos e de nós para cada estrutura em ambos formatos de coping

	Porcelana		Zircônia		Dentina		Polpa		Total	
	Nós	Elementos	Nós	Elementos	Nós	Elementos	Nós	Elementos	Nós	Elementos
Uniforme	3992	127832	2818	17484	2890	40908	516	6948	37433	193172
Anatômico	5006	85284	3594	48224	2916	39928	522	6592	31598	178028

4.2 TENSÕES TÉRMICAS

A análise das tensões térmicas (item 4.2.2) era precedida de uma análise de transferência de calor (item 4.2.1) que fornecia a variação de temperatura em função do tempo para cada região da coroa protética. Como estas etapas simulavam uma fase laboratorial de construção da prótese, foram representados apenas porcelana e infraestrutura.

4.2.1 Análise de transferência de calor – Etapa 1

Embora o termo transferência de calor seja tradicionalmente utilizado para este tipo de análise, trata-se de uma transferência de frio, na qual a coroa quente (após sair do forno) é resfriada por convecção térmica com o ar à temperatura ambiente (25 °C). A convecção térmica foi simulada utilizando coeficientes de convecção térmica ($\text{W m}^{-1}\text{K}^{-1}$) a partir da superfície externa da coroa, com valores ajustados para compatibilizar com os diferentes protocolos de resfriamento, gerando uma taxa de resfriamento de 10 °C/s para o protocolo lento, e de 100 °C/s para o rápido (Figura 4.3).

Figura 4.3- (A) Taxa de resfriamento dos modelos em que foi simulado um resfriamento lento da prótese (10 °C /s). (B) Taxa de resfriamento nos modelos em que foi simulado um rápido resfriamento (100 °C /s)

As diferentes taxas de resfriamento não foram adotadas com o objetivo de caracterizar o protocolo, pois, a princípio, em temperaturas abaixo da T_g da porcelana, a taxa de resfriamento não interfere sobre a tensão térmica residual. Em temperaturas entre a T_s e T_g , de forma a evitar o emprego de modelos viscoelásticos na análise, a diferença na taxa de resfriamento foi feita da seguinte forma: para o resfriamento lento foi simulada uma taxa extremamente baixa e por isso assumiu-se que todas as tensões geradas entre a T_s e T_g foram aliviadas devido ao comportamento viscoelástico do material. Portanto, para este protocolo

uma temperatura inicial de 600 °C foi utilizada. Por outro lado, para o resfriamento rápido, foi simulada uma taxa extremamente alta, na qual não haveria tempo para relaxação das tensões geradas entre T_s e T_g . As propriedades térmicas e mecânicas utilizadas estão apresentadas na Tabela 4.2.

Tabela 4.2- Propriedades térmicas e mecânicas da porcelana e zircônia

	Condutividade (W/mm °C)	Calor específico (J/kg °C)	Densidade (kg/mm ³)	Módulo de elasticidade (GPa)	Coefficiente de Poisson (ν)	α solido (ppm° C ⁻¹)	Referências
Zircônia	$2,0 \times 10^{-3}$	450	$6,0 \times 10^{-6}$	205	0,30	10,2	49,50
Porcelana de recobrimento	$1,5 \times 10^{-3}$	840	$2,4 \times 10^{-6}$	Figura 4.4	0,21	Gráfico 2	28,51
Dentina	-	-	-	$18,6 \times 10^3$	0,30	-	52
Polpa	-	-	-	$2,0 \times 10^{-2}$	0,45	-	53

Os dados de temperatura gerados nesta análise foram incorporados como dados de entrada para a análise de tensão térmica. Embora o programa tenha a capacidade de fazer análises acopladas: térmica e estrutural, para o caso em questão, análises separadas são preconizadas, pois há mudança de propriedades do material (módulo de elasticidade e coeficiente de poisson) em função da temperatura.

4.2.2 Análise da tensão térmica – Etapa 2

Nos modelos resfriados lentamente, foram considerados valores constantes de módulo de elasticidade, coeficiente de poisson e α para ambos os materiais. Nos modelos resfriados rapidamente, as propriedades da zircônia não foram alteradas, mas foi considerada uma acentuada mudança no módulo de elasticidade (Figura 4.4-A) e do coeficiente de contração térmica linear (α) da porcelana próximo a sua T_g (Figura 4.4-B).

Figura 4.4- (A) Mudança no módulo de elasticidade em função da temperatura. Observar a acentuada mudança no módulo de elasticidade da porcelana entre a T_s e T_g . (B) Mudança no coeficiente de contração térmica linear (CETL) em função da temperatura. Observar a acentuada mudança no (α) da porcelana entre a T_s e T_g . Estas mudanças não lineares nas propriedades da porcelana foram consideradas apenas para os modelos resfriados rapidamente.

Para a análise estrutural, a restrição de graus de liberdade se torna essencial para evitar movimento de corpo rígido. Como a geometria e o carregamento eram simétricos foi possível restringir o deslocamento vestibulo-lingual (eixo x) e méso-distal (eixo y) nos nós situados em posições medianas (Figura 4.5). O deslocamento cervico-oclusal (eixo z) foi restrito apenas para o nó mais inferior do centro da coroa (Figura 4.5).

Figura 4.5- (A) Representação do modelos utilizado nas etapas 1 e 2 da análise nas quais apenas a porcelana e coping forma representados. (B) Setas indicam restrições realizadas na etapa de análise térmica

Se o presente estudo fosse avaliar apenas as tensões térmicas, seria possível utilizar apenas 1/4 do modelo, o que reduziria significativamente o tempo de processamento. Entretanto, a geometria completa da coroa era necessária para a terceira etapa deste trabalho, no qual às tensões térmicas residuais eram somadas tensões relacionadas com o carregamento oclusal.

Foram analisadas a distribuição, magnitude e direção das tensões máxima principal (σ_1) e mínima principal (σ_3) presentes na porcelana de recobrimento no momento em que esta atingiu o equilíbrio térmico com a temperatura ambiente (25 °C), ou seja, das tensões térmicas residuais. Enquanto σ_1 com valor positivo corresponde à máxima tensão de tração naquele determinado local, σ_1 negativo indica ausência de tração. De forma similar, valor negativo de σ_3 indica o máxima tensão de compressão naquele determinado local; enquanto σ_3 positiva indica ausência de compressão. A princípio, regiões com altas tensões de tração estariam mais sujeitas a falha por propagação de trincas, pois estas tensões tendem a abrir as trincas que estejam perpendiculares a elas. Por outro lado, em regiões com altas tensões compressivas o risco de falha seria menor, já que estas tensões poderiam fechar trincas perpendiculares a elas.

4.3 TENSÃO TÉRMICA RESIDUAL + CARREGAMENTO OCLUSAL - ETAPA 3

Na terceira etapa, a fim de associar as tensões térmicas com aquelas geradas pelo carregamento oclusal, foi utilizado um modelo completo, com coroa cimentada no dente preparado. Optou-se por não representar linha de cimentação, por estar longe da região de interesse neste estudo, que era a porcelana de recobrimento. As propriedades de dentina e polpa estão apresentadas na Tabela 4.1. Apenas uma parte da raiz foi representada para evitar aumento desnecessário no tempo de processamento (Figura 4.6). Análises preliminares mostraram que a representação de aproximadamente 6 mm de altura já era suficiente para o tipo de análise em questão. Os nós da superfície externa da raiz localizados a 3 mm abaixo do término cervical da coroa foram fixados nos três nós de liberdade. Em cada uma das cúspides funcionais (vestibulares) foi aplicada uma carga de 200 newtons (Figura 4.6), normal a superfície, em uma área de aproximadamente 1 mm², totalizando 400 N⁵³.

Foram novamente analisadas a distribuição, magnitude e direção das tensões máxima principal (σ_1) e mínima principal (σ_3) presentes na porcelana de recobrimento.

Figura 4.6- (A) Setas rosas indicam as regiões onde foi realizado o carregamento oclusal. (B) Restrição realizada em nós da raiz

5 RESULTADOS

5.1 TENSÃO TÉRMICA RESIDUAL

A distribuição e magnitude da tensão máxima principal (σ_1) e da mínima principal (σ_3) estão apresentadas da Figura 5.1 a Figura 5.4. De modo geral, é possível observar que há uma inversão dos padrões de distribuição de σ_1 e σ_3 quando os diferentes protocolos de resfriamento são comparados. Assim, a distribuição de σ_1 observada para os modelos com resfriamento lento foi semelhante à distribuição de σ_3 nos modelos com resfriamento rápido; e a distribuição de σ_3 observada para os modelos com resfriamento lento foi semelhante à distribuição de σ_1 nos modelos com resfriamento rápido. Esta inversão contemplou não apenas o padrão da distribuição das franjas de cores, mas também a direção das tensões principais. Ou seja, as direções de σ_1 observadas para os modelos com resfriamento lento foram semelhantes às direções de σ_3 nos modelos com resfriamento rápido, e vice versa. Desta forma, para evitar redundância, optou-se por apresentar as direções das tensões principais apenas para o protocolo de resfriamento lento (Figura 5.5).

A distribuição de σ_1 nos modelos com resfriamento lento (Figura 5.1) mostrou que as maiores tensões de tração na porcelana ocorrem nas proximidades do ângulo axio-pulpar da interface porcelana/zircônia (que corresponde ao ponto D da Figura 5.6), onde apresenta uma direção perpendicular à interface (Figura 5.5); e na porção cervical externa próxima ao ângulo cavo-superficial (que corresponde ao segmento A-B da Figura 5.6), com direção paralela à superfície externa (Figura 5.5). É possível notar também a existência de duas regiões da porcelana com valores negativos de σ_1 (em cor cinza escuro na Figura 5.1), indicativos de ausência de tração. Uma destas regiões envolviam os sulcos oclusais e se estendiam para a interface com a infraestrutura na parte mais central da coroa (que corresponde ao segmento F-E da Figura 5.6). A outra região da porcelana isenta de tração foi

observada na porção cervical, circunscrevendo o ângulo gengivo-axial da interface porcelana/coping (que corresponde ao ponto C da Figura 5.6). Ao comparar os diferentes desenhos de coroa, é possível notar que o pico de tração para o modelo anatômico é 15,8% menor (27,6 MPa) do que o observado para o modelo uniforme (32,8 MPa). Além disto, a região oclusal isenta de tração foi mais extensa no modelo com infraestrutura anatômica.

Ainda com relação aos modelos com resfriamento lento, os valores de σ_3 na porcelana atingem seu pico na porção mais cervical da coroa e vão diminuindo em direção à superfície oclusal, onde apresentam valores próximos a zero (Figura 5.3). Ao longo da interface porcelana/zircônia as tensões σ_3 apresentam uma direção, predominantemente, paralela à interface (Figura 5.5). Esta direção se mantém até, aproximadamente, metade da espessura da porcelana, onde começa a apresentar uma direção circunferencial, paralela à circunferência formada pelo contorno externo da coroa. Ao comparar os diferentes desenhos de coroa é possível notar que o pico de compressão do modelo anatômico (61,2 MPa) foi 30,7% maior do que o observado para o modelo uniforme (46,8 MPa). Além disso, enquanto no modelo anatômico havia tensão de compressão em toda a camada de porcelana; no modelo uniforme foi possível observar uma pequena área isenta de compressão (σ_3 positiva) próximo à crista marginal.

Ao analisar a distribuição de σ_1 e σ_3 dos modelos com resfriamento rápido, nota-se, como mencionado anteriormente, uma inversão na distribuição e direção das tensões principais. Assim, as regiões isentas de tração (σ_1 negativa) nos modelos com resfriamento lento se tornaram regiões isentas de compressão (σ_3 positiva) nos modelos com resfriamento rápido. Com relação à magnitude observa-se que houve uma diminuição dos picos, tanto para σ_1 quanto para σ_3 . No modelo uniforme a redução foi de 43,0% para o pico de σ_1 (32,8 MPa para RL e 18,7 MPa para RR) e de 72,0% para o pico de σ_3 (46,8 MPa para RL e 13,1 MPa para RR). No modelo anatômico a redução foi de 11,2% para o pico de σ_1 (27,6 MPa para RL e 24,5 MPa para RR) e de 82,0% para o pico de σ_3 (61,2 MPa para RL e 11,0 MPa para RR).

5.2 ANÁLISE DAS TENSÕES APÓS CARREGAMENTO OCLUSAL

De forma geral, após carregamento oclusal, todos os modelos apresentaram pico de σ_1 na região de sulco oclusal, discreta diminuição da tensão de tração na região cervical vestibular e aumento da tração no lado lingual. O pico da σ_3 foi observado na região de aplicação do carregamento.

Os modelos resfriados lentamente (Figura 5.1 e Figura 5.3) demonstraram maior pico de σ_1 do que os modelos resfriados rapidamente (Figura 5.2 e Figura 5.4), entretanto, mesmo após o carregamento oclusal, os modelos de resfriamento lento possuem áreas isentas de tração na superfície oclusal e região cervical. Enquanto isto, nos modelos de resfriamento rápido não há nenhuma região sem tração. Com o protocolo de resfriamento lento, nos modelos de coping anatômico houve permanência de grande parte das tensões compressivas que estavam presentes antes do carregamento. Por outro lado, o coping uniforme, além de ter um pico de σ_1 15,0% maior que o anatômico, apresentou considerável diminuição das áreas com tensões compressivas (Figura 5.1). O critério da σ_3 demonstrou o aparecimento de áreas com tensões de tração na superfície oclusal (valores positivos de σ_3) em ambos formatos de infraestrutura, contudo estas áreas são menores para o modelo de infraestrutura anatômica.

Nos modelos em que foi simulado o resfriamento rápido (Figura 5.2 e Figura 5.4), o critério da σ_1 demonstrou que o coping anatômico apresenta amplas áreas com altos valores de tensões de tração e pico de σ_1 25,4% maior que o uniforme. A σ_3 indica maiores áreas com tensões de tração para o coping uniforme do que para o anatômico.

Na Figura 5.6 observa-se que entre os pontos de A e G, o modelo de coping uniforme apresenta uma maior diferença nos valores da σ_1 antes e após carregamento oclusal, quando comparado ao de coping anatômico. No quadro presente nesta figura pode-se observar os picos de tensão em cada região analisada. A carga oclusal gerou maiores valores de tração na porcelana sob coping uniforme do que sobre o coping anatômico.

Resfriamento Lento

Figura 5.1- Valores de tensão em MPa, na porcelana de cobertura, segundo o critério da máxima tensão principal (σ_1) para modelos resfriados lentamente. À esquerda estão representados os modelos somente com as tensões térmicas residuais. À direita pode-se observar os modelos com tensões térmicas residuais somadas ao carregamento oclusal. Na parte inferior da figura estão apresentados os valores percentuais da diferença do pico da tensão entre os formatos de infraestrutura antes e após carregamento oclusal

Resfriamento Rápido

Figura 5.2- Valores de tensão em MPa, na porcelana de cobertura, segundo o critério da máxima tensão principal (σ_1) para modelos resfriados rapidamente. À esquerda estão representados os modelos somente com as tensões térmicas residuais. À direita, pode-se observar os modelos com tensões térmicas residuais somadas ao carregamento oclusal. Na parte inferior da figura estão apresentados os valores percentuais da diferença do pico da tensão entre os formatos de infraestrutura antes e após carregamento oclusal

Resfriamento Lento

Figura 5.3- Valores de tensão em MPa segundo o critério da mínima tensão principal (σ_3) para modelos resfriados lentamente. À esquerda estão representados os modelos somente com as tensões térmicas residuais. À direita pode-se observar os modelos com tensões térmicas residuais somadas ao carregamento oclusal. Na parte inferior da figura estão apresentados os valores percentuais da diferença do pico da tensão entre os formatos de infraestrutura antes e após carregamento oclusal

Figura 5.4- Valores de tensão em MPa, na porcelana de cobertura, segundo o critério da mínima tensão principal (σ_3) para modelos resfriados rapidamente. À esquerda estão representados os modelos somente com as tensões térmicas residuais. À direita pode-se observar os modelos com tensões térmicas residuais somadas ao carregamento oclusal. Na parte inferior da figura estão apresentados os valores percentuais da diferença do pico da tensão entre os formatos de infraestrutura antes e após carregamento oclusal.

Direção dos vetores das tensões principais

Figura 5.5- Direção dos vetores de tensão nos modelos resfriados lentamente.

Figura 5.6- Estão plotados os valores de σ_1 nos nós entre as regiões indicadas pelas letras de A à G. As regiões cinza na tabela indicam que não há tensões de tração no trecho correspondente.

6 DISCUSSÃO

6.1 PROTOCOLO DE RESFRIAMENTO

A literatura tem preconizado o protocolo de resfriamento lento para as coroas com infraestrutura em zircônia, com o intuito de diminuir o risco de lascamento da porcelana de recobrimento¹¹⁻¹³. Exceto pelo trabalho de Belli et al.¹⁸, que apontou um efeito pequeno da velocidade de resfriamento sobre as tensões térmicas residuais, os demais trabalhos encontraram valores de tensão residual significativamente maior nos espécimes resfriados rapidamente^{11,13,17}.

Para as coroas metalocerâmicas, o resfriamento rápido é preconizado com o objetivo de gerar tensões residuais compressivas na superfície externa da porcelana, o que caracteriza o efeito da têmpera^{9,30,35-37}. Entretanto, em estruturas temperadas, abaixo da região sujeita a tensões compressivas, é gerada uma zona de tração que tem sido relacionada com o mecanismo da falha por lascamento da porcelana⁴. Alguns autores têm mostrado que o efeito têmpera é tanto maior quanto maior for o gradiente de temperatura da porcelana, em faixas próximas à T_g ^{4,13}. O gradiente de temperatura, por sua vez, depende da velocidade de resfriamento (quanto maior a velocidade, maior o gradiente), da espessura do espécime (maior espessura, maior gradiente) e das propriedades térmicas do material (menor condutividade térmica, maior gradiente). Quanto maior o efeito têmpera, maiores serão as tensões de compressão na superfície externa do espécime e maiores serão as tensões de tração no seu interior⁴.

Por que a têmpera é benéfica para coroas metalocerâmicas e parece ser deletéria para coroas com infraestrutura de zircônia? A diferença de propriedades térmicas entre metal e zircônia pode ajudar a responder esta pergunta. Devido à alta difusividade térmica do metal, o gradiente de temperatura tende a ser relativamente pequeno, mesmo em espécimes com grande espessura submetidos a uma alta velocidade de resfriamento⁴. Como a zircônia apresenta baixa difusividade, quando

um espécime com infraestrutura de zircônia é submetido a um protocolo de resfriamento rápido, o gradiente de temperatura será alto e, conseqüentemente, as tensões de tração subsuperficiais também serão altas, o que tende a aumentar o risco de lascamento da porcelana.

Outro aspecto que diferencia zircônia de metal, e que também ajuda a explicar a diferença quanto ao risco de lascamento da porcelana de cobertura é que, no caso do metal, não existe o risco de ocorrer transformação de fase induzida pela tensão. Quando a zircônia (Y-TZP) ultrapassa valores críticos de tensão, ocorre uma transformação martensítica dos cristais, com conseqüente aumento do volume, o que pode agravar o estado de tensão residual. Esta transformação martensítica foi observada no trabalho do Tholey et al.¹².

Com um resfriamento lento, o gradiente de temperatura na faixa próximo à T_g tende a ser pouco significativo, pois a velocidade de resfriamento é tão lenta que a temperatura fica praticamente uniforme ao longo da espessura do espécime¹³. Além disso, caso surja alguma tensão, resultante de um pequeno gradiente remanescente, o material escoar; pois se encontra em um estado visco-elástico e com tempo suficiente para escoar, conseqüentemente, as tensões são relaxadas. Deste modo, os espécimes resfriados lentamente não apresentam as tensões residuais características do efeito têmpera, restando apenas as tensões resultantes da discrepância de coeficiente de contração entre a infraestrutura e a porcelana de recobrimento, entre a T_g e a temperatura ambiente.

Embora modelos visco-elásticos representativos do comportamento da porcelana em temperaturas entre a T_s e a T_g já estejam disponíveis em softwares comerciais de MEF^{47,54,55}, os dados necessários para inserção das propriedades de relaxação das tensões não são facilmente encontrados na literatura, nem facilmente obtidos experimentalmente. Portanto, no presente estudo foi utilizada uma abordagem mais simples, na qual foram consideradas duas condições extremas de velocidade de resfriamento: (1) resfriamento lento - no qual a velocidade era tão baixa que toda a tensão gerada acima da T_g era relaxada e (2) resfriamento rápido - no qual a velocidade era tão alta que não dava tempo de ocorrer relaxação de tensões.

6.1.1 Resfriamento Lento

Nas coroas submetidas ao resfriamento lento a discrepância de coeficiente de contração ($1 \text{ ppm } ^\circ\text{C}^{-1}$) era sempre positiva ($\alpha_{\text{infraestrutura}} > \alpha_{\text{porcelana}}$) ao longo do resfriamento, seguindo uma tendência geral da Odontologia⁵⁶. Sendo assim, durante todo o processo, a infraestrutura contraia mais do que a porcelana e isto gerou tensões compressivas ao longo da camada de porcelana, como apresentado nos resultados de σ_3 (Figura 5.3 e Figura 5.5). Estas tensões compressivas estavam ora paralelas ao contorno externo da coroa em um corte transversal (Figura 5.5) ora paralelas à interface porcelana-zircônia em um corte longitudinal (Figura 5.5). Simultaneamente às tensões de compressão, foram geradas tensões de tração ao longo do corpo da porcelana. As máximas tensões de tração em cada ponto podem ser observadas nos resultados positivos de σ_1 (Figura 5.1), e apresentaram direção perpendicular à interface na região mais interna e paralela ao contorno externo da coroa em um corte longitudinal na região mais externa (Figura 5.5).

Ao observar na Figura 5.1 e na Figura 5.6 a distribuição da σ_1 das porcelanas resfriadas lentamente, é possível verificar que os picos de tração foram observados na região cervical (segmento AB da Figura 5.6) e no ângulo axio-oclusal (ponto D da Figura 5.6). É possível observar também que em algumas regiões (áreas cinzas na Figura 5.1) o valor de σ_1 foi negativo, o que indica ausência de tensão de tração. As regiões com ausência de tração são benéficas por serem menos sujeitas à fratura, uma vez que as tensões de compressão tendem a fechar microtrincas e defeitos, impedindo a sua propagação. Ao longo deste estudo, estas regiões foram bastante exploradas a fim de entender por que elas apareciam. Chegou-se à conclusão que elas surgiam pelo “efeito pinça”, no qual a zircônia pinça a porcelana quando a interface porcelana-zircônia em corte apresenta formato em “V”, “U” ou “C”; com a porcelana localizada na parte interna. A Figura 6.1 apresenta um esquema para explicar este “efeito pinça”.

Figura 6.1- Explicação sobre como ocorreria a geração das tensões compressivas na superfície oclusal da porcelana por “efeito pinça”. As linhas representam a interface porcelana-zircônia: em azul, antes de contrair e em vermelho após a contração (considere-se como fixo o ponto mais baixo da linha da interface). O efeito pinça decorre da diminuição da distância “a”, que tende a ser maior para a zircônia (que contrai mais) do que para a porcelana, que termina sendo “pinçada” (e comprimida) pela zircônia.

Em termos de magnitude, os modelos resfriados lentamente apresentaram uma faixa de intervalo de σ_1 de -24,6 a 32,8 MPa para a porcelana sobre o coping uniforme e de -30,9 a 27,6 MPa para a porcelana sobre o coping anatômico. Já a faixa de intervalo de σ_3 foi de -46,8 a 0,21 MPa para a porcelana sobre coping uniforme e de -61,2 para 0,04 MPa para a porcelana sobre o coping anatômico. Estas faixas de valores são bem maiores do que as observadas em estudos de birefringência que avaliaram as tensões residuais em coroas com infraestrutura de zircônia e que utilizaram o resfriamento lento^{11,18}. No trabalho de Belli et al.¹⁸, as tensões residuais variaram de 0 a 1,5 MPa, enquanto no trabalho de Tholey et al.¹¹, variaram de 0 a 25 MPa. Além da diferença na magnitude das tensões, os padrões de distribuição encontrados nestes trabalhos também foram ligeiramente diferentes do apresentado no presente estudo. Em ambos, as maiores tensões foram observadas na interface zircônia-porcelana e diminuía em direção à superfície externa da porcelana, sendo que no trabalho de Belli et al.¹⁸ as maiores tensões ocorreram nas regiões em que a interface era curva.

A avaliação da tensão residual pela birefringência apresenta a vantagem de ser realizada em estruturas reais, simulando fielmente as condições de resfriamento de uma peça protética e todos os fenômenos inerentes ao processo, inclusive eventuais transformações de fase na zircônia. Entretanto, os resultados são apresentados de forma parcial, pois as tensões são apresentadas de modo que não diferencia tração de compressão, nem oferece informações quanto suas direções.

Outra desvantagem inerente ao método é que as tensões circunferenciais são relaxadas pelo seccionamento longitudinal da coroa. Assim, a tensão observada apenas em uma fatia não corresponde fielmente à tensão que existe em uma coroa intacta já que parte das tensões foi perdida.

O resultado do presente estudo também difere um pouco daqueles obtidos em trabalhos que avaliaram a tensão térmica residual em espécimes planos^{4,13,19,20,44}. Swain⁴, por meio de fórmulas analíticas, calculou a tensão térmica residual em espécimes de dupla camada, resultante da discrepância de coeficiente de expansão térmica entre zircônia e porcelana. Foram consideradas duas espessuras de espécimes: (1) 1 mm - sendo 0,5 mm de zircônia e 0,5 mm de porcelana e (2) 4 mm - sendo 1 mm de zircônia e 3 mm de porcelana. Para o espécime de 1 mm de espessura, a porcelana apresentava-se sob compressão em praticamente toda a sua espessura, sendo que o maior valor de compressão (aproximadamente 20 MPa) foi próximo à interface zircônia-porcelana. Para o espécime de 4 mm, a porcelana apresentava tensões de compressão em 2/3 da sua espessura, sendo que o maior valor (aproximadamente 25 MPa) também foi próximo à interface. A tensão de compressão diminuía gradualmente em direção à superfície externa até atingir o valor zero próximo ao 1/3 final da espessura. A partir daí a porcelana ficava sob tração, que foi aumentando gradualmente até atingir o valor máximo (um pouco acima de 10 MPa) na superfície externa. No presente estudo a tensão de compressão (σ_3 negativa) também foi maior na interface e diminuía gradualmente em direção à superfície externa, concordando com os resultados de Swain⁴. Entretanto, a tensão de tração também foi máxima na interface zircônia-porcelana, e não na superfície externa.

Nos trabalhos de Mainjot et al.^{13,19,20,44}, as medidas de tensão térmica residual na porcelana sobre zircônia foram realizadas pela técnica do "hole drilling", na qual discos de dupla camada (infraestrutura e porcelana) eram perfurados na porção central e a deformação registrada na superfície era convertida em tensão ao longo da profundidade da perfuração. Os espécimes de porcelana sobre zircônia que foram resfriados lentamente apresentaram tensões de compressão na superfície externa em todas as condições estudadas. Enquanto em algumas condições as tensões continuavam sendo de compressão ao longo dos 1,2 mm de profundidade mensurada; em outras, surgiu uma zona de tração sub-superficial, cuja extensão e

magnitude aumentava com o aumento do gradiente de temperatura. Este gradiente, por sua vez, dependia da taxa de resfriamento e da espessura do espécime. Estes resultados diferem do observado por Swain⁴ e do observado no presente estudo. Uma justificativa para a diferença entre os resultados de Swain e os de Mainjot et al., é que as fórmulas analíticas utilizadas pelo primeiro não levam em consideração a possibilidade de transformação de fase da zircônia, que mudaria o perfil de tensão esperado para a discrepância de coeficiente de expansão térmica. Para entender a diferença entre os resultados da Mainjot et al. com o presente estudo, soma-se à justificativa apresentada acima, o fato de que enquanto os trabalhos de "hole drilling" eram realizados em discos planos, os modelos deste estudo consideraram a complexidade geométrica característica de um molar. A tensão térmica residual, devido à discrepância de coeficiente de expansão térmica, é totalmente dependente da geometria do espécime⁴⁵.

Baldassarri et al.¹⁷ analisaram a tensão térmica residual por meio do comprimento da trinca gerada pela indentação vickers. Este método também requer seccionamento da amostra, de forma a obter uma área plana para a indentação. Contudo, o seccionamento da amostra é realizado de modo a manter as tensões circunferenciais. Os autores realizaram seccionamento da amostra no sentido transversal (paralelo ao plano oclusal). Os resultados obtidos por eles confirmaram a existência de tensões compressivas no sentido circunferencial. Estas tensões foram capazes de impedir a propagação de trincas na porcelana. O presente estudo também parte deste princípio, entretanto, isso só é válido se as trincas tenderem a se propagar em sentido perpendicular à tensão circunferencial. Se as trincas se propagarem em direção paralela às tensões compressivas não haverá impedimento a propagação. Este fato pode explicar o fenômeno encontrado em estudo de Millen et al.²¹, no qual à medida que maiores tensões compressivas estiveram presentes, maiores comprimentos de trincas foram observados.

6.1.2 Resfriamento rápido

Os resultados de tensão térmica residual nas porcelanas resfriadas rapidamente apresentaram um padrão inverso aos observados nas porcelanas resfriadas lentamente. Ou seja, a distribuição de σ_1 observada para os modelos com resfriamento lento foi semelhante à distribuição de σ_3 nos modelos com resfriamento rápido (Figura 5.1 e Figura 5.4); e a distribuição de σ_3 observada para os modelos com resfriamento lento foi semelhante à distribuição de σ_1 nos modelos com resfriamento rápido (Figura 5.2 e Figura 5.3). Esta inversão ocorreu não apenas no padrão da distribuição das franjas de cores, mas também na direção das tensões principais. As direções de σ_1 observadas para os modelos com resfriamento lento foram semelhantes às direções de σ_3 nos modelos com resfriamento rápido, e vice versa (Figura 5.5).

A inversão no padrão de distribuição de tensão nos modelos rápidos deve ser explicada pelas bruscas mudanças de módulo de elasticidade e de coeficiente de contração térmica da porcelana ao passar pela faixa de temperatura compreendida entre a sua T_s e T_g . Enquanto nos modelos resfriados lentamente a discrepância de coeficiente de contração térmica era sempre positiva durante o resfriamento ($1 \text{ ppm}^\circ\text{C}^{-1}$), nos modelos resfriados rapidamente a discrepância era negativa em boa parte da faixa de temperatura entre 700°C e 600°C . Isto ocorre porque nesta faixa de temperatura, a porcelana se encontra em sua zona de transição; entre o estado líquido (acima da T_s , 700°C) e o estado sólido (abaixo da T_g , 600°C). No estado líquido (portanto com baixo módulo de elasticidade), as mudanças no volume do material acontecem com facilidade e rapidez, o que se traduz em um alto valor de α ³⁴. À medida que a temperatura diminui, a mobilidade dos átomos fica cada vez mais difícil, pois o deslocamento de cada átomo passa a requerer movimentos cooperativos dos átomos vizinhos, o que promove uma diminuição do seu coeficiente de contração, até que, abaixo da temperatura de transição vítrea (T_g), o material se torna sólido (com alto módulo de elasticidade). Enquanto a porcelana apresenta esta brusca mudança de propriedades entre 700°C e 600°C , as

alterações nas propriedades da zircônia são insignificantes nesta faixa de temperatura, pois a T_g da zircônia é da ordem de, aproximadamente, 1300°C.

No presente estudo, a porcelana apresentava um $\alpha_{\text{líquido}}$ de 24 ppm°C⁻¹ ⁴¹, o que promovia uma discrepância negativa de 13,8 ppm °C⁻¹, na temperatura de 700°C. Esta discrepância ia diminuindo gradativamente até chegar a uma discrepância nula a uma temperatura de 650 °C, abaixo da qual a discrepância ficava positiva. Embora boa parte da discrepância negativa tenha ocorrido em um momento em que a porcelana apresentava módulo de elasticidade muito baixo, seu efeito foi suficiente para promover a inversão no padrão de distribuição de tensão, de modo que os modelos com resfriamento rápido apresentaram distribuição de tensões compatível com condições de discrepância negativa entre coeficiente de contração térmica da zircônia e o da porcelana ($\alpha_{\text{zircônia}} < \alpha_{\text{porcelana}}$).

Os resultados de tensão nas porcelanas resfriadas rapidamente não apresentaram um padrão compatível com efeito têmpera, com compressão na superfície e tração no interior. O padrão observado tende a oferecer menos proteção à propagação de trincas, pois as regiões livres de tração, que apareciam nas porcelanas resfriadas lentamente, foram substituídas por regiões sem compressão. Além disso, as tensões de compressão presentes nas outras regiões apresentam valores bem menores do que aquelas observadas para o resfriamento lento. Entretanto, é interessante verificar que, em relação ao pico de tração, o resfriamento rápido promoveu picos menores do que aqueles observados para o resfriamento lento. Sendo no resfriamento rápido, 18,7 MPa no coping uniforme e 20,4 MPa no coping anatômico e no resfriamento lento, 32,8 MPa no coping uniforme e 33,3 MPa no coping anatômico). Isto poderia ser interpretado como um menor risco de falha se não fossem pelos aspectos negativos mencionados neste parágrafo.

Como os modelos resfriados rapidamente apresentavam um maior salto térmico efetivo (pois partiam de uma temperatura de 700°C, enquanto os modelos resfriados lentamente partiam de uma temperatura de 600°C) seria de se esperar maiores valores de tensão. Entretanto é importante lembrar que enquanto nos modelos resfriados lentamente a discrepância dos coeficientes era sempre positiva; nos modelos resfriados rapidamente existia uma faixa de temperatura com discrepância negativa e outra com discrepância positiva, que apresentavam efeitos contrários sobre as tensões.

Em resumo, os resultados deste trabalho sugerem que o resfriamento lento oferece vantagem em relação ao rápido por promover um padrão de distribuição de tensões menos propício à propagação de trincas nas regiões próximas aos contatos oclusais.

6.2 FORMATO DA INFRAESTRUTURA

Embora o delineamento do trabalho tenha sido conduzido de modo a contemplar todas as combinações dos fatores estudados (protocolo de resfriamento e desenho da infraestrutura), a discussão relacionada ao formato da infraestrutura será focada nos resultados obtidos pelo resfriamento lento, por ser o protocolo recomendado atualmente para coroas com infraestrutura de zircônia. Além disso, como os modelos resfriados rapidamente tiveram um resultado inverso àqueles dos modelos resfriados lentamente, sua discussão seria um tanto redundante.

O alto índice de sucesso relatado na literatura de trabalhos metalocerâmicos⁵⁰, demonstra que, mesmo em uma espessura fina, o coping metálico consegue dar o suporte necessário à porcelana de recobrimento. Entretanto, em peças com infraestrutura de zircônia, o uso de coping fino e uniforme tem sido questionado, por deixar uma camada de porcelana muito espessa em algumas regiões, aumentando o risco de lascamento^{14,15,24,51}. Assim, para coroas com coping em zircônia, estudos têm preconizado coping mais anatômico com o qual a camada de porcelana é que fica uniforme¹¹.

Estudos têm mostrado que grande parte dos lascamentos se inicia a partir de trincas geradas na região de contato oclusal que se propagam na porcelana provocando seu lascamento^{15,23-26,57-59}. A propagação da trinca será dificultada se existirem tensões residuais de compressão na porcelana.

Ao comparar as tensões térmicas residuais dos modelos resfriados lentamente é possível observar que na porcelana sobre coping anatômico existe uma maior área com valores negativos de σ_1 , que indicam ausência de tração. Além

disso, as tensões de tração são menores e as tensões de compressão maiores do que aquelas observadas para a porcelana sobre o coping uniforme. Todos estes aspectos tornam a porcelana sobre o coping anatômico menos susceptível à propagação de trincas e, conseqüentemente, menos susceptível ao lascamento.

A maior extensão da área com ausência de tração na região oclusal das porcelanas sobre o coping anatômico pode ser explicada pela diferença do perfil oclusal da interface zircônia-porcelana em corte longitudinal. Enquanto a interface do modelo uniforme apresenta um “V” mais fechado, com abertura correspondente a 1/4 da largura vestibulo-lingual da coroa; a interface do modelo anatômico apresenta abertura correspondente a 5/8 desta largura vestibulo-lingual. É possível observar que o “V” na interface do modelo anatômico é um pouco irregular, com uma pequena inflexão ao longo da sua extensão que deixa a porcelana com uma pequena concavidade, ao redor da qual existe uma área de tensões de tração. É bem provável que estas áreas de tração no meio da região sem tração tendessem a desaparecer caso o V da interface fosse totalmente regular.

Os menores valores de tração observados na porcelana sobre coping anatômico podem ser explicados pela menor espessura de porcelana. Durante o resfriamento, o coping tende a diminuir o seu diâmetro vestibulo-lingual mais do que a porcelana. Como as duas estruturas estão coladas, a porcelana será puxada pela infraestrutura, gerando tensões de compressão circunferenciais e tensões de tração na direção perpendicular à interface. Esta tensão de tração será tão maior quanto maior for a oposição oferecida pela porcelana ao puxão dado pelo coping. A porcelana mais fina do modelo anatômico apresenta portanto menos oposição e, conseqüentemente, menos tração.

Quando o carregamento oclusal foi simulado, notou-se um pequeno aumento das tensões de tração na face lingual da porcelana, exceto na região do sulco vestibulo-lingual do modelo uniforme. Neste sulco, a zona com σ_1 negativa, que antes (apenas tensões térmicas residuais) estava bem restrita à fossa central, se estendeu para a lingual, mas diminuiu a sua profundidade (no resultado de tensão térmica residual a zona cinza se estendia até a interface zircônia-porcelana e após o carregamento oclusal ficou limitada à região de sulco). Na face vestibular de ambos os modelos, observou-se aumento das tensões de tração na porção mais oclusal (exceto na área onde a carga foi aplicada) e diminuição da tração na região mais

cervical. O aumento da tração na lingual e diminuição na vestibular é explicada pela flexão que o dente sofre para vestibular, devido à direção da carga oclusal. Além disso, como as cargas foram aplicadas nas vertentes internas mais proximais, elas promoviam: (1) fechamento do sulco vestibulo-lingual, o que explica a extensão da zona sem tração no sulco lingual; e (2) abertura do sulco principal, o que explica o grande aumento de tração nas fossas proximais.

Em estudos laboratoriais, alguns autores justificaram o melhor comportamento de porcelanas sobre coping anatômico ao fato de que, por serem menos espessas, apresentariam um menor número de defeitos o que poderia contribuir com a redução do risco de lascamento^{14,51}. Outra vantagem apontada para a menor espessura de porcelana é que os lascamentos também são menores e, portanto, mais facilmente reparáveis, sem a necessidade de substituição da coroa protética²⁴. O resultado de um estudo clínico com 72 meses de acompanhamento⁵² também sugere vantagem no uso de coroas com coping anatômico, pois das 101 coroas avaliadas, apenas duas apresentaram lascamento, que é um percentual menor do que aquele observado em outros estudos clínicos de coroas com infraestrutura de zircônia^{5,60-63}. Portanto, a modificação do formato da infraestrutura parece contribuir para maior longevidade da peça quando em função.

6.3 CONSIDERAÇÕES FINAIS

A confecção de próteses exige a combinação de materiais com diferentes propriedades. Coroas em dentes posteriores tem geometria oclusal complexa e pode ser descrita de forma simplificada por um conjunto de planos, concavidades e convexidades⁵⁹. Autores^{22,33,59} afirmaram a importância da geometria da amostra na geração de tensões residuais. Assim, sempre que possível é interessante a utilização de modelos com geometria que se aproximem da realidade clínica⁶⁴. Muitos estudos^{4,13,19,20,44} tem utilizado espécimes de geometrias simplificada para analisar as tensões térmicas residuais na porcelana de cobertura. Geometrias mais simples são importantes na padronização de testes laboratoriais, contudo a

extrapolação destes resultados para a prática clínica se torna limitada além de dificultar a comparação de resultados com estudos que utilizam coroas.

O método de elementos finitos permitiu associar de forma sistemática alguns fatores importantes na ocorrência dos lascamentos. Autores²⁹, analisaram com o método de elementos finitos a tensão térmica residual gerada durante o resfriamento em razão da diferença do CETL e módulo de elasticidade do coping e porcelana utilizando 3 diferentes materiais de infraestrutura. No entanto, os autores não consideravam a severa mudança de propriedades quando o material atinge a T_g. No presente estudo, pode-se perceber a importância da representação dessa não-linearidade, já que os resultados foram fortemente influenciados por esta variável.

Um estudo recente¹⁷ utilizou ao método da indentação para verificar as tensões térmicas residuais advindas do resfriamento. Neste método é realizado um seccionamento da amostra para obtenção da superfície que será realizada a indentação, sendo que a direção do seccionamento preserva as tensões circunferenciais. O presente estudo permitiu a visualização destas tensões circunferenciais e sendo assim, de forma a validar os dados deste trabalho, investigações futuras utilizando este método, com as mesmas variáveis do presente estudo, seriam interessantes de serem realizadas.

Em relação, ao formato da infraestrutura, o presente estudo permitiu entender a influência não somente do formato da infraestruturas mas de como as concavidade e convexidades do coping podem influenciar na geração de tensões térmicas residuais. Dessa forma, poderemos, posteriormente, progredir neste tema visando o desenvolvimento de uma nova proposta de desenho de coping que privilegie a formação de áreas que gerem, prioritariamente, tensões compressivas na porcelana.

Por fim, outra questão abordada em trabalhos recentes^{12,13} e que pode contribuir para explicar a diferença do comportamento das coroas com coping de zircônia é a transformação martensística dos cristais de zircônia próximos à interface. Dependendo do protocolo de resfriamento, a tensão gerada pelo resfriamento poderia induzir a transformação do cristal para a fase monoclinica o que resultaria em uma mudança de volume de, aproximadamente, 4% na zircônia. Esse mecanismo não foi simulado no presente trabalho e poderá ser realizado em futuras investigações associado ao protocolo de resfriamento.

7 CONCLUSÕES

A hipótese de que o resfriamento rápido geraria maiores tensões de compressão na superfície externa da porcelana, e maior tensão de tração na região sub-superficial não foi confirmada. A distribuição observada nos modelos resfriados rapidamente tende a oferecer menos proteção à propagação de trincas, pois na face oclusal foram geradas regiões sem compressão. Além disso, as tensões de compressão presentes nas outras regiões apresentam valores bem menores do que aquelas observadas para o resfriamento lento.

A hipótese de que o formato anatômico favoreceria a distribuição de tensões da porcelana de recobrimento quando a coroa fosse solicitada pelo carregamento oclusal foi confirmada; enquanto a idéia de que o formato anatômico poderia gerar um padrão de tensões térmicas residuais menos favoráveis foi descartada. A porcelana sobre coping anatômico apresentou uma maior área com ausência de tração. Além disso, as tensões de tração presentes são menores e as tensões de compressão maiores do que aquelas observadas para a porcelana sobre o coping uniforme. Este padrão mais favorável se manteve após o carregamento oclusal.

Apesar das limitações dos modelos de elementos finitos, os resultados deste estudo elucidaram vários aspectos quando à distribuição das tensões térmicas residuais em espécimes de geometria compatível com a de uma coroa dental que ajudam a explicar o mecanismo de falha por lascamento (“chipping”) da porcelana de recobrimento aplicada sobre infraestrutura de zircônia Y-TZP.

REFERÊNCIAS¹

- 1 Della Bona A, Kelly JR. The clinical success of all-ceramic restorations. J Am Dent Assoc 2008;139:8S-13S.
- 2 Kelly JR, Denry I. Stabilized zirconia as a structural ceramic: an overview. Dent Mater 2008;24:289-98.
- 3 Guazzato M, Proos K, Quach L, et al. Strength, reliability and mode of fracture of bilayered porcelain/zirconia (Y-TZP) dental ceramics. Biomaterials 2004;25:5045-52.
- 4 Swain MV. Unstable cracking (chipping) of veneering porcelain on all-ceramic dental crowns and fixed partial dentures. Acta Biomater 2009;5:1668-77.
- 5 Sailer I, Feher A, Filser F, et al. Five-year clinical results of zirconia frameworks for posterior fixed partial dentures. Int J Prosthodont 2007;20:383-8.
- 6 Tinschert J, Schulze KA, Natt G, et al. Clinical behavior of zirconia-based fixed partial dentures made of DC-Zirkon: 3-year results. Int J Prosthodont 2008;21:217-22.
- 7 Fischer J, Stawarczyk B, Trottman A, et al. Impact of thermal misfit on shear strength of veneering ceramic/zirconia composites. Dent Mater 2009;25:419-23.
- 8 Scherrer SS, Quinn JB, Quinn GD, et al. Fractographic ceramic failure analysis using the replica technique. Dent Mater 2007;23:1397-404.
- 9 Anusavice KJ, DeHoff PH, Hojjatie B, et al. Influence of tempering and contraction mismatch on crack development in ceramic surfaces. J Dent Res 1989;68:1182-7.
- 10 DeHoff PH, Anusavice KJ, Vontivillu SB. Analysis of tempering stresses in metal-ceramic disks. J Dent Res 1996;75:743-51.
- 11 Tholey MJ, Swain MV, Thiel N. Thermal gradients and residual stresses in veneered Y-TZP frameworks. Dent Mater 2011;27:1102-10.

- 12 Tholey MJ, Swain MV, Thiel N. SEM observations of porcelain Y-TZP interface. *Dent Mater* 2009;25:857-62.
- 13 Mainjot AK, Schajer GS, Vanheusden AJ, et al. Influence of cooling rate on residual stress profile in veneering ceramic: measurement by hole-drilling. *Dent Mater* 2011;27:906-14.
- 14 Silva NR, Bonfante E, Rafferty BT, et al. Conventional and Modified Veneered Zirconia vs. Metallo-ceramic: Fatigue and Finite Element Analysis. *J Prosthodont* 2012;21:433-9.
- 15 Silva NR, Bonfante EA, Rafferty BT, et al. Modified Y-TZP core design improves all-ceramic crown reliability. *J Dent Res* 2011;90:104-8.
- 16 Taskonak B, Mecholsky JJ, Jr., Anusavice KJ. Residual stresses in bilayer dental ceramics. *Biomaterials* 2005;26:3235-41.
- 17 Baldassarri M, Stappert CF, Wolff MS, et al. Residual stresses in porcelain-veneered zirconia prostheses. *Dent Mater* 2012;28:873-9.
- 18 Belli R, Monteiro S, Jr., Baratieri LN, et al. A photoelastic assessment of residual stresses in zirconia-veneer crowns. *J Dent Res* 2012;91:316-20.
- 19 Mainjot AK, Schajer GS, Vanheusden AJ, et al. Influence of zirconia framework thickness on residual stress profile in veneering ceramic: Measurement by hole-drilling. *Dent Mater* 2012;28:378-84.
- 20 Mainjot AK, Schajer GS, Vanheusden AJ, et al. Influence of veneer thickness on residual stress profile in veneering ceramic: measurement by hole-drilling. *Dent Mater* 2012;28:160-7.
- 21 Millen CS, Reuben RL, Ibbetson RJ. The effect of coping/veneer thickness on the fracture toughness and residual stress of implant supported, cement retained zirconia and metal-ceramic crowns. *Dent Mater* 2012;Oct;28(10):e250-8.
- 22 Zhang Z, Zhou S, Li Q, et al. Sensitivity analysis of bi-layered ceramic dental restorations. *Dent Mater* 2012;28:6-14.
- 23 Bonfante EA, Rafferty B, Zavanelli RA, et al. Thermal/mechanical simulation and laboratory fatigue testing of an alternative yttria tetragonal zirconia polycrystal core-veneer all-ceramic layered crown design. *Eur J Oral Sci* 2010;118:202-9.

- 24 Rosentritt M, Steiger D, Behr M, et al. Influence of substructure design and spacer settings on the in vitro performance of molar zirconia crowns. *J Dent* 2009;37:978-83.
- 25 Coelho PG, Bonfante EA, Silva NR, et al. Laboratory simulation of Y-TZP all-ceramic crown clinical failures. *J Dent Res* 2009;88:382-6.
- 26 Silva NR, Bonfante EA, Zavanelli RA, et al. Reliability of Metalloceramic and Zirconia-based Ceramic Crowns. *J Dent Res* 2010;89:1051-6.
- 27 Belli R, Monteiro S, Jr., Baratieri LN, et al. A photoelastic assessment of residual stresses in zirconia-veneer crowns. *J Dent Res*;91:316-20.
- 28 Asaoka K, Tesk JA. Transient and residual-stress in a porcelain-metal strip. *J Dent Res* 1990;69:463-9.
- 29 Bonfante EA, Rafferty BT, Silva NR, et al. Residual thermal stress simulation in three-dimensional molar crown systems: a finite element analysis. *J Prosthodont* 2012;21:529-34.
- 30 Dehoff PH, Anusavice KJ. Analysis of tempering stresses in bilayered porcelain disks. *J Dent Res* 1992;71:1139-44.
- 31 Anusavice KJ, Gray AE. Influence of framework design, contraction mismatch, and thermal history on porcelain checking in fixed partial dentures. *Dent Mater* 1989;5:58-63.
- 32 Coffey JP, Anusavice KJ, DeHoff PH, et al. Influence of contraction mismatch and cooling rate on flexural failure of PFM systems. *J Dent Res* 1988;67:61-5.
- 33 DeHoff PH, Barrett AA, Lee RB, et al. Thermal compatibility of dental ceramic systems using cylindrical and spherical geometries. *Dent Mater* 2008;24:744-52.
- 34 Scherer G. Relaxation in glass and composites. Illustrated ed. New York: Wiley; 1986.
- 35 Nielsen JH, Olesen JF, Poulsen PN, et al. Simulation of residual stresses at holes in tempered glass: a parametric study. *Mat Struct* 2010;43:947-61.
- 36 Gardon. Glass science and technology: elasticity and strength in glasses. New York: Academic Press; 1980.

- 37 Dehoff PH, Anusavice KJ. Tempering stresses in feldspathic porcelain. J Dent Res 1989;68:134-8.
- 38 Anusavice KJ, Gray A, Shen C. Influence of initial flaw size on crack growth in air-tempered porcelain. J Dent Res 1991;70:131-6.
- 39 Anusavice KJ, Hojjatie B. Effect of thermal tempering on strength and crack propagation behavior of feldspathic porcelains. J Dent Res 1991;70:1009-13.
- 40 Asaoka K, Kuwayama N, Tesk JA. Influence of Tempering Method on Residual-Stress in Dental Porcelain. J Dent Res 1992;71:1623-7.
- 41 Gostemeyer G, Jendras M, Dittmer MP, et al. Influence of cooling rate on zirconia/veneer interfacial adhesion. Acta Biomater 2010;6:4532-8.
- 42 Durelli AJ RW. Introduction to photomechanics. Englewood Cliffs, NJ, USA: Prentice-Hall. ; 1965.
- 43 Tholey MJ, Swain MV, Thiel N. Thermal gradients and residual stresses in veneered Y-TZP frameworks. Dent Mater;27:1102-10.
- 44 Mainjot AK, Schajer GS, Vanheusden AJ, et al. Residual stress measurement in veneering ceramic by hole-drilling. Dent Mater 2011;27:439-44.
- 45 Tanaka CB RB, Jikihara AN, Cesar PF, Ballester RY, Meira JBC. Bilayered-crown versus dilayered-disc residual thermal stress distribution: finite element analysis. Dental Materials 2012.
- 46 DeHoff PH, Anusavice KJ. Viscoelastic finite element stress analysis of the thermal compatibility of dental bilayer ceramic systems. Int J Prosthodont 2009;22:56-61.
- 47 DeHoff PH, Anusavice KJ, Gotzen N. Viscoelastic finite element analysis of an all-ceramic fixed partial denture. J Biomech 2006;39:40-8.
- 48 Rocha EP, Anchieta RB, Freitas AC, et al. Mechanical Behavior of Ceramic Veneer in Zirconia-Based Restorations: A 3-Dimensional Finite Element Analysis Using Microcomputed Tomography Data. Journal of Prosthetic Dentistry 2011;105:14-20.

- 49 Toparli M, Sasaki S. Finite element analysis of the temperature and thermal stress in a postrestored tooth. *J Oral Rehabil* 2003;30:921-6.
- 50 Reitemeier B, Hansel K, Kastner C, et al. A prospective 10-year study of metal ceramic single crowns and fixed dental prosthesis retainers in private practice settings. *J Prosthet Dent* 2013;109:149-55.
- 51 Rafferty BT, Janal MN, Zavanelli RA, et al. Design features of a three-dimensional molar crown and related maximum principal stress. A finite element model study. *Dent Mater* 2010;26:156-63.
- 52 Poggio CE, Dosoli R, Ercoli C. A retrospective analysis of 102 zirconia single crowns with knife-edge margins. *J Prosthet Dent* 2012;107:316-21.
- 53 van der Bilt A, Tekamp A, van der Glas H, et al. Bite force and electromyography during maximum unilateral and bilateral clenching. *Eur J Oral Sci* 2008;116:217-22.
- 54 Asaoka K, Tesk JA. Viscoelastic deformation of dental porcelain and porcelain-metal compatibility. *Dent Mater* 1991;7:30-5.
- 55 DeHoff PH, Anusavice KJ. Viscoelastic stress analysis of thermally compatible and incompatible metal-ceramic systems. *Dent Mater* 1998;14:237-45.
- 56 Isgro G, Kleverlaan CJ, Wang H, et al. Thermal dimensional behavior of dental ceramics. *Biomaterials* 2004;25:2447-53.
- 57 Scherrer SS, Quinn GD, Quinn JB. Fractographic failure analysis of a Procera AllCeram crown using stereo and scanning electron microscopy. *Dent Mater* 2008;24:1107-13.
- 58 Scherrer SS, Quinn JB, Quinn GD, et al. Failure analysis of ceramic clinical cases using qualitative fractography. *Int J Prosthodont* 2006;19:185-92.
- 59 Rekow D, Thompson VP. Engineering long term clinical success of advanced ceramic prostheses. *J Mater Sci Mater Med* 2007;18:47-56.
- 60 Al-Amleh B, Lyons K, Swain M. Clinical trials in zirconia: a systematic review. *J Oral Rehabil* 2010;37:641-52.

- 61 Schmitter M, Mussotter K, Rammelsberg P, et al. Clinical performance of long-span zirconia frameworks for fixed dental prostheses: 5-year results. *J Oral Rehabil* 2012;39:552-7.
- 62 Schmitter M, Mussotter K, Rammelsberg P, et al. Clinical performance of extended zirconia frameworks for fixed dental prostheses: two-year results. *J Oral Rehabil* 2009;36:610-5.
- 63 Sax C, Hammerle CH, Sailer I. 10-year clinical outcomes of fixed dental prostheses with zirconia frameworks. *Int J Comput Dent* 2011;14:183-202.
- 64 De Jager N, Pallav P, Feilzer AJ. The influence of design parameters on the FEA-determined stress distribution in CAD-CAM produced all-ceramic dental crowns. *Dent Mater* 2005;21:242-51.