

Influência do formato da infraestrutura na tensão térmica residual de coroas: Análise tridimensional por elementos finitos

Bruno Rodrigues Reis – Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia – reisbrunor@gmail.com

Josete Barbosa Cruz Meira – Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo – josete.meira@gmail.com

Rafael Yague Ballester – Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo – ryb@usp.br

Carlos José Soares – Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia – carlosjsoares@umarama.ufu.br

Paulo Vinícius Soares – Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia – paulovsoares@yahoo.com.br

Resumo. O objetivo deste estudo foi verificar, através da análise por elementos finitos, a influência do formato da infraestrutura nas tensões térmica residuais (TTR) na porcelana de cobertura em coroas com infraestrutura de zircônia YTZ-P. Foram construídos modelos 3D de coroa com anatomia de um segundo molar inferior com dois diferentes formatos de infraestrutura: uniforme (IU) e anatômico (IA). Foi simulado o resfriamento dos espécimes a partir da temperatura de transição vítrea da porcelana (600°C) até a temperatura ambiente (25°C). Os materiais foram considerados homogêneos, lineares e elásticos. Foram analisadas as distribuições e direções das tensões máxima principal (σ_1) e mínima principal (σ_3) residuais (após resfriamento) na porcelana de cobertura. Os resultados demonstraram que em ambos os modelos foram geradas tensões compressivas na porcelana de cobertura. Contudo, 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). Concluiu-se que, a distribuição de tensão observada no modelo com IA pode contribuir para a diminuição do risco de lascamento da porcelana.

Palavras chave: Zircônia, Porcelana, Elementos finitos, Tensão térmica residual.

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 natural (Kelly, 2008). Entretanto, estudos clínicos têm demonstrado uma alta taxa de lascamento ou “chipping” da porcelana de recobrimento sobre infraestrutura de zircônia (Swain, 2009; Tinschert et al., 2008)

Trabalhos têm (Swain, 2009; Anusavice et al., 1989) apontado que o protocolo de resfriamento da prótese no laboratório influencia no processo do lascamento, principalmente, devido à propagação de trincas presentes na superfície oclusal advindas do contato com o antagonista. Assim, durante o resfriamento objetiva-se a obtenção de tensões compressivas na superfície da porcelana que compensem as trações geradas pelo carregamento oclusal. Autores (Tholey et al., 2011) têm indicado que para coroas com infraestrutura em zircônia um resfriamento lento é fundamental para geração tensões que reduzem o risco de lascamento da porcelana, visto que o protocolo de resfriamento lento permite o alívio das tensões geradas acima da temperatura de transição vítrea.

Somado ao resfriamento, outro fator relevante é que a literatura não é clara quanto à indicação do formato de infraestrutura mais adequado a coroa. A utilização de um formato de infraestrutura que forneça suporte para a porcelana de cobertura em áreas críticas, como a superfície proximal, é importante já que sob carregamento oclusal, a falta de suporte para a porcelana pode ser fator crítico no risco do lascamento. Contudo, mudanças na espessura do “coping” e porcelana influenciam também na geração de tensões térmicas residuais.

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 formatos de infraestrutura foram analisados de forma a entender a importância relativa disto sobre as tensões máximas principais (σ_1) e mínimas principais (σ_3) em coroas totalmente cerâmicas, com foco especial para as tensões na porcelana de recobrimento.

2. MATERIAIS E MÉTODOS

Foram construídos modelos 3D de coroa com anatomia de um segundo molar inferior com dois diferentes formatos de infraestrutura: uniforme (IU) e anatômico (IA). Como se tratava apenas de etapas laboratoriais não foram simulados dentina e esmalte. O desenho interno da coroa foi o mesmo para os dois tipos de infraestrutura (com coping anatômico e uniforme), sendo que foi simulada uma espessura oclusal de 2,5 mm e 2,00 mm para a 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 criando projeções que suportam a porcelana na porção proximal e oclusal. A análise da transferência de calor foi conduzida com um protocolo de resfriamento lento, na qual considera-se que toda a tensão gerada acima da temperatura de transição vítrea foi aliviada (resfriamento a partir de 600 °C). Esta análise fornece a variação de temperatura em função do tempo para cada região da coroa protética. Os dados de temperatura foram utilizados na análise da tensão térmica (Fig. 1). Para isto, foram considerados constantes os valores de módulo de elasticidade e coeficiente de poisson para ambos os materiais (porcelana e zircônia) durante o resfriamento. Os valores foram considerados constantes porque o protocolo de resfriamento foi simulado tendo início depois que a porcelana passa pela temperatura de transição vítrea (Tg), ou seja, a porcelana já não estaria sujeita as grandes diferenças de propriedades que ocorrem próximo a faixa de temperatura da Tg (700°C aproximadamente) (Anusavice et al. 1989). As propriedades térmicas e mecânicas utilizadas estão apresentadas na Tabela 1. Foi gerada uma malha no programa MSC-Patran 2008 com elementos tetraédricos de 4 nós (Fig. 2). O controle de malha foi realizado com ferramentas específicas do próprio programa.

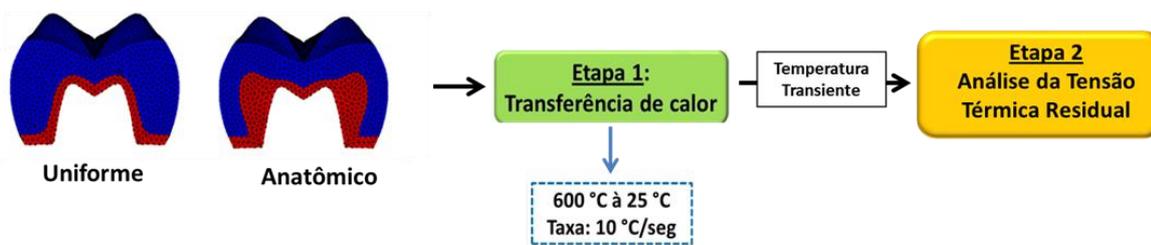


Figura 1. Esquema representativo das etapas da análise

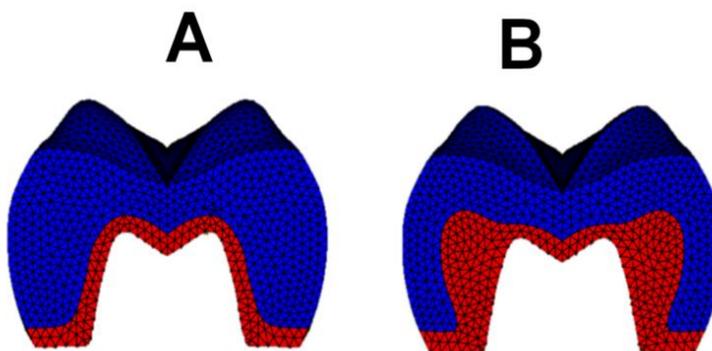


Figura 2. A- Representação de hemi-modelo para visualização da parte interna da coroa com coping uniforme. B- Representação de hemi-modelo para visualização da parte interna da coroa com coping anatômico. Infraestrutura em vermelho; porcelana em azul.

	Condutividade (W/mm °C)	Calor específico (J/kg °C)	Densidade (kg/mm ³)	Módulo de elasticidade (GPa)	Coefficiente de Poisson (ν)	Referências
Zircônia	2,0 x 10 ⁻³	450	6,0 x 10 ⁻⁶	205	0,30	Reitemeier 2013
Porcelana de recobrimento	1,5 x 10 ⁻³	840	2,4 x 10 ⁻⁶	69	0,21	Rafferty 2010

Tabela 1 - Propriedades térmicas e mecânicas da porcelana e zircônia

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.

3. RESULTADOS

A distribuição e magnitude da tensão máxima principal (σ_1) e da mínima principal (σ_3) estão apresentadas nas figuras 3, 4 e 5. A distribuição de σ_1 (Fig. 3) mostrou que as maiores tensões de tração na porcelana ocorrem nas proximidades do ângulo axio-pulpar da interface porcelana/zircônia, onde apresenta uma direção perpendicular à interface (Fig. 5); e na porção cervical externa próxima ao ângulo cavo-superficial, com direção paralela à superfície externa (Fig. 5). É possível notar também a existência de duas regiões da porcelana com valores negativos de σ_1 (em cor cinza escuro na figura 3), 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. A outra região da porcelana isenta de tração foi observada na porção cervical, circunscrevendo o ângulo gengivo-axial da interface porcelana/coping. 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.

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. Ao longo da interface porcelana/zircônia as tensões σ_3 apresentam uma direção, predominantemente, paralela à interface (Fig. 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.

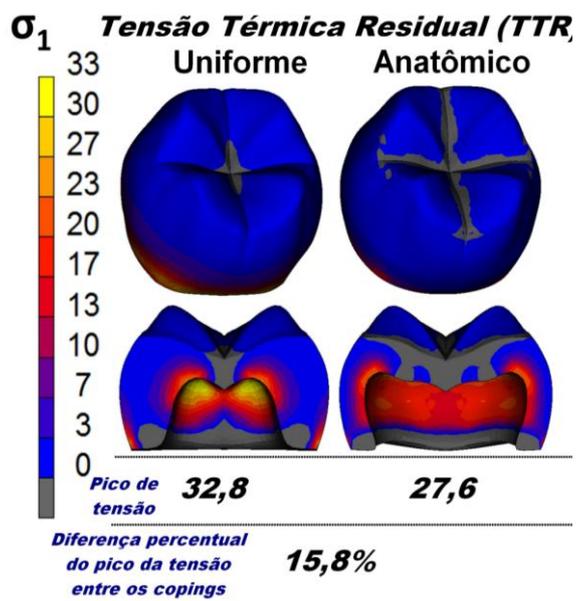


Figura 3 - Valores de tensão em MPa segundo o critério da máxima tensão principal (σ_1)

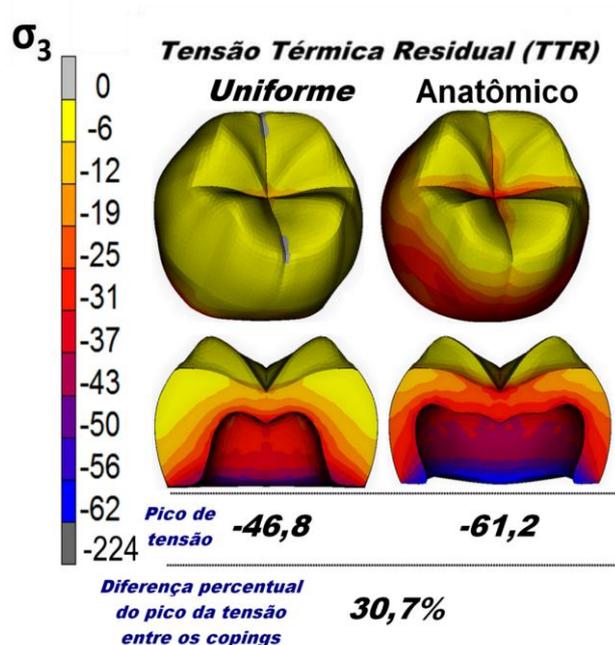


Figura 4- Valores de tensão em MPa segundo o critério da mínima tensão principal (σ_3).

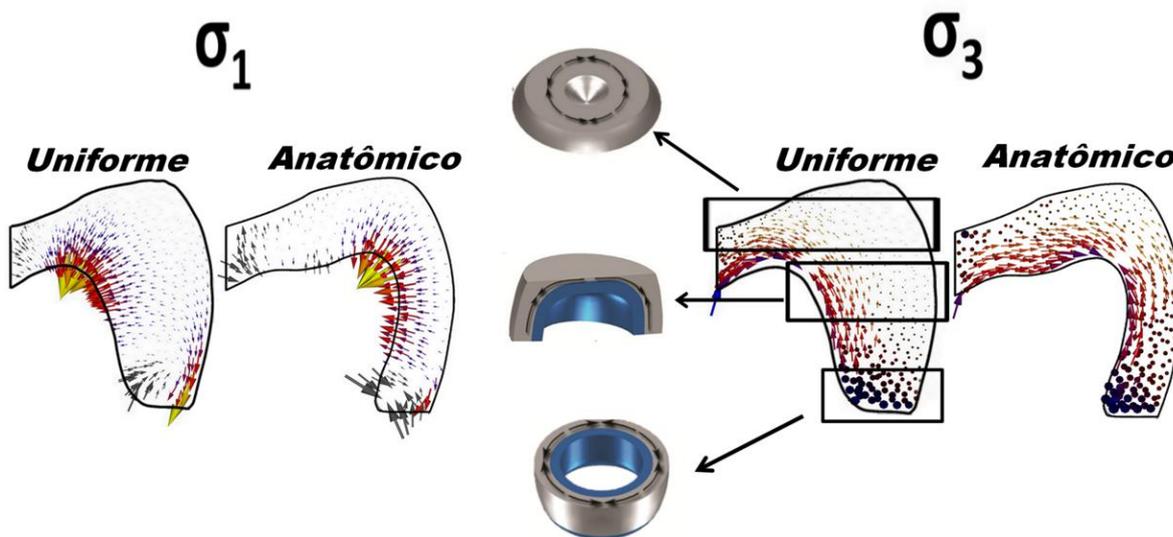


Figura 5- Direção dos vetores das máximas tensões principais. Do lado esquerdo as direções dos vetores da máxima principal e do lado direito a direção dos vetores da mínima principal.

4. CONCLUSÃO

Concluiu-se que, a distribuição de tensão observada no modelo com IA pode contribuir para a diminuição do risco de lascamento da porcelana já que maiores áreas com ausência de tensões de tração estão presentes na superfície oclusal e maiores valores de tensões compressivas (σ_3) estão presentes quando comparado com as de IU.

5. REFERÊNCIAS

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

Kelly JR, Denry I. Stabilized zirconia as a structural ceramic: an overview. *Dent Mater* 2008;24:289-98.

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.

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.

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.

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

Tholey MJ, Swain MV, Thiel N. Thermal gradients and residual stresses in veneered Y-TZP frameworks. *Dent Mater* 2011;27:1102-10.

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.

5. ABSTRACT

The objective of this study was 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. Tridimensional models of second lower molar veneered zirconia crowns were built with two different core designs: uniform (U) or anatomic (A). A slow cooling protocol (600 °C - 25°C) was simulated. The maximum (σ_1) and minimum (σ_3) principal stresses at the porcelain were analyzed. The results showed that 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). Therefore, the anatomic design in slowly cooled models showed stress distribution more favorable to prevent porcelain chipping.

6. RESPONSABILIDADE PELAS INFORMAÇÕES

Os autores são os únicos responsáveis pelas informações incluídas neste trabalho.