

CAROLINA SANTOS SANTANA FERREIRA

**Influência da contração de polimerização de resinas  
compostas no comportamento mecânico de raízes  
enfraquecidas sob carga estática**

VITÓRIA  
2015

CAROLINA SANTOS SANTANA FERREIRA

**Influência da contração de polimerização de resinas  
compostas no comportamento mecânico de raízes  
enfraquecidas sob carga estática**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Clínica Odontológica da Universidade Federal do Espírito Santo, como requisito parcial para obtenção do título de Mestre em Clínica Odontológica.

Área de concentração: Dentística

Orientador: Prof. Dra. Jackeline Coutinho Guimarães

Universidade Federal do Espírito Santo

VITÓRIA

2015

# CAROLINA SANTOS SANTANA FERREIRA

## **Influência da contração de polimerização de resinas compostas no comportamento mecânico de raízes enfraquecidas sob carga estática**

Dissertação defendida e aprovada pela Banca Examinadora designada pelo Colegiado do Programa de Pós-Graduação em Clínica Odontológica da Universidade Federal do Espírito Santo, como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de "**Mestre em Clínica Odontológica**".

Vitória, 22 de dezembro de 2015.

---

Profa. Dra. Selva Maria Gonçalves Guerra  
Coordenadora do Programa de Pós-Graduação em Clínica Odontológica

### BANCA EXAMINADORA

---

Profa. Dra. Jackeline Coutinho Guimarães - (UFES)

Orientadora

---

Prof. Dr. Anuar Antonio Xible - (UFES)

Membro

---

Prof. Dra. Claudia Machado de Almeida Mattos - (UFES)

Membro

*A Deus, que me deu força e sabedoria para vencer!*

*Aos meus pais, por todo amor, carinho e incentivo  
em todos os momentos, ofereço este trabalho.*

*Sem eles, eu jamais teria conseguido!*

## **AGRADECIMENTOS**

A Deus, que durante toda essa jornada conduziu-me sob sua proteção. Colocou anjos no meu caminho para ajudar-me a vencer os obstáculos e seguir em frente. Deu-me coragem, discernimento e força para lutar.

Aos meus pais, Sandra e Julio, e aos meus irmãos, Marina e Julinho, pela compreensão e colaboração, pelas palavras de conforto e carinho, pelo apoio integral, por todo amor e cuidado comigo, e além de tudo por acreditarem sempre em mim.

A professora Dra. Jackeline Coutinho Guimarães, pela orientação deste trabalho. Pelos conselhos de apresentação, e todos os ensinamentos como os de fotografia odontológica e prática clínica.

A professora Dra. Claudia Machado de Almeida Mattos, pela paciência em tirar todas as minhas dúvidas e fazer entender da melhor maneira possível essa metodologia difícil na área da biomecânica. Pela disponibilidade e pronta ajuda SEMPRE que precisei! Pelas palavras de apoio e incentivo. Por nunca deixar-me desanimar. Tenho uma enorme admiração pela grande profissional que é, e mais ainda pela pessoa humana, justa e tão sensata. Que da forma mais simples, clara e objetiva consegue esclarecer os assuntos mais complexos, tudo isso porque ensinar é o seu grande dom.

Ao engenheiro civil Ítalo Gustavo Ribeiro Dutra, pela participação fundamental e indispensável no processamento dos modelos.

Ao professor Dr. Anuar Antonio Xible, por participar da minha qualificação e defesa, auxiliando no refinamento deste trabalho.

Aos amigos do mestrado, em especial Eline, Isabela e Douglas, pelo companheirismo, cumplicidade e acolhimento. Nossa amizade foi muito importante para mim, pois com eles por perto não me senti sozinha nessa estrada.

Ao professor Dr. José Augusto Carvalho, pela disponibilidade e pronta ajuda em corrigir gramaticalmente minha dissertação com muito empenho e apuro.

Aos meus familiares e amigos de infância, por compreenderem as minhas ausências, me distraírem e tornar mais leve esse período de muito estudo.

A todos os professores do Mestrado e funcionários da UFES, pela dedicação. E à Fundação de Amparo à Pesquisa do Espírito Santo (FAPES) pelo apoio financeiro.

Meus sinceros agradecimentos!

## RESUMO

A reconstrução cervical prévia de raízes enfraquecidas de dentes com tratamento endodôntico por meio de materiais adesivos tem sido sugerida, devido às propriedades mecânicas favoráveis desses materiais. Contudo a contração de polimerização da resina composta deve ser minimizada, para garantir uma adesão adequada. Este estudo teve como objetivo investigar, por meio do método dos elementos finitos, a influência da utilização de resinas compostas de diferentes graus de contração de polimerização no comportamento mecânico de raízes enfraquecidas de dentes tratados endodonticamente, após a reconstrução intrarradicular por técnica adesiva. O programa Ansys® 12.0 (Canonsburg, PA, EUA) foi utilizado para modelagem e processamento. Foram confeccionados 2 modelos geométricos tridimensionais distintos, representando um incisivo central superior com raiz enfraquecida, restaurado com pino/núcleo/coroa cerâmica e paredes radiculares reconstruídas internamente com: resina híbrida fotopolimerizável (Filtek Z250-3M ESPE, MN, EUA)(Modelo 1 - pino anatômico); resina de baixa contração fotopolimerizável (Surefil SDR-Dentispaly, DE, EUA) (Modelo 2A - técnica direta); ou resina para núcleo de preenchimento de polimerização dual (Clearfil DC Core Automix – Kuraray Medical Inc., Tokyo, Japão) (Modelo 2B - técnica direta). Uma carga estática de 100N foi aplicada na superfície palatina dos três modelos. A distribuição das tensões máximas ( $S1$ ) e mínimas ( $S3$ ) nos três modelos foi analisada na raiz isolada, na reconstrução e no cimento. As tensões  $S1$  e  $S3$  nas raízes, e as tensões  $S1$  na reconstrução e no cimento apresentaram um padrão de distribuição semelhante entre os modelos, sendo sua magnitude muito maior nos Modelos 2A e 2B. Apenas as tensões  $S3$  na reconstrução e no cimento apresentaram um padrão de distribuição variável entre os três modelos. A magnitude das tensões  $S1$  na raiz indicou possibilidade de falha na dentina radicular com carga estática à tração nos dois modelos que simularam a contração de polimerização, ou seja, os Modelos 2A e 2B. A análise das tensões apontou um prognóstico desfavorável para as reconstruções de raízes fragilizadas pela técnica direta, devido à possibilidade de falha nas interfaces adesivas. Quando necessária, a reconstrução deve ser realizada com resina composta híbrida fotopolimerizável pela técnica do pino anatômico.

**Palavras-chave:** Materiais restauradores do canal radicular. Resinas compostas. Análise de elemento finito. Análise do estresse dentário. Polimerização.

## ABSTRACT

Prior cervical reconstruction of weakened teeth roots with endodontic treatment by means of adhesives has been suggested due to the favorable mechanical properties of these materials. However, the polymerization shrinkage of the composite resin should be minimized to ensure adequate adhesion. This study aimed to investigate, through the finite element method, the influence of the use of composite resins of different degrees of polymerization shrinkage in the mechanical behavior of weakened roots of endodontically treated teeth, after intra root reconstruction by adhesive technique. The software Ansys® 12.0 (Canonsburg, PA, USA) was used for modeling and processing. Two distinct three-dimensional geometric models were produced, representing a central maxillary incisor with weakened root restored with post / core / ceramic crown and root canal dentine walls reconstructed internally with: light-cured hybrid resin (Filtek Z250-3M ESPE, MN, USA) (Model 1 - anatomic post); low-shrinkage light-cured resin (Surefil SDR-Dentispaly, DE, USA) (Model 2A - direct technique); or core resin dual-cured (Clearfil DC Core Automix - Kuraray Medical Inc., Tokyo, Japan) (Model 2B - direct technique). A static load of 100N was applied to the palatal surface of the three models. The distribution of the maximum (*S1*) and minimum (*S3*) stress in the three models was analyzed in the isolated root, at reconstruction and cement. *S1* and *S3* stress at roots and *S1* stress at reconstruction and cement demonstrated a similar distribution pattern among the models, with greater magnitude in Models 2A and 2B. Only *S3* stress at reconstruction and cement presented a variable distribution pattern among the three models. The magnitude of *S1* stress at root indicated possibility of failure in the root dentin with a static load in both models which simulated the polymerization shrinkage, in Models 2A and 2B. The analysis of stress revealed an unfavorable prognosis for the reconstruction of weakened roots by the direct technique, due to the possibility of failure in the adhesive interfaces. When necessary, reconstruction should be performed with hybrid composite resin light-cured by the anatomic post technique.

**Keywords:** Root canal filling materials. Composite resins. Finite element analysis. Dental stress analysis. Polymerization.



## LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1 -	Esquema com as dimensões utilizadas na simulação do defeito radicular. ....	25
FIGURA 2 -	Modelo Geométrico. ....	27
FIGURA 3 -	Malha discretizada e local de carregamento na superfície palatal. ....	29
FIGURA 4 -	Diagrama de distribuição das tensões S1 (MPa) nos três modelos: a, b, c: raiz isolada; d, e, f: região da reconstrução; g, h, i: cimento. (corte sagital – plano YZ). ....	33
FIGURA 5 -	Diagrama de distribuição das tensões S3 (MPa) nos três modelos: a, b, c: raiz isolada; d, e, f: região da reconstrução; g, h, i: cimento. (corte sagital – plano YZ: a, d, e, f, g; perspectiva lingual: b, c, h, i).....	34

## LISTA DE TABELAS

TABELA 1 -	Propriedades dos materiais representados nos modelos tridimensionais.....	28
TABELA 2 -	Magnitude e distribuição das tensões S1 e S3 nos três modelos (MPa).....	32

## SUMÁRIO

<b>1. INTRODUÇÃO GERAL</b> .....	12
<b>2. OBJETIVOS GERAIS</b> .....	20
<b>3. ARTIGO (Versão em Português)</b> .....	21
3.1 RESUMO.....	22
3.2 INTRODUÇÃO .....	23
3.3 MATERIAIS E MÉTODOS .....	24
3.4 RESULTADOS .....	30
3.5 DISCUSSÃO .....	35
3.6 CONCLUSÃO .....	39
3.7 REFERÊNCIAS .....	39
<b>4. CONCLUSÕES GERAIS</b> .....	48
<b>5. REFERÊNCIAS GERAIS</b> .....	49
<b>ANEXO A</b> .....	57
Normas da revista <b>Journal of Dentistry</b> .....	57
<b>APÊNDICE A</b> .....	64
FIGURAS.....	64

# 1. INTRODUÇÃO GERAL

O tratamento endodôntico possibilitou o restabelecimento funcional de dentes acometidos por cáries profundas ou grandes destruições coronárias, aumentando consideravelmente a viabilidade da manutenção de dentes que, no passado, seriam extraídos (SAPONE; LORENCKI, 1981). Os dentes tratados endodonticamente são mais sujeitos à fratura radicular, fato observado clinicamente e suportado por evidências de estudos retrospectivos (FENNIS et al., 2002; GHER JR et al., 1987; SORENSEN; MARTINOFF, 1984). A menor resistência desses dentes se deve principalmente à redução estrutural (LELES; SOUZA; BUSATO, 2004). A remoção progressiva do tecido dentário, desde a abertura do acesso ao canal até o preparo cavitário com finalidade de restauração protética, diminui progressivamente a rigidez e a resistência do dente (HUSSAIN; MCDONALD; MOLES, 2007; LANG et al., 2006). Dessa forma, aumenta progressivamente o risco de fratura dos dentes, com tratamento endodôntico, em comparação com um dente sadio (DIETSCHI et al., 2007).

Além do tratamento endodôntico, esses dentes podem apresentar grande perda de estrutura coronária original, provocada por cárie, traumatismo ou restaurações extensas (JOHNSON et al., 2000). A quantidade de dentina remanescente pode ser considerada como o fator mais importante para a manutenção da resistência estrutural do dente e para a redução do risco de fratura radicular (MARCHI et al., 2003; MORGANO, 1996). A dentina é o tecido que confere resistência ao dente, suporta e transmite as cargas funcionais ao ligamento periodontal e à base óssea. Dentes unirradiculares tratados endodonticamente representam um desafio para a odontologia restauradora, pois a restauração final deve reforçar a estrutura remanescente do dente e, ao mesmo tempo, possibilitar máxima resistência e retenção do sistema de pino/núcleo selecionado (MENDOZA et al., 1997).

A quantidade de estrutura dentária coronária remanescente é um fator crucial que designa o tipo de restauração definitiva para um dente tratado endodonticamente. Quando o dano coronário é mínimo, a inserção de um pino intrarradicular não oferece nenhuma vantagem de resistência à fratura, em relação à restauração sem pino intrarradicular (HEYDECKE; BUTZ; STRUB, 2001). No entanto a colocação de um pino é muitas vezes necessária em uma estrutura coronária

severamente danificada para proporcionar retenção suficiente para a coroa (ROBBINS, 2002; SCHWARTZ; ROBBINS, 2004).

Para a reabilitação protética dos dentes tratados endodonticamente são utilizados geralmente dois tipos de sistemas de pino/núcleo com características diferentes (SAUPE; GLUSKIN; RADKE JR, 1996). O sistema de pino/núcleo individualizado metálico fundido, que reproduz intimamente a morfologia do canal radicular, personalizando comprimento, largura e seção transversal (MORGANO; MILOT, 1993). E o sistema de pino pré-fabricado, constituído de aço inoxidável ou resina reforçada por fibras de carbono, quartzo ou vidro, cimentado no interior do conduto e associado a um núcleo coronário geralmente em resina composta. A resistência ao deslocamento, sob a ação das forças mastigatórias, é dependente de uma combinação de fatores como preparo do conduto, agentes cimentantes e configuração interna da raiz. Um pino com paredes paralelas bem adaptado é considerado o tipo mais retentivo e que, de modo geral, gera menores níveis de tensão na raiz (MENDOZA et al., 1997). A retenção dos pinos pré-fabricados é ainda incrementada pela cimentação adesiva (MENDOZA; EAKLE, 1994).

No sistema metálico fundido, quando se trata de raízes enfraquecidas, com canais muito amplos, a forma cônica do pino associada ao alto módulo de elasticidade dos metais, que torna o pino muito rígido quando comparado aos tecidos circundantes, provoca um efeito de cunha, aumentando o risco de fratura radicular (BONFANTE et al., 2007; LELES; SOUZA; BUSATO, 2004). Isso acontece porque o pino, além de reter a coroa protética, tem a função de receber as cargas mastigatórias e repassá-las à dentina remanescente que, por sua vez, as dissipa ao ligamento periodontal e ao osso. Pinos constituídos de um material pouco flexível fazem com que todas as cargas por ele recebidas sejam imediatamente transmitidas à dentina, gerando áreas de concentração de tensões sobre as paredes radiculares. Quanto maior a rigidez do pino, maior é essa possibilidade. Se as tensões produzidas ultrapassarem o limite de resistência da dentina, o resultado é a fratura radicular (MEZZOMO; MASSA, 2006).

Pinos estéticos de fibra não metálicos têm sido cada vez mais utilizados para a restauração radicular porque o seu módulo de elasticidade é comparável ao da dentina, resultando na redução de fraturas de raiz ou um padrão de fratura mais favorável (AKSORNMUANG et al., 2005; BOSCHIAN et al., 2002; BOUILLAGUET et al.,

2003; CORMIER; BURNS; MOON, 2001; FERRARI; VICHI; GRANDINI, 2001; FOKKINGA et al., 2004).

Por outro lado, pinos pré-fabricados com paredes paralelas não se adaptam perfeitamente à forma muito ampla do canal na região cervical da raiz, levando a uma menor retenção e à maior instabilidade do pino (MOOSAVI; MALEKNEJAD; KIMYAI, 2008; SCHMAGE et al., 2009). O espaço que permanece entre o pino e as paredes do canal é preenchido por cimento e, se este não tem boa resistência à compressão, tende a falhar com o carregamento mastigatório repetitivo (MENDOZA et al., 1997). Quando o cimento começa a fraturar, a retenção do pino é comprometida; se o pino não se solta completamente, o risco de fratura da raiz é ainda maior, pois o pino instável sofre pequenos deslocamentos dentro do canal durante a mastigação (SANTOS et al., 2010).

De acordo com Mendoza et al. (1997), a restauração de um dente enfraquecido não pode ser realizada somente pelo pino e núcleo, independentemente do sistema utilizado. A porção cervical do dente é submetida a esforços de compressão, tração e torção significativos durante a função. Presume-se que esses esforços possam levar à fadiga gradual das paredes radiculares, aumentando a possibilidade de fratura com o tempo. Portanto a reabilitação estrutural prévia da raiz enfraquecida é de importância crítica para assegurar o sucesso do tratamento restaurador do dente desvitalizado.

Com o propósito de melhorar o prognóstico de raízes estruturalmente comprometidas, a reconstrução intrarradicular, por meio de restauração adesiva de resina composta fotopolimerizável, tem sido proposta para aumentar a espessura interna e, conseqüentemente, reduzir o diâmetro do canal (GONCALVES et al., 2006; GRANDINI; SAPIO; SIMONETTI, 2003; KINA; BRUGUERA, 2008; LUI, 1994a). Assim, a dimensão interna da raiz é reconstruída por meio de um colar de resina composta aderido à dentina. A resina composta aumenta a espessura diametral da parede da raiz, medida da superfície externa até a interface com o pino posicionado no interior do canal (SAUPE; GLUSKIN; RADKE JR, 1996). O comportamento favorável em razão da adesão bem como a boa resistência à tração e ao cisalhamento conferem à resina composta um excelente potencial para reconstruir clinicamente raízes com paredes delgadas. Contudo a influência da contração da resina composta durante a fotopolimerização deve ser minimizada, para que se possa garantir o reforço das paredes

através da adesão (CALHEIROS et al., 2006; LAZARCHIK et al., 2007; TERRY; LEINFELDER, 2006;).

A profundidade de polimerização das resinas compostas no interior dos condutos também é uma preocupação, até mesmo quando se utiliza um pino plástico fototransmissor. Lui (1994b), pouco depois de publicar um estudo sobre a aplicação da técnica de reforço radicular, conduziu um estudo sobre a eficácia da técnica na polimerização das resinas profundamente em canais simulados. Nesse estudo, a profundidade de polimerização, através dos pinos fototransmissores, foi comparada à daquela alcançada pelo método convencional. Seis diferentes diâmetros de pinos foram investigados: 1,05; 1,20; 1,35; 1,50 e 1,65mm. De modo geral, quanto maior o diâmetro do pino, maior a profundidade de polimerização. Apesar das diferenças significantes encontradas entre os controles e todas as dimensões dos pinos analisadas, bem como entre os vários diâmetros entre si, o autor concluiu que é possível alcançar a profundidade de cura necessária, maior que 11mm apicalmente, utilizando o pino fototransmissor.

A maioria das resinas compostas atuais requer fotoativação para que ocorra a polimerização. Variáveis que afetam a quantidade de energia luminosa que atinge a camada de resina, como a cor, a distância da fonte de luz e a intensidade da luz, podem interferir na fotopolimerização. Desse modo, além da contração de polimerização, outro fator que interfere no resultado das restaurações de resina composta intrarradiculares é a qualidade da fotopolimerização em razão da profundidade da camada e da dificuldade de acesso da luz ao interior dos canais. Esse problema também pode ser evitado por meio da técnica do “pino anatômico”, que permite uma polimerização adicional da resina composta fora da boca (GRANDINI; SAPIO; SIMONETTI, 2003). Um pino de fibra, combinado com um cimento de polimerização dual, foi cimentado adesivamente a um canal amplo, de seção elíptica. Previamente à cimentação, o pino foi inserido no canal isolado e reembasado com resina fotopolimerizável, para adquirir a forma personalizada do canal. Depois disso, o pino foi removido e cimentado, procedimento que possibilitou melhor adaptação às paredes do canal, reduzindo, portanto, a quantidade de cimento necessária.

Cornachia (2005) complementa afirmando que a grande vantagem do procedimento restaurador indireto, no caso da utilização de resinas, é a eliminação da contração de polimerização do material restaurador no dente que está sendo restaurado,

restando apenas aquela da camada delgada de cimento resinoso de fixação da restauração.

Bonfante et al. (2007) descreveram uma técnica semelhante, que utiliza a modelagem do pino de fibra de vidro, no interior do conduto isolado, com resina composta de baixa viscosidade e pinos acessórios, onde os vários componentes da restauração (adesivo, cimento, reforço e pino) constituem um complexo estrutural mecanicamente homogêneo. A esse sistema de restauração em monobloco, com o emprego de materiais adesivos com propriedades físicas semelhantes às da dentina, tem sido atribuído um comportamento similar ao de uma raiz íntegra. E complementaram que o “pino anatômico” reproduz a forma do canal, reduz a espessura do cimento e previne falhas adesivas.

Para Feilzer, de Gee e Davidson (1987), a tensão residual gerada na polimerização das resinas compostas é função da forma da restauração, descrita como o Fator de Configuração da Cavidade (Fator-C), ou seja, a razão entre as superfícies aderidas e livres. Ao restaurar dentes tratados endodonticamente com raízes fragilizadas, o espaço entre o pino e as paredes do conduto cria uma situação desfavorável para a colocação direta do pino intracanal, exigindo um grande volume de resina ou cimento resinoso para preenchimento total do conduto (KINA; BRUGUERA, 2008). Nessa situação, considerando-se o conduto como uma caixa de cinco paredes, cujo preenchimento não pode ser por incrementos, o Fator-C interno seria muito alto, sem a possibilidade de liberação da tensão residual, prejudicando a resistência adesiva.

No espaço do pino, a quantidade de resina é reduzida quando um pino de fibra é inserido dentro da cavidade, em comparação com uma resina composta que preenche inteiramente o espaço do pino. Uma redução na quantidade de resina composta pode resultar em menos tensão de contração (BRAGA et al., 2006). Por outro lado, o Fator-C aumenta enormemente quando um pino de fibra é inserido. As superfícies aderidas incluem tanto a dentina do canal radicular quanto a superfície do pino de fibra. Tem sido relatado que o Fator-C em cavidades endodônticas de pinos cimentados pode exceder 200, ao passo que o Fator-C de uma restauração intracoronária está em torno de apenas 1-5 (BOUILLAGUET et al., 2003).

Segundo Dauvillier, Aarnts e Feilzer (2000), além do Fator-C, a natureza do material pode influenciar a contração de polimerização, bem como suas propriedades



visco-elásticas. Numa dada configuração, materiais menos rígidos e de reação de polimerização mais lenta podem apresentar maior habilidade para escoar nos estágios precoces da polimerização, reduzindo o dano à interface adesiva (DAVIDSON; FEILZER, 1997; FEILZER; DE GEE; DAVIDSON, 1987, 1990a, b; MEHL; HICKEL; ZUNZELMANN, 1997).

Segundo Chen et al. (2001), a contração de polimerização é um dos problemas mais críticos dos materiais estéticos à base de resina composta, que podem levar à perda da restauração por falha da interface adesiva. A tensão de contração é considerada como sendo um fenômeno multifatorial, e pode ser afetada por fatores como o volume da resina, a configuração da cavidade, o módulo de elasticidade e a fluidez da resina composta (BOARO et al., 2014; BRAGA; BALLESTER; FERRACANE, 2005; KLEVERLAAN; FEILZER, 2005; SOARES et al., 2013). Apesar da possibilidade de se conseguirem valores elevados de união adesiva que poderia contornar a contração de polimerização até certo ponto, a microinfiltração e a formação de gaps na interface dentina/restauração ainda são fenômenos presentes na clínica (IRIE; SUZUKI; WATTS, 2002).

Desde que Lui (1994a) sugeriu o uso de resinas compostas no reforço radicular de dentes endodonticamente tratados, os materiais e técnicas têm sido mais bem estudados e modificados no sentido de diminuir a contração de polimerização das resinas compostas (CALHEIROS et al., 2006; CHOI; CONDON; FERRACANE, 2000; DA SILVA et al., 2007; SAKAGUCHI; BERGE, 1998).

Segundo Cadenaro et al. (2008), a tendência atual de desenvolvimento das resinas compostas levou ao aparecimento de novos materiais com cargas modificadas e melhores matrizes de resina, com o propósito de melhorar as propriedades mecânicas e diminuir a contração de polimerização. As propriedades da ligação dente/resina também melhoraram com as pesquisas na área de adesivos, embora a possibilidade de se alcançarem altos valores de adesão a ponto de compensar a contração de polimerização ainda não tenha sido realizada. Se o grau de polimerização não for considerado, a contração volumétrica depende principalmente da composição química da matriz de resina e da porcentagem de carga, enquanto a tensão residual e o escoamento (habilidade de liberar a tensão) são determinados pelo módulo de elasticidade do material. Melhorias nas resinas convencionais tipo bis-GMA, através da adição de novos monômeros em combinação com melhores tipos de carga, produziram materiais

de baixa contração, sem alteração das propriedades mecânicas. Esse fato foi comprovado pelos referidos autores, em seu estudo que avaliou a contração de polimerização de três tipos de resinas compostas fotopolimerizáveis de acordo com sua composição (micro-híbrida, nanoparticulada e resina de baixa contração). Para os autores, idealmente, resinas livres de contração representariam a solução para os problemas decorrentes das tensões residuais.

Com a tendência atual de se buscarem compósitos de “baixa contração”, o primeiro conceito de massa de preenchimento fluida de baixa contração foi introduzido com a resina Surefil® SDR™ (*Stress Decreasing Resin*; Dentsply, DE, EUA). Esse material contém um modulador de fluxo de polimerização, quimicamente incorporado no centro da estrutura do monômero da resina polimerizável SDR™, para reduzir a contração de polimerização. O modulador tem um peso molecular elevado que permite uma flexibilidade conformacional da estrutura de polímeros da resina SDR™ (Scientific Compendium SureFil® SDR® flow – Dentsply International, 2011). Sua alta translucidez promove a transmissão da luz e, assim, permite a polimerização adequada de uma espessura de até 4mm (CZASCH; ILIE, 2013).

Apesar da existência de vários materiais e diferentes técnicas para a reconstrução protética dos dentes tratados endodonticamente com raízes enfraquecidas, a preservação e a restauração desses dentes severamente debilitados, sem suporte dentinário adequado no terço cervical do canal radicular, são procedimentos difíceis e de prognóstico duvidoso. O comportamento mecânico dessas raízes, após a reconstrução radicular, quando submetidas às forças mastigatórias, é um assunto complexo. Estudos científicos comparativos, ensaios mecânicos e estudos clínicos de acompanhamento longitudinal sobre o desempenho dos materiais e técnicas disponíveis para a reconstrução radicular, no que se refere à resistência e à longevidade, são importantes para fornecer os subsídios científicos necessários para a tomada de decisão clínica.

Nesse contexto, o objetivo deste estudo foi investigar, por meio do método dos elementos finitos, a influência da utilização de resinas compostas de diferentes contrações de polimerização na reconstrução adesiva de raízes fragilizadas com tratamento endodôntico, avaliando seu comportamento mecânico.

Para o desenvolvimento dos modelos geométricos deste estudo, foram utilizados os modelos geométricos previamente desenvolvidos (MATTOS et al., 2012), nos quais foram feitas pequenas alterações para que fossem obtidos modelos compatíveis com o material restaurador empregado. Este trabalho foi redigido em formato de artigo científico, em conformidade com as normas da revista **Journal of Dentistry** (Anexo A). O artigo na versão em português apresenta-se escrito de acordo com as normas da referida revista, porém as figuras e tabelas foram inseridas no decorrer do texto. No artigo em inglês (Apêndice A), as normas da revista foram respeitadas em sua totalidade.

## 2. OBJETIVOS GERAIS

O objetivo deste trabalho foi avaliar, pelo método de elementos finitos (MEF), o comportamento mecânico de raízes enfraquecidas de dentes tratados endodonticamente, após a reconstrução intrarradicular por técnica adesiva, variando-se a resina com relação à contração de polimerização (resina híbrida fotopolimerizável, resina de baixa contração fotopolimerizável, e resina para núcleos de preenchimento de polimerização dual).

Especificamente, pretendeu-se:

- (A) Comparar a distribuição de tensões, sob carga estática, em três modelos de dentes tratados endodonticamente com raízes reconstruídas com resina composta, variando-se o grau de contração de polimerização;
- (B) Verificar os prováveis tipos de falhas da reconstrução (fratura radicular, deslocamento do pino) de acordo com a resistência da dentina e dos materiais utilizados e sua provável localização.

### 3. ARTIGO (VERSÃO EM PORTUGUÊS)

**Título:** Influência da contração de polimerização de resinas compostas no comportamento mecânico de raízes enfraquecidas sob carga estática

**Título curto:** Influência da contração de polimerização de resinas compostas na reconstrução de raízes enfraquecidas

*Carolina Santos Santana Ferreira<sup>1</sup>, Jackeline Coutinho Guimarães<sup>2\*</sup>, Claudia Machado de Almeida Mattos<sup>3\*</sup>, Ítalo Gustavo Martins Ribeiro Dutra<sup>4</sup>*

<sup>1</sup> Mestranda do Programa de Pós-Graduação em Clínica Odontológica, Universidade Federal do Espírito Santo, Vitória, Brasil

<sup>2</sup> Departamento de Prótese Dentária, Universidade Federal do Espírito Santo, Vitória, Brasil.

<sup>3</sup> Departamento de Prótese Dentária e Programa de Pós-Graduação em Clínica Odontológica, Universidade Federal do Espírito Santo, Vitória, Brasil.

<sup>4</sup> Engenheiro Civil.

#### **Artigo Original**

**Palavras-chave:** Materiais restauradores do canal radicular. Resinas compostas. Análise de elemento finito. Análise do estresse dentário. Polimerização.

\*Correspondência:

Carolina Santos Santana Ferreira

Rua Natalina Daher Carneiro, Jardim da Penha, Vitória, ES - Brasil

CEP: 29060-490

e-mail: [carolsantana25@gmail.com](mailto:carolsantana25@gmail.com)

---

<sup>Δ</sup>Artigo escrito nas normas da Revista Journal of Dentistry

## **Influência da contração de polimerização de resinas compostas no comportamento mecânico de raízes enfraquecidas sob carga estática**

### **3.1 RESUMO**

*Objetivos:* Investigar, pelo método dos elementos finitos, a influência da contração de polimerização das resinas compostas no comportamento mecânico de raízes enfraquecidas de dentes tratados endodonticamente, após reconstrução radicular adesiva.

*Métodos:* O programa Ansys® 12.0 (Canonsburg, PA, EUA) foi utilizado para modelagem e processamento. Foram confeccionados 2 modelos geométricos tridimensionais representando um incisivo central superior com raiz enfraquecida, restaurado com pino/núcleo/coroa cerâmica e paredes radiculares reconstruídas internamente com: resina híbrida fotopolimerizável (Filtek Z250–3M ESPE, MN, EUA)(Modelo 1 - pino anatômico); resina de baixa contração fotopolimerizável (Surefil SDR–Dentispaly, DE, EUA) (Modelo 2A - técnica direta); ou resina para núcleo de preenchimento de polimerização dual (Clearfil DC Core Automix – Kuraray Medical Inc., Tokyo, Japão) (Modelo 2B - técnica direta). Uma carga estática de 100N foi aplicada na superfície palatina dos três modelos. A distribuição das tensões máximas (*S1*) e mínimas (*S3*) foi analisada.

*Resultados:* *S1* e *S3* nas raízes, e *S1*, na reconstrução e no cimento, apresentaram uma distribuição semelhante entre os modelos, sendo de magnitude muito maior nos Modelos 2A e 2B. Na reconstrução e no cimento, *S3* apresentou um padrão de distribuição variável entre os três modelos. A magnitude de *S1* na raiz indicou possibilidade de falha por tração na dentina radicular nos Modelos 2A e 2B.

*Conclusões:* A análise apontou um prognóstico desfavorável para as reconstruções de raízes fragilizadas pela técnica direta, devido à possibilidade de falha nas interfaces adesivas. Quando necessária, a reconstrução deve ser realizada com resina composta híbrida fotopolimerizável pela técnica do pino anatômico.

#### *Significância Clínica*

Otimizar e assegurar a aplicação da técnica de reconstrução adesiva de raízes estruturalmente enfraquecidas na prática clínica.

### 3.2 INTRODUÇÃO

Os dentes tratados endodonticamente são mais sujeitos à fratura radicular, fato observado clinicamente e suportado por evidências de estudos retrospectivos.<sup>1,2,3</sup> A menor resistência desses dentes se deve principalmente à redução estrutural.<sup>4-6</sup> A remoção progressiva do tecido dentário, desde a abertura do acesso ao canal até o preparo cavitário com finalidade de restauração protética, diminui progressivamente a resistência do dente.<sup>7,8</sup> Dessa forma, o risco de fratura dos dentes com tratamento endodôntico é maior, em comparação com um dente sadio.<sup>9</sup>

De acordo com Mendoza et al. (1997),<sup>10</sup> um dente com tratamento endodôntico e raiz enfraquecida, apresentando uma área onde a estrutura dentinária foi perdida na região cervical, não pode ser restaurado somente pelo pino e núcleo, independentemente do sistema utilizado. A porção cervical do dente é submetida a esforços de compressão, tração e torção significativos durante a função. Presume-se que esses esforços possam levar à fadiga gradual das paredes radiculares, aumentando a possibilidade de fratura com o tempo. Portanto a reabilitação estrutural prévia da raiz enfraquecida é de importância crítica para assegurar o sucesso do tratamento restaurador desses dentes desvitalizados.<sup>10</sup>

Com o propósito de melhorar o prognóstico de raízes estruturalmente comprometidas, a reconstrução intraradicular, por meio de restauração adesiva de resina composta fotopolimerizável, tem sido proposta para aumentar a espessura interna e, conseqüentemente, reduzir o diâmetro do canal, diminuindo a quantidade de cimento necessária.<sup>11-15</sup> Assim, a dimensão interna da raiz é reconstruída por meio de um colar de resina composta aderido à dentina. A resina composta aumenta a espessura diametral da parede da raiz, medida da superfície externa até a interface com o pino posicionado no interior do canal.<sup>16</sup> O comportamento favorável em razão da adesão bem como a boa resistência à tração e ao cisalhamento conferem à resina composta um excelente potencial para reconstruir clinicamente raízes com paredes delgadas. Contudo a influência da contração da resina composta durante a fotopolimerização deve ser minimizada, para que se possa garantir o reforço das paredes através da adesão.<sup>17-19</sup>

A contração de polimerização é um dos problemas dos materiais à base de resina composta, que podem levar à perda da restauração por falha da interface adesiva.<sup>20</sup> Apesar da possibilidade de se conseguir uma união adesiva de resistência elevada, capaz de contornar a contração de polimerização até certo ponto, a

microinfiltração e a formação de gaps na interface dentina/restauração ainda são fenômenos presentes.<sup>21</sup>

A tensão de contração é considerada um fenômeno multifatorial e pode ser afetada por fatores como volume da resina, configuração da cavidade, módulo de elasticidade, e fluidez da resina composta.<sup>22-25</sup>

Com a tendência atual de buscar compósitos de baixa contração, o primeiro conceito de resina fluida de baixa contração fotopolimerizável para preenchimento em massa foi introduzido com a Surefil® SDR™.<sup>26</sup> Segundo o fabricante, esse material contém um modulador de fluxo de polimerização quimicamente incorporado à estrutura do monômero para reduzir a contração de polimerização. O modulador tem um peso molecular elevado que permite maior flexibilidade conformacional da estrutura do polímero.<sup>26</sup> Sua alta translucidez promove a transmissão da luz e, assim, permite a polimerização adequada a uma espessura de até 4mm.<sup>27</sup>

Apesar da existência de vários materiais e diferentes técnicas para a reconstrução protética dos dentes tratados endodonticamente com raízes enfraquecidas, a preservação e a restauração dessas raízes sem estrutura dentinária adequada no terço cervical são procedimentos difíceis e de prognóstico duvidoso. O comportamento mecânico dessas raízes, após a reconstrução radicular, quando submetidas às forças mastigatórias, é um assunto complexo. Este estudo teve como objetivo investigar, por meio do método dos elementos finitos, a influência da utilização de resinas compostas de diferentes percentuais de contrações de polimerização na reconstrução adesiva de raízes fragilizadas, avaliando seu comportamento mecânico durante a função.

### **3.3 MATERIAIS E MÉTODOS**

Este estudo utilizou o método dos elementos finitos para simular e analisar uma situação clínica na qual um dente, apresentando tratamento endodôntico e grande perda estrutural na região cervical da raiz, foi reconstruído proteticamente, por meio de materiais restauradores adesivos. O dente foi incluído numa fatia de osso alveolar com uma extensão projetada anteriormente para a espinha nasal e posteriormente no sentido do palato. O comportamento das raízes reconstruídas foi verificado e comparado. O Programa Ansys® (Ansys Inc., Canonsburg, EUA), versão 12.0, foi utilizado para modelagem e processamento.



### Modelo geométrico

Dois modelos geométricos distintos foram criados, ambos consistindo em um incisivo central superior com tratamento endodôntico e raiz fragilizada, apresentando um defeito radicular,<sup>28</sup> correspondente a uma área onde a estrutura dentinária foi perdida, permanecendo um remanescente radicular estruturalmente comprometido na região cervical. O defeito radicular teve como origem o terço cervical da raiz, onde a dentina foi removida até a espessura de 0,5mm da parede, numa profundidade máxima de 3,0mm. Em seguida, outra porção foi removida até uma profundidade de 5,0mm, mantendo uma espessura de 1,0mm na parede de dentina nessa porção da raiz (FIG. 1).<sup>28</sup> A raiz foi reconstruída com pino de fibra de vidro, cimento resinoso adesivo, resina composta na região do defeito, núcleo em resina composta e coroa total cerâmica. O pino intrarradicular de fibra de vidro (FibreKor Post - Pentron Clinical Technologies, CT, EUA) foi cimentado (Rely X Arc - 3M ESPE, MN, EUA) no remanescente radicular, conservando-se os 4,0 mm de guta-percha no ápice da raiz. A geometria da coroa cerâmica (IPS Empress 2 – Ivoclar/Vivadent, Schaan, Liechtenstein, AL) foi correspondente à espessura do esmalte, e a porção da dentina coronária deu origem ao núcleo de preenchimento em resina composta (FilteK Z250, 3M ESPE, MN, EUA).

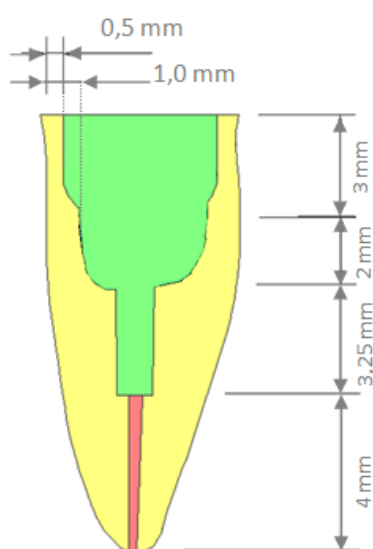


FIGURA 1 - Esquema com as dimensões utilizadas na simulação do defeito radicular.

## MODELO 1

O Modelo 1 (controle) foi desenvolvido em um estudo prévio (FIG.2).<sup>29</sup> No Modelo 1, o defeito radicular foi caracterizado como sendo restaurado com técnica adesiva do pino anatômico com resina composta híbrida fotopolimerizável Filtek Z250, como foi descrito por Grandini; Sapio e Simonetti (2003).<sup>12</sup>

A espessura da camada de adesivo é difícil de ser caracterizada durante a modelagem, uma vez que envolve a camada híbrida, os tags de resina e o adesivo propriamente dito. Ausiello et al.,<sup>30</sup> sugeriram uma espessura de aproximadamente 70µm para a camada de adesivo e cimento resinoso sob restaurações indiretas. Singh et al.,<sup>31</sup> estudando as propriedades viscoelásticas dos adesivos dentinários, propuseram um módulo de elasticidade de 5GPa, considerando cargas oclusais mais altas. Como o cimento representado neste estudo (Rely X Arc – 3M ESPE) tem módulo de elasticidade de 5,5GPa,<sup>32</sup> ou seja, muito próximo ao do adesivo, na geometria do Modelo 1, as camadas de adesivo e de cimento foram englobadas numa única estrutura, com 100µm (50 µm do adesivo e 50 µm do cimento) entre o pino e as paredes do canal. Assumiu-se uma adesão contínua perfeita entre os materiais nas interfaces pino/cimento, cimento/adesivo e adesivo/dentina.

## MODELO 2

O Modelo 2 foi derivado do Modelo 1 e simula uma condição clínica em que o defeito radicular foi restaurado pela técnica direta com resina composta. Esse modelo geométrico foi desmembrado em dois modelos numéricos distintos, alterando-se a propriedade da resina composta utilizada na reconstrução radicular: Modelo 2A (resina de baixa contração Surefil SDR (Dentispaly, DE, EUA)); Modelo 2B (resina para núcleo de preenchimento de polimerização dual Clearfil DC Core Automix (Kuraray Medical Inc., Tóquio, Japão)). Uma camada de 50µm de cimento, simulando o adesivo, foi modelada em toda a extensão interna da raiz e mais outra camada de 50µm de cimento apenas entre o pino e a parede radicular, ou seja, entre o pino e a parede radicular há 100µm de cimento. Foi utilizado o valor do módulo de elasticidade da resina SDR fotopolimerizada durante 40 segundos no Modelo 2A;<sup>33</sup> e no Modelo 2B, o módulo de elasticidade da resina Clearfil DC Core Automix fotopolimerizada durante 60 segundos.<sup>34</sup>

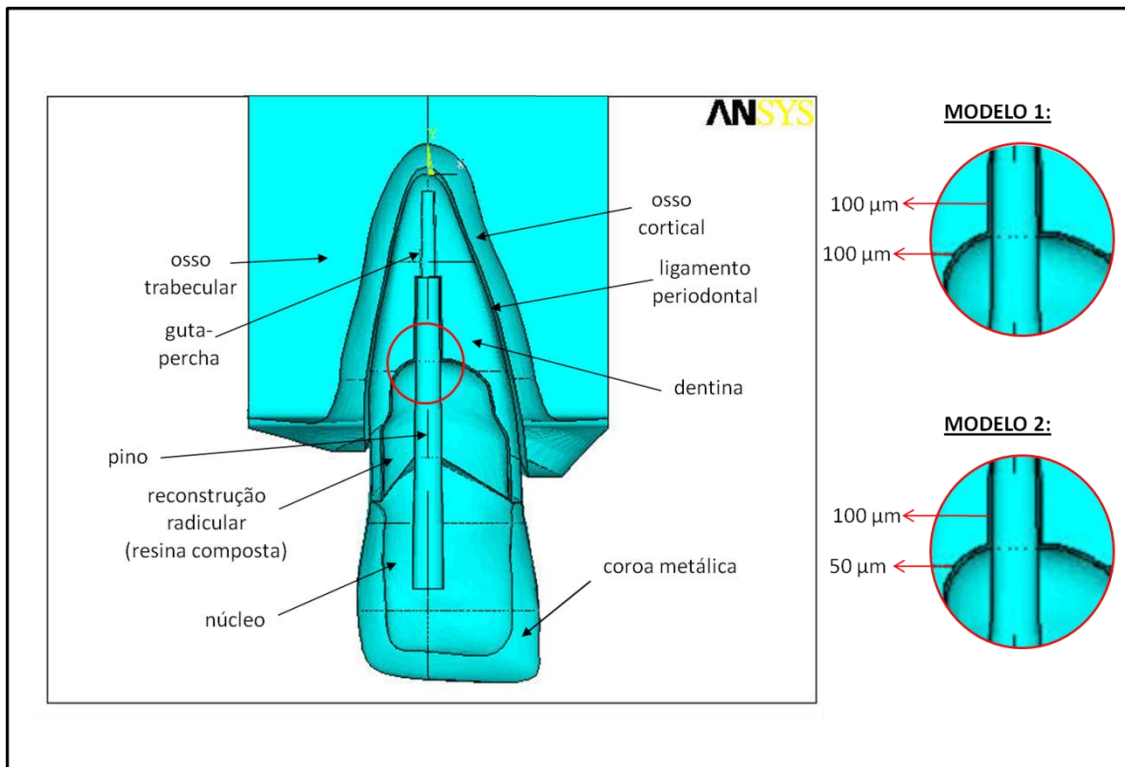


FIGURA 2 - Modelo Geométrico<sup>29</sup>

### *Propriedades atribuídas aos modelos*

Após a execução da geometria detalhada dos modelos, as propriedades mecânicas: módulo de elasticidade, coeficiente de Poisson, e a contração de polimerização volumétrica, no caso das resinas compostas da região do defeito radicular, foram atribuídas às estruturas geométricas dos modelos, com base nas propriedades encontradas experimentalmente na literatura. Todos os materiais foram considerados elásticos, homogêneos e isotrópicos, exceto para o pino de fibra, o qual foi caracterizado como ortotrópico. A Tabela 1 mostra os dados para realização deste estudo, obtidos com base nas propriedades encontradas experimentalmente na literatura.

A contração de polimerização das resinas foi simulada através do coeficiente de expansão térmica volumétrica, que considera que, em uma alteração de  $-1^{\circ}\text{C}$ , a resina sofreria uma contração térmica simulando a contração de polimerização, e a deformação relativa foi calculada de acordo com a seguinte equação:

$$\varepsilon_{\text{contração}} = \varepsilon_{\text{térmica}} = \alpha \Delta T$$

A contração de polimerização das resinas compostas foi atribuída no volume da reconstrução apenas nos Modelos 2A e 2B. Os valores de contração de

polimerização volumétrica foram 2,9%,<sup>35</sup> e 5,8%,<sup>34</sup> respectivamente, para SDR e Clearfil.

Assim para a SDR:  $\alpha = 0,029$  (1/°C),  $\Delta T = -1^\circ\text{C}$

E para a Clearfil:  $\alpha = 0,058$  (1/°C),  $\Delta T = -1^\circ\text{C}$

Ao Modelo 1 (Controle) não foi atribuído valor de contração de polimerização volumétrica, por ter simulada uma reconstrução radicular através da técnica do pino anatômico descrito por Grandini; Sapio e Simonetti (2003),<sup>12</sup> que não sofre influência de contração de polimerização, sendo compensada na linha de cimento.

TABELA 1 - Propriedades dos materiais representados nos modelos tridimensionais.

**E (GPa) : Módulo de Elasticidade /  $\nu$ : Coeficiente de Poisson**

ESTRUTURA	MARCA COMERCIAL – FABRICANTE	E (GPa)		N	
		$E_y$	$E_x$ e $E_z$	Y	x e z
Dentina	---	18,45 <sup>29</sup>		0,29 <sup>37</sup>	
Resina composta	Filtek Z250 – 3M Dental Products, MN, EUA	10,49 <sup>29</sup>		0,30 <sup>38</sup>	
Pino de fibra de vidro	FibreKor Post - Pentron Clinical Technologies, CT, EUA	42,5 <sup>29</sup>	9,5 <sup>29</sup>	0,34 <sup>39</sup>	0,27 <sup>39</sup>
Guta-percha	---	0,14 <sup>29</sup>		0,49 <sup>40</sup>	
Cimento resinoso	Rely X Arc – 3M Dental Products, MN, EUA	5,5 <sup>32</sup>		0,27 <sup>41</sup>	
Ligamento Periodontal	---	0,31 e-04 <sup>42</sup>		0,45 <sup>42</sup>	
Osso cortical	---	11,17 <sup>43</sup>		0,45 <sup>44</sup>	
Osso medular	---	9,62 e-02 <sup>45</sup>		0,30 <sup>46</sup>	
IPS Empress 2	Ivoclar/Vivadent, Schaan, Liechtenstein, AL	96 <sup>47</sup>		0,23 <sup>47</sup>	
Surefil SDR	Dentispaly, DE, EUA	5,0 (0,4) <sup>33</sup>		0,3 <sup>48</sup>	
Clearfil DC Core Auto	Kuraray Medical Inc., Tóquio, Japão	7,58 (0,35) <sup>34</sup>		0,3 <sup>48</sup>	

### *Modelos discretos*

Os modelos foram então discretizados, utilizando-se, uma malha de elementos tetraédricos (Solid 45). Para encontrar a malha ideal, um teste de convergência de malha foi realizado no Modelo 1 com uma carga de 100N. Uma malha semelhante foi selecionada para o Modelo 2. A malha ideal deve ser suficientemente densa para equilibrar satisfatoriamente a precisão dos resultados com os recursos computacionais disponíveis.

Após a geração da malha (Modelo 1: 28.036 nós / 156.298 elementos; Modelo 2: 37.900 nós / 215.552 elementos), os modelos foram imobilizados por meio do engastamento dos nós correspondentes às superfícies ósseas contínuas. Aqueles que estão na porção anterior (espinha nasal) e posterior (palatal) do suporte ósseo e aqueles em ambas as superfícies ósseas laterais foram restringidos em todas as direções, para evitar a deformação do conjunto durante a aplicação da carga. Com essas condições de contorno, a região de interesse e os efeitos relevantes foram isolados em um modelo local do comportamento do dente. Todos os limites internos da geometria dos modelos, correspondentes às interfaces entre os volumes, foram consideradas contínuas.

### *Carregamento*

Uma carga estática de 100N foi aplicada na superfície palatina dos três modelos a 130° com o longo eixo do dente, simulando o ângulo de contato interincisal.<sup>36</sup> A carga foi aplicada na fossa palatina a 3,2 mm da borda incisal e distribuída sobre quatro nós,<sup>36</sup> simulando uma área de contato oclusal (FIG. 3).

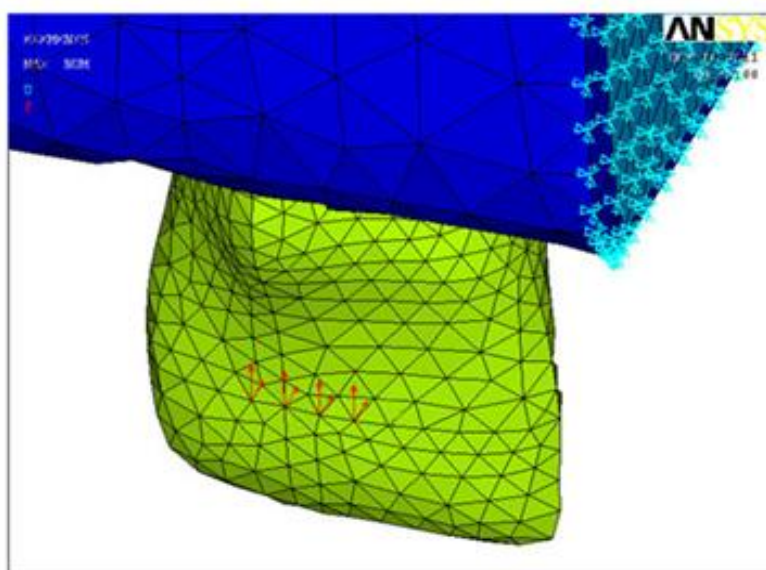


FIGURA 3 - Malha discretizada e local de carregamento na superfície palatal.

### *Análise*

O programa Ansys determina as tensões atuantes em cada região e mostra-as, segundo uma escala de cores correspondentes a faixas de isotensão (MPa). Como a maioria dos materiais investigados demonstra um comportamento frágil, os resultados foram analisados nos planos principais, onde as tensões normais são máximas ( $\sigma_1$  ou *S1*) ou mínimas ( $\sigma_3$  ou *S3*) e onde o cisalhamento é zero. Os resultados foram apresentados em termos das tensões principais *S1* (máximas) e *S3* (mínimas). As tensões principais foram analisadas na raiz isolada, no cimento, e na área da reconstrução radicular.

### **3.4 RESULTADOS**

Uma tentativa de padronizar a escala de cores dos diagramas de tensões foi realizada, mas inviabilizou a visualização da distribuição das tensões em alguns modelos devido às amplas faixas de tensões. Com a escala padronizada, alguns diagramas apresentaram uma única cor, dificultando uma comparação visual do comportamento mecânico de cada modelo individualmente e entre eles. Assim, os diagramas foram apresentados com diferentes escalas de tensão em função da amplitude da variação das magnitudes das tensões no comportamento mecânico de cada modelo, permitindo uma melhor visualização .

A distribuição das tensões nos três modelos dispostos lado a lado é mostrada nas FIG.4 (máximas - *S1*) e FIG. 5 (mínimas - *S3*), para facilitar a comparação entre os resultados.

As informações sobre a magnitude e a distribuição das tensões, nas estruturas dos três modelos, bem como a figura correspondente à imagem no texto estão resumidas na Tabela 2.

A análise dos resultados revelou um padrão de distribuição de tensões semelhante entre os modelos. Em todos os modelos, os maiores valores de tensão *S1* foram observados na região lingual (palatina) (FIG. 4), e os maiores valores de tensão *S3* foram observados na região cervical por vestibular no Modelo 1 (FIG.5 a, d, g) e no limite cervical lingual da reconstrução radicular nos Modelos 2A e 2B (FIG. 5 e, f).

Os três modelos demonstraram tensões de tração (*S1*) nas raízes similares qualitativamente (FIG. 4 a, b c), porém o Modelo 1 apresentou tensões de tração muito menores quantitativamente do que os outros dois modelos.

A distribuição das tensões mínimas (*S3*) nas raízes apontaram diferentes comportamentos entre os modelos. No Modelo 1, níveis mais altos de tensões de

compressão ( $-36,9\text{MPa}$ ) foram observados na região cervical vestibular da superfície radicular (FIG. 5 a). Nos modelos 2A e 2B, os maiores níveis de tensão foram observados na superfície externa do limite cervical por lingual, e boa parte das tensões se distribuíram na região interna mais apical da área da reconstrução radicular ( $-190,8\text{MPa}$  e  $-448,1\text{MPa}$ , respectivamente) (FIG. 5 b, c).

TABELA 2 - Magnitude e distribuição das tensões S1 e S3 nos três modelos (MPa).

MODELO	ESTRUTURA	S1	REGIÃO	FIG.	S3	REGIÃO	FIG.
MODELO 1	RAIZ	39,7	cervical por lingual	4 a	- 36,9	cervical por vestibular	5 a
	RECONSTRUÇÃO	13,6	cervical por lingual	4 d	- 14,7	cervical por vestibular	5 d
	CIMENTO	9,1	cervical por lingual	4 g	-11,03	cervical por vestibular	5 g
MODELO 2A	RAIZ	607,9	superfície interna cervical por lingual	4 b	-190,8	superfície externa do limite cervical por lingual	5 b
	RECONSTRUÇÃO	62,8	limite cervical por lingual	4 e	-323,5	limite cervical por lingual	5 e
	CIMENTO E/OU ADESIVO	397,8	limite cervical por lingual	4 h	-244,3	superfície lingual (porção mais apical da área da reconstrução)	5 h
MODELO 2B	RAIZ	1285,4	superfície interna cervical por lingual	4 c	- 448,1	superfície externa do limite cervical por lingual	5 c
	RECONSTRUÇÃO	140,8	limite cervical por lingual	4 f	- 957,7	limite cervical por lingual	5 f
	CIMENTO E/OU ADESIVO	831,8	limite cervical por lingual	4 i	- 677,6	superfície lingual (porção mais apical da área da reconstrução)	5 i



LINGUAL

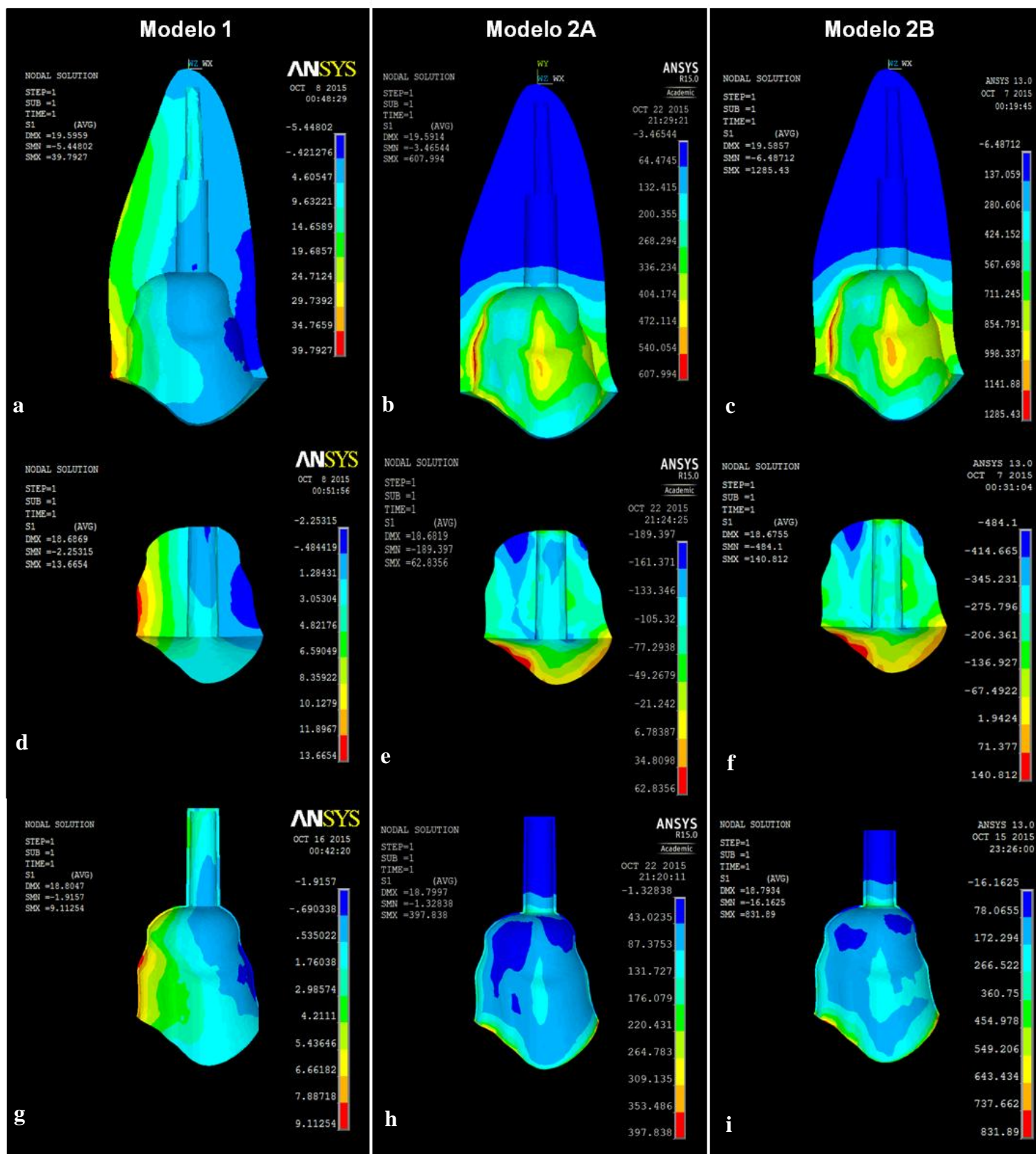


FIGURA 4 - Diagrama de distribuição das tensões S1 (MPa) nos três modelos: a, b, c: raiz isolada; d, e, f: região da reconstrução; g, h, i: cimento. (corte sagital – plano YZ).

LINGUAL

VESTIBULAR

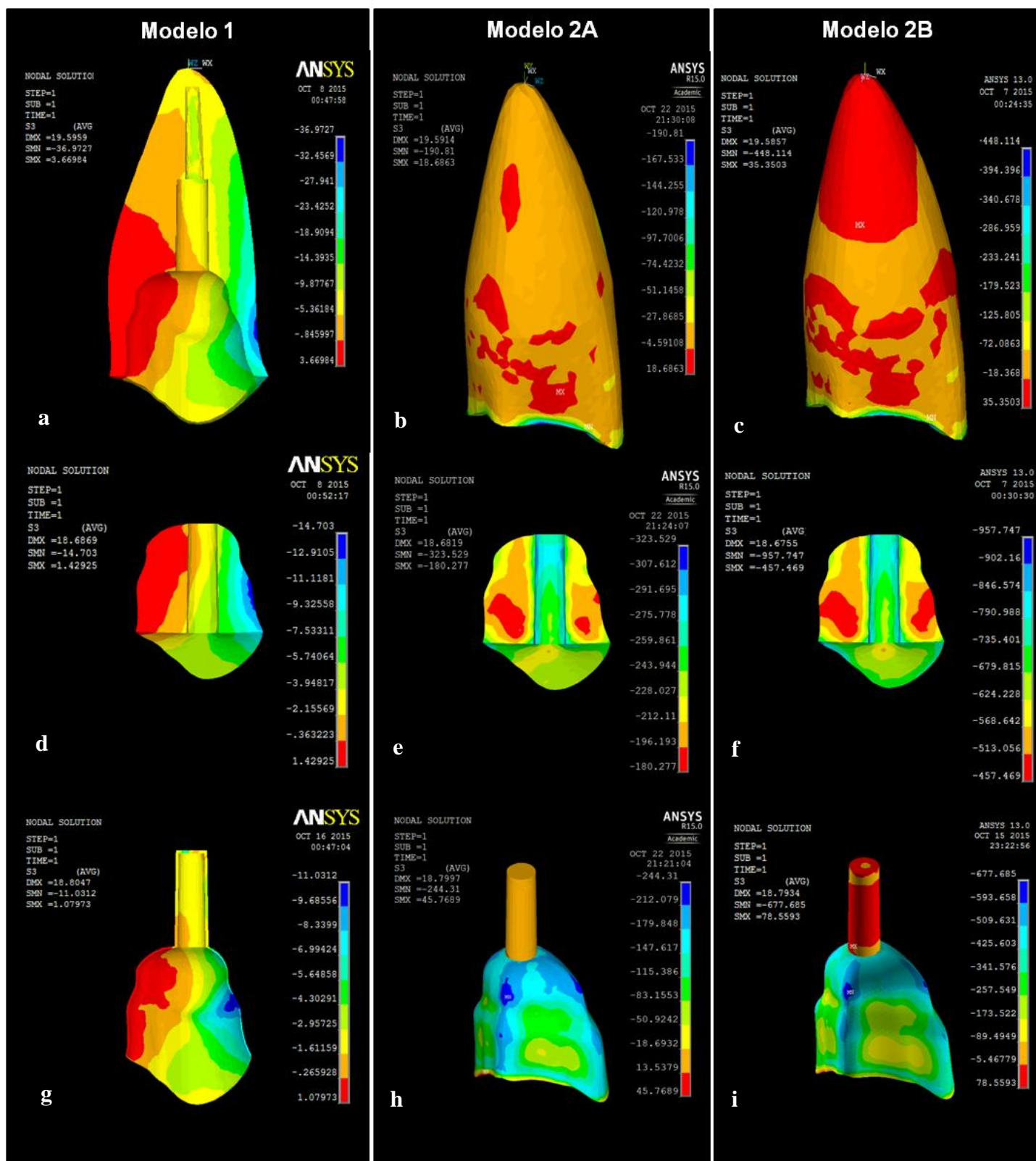


FIGURA 5 - Diagrama de distribuição das tensões S3 (MPa) nos três modelos: a, b, c: raiz isolada; d, e, f: região da reconstrução; g, h, i: cimento. (corte sagital – plano YZ: a, d, e, f, g; perspectiva lingual: b, c, h, i).

### 3.5 DISCUSSÃO

A restauração de dentes tratados endodonticamente pode resultar em falhas como descolamento da prótese e fratura da raiz. Quando esses dentes apresentam raízes estruturalmente comprometidas, o risco dessas falhas se torna ainda maior. Tais falhas podem ser causadas por vários fatores: dificuldades na preparação para a forma ideal dos pinos e núcleos nas cavidades, falta de estrutura radicular remanescente adequada para garantir o efeito férula e criação de dispositivos antirrotacionais que impedem o deslocamento da prótese.<sup>49</sup>

O movimento da raiz é limitado pelo osso alveolar e pelo grau de compressibilidade do ligamento periodontal. A coroa do dente age como uma viga suspensa fixada ao conjunto raiz/ligamento/osso. A carga aplicada na superfície palatina da coroa em dentes anteriores superiores gera um momento que tende a flexionar a coroa na direção vestibular. Considerando-se o longo eixo vertical do dente como a linha neutra, toda a porção palatina vai estar tracionada, enquanto toda a porção vestibular vai estar comprimida. Essas tensões geradas no interior do terço cervical da coroa serão transmitidas ao terço cervical da raiz. Em ambos os lados, a superfície externa da raiz será a mais solicitada porque representa a maior distância da linha neutra. Sorrentino et al. (2007a)<sup>50</sup> demonstraram que as maiores tensões se concentram no lado radicular da junção cimento-esmalte, próximas à margem da coroa, nos lados vestibular e lingual do dente e decrescem progressivamente da parte externa para a interna. Esse comportamento foi reproduzido no Modelo 1, bem como em outros estudos numéricos que investigaram dentes sadios e restaurados com pinos e núcleos, independentemente do tipo de pino utilizado.<sup>51,52</sup> Diferentemente do que aconteceu com a SDR e a Clearfil para as tensões S1, estas foram observadas na interface adesiva, principalmente no lado lingual do dente, e decresceram progressivamente da parte interna para a externa, ao invés da parte externa para interna, o que provavelmente se justifica pela contração de polimerização que foi simulada nos Modelos 2A e 2B.

Assim, na dentina radicular, as tensões foram observadas no terço cervical da raiz nos três modelos. Esse comportamento também foi consistente com estudos prévios que simularam numericamente a distribuição de tensões em dentes endodonticamente tratados restaurados com pinos e núcleos.<sup>53,39</sup> Embora, o diagrama de distribuição das tensões tenha sido semelhante entre os modelos, a magnitude das tensões foi bastante variável quando comparados os resultados do Modelo 1 com os

Modelos 2A e 2B, pois os modelos que simularam a contração de polimerização revelaram tensões muito maiores na região cervical.

Inúmeros estudos têm sido realizados para determinar a resistência à fratura da dentina à tração, mas o estudo de Miguez et al. (2004)<sup>54</sup> é de particular importância por investigar a resistência à tração, não só da dentina coronária, mas também da dentina radicular (mais especificamente no terço cervical). Na dentina radicular, a resistência à tração variou de 63,2 a 95,9MPa, sendo menor do que na coronária.

No Modelo 1 (controle), a análise de tensões *S1* na dentina radicular resultou num valor máximo de 39,7MPa, ou seja, seria necessária uma tensão muito maior para colocar o dente em risco de fratura. Nos Modelos 2A e 2B, as tensões *S1* na dentina radicular ultrapassaram a resistência à tração da dentina, demonstrando que a contração de polimerização, somada à força mastigatória, pode levar à fratura radicular. Provavelmente, a falha na interface adesiva, decorrente da contração de polimerização,<sup>20</sup> com a subsequente formação dos gaps,<sup>21</sup> alivia as tensões residuais impedindo a fratura radicular. Em estudo com resinas de preenchimento em massa, a SDR demonstrou maior formação de gaps na interface com a dentina do que com o esmalte.<sup>55</sup>

As tensões encontradas nos Modelos 2A e 2B que ultrapassam a resistência à tração da dentina podem também ser justificadas como sendo resultantes de cavidades de alto Fator-C (Fator de Configuração de Cavidade). O Fator-C aumenta consideravelmente quando um pino de fibra de vidro é inserido na cavidade, já que as superfícies aderidas incluem tanto a dentina do canal radicular quanto a superfície do pino de fibra.<sup>56</sup> Nessas cavidades, o alívio de tensão é severamente limitado, e a tensão de contração pode exceder a resistência de ligação.<sup>57</sup> Em cavidades de Fator-C maior que dois já foram observadas falhas na interface adesiva, confirmando o papel do Fator-C na geração de tensão de contração de polimerização e na resistência adesiva.<sup>58</sup> O papel do Fator-C é ainda mais expressivo quando combinado com fatores como volume da restauração em cavidades amplas, como é o caso dos Modelos 2A e 2B.<sup>23</sup> Como a geometria dos modelos simula cavidades amplas e considera contínuas as interfaces entre os volumes, os altos valores de tensões encontrados nos Modelos 2A e 2B podem estar superestimados, pois a formação de *gaps* na interface dentina/restauração, resultante da contração de polimerização, não foi simulada.

A análise do Modelo 2B demonstrou maiores tensões (*S1* e *S3*) na região cervical, apontando para a maior possibilidade de fratura nessa região. Esse

comportamento foi experimentalmente observado num estudo prévio com dentes com raízes enfraquecidas reconstruídas com Clearfill, onde a fratura ocorreu na região cervical, sendo justificada pela presença de um remanescente radicular muito fino e uma espessa camada de resina composta.<sup>49</sup> A grande tensão de contração de polimerização na interface adesiva danificaria a superfície de união, comprometendo a estrutura do dente.<sup>49</sup> Somando-se a contração de polimerização, o alto Fator-C das cavidades e um grande volume de material restaurador apoiado num remanescente radicular severamente comprometido, torna-se justificável que as magnitudes das tensões seriam maiores nos Modelos 2A e 2B quando comparados ao Modelo 1.

Comparando as tensões  $S_3$  na dentina dos três modelos com a resistência à compressão da dentina (262 a 340MPa),<sup>59</sup> percebe-se que, para a técnica do pino anatômico de reconstrução radicular (Modelo 1) e a reconstrução pela técnica direta, utilizando-se, a resina composta SDR (Modelo 2A), os resultados da análise de  $S_3$  não demonstraram risco de fratura. Por outro lado, quando se utilizou a resina de núcleo de preenchimento para reconstruir uma raiz enfraquecida (Modelo 2B), os resultados ultrapassaram a resistência à compressão da dentina, o que leva a crer que esse não seria um material indicado para a reconstrução radicular. A maior magnitude das tensões  $S_3$  no Modelo 2B justifica-se pela maior contração de polimerização volumétrica da Clearfill. No entanto, clinicamente, a fratura da raiz ocorreria por tração, já que a dentina, por ser um material frágil, apresenta resistência à tração muito menor do que à compressão.

Comparando-se as tensões  $S_1$  na região da reconstrução radicular dos Modelos 2A e 2B (62,8 e 140,8, respectivamente) com tensões equivalentes encontradas na restauração direta em resina composta num estudo numérico (102,2MPa) com carga mastigatória, supõe-se que a contração de polimerização, somada à carga mastigatória, aumenta consideravelmente as tensões encontradas nas restaurações diretas.<sup>60</sup> As tensões de contração de polimerização em uma camada fina de cimento são consideravelmente menores quando comparadas com o volume inteiro de uma restauração direta,<sup>60</sup> o que pode explicar os baixos níveis de tensão encontrados no Modelo 1 (13,6MPa).

O fato de as magnitudes de tensão do Modelo 2A terem sido menores que o Modelo 2B pode ser justificado pela menor rigidez e menor contração volumétrica da resina SDR em relação à resina Clearfill. A tensão de contração é resultado da contração volumétrica e do alto módulo de elasticidade entre outros fatores inerentes à

polimerização.<sup>61</sup> De modo que, a fim de reduzir substancialmente a tensão de polimerização em uma cavidade confinada, uma baixa contração pós-gel deve ser acompanhada de um baixo módulo de elasticidade da resina composta.<sup>62</sup>

A resistência à tração do cimento Rely X Arc varia de 60 a 65MPa, de acordo com as informações do fabricante.<sup>63</sup> Os resultados da análise numérica (*SI*) não revelaram uma possibilidade de deslocamento do pino por falha coesiva do cimento à tração para o Modelo 1. Mas, para os Modelos 2A e 2B, essa possibilidade de falha existe, e é ainda maior para o Modelo 2B. As tensões encontradas no cimento dos Modelos 2A e 2B também ultrapassam a resistência da união adesiva entre o cimento e a dentina (18 a 19MPa).<sup>64</sup> A contração de polimerização da resina composta da área da reconstrução pode ter influenciado no comportamento mecânico numérico do cimento, devido ao fato de todos os limites internos da geometria dos modelos, correspondentes às interfaces entre os volumes, terem sido considerados contínuos. No entanto, quando os cimentos resinosos são utilizados em camadas finas e em espaços confinados, é possível que a contração de polimerização dos cimentos crie forças capazes de romper a união com as paredes dentinárias.<sup>65</sup> Esse comportamento pode ter sido mascarado nos Modelos 2A e 2B, pelo fato de a contração de polimerização ter sido simulada.

A resistência à compressão do cimento Rely X Arc varia de 330 a 340MPa.<sup>63</sup> A amplitude das tensões de compressão na camada de cimento variou muito entre os modelos. Nos Modelos 1 e 2A, a análise não revelou a possibilidade de falha compressiva. Já para o Modelo 2B, esse risco está presente. No entanto, assim como na dentina, a falha no cimento ocorreria por tração, uma vez que sua resistência à tração é muito menor do que à compressão.

Devido às simplificações adotadas nos modelos de elementos finitos e às dificuldades em simular a complexidade das condições clínicas, a extrapolação dos resultados numéricos para situações clínicas deve ser cautelosa. Apesar de algumas predições negativas quanto ao comportamento dos modelos numéricos, nas condições analisadas neste estudo, a reconstrução adesiva de raízes fragilizadas durante a reabilitação de dentes tratados endodonticamente por meio de pinos e núcleos não deve ser contraindicada. Entretanto tal procedimento deve ser conduzido cuidadosamente, levando-se em consideração as variáveis individuais, para se alcançarem resultados satisfatórios a longo prazo.

### 3.6 CONCLUSÃO

Dentro das limitações do presente estudo, pode-se concluir que, nas condições estudadas, a análise das tensões apontou um prognóstico desfavorável para as reconstruções de raízes fragilizadas pela técnica direta, devido à possibilidade de falha nas interfaces adesivas. Quando necessária, a reconstrução deve ser realizada com resina composta híbrida fotopolimerizável pela técnica do pino anatômico, tomando-se os devidos cuidados para se obter uma interface adesiva de boa qualidade.

### 3.7 REFERÊNCIAS

1. FENNIS, W. M.; KUIJS, R. H.; KREULEN, C. M.; ROETERS, F. J.; CREUGERS, N. H.; BURGERSDIJK, R. C. A survey of cusp fractures in a population of general dental practices. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v. 15, n. 6, p. 559-563, 2002.
2. GHER JR, M. E.; DUNLAP, R. M.; ANDERSON, M. H.; KUHL, L. V. Clinical survey of fractured teeth. **J. Am. Dent. Assoc.**, Chicago, v. 114, n. 2, p. 174-177, 1987.
3. SORENSEN, J. A.; MARTINOFF, J. T. Intracoronal reinforcement and coronal coverage: a study of endodontically treated teeth. **J. Prosthet. Dent.**, Saint Louis, v. 51, n. 6, p. 780-784, 1984.
4. LELES, C.; SOUZA, J.; BUSATO, A. Princípios das restaurações com retenção intra-radicular. In: ESTRELA, C. (Org.). **Ciência endodôntica**. São Paulo: Artes Médicas, 2004. v. 2, cap.,20, p. 991-1009.
5. MARCHI, G. M. PAULILLO, L. A.; PIMENTA, L. A.; DE LIMA, F. A. Effect of different filling materials in combination with intraradicular posts on the resistance to fracture of weakened roots. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v. 30, n. 6, p. 623-629, 2003.

6. MORGANO, S. M. Restoration of pulpless teeth: application of traditional principles in present and future contexts. **J. Prosthet. Dent.**, Saint Louis, v. 75, n. 4, p. 375-380, 1996.
7. LANG, H.; KORKMAZ, Y.; SCHNEIDER, K.; RAAB, W. H. Impact of endodontic treatments on the rigidity of the root. **J. Dent. Res.**, Washington, v. 85, n. 4, p. 364-368, 2006.
8. HUSSAIN, S. K.; MCDONALD, A.; MOLES, D. R.. In vitro study investigating the mass of tooth structure removed following endodontic and restorative procedures. **J. Prosthet. Dent.**, Saint Louis, v. 98, n. 4, p. 260-269, 2007.
9. DIETSCHI, D.; DUC, O.; KREJCI, I.; SADAN, A. Biomechanical considerations for the restoration of endodontically treated teeth: a systematic review of the literature--Part 1. Composition and micro and macrostructure alterations. **Quintessence Int.**, Berlin, v. 38, n. 9, p. 733-743, 2007.
10. MENDOZA, D. B.; EAKLE, W. S.; KAHL, E. A.; HO, R. Root reinforcement with a resin-bonded preformed post. **J. Prosthet. Dent.**, Saint Louis, v. 78, n. 1, p. 10-14, 1997.
11. GONCALVES, L. A.; VANSAN, L. P.; PAULINO, S. M.; SOUSA NETO, M. D. Fracture resistance of weakened roots restored with a transilluminating post and adhesive restorative materials. **J. Prosthet. Dent.**, Saint Louis, v. 96, n. 5, p. 339-344, 2006.
12. GRANDINI, S.; SAPIO, S.; SIMONETTI, M. Use of anatomic post and core for reconstructing an endodontically treated tooth: a case report. **J. Adhes Dent**, New Malden, v. 5, n. 3, p. 243-247, 2003.
13. KINA, S.; BRUGUERA, A. **Invisível**: restaurações estéticas cerâmicas. Maringá, Dental Press, 2008. cap. 6, p. 266-274.



14. LUI, J. L. Composite resin reinforcement of flared canals using light-transmitting plastic posts. **Quintessence Int.**, Berlin, v. 25, n. 5, p. 313-319, 1994a.
15. BONFANTE, G.; KAIZER, O. B.; PEGORARO, L. F.; DO VALLE, A. L. Fracture strength of teeth with flared root canals restored with glass fibre posts. **Int. Dent. J.**, London, v. 57, n. 3, p. 153-160, 2007.
16. SAUPE, W. A.; GLUSKIN, A. H.; RADKE JR., R. A. A comparative study of fracture resistance between morphologic dowel and cores and a resin-reinforced dowel system in the intraradicular restoration of structurally compromised roots. **Quintessence Int.**, Berlin, v. 27, n. 7, p. 483-491, 1996.
17. CALHEIROS, F. C.; KAWANO, Y.; STANSBURY, J. W.; BRAGA, R. R. I. Influence of radiant exposure on contraction stress, degree of conversion and mechanical properties of resin composites. **Dent. Mater.**, Washington, v. 22, n. 9, p. 799-803, 2006.
18. LAZARCHIK, D. A.; HAMMOND, B. D.; SIKES, C. L.; LOONEY, S. W.; RUEGGEBERG, F. A. Hardness comparison of bulk-filled/transtooth and incremental-filled/occlusally irradiated composite resins. **J. Prosthet. Dent.**, Saint Louis, v. 98, n. 2, p. 129-140, 2007.
19. TERRY, D. A.; LEINFELDER, K. F. Managing stress with composite resin, Part 1: The restorative-tooth interface. **Dent. Today**, Montclair, v. 25, n. 12, p. 98-104, 2006.
20. CHEN, H. Y.; MANHART, J.; HICKEL, R.; KUNZELMANN, K. H.; Polymerization contraction stress in light-cured packable composite resins. **Dent. Mater.**, Washington, v. 17, n. 3, p. 253-259, 2001.
21. IRIE, M.; SUZUKI, K.; WATTS; D. C. Marginal gap formation of light-activated restorative materials: effects of immediate setting shrinkage and bond strength. **Dent. Mater.**, Washington, v. 18, n. 3, p. 203-210, 2002.

22. BRAGA, R.R.; BALLESTER, R.Y.; FERRACANE, J. L. Factors involved in the development of polymerization shrinkage stress in resin composites: a systematic review. **Dent. Mater.**, Washington, v. 21, n. 10, p. 962-970, 2005.
23. BOARO, L. C. C.; BRANDT, W. C.; MEIRA, J. B. C.; RODRIGUES, F. P.; PALIN, W. M.; BRAGA, R. B. Experimental and FE displacement and polymerization stress of bonded restorations as a function of the C-Factor, volume and substrate stiffness. **J. Dent.**, Guildford, v. 42, n. 2, p. 140-148, 2014.
24. KLEVERLAAN, C. J.; FEILZER, A. J. Polymerization shrinkage and contraction stress of dental resin composites. **Dent. Mater.**, Washington, v. 21, n. 12, p. 1150-1157, 2005.
25. SOARES, C. J.; BICALHO, A. A.; TANTBIROJN, D.; VERSLUIS, A. Polymerization shrinkage stresses in a premolar restored with different composite resins and different incremental techniques. **J. Adhes. Dent.**, New Malden, v. 15, n. 4, p. 341-350, 2013.
26. Scientific Compendium SureFil® SDR® flow (2011). Dentsply international. Disponível em: <[http://www.surefilsdrflow.com/sites/default/files/SureFil\\_Technical\\_Manual.pdf](http://www.surefilsdrflow.com/sites/default/files/SureFil_Technical_Manual.pdf)> Acesso em: 05/12/2015. cap. 1, p. 11.
27. CZASCH, P.; ILIE, N. In vitro comparison of mechanical properties and degree of cure of bulk fill composites. **Clin. Oral Investig.**, Berlin, v. 17, n. 1, p. 227-235, 2013.
28. ZOGHEIB, L. V.; PEREIRA, J. R. DO VALLE, A. L.; DE OLIVEIRA, J. A.; PEGORARO, L. F. Fracture resistance of weakened roots restored with composite resin and glass fiber post. **Braz. Dent. J.**, São Paulo, v. 19, n. 4, p. 329-333, 2008.

29. MATTOS, C. M. A.; LAS CASAS, E. B.; DUTRA, I. G. R.; SOUSA, H. A.; GUERRA, S. M. G. Numerical analysis of the biomechanical behaviour of a weakened root after adhesive reconstruction and post-core rehabilitation. **J. Dent.**, Guildford, v. 40, n. 5, p. 423-432, 2012.
30. AUSIELLO, P. RENGO, S.; DAVIDSON, C. L.; WATTS, D. C. Stress distributions in adhesively cemented ceramic and resin-composite Class II inlay restorations: a 3D-FEA study. **Dent. Mater.**, Washington, v. 20, n. 9, p. 862-872, 2004.
31. SINGH, V.; MISRA, A.; MARANGOS, O.; PARK, J.; YE, Q.; KIEWEG, S. L.; SPENCER, P. Viscoelastic and fatigue properties of model methacrylate-based dentin adhesives. **J. Biomed. Mater. Res. B Appl. Biomater.**, Hoboken, v. 95, n. 2, p. 283-290, 2010.
32. SASKALAUŠKAITE, E.; TAM, L. E.; McCOMB, D. Flexural strength, elastic modulus, and pH profile of self-etch resin luting cements. **J. Prosthodont.**, Philadelphia, v. 17, n. 4, p. 262-268, 2008.
33. ILIE, N.; BUCUTA, S.; DRAENERT, M. Bulk-fill resin-based composites: an in vitro assessment of their mechanical performance. **Operative Dentistry**, Seattle, v. 38, n. 6, p. 618-625, 2013.
34. RÜTTERMANN, S.; ALBERTS, I.; RAAB, W. H. M.; JANDA, R. R. Physical properties of self-, dual-, and light-cured direct core materials. **Clin Oral Invest**, Berlin, v. 15, n. 4, p. 597-603, 2011.
35. MAIA, R. R.; REIS, R. S.; MORO, A. F. V.; PEREZ, C. R.; PESSÔA, B. M.; DIAS, K. R. H. C. Properties evaluation of silorane, low-shrinkage, non-flowable and flowable resin-based composites in dentistry. **Peer J**, v. 3, n. 6, p. e864, 2015.
36. FREIRE, S. M.; NISHIO, C.; MENDES ADE, M.; QUINTAO, C. C.; ALMEIDA, M. A. Relationship between dental size and normal occlusion in

- Brazilian patients. **Braz. Dent. J.**, Ribeirão Preto, v. 18, n. 3, p. 253-257, 2007.
37. KINNEY, J. H.; BALOOCH, M.; MARSHALL, G. V. A micromechanics model of the elastic properties of human dentine. **Arch. Oral Biol.**, Oxford, v. 44, n. 10, p. 813-822, 1999.
38. CHUNG, S. M.; YAP, A. U.; KOH, W. K.; TSAI, K. T.; LIM, C. T. Measurement of Poisson's ratio of dental composite restorative materials. **Biomaterials**, Oxford, v. 25, n. 13, p. 2455-2460, 2004.
39. LANZA, A. AVERSA, R.; RENGO, S.; APICELLA, D.; APICELLA, A. 3D FEA of cemented steel, glass and carbon posts in a maxillary incisor. **Dent. Mater.**, Washington, v. 21, n. 8, p. 709-715, 2005.
40. FRIEDMAN, C. E.; SANDRIK, J. L.; HEUER, M. A.; RAPP, G. W. Composition and physical properties of gutta-percha endodontic filling materials. **J. Endod.**, Baltimore, v. 3, n. 8, p. 304-308, 1977.
41. DE JAGER, N.; PALLAV, P.; FEILZER, A. J. The apparent increase of the Young's modulus in thin cement layers. **Dent. Mater.**, Washington, v. 20, n. 5, p. 457-462, 2004.
42. PIETRZAK, G.; CURNIER, A.; BOTSIS, J.; SCHERRER, S.; WISKOTT, A.; BELSER, U. A nonlinear elastic model of the periodontal ligament and its numerical calibration for the study of tooth mobility. **Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin.**, London, v. 5, n. 2, p. 91-100, 2002.
43. BAKER, M. I.; EBERHARDT, A. W.; MARTIN, D. M.; MCGWIN, G.; LEMONS, J. E. Bone properties surrounding hydroxyapatite-coated custom osseous integrated dental implants. **J. Biomed. Mater. Res. B Appl. Biomater.**, Hoboken, v. 95, n. 1, p. 218-224, 2010.

44. REILLY, D. T.; BURSTEIN, A. H. Review article. The mechanical properties of cortical bone. **J. Bone Joint Surg. Am.**, Boston, v. 56, n. 5, p. 1001-1022, 1974.
45. MISCH, C. E.; QU, Z.; BIDEZ, M. W. Mechanical properties of trabecular bone in the human mandible: implications for dental implant treatment planning and surgical placement. **J. Oral Maxillofac. Surg.**, Philadelphia, v. 57, n. 6, p. 700-708, 1999.
46. VAN STADEN, R. C.; GUAN, H.; LOO, Y. C. Application of the finite element method in dental implant research. **Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin.**, London, v. 9, n. 4, p. 257-270, 2006.
47. LIN, J.; SHINYA, A.; GOMI, H.; SHINYA, A. Finite element analysis to compare stress distribution of connector of lithia disilicate-reinforced glass-ceramic and zirconia-based fixed partial denture. **Odontology**, Tokyo, v. 100, n. 1, p.96-99, 2012.
48. SABBAGH, J.; VREVEN, J.; LELOUP, G. Dynamic and static moduli of elasticity of resin-based materials. **Dent. Mater.**, Washington, v. 18, n. 1, p. 64-71, 2002.
49. FUKUI, Y.; KOMADA, W.; YOSHIDA, K.; OTAKE, S.; OKADA, D.; MIURA, H. Effect of reinforcement with resin composite on fracture strength of structurally compromised roots. **Dent. Mater. J.**, Tokyo, v. 28, n. 5, p. 602-609, 2009.
50. SORRENTINO, R.; AVERSA, R.; FERRO, V.; AURIEMMA, T.; ZARONE, F.; FERRARI, M.; APICELLA, A. Three-dimensional finite element analysis of strain and stress distributions in endodontically treated maxillary central incisors restored with different post, core and crown materials. **Dent. Mater.**, Washington, v. 23, n. 8, p. 983-993, 2007a.

51. ALBUQUERQUE, R. POLLETO, L. T.; FONTANA, R. H.; CIMINI, C. A. Stress analysis of an upper central incisor restored with different posts. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v. 30, n. 9, p. 936-943, 2003.
52. SORRENTINO, R.; SALAMEH, Z.; APICELLA, D.; AURIEMMA, T.; ZARONE, F.; APICELLA, A.; FERRARI, M. Three-dimensional finite element analysis of stress and strain distributions in post-and-core treated maxillary central incisors. **J. Adhes. Dent.**, New Malden, v. 9, n. 6, p. 527-536, 2007b.
53. PEGORETTI, A.; FAMBRI, L.; ZAPPINI, G.; BIANCHETTI, M. Finite element analysis of a glass fibre reinforced composite endodontic post. **Biomaterials**, Guildford, v. 23, n. 13, p. 2667-2682, 2002.
54. MIGUEZ, P. A.; PEREIRA, P. N.; ATSAWASUWAN, P.; YAMAUCHI, M. Collagen cross-linking and ultimate tensile strength in dentin. **J. Dent. Res.**, Washington, v. 83, n. 10, p. 807-810, 2004.
55. FURNESS, A.; TADROS, M. Y.; LOONEY, S. W.; RUEGGEBERG, F. A. Effect of bulk/incremental fill on internal gap formation of bulk-fill composites. **J. Dent.**, Guildford, v. 42, n. 4, p. 439-449, 2014.
56. BOUILLAGUET, S.; TROESCH, S.; WATAHA, J. C.; KREJCI, I.; MEYER, J. M.; PASHLEY, D. H. Microtensile bond strength between adhesive cements and root canal dentine. **Dent. Mater.**, Washington, v. 19, n. 3, p. 199-205, 2003.
57. YOSHIKAWA, T.; SANO, H.; BURROW, M. F.; TAGAMI, J.; PASHLEY, D. H. Effects of dentin depth and cavity configuration on bond strength. **J. Dent. Res.**, Washington, v.78, n. 4, p. 898-905, 1999.
58. FEILZER, A. J.; DE GEE, A. J.; DAVIDSON, C. L. Setting stress in composite resin in relation to configuration of the restoration. **J. Dent. Res.**, Washington, v. 66, n. 11, p. 1636-1639, 1987.

59. CRAIG, R. G.; PEYTON, F. A. Elastic and mechanical properties of human dentin. **J. Dent. Res.**, Washington, v. 37, n. 4, p. 710-718, 1958.
60. DEJAK, B.; MŁOTKOWSKI, A. A comparison of stresses in molar teeth restored with inlays and direct restorations, including polymerization shrinkage of composite resin and tooth loading during mastication. **Dent. Mater.**, Washington, v. 31, n. 3, p. e77-e87, 2015.
61. SOARES, C. J.; BICALHO, A. A.; TANTBIROJN, D.; VERSLUIS, A. Polymerization shrinkage stresses in a premolar restored with different composite resins and different incremental techniques. **J. Adhes. Dent.**, New Malden, v. 15, n. 4, p. 341-350, 2013.
62. BOARO, L. C.; GONÇALVES, F.; GUIMARÃES, T. C.; FERRACENE, J. L.; VERSLUIS, A.; BRAGA, R. R. Polymerization stress, shrinkage and elastic modulus of current low- shrinkage restorative composites. **Dent. Mater.**, Washington, v.26, n. 12, p. 1144-1150, 2010.
63. 3M. Rely X Arc: Adhesive Resin Cement System. Technical product profile. Disponível em: <<http://portal.daledental.com/files/proddocs/11/RelyX%20ARC%20Technical%20Profile.pdf>>. Acesso em: 7 dezembro 2015.
64. ASMUSSEN, E.; PEUTZFELDT, A. Bonding of dual-curing resin cements to dentin. **J. Adhes. Dent.**, New Malden, v. 8, n. 5, p. 299-304, 2006.
65. BRAGA, R. R.; FERRACANE, J. L.; CONDON, J. R. Polymerization contraction stress in dual-cure cements and its effect on interfacial integrity of bonded inlays. **J. Dent.**, Guildford, v. 30, n. 7, p. 333-340, 2002.

#### 4. CONCLUSÕES GERAIS

Diante dos resultados deste estudo, pode-se concluir que:

- a) as tensões  $S1$  e  $S3$  nas raízes, sob carga estática, apresentaram um padrão de distribuição semelhante entre os modelos. As tensões  $S1$  e  $S3$  foram muito maiores nos Modelo 2A e 2B. As tensões  $S1$  na reconstrução e no cimento também apresentaram um padrão de distribuição semelhante entre os três modelos; já as tensões  $S3$  foram variáveis;
- b) de acordo com a resistência dos materiais representados, nos Modelos 2A e 2B a magnitude das tensões máximas nas paredes dentinárias da raiz indicou possibilidade de falha na dentina radicular com carga estática à tração, sob forças oclusais máximas dentro dos limites fisiológicos;
- c) nas condições estudadas, a análise das tensões apontou um prognóstico desfavorável para as reconstruções de raízes fragilizadas pela técnica direta, devido à possibilidade de falha nas interfaces adesivas.



## 5. REFERÊNCIAS GERAIS

1. AKSORNMUANG, J.; NAKAJIMA, M.; FOXTON, R.M.; TAGAMI, J. Regional bond strength of four self-etching primer/adhesive systems to root canal dentine. **Dent. Mater.**, Washington, v. 24, n. 2, p.261-267, 2005.
2. BOARO, L. C. C.; BRANDT, W. C.; MEIRA, J. B. C.; RODRIGUES, F. P.; PALIN, W. M.; BRAGA, R. B. Experimental and FE displacement and polymerization stress of bonded restorations as a function of the C-Factor, volume and substrate stiffness. **J. Dent.**, Baltimore, v. 42, n. 2, p. 140-148, 2014.
3. BONFANTE, G.; KAIZER, O. B.; PEGORARO, L. F.; DO VALLE, A. L. Fracture strength of teeth with flared root canals restored with glass fibre posts. **Int. Dent. J.**, London, v. 57, n. 3, p. 153-160, 2007.
4. BOSCHIAN, P. L.; CAVALLI, G.; BERTANI, P.; GAGLIANI, M. Adhesive post-endodontic restorations with fibre posts: push-out tests and SEM observations. **Dent. Mater.**, Washington, v. 18, n. 8, p. 596-602, 2002.
5. BOUILLAGUET, S.; TROESCH, S.; WATAHA, J. C.; KREJCI, I.; MEYER, J. M.; PASHLEY, D. H. Microtensile bond strength between adhesive cements and root canal dentine. **Dent. Mater.**, Washington, v. 19, n. 3, p. 199-205, 2003.
6. BRAGA, N. M.; PAULINO, S. M.; ALFREDO, E.; SOUSA-NETO, M. D.; VANSAN, L. P. Removal resistance of glass-fiber and metallic cast posts with different lengths. **J. Oral Sci.**, Tokyo, v. 48, n. 1, p. 15-20, 2006.
7. BRAGA, R.R.; BALLESTER, R.Y.; FERRACANE, J. L. Factors involved in the development of polymerization shrinkage stress in resincomposites: a systematic review. **Dent. Mater.**, Washington, v. 21, n. 10, p. 962-970, 2005.

8. CADENARO, M.; GORACCI, C.; GARCIA-GODOY, F.; FERRARI, M. Assessment of polymerization contraction stress of three composite resins. *Dent. Mater.*, Washington, v. 24, n. 5, p. 681-685, 2008.
9. CALHEIROS, F. C.; KAWANO, Y.; STANSBURY, J. W.; BRAGA, R. R. I. Influence of radiant exposure on contraction stress, degree of conversion and mechanical properties of resin composites. **Dent. Mater.**, Washington, v. 22, n. 9, p. 799-803, 2006.
10. CHEN, H. Y.; MANHART, J.; HICKEL, R.; KUNZELMANN, K. H.; Polymerization contraction stress in light-cured packable composite resins. **Dent. Mater.**, Washington, v. 17, n. 3, p. 253-259, 2001.
11. CHOI, K. K.; CONDON, J. R.; FERRACANE, J. L. The effects of adhesive thickness on polymerization contraction stress of composite. **J. Dent. Res.**, Washington, v. 79, n. 3, p. 812-817, 2000.
12. CORMIER, C.J.; BURNS, D.R.; MOON, P. In vitro comparison of the fracture resistance and failure mode of fibre, ceramic, and conventional post systems at various stages of restoration. **J. Prosthodont.**, v. 10, n. 1, p. 26-36, 2001.
13. CORNACCHIA, T. **Análise de tensões em restaurações estéticas indiretas.** 2005. 114 f. Tese (Doutorado em Engenharia Mecânica) - Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, 2005.
14. CZASCH, P.; ILIE, N. In vitro comparison of mechanical properties and degree of cure of bulk fill composites. **Clin. Oral Investig.**, Berlin, v. 17, n. 1, p. 227-235, 2013.
15. DA SILVA, G. R.; SIMAMOTO-JUNIOR, P. C.; DA MOTA, A. S.; SOARES, C. J. Mechanical properties of light-curing composites polymerized with different laboratory photo-curing units. **Dent. Mater. J.**, Tokyo, v. 26, n. 2, p. 217-223, 2007.

16. DAUVILLIER, B. S.; AARNTS, M. P.; FEILZER, A. J. Developments in shrinkage control of adhesive restoratives. **J. Esthet. Dent.**, Hamilton, v. 12, n. 6, p. 291-299, 2000.
17. DAVIDSON, C. L.; FEILZER, A. J. Polymerization shrinkage and polymerization shrinkage stress in polymer-based restoratives. **J. Dent.**, Baltimore, v. 25, n. 6, p. 435-440, 1997.
18. DIETSCHI, D.; DUC, O.; KREJCI, I.; SADAN, A. Biomechanical considerations for the restoration of endodontically treated teeth: a systematic review of the literature--Part 1. Composition and micro and macrostructure alterations. **Quintessence Int.**, Berlin, v. 38, n. 9, p. 733-743, 2007.
19. FEILZER, A. J.; DE GEE, A. J.; DAVIDSON, C. L. Setting stress in composite resin in relation to configuration of the restoration. **J. Dent. Res.**, Washington, v. 66, n. 11, p. 1636-1639, 1987.
20. FEILZER, A. J.; DE GEE, A. J.; DAVIDSON, C. L. Setting stresses in composites for two different curing modes. **Dent. Mater.**, Washington, v. 9, n. 1, p. 2-5, 1993.
21. FEILZER, A. J.; DE GEE, A. J.; DAVIDSON, C. L.. Quantitative determination of stress reduction by flow in composite restorations. **Dent. Mater.**, Washington, v. 6, n. 3, p. 167-171, 1990a.
22. FEILZER, A. J.; DE GEE, A. J.; DAVIDSON, C. L.. Relaxation of polymerization contraction shear stress by hygroscopic expansion. **J. Dent. Res.**, Washington, v. 69, n. 1, p. 36-39, 1990b.
23. FENNIS, W. M.; KUIJS, R. H.; KREULEN, C. M.; ROETERS, F. J.; CREUGERS, N. H.; BURGERSDIJK, R. C. A survey of cusp fractures in a population of general dental practices. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v. 15, n. 6, p. 559-563, 2002.

24. FERRARI, M.; VICHI, A.; GRANDINI, S. Efficacy of different adhesive techniques on bonding to root canal walls: an SEM investigation. **Dent. Mater.**, Washington, v. 17, n. 5, p. 422-429, 2001.
25. FOKKINGA, W. A.; KREULEN, C. M.; VALLITTU, P.K.; CREUGERS, N. H. J. A structured analysis of in vitro failure loads and failure modes of fibre, metal, and ceramic post-and-core systems. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v. 17, n. 4, p. 476-482, 2004.
26. GHER JR, M. E.; DUNLAP, R. M.; ANDERSON, M. H.; KUHL, L. V. Clinical survey of fractured teeth. **J. Am. Dent. Assoc.**, Chicago, v. 114, n. 2, p. 174-177, 1987.
27. GONCALVES, L. A.; VANSAN, L. P.; PAULINO, S. M.; SOUSA NETO, M. D. Fracture resistance of weakened roots restored with a transilluminating post and adhesive restorative materials. **J. Prosthet. Dent.**, Saint Louis, v. 96, n. 5, p. 339-344, 2006.
28. GRANDINI, S.; SAPIO, S.; SIMONETTI, M. Use of anatomic post and core for reconstructing an endodontically treated tooth: a case report. **J. Adhes Dent**, New Malden, v. 5, n. 3, p. 243-247, 2003.
29. HEYDECKE, G.; BUTZ, F.; STRUB, J.R. Fracture strength and survival rate of endodontically treated maxillary incisors with approximal cavities after restoration with different post and core systems: an in-vitro study. **J. Dent.**, Guildford, v. 29, n. 6, p. 427-433, 2001.
30. HUSSAIN, S. K.; MCDONALD, A.; MOLES, D. R.. In vitro study investigating the mass of tooth structure removed following endodontic and restorative procedures. **J. Prosthet. Dent.**, Saint Louis, v. 98, n. 4, p. 260-269, 2007.
31. IRIE, M.; SUZUKI, K.; WATTS; D. C. Marginal gap formation of light-activated restorative materials: effects of immediate setting shrinkage and bond strength. **Dent. Mater.**, Washington, v. 18, n. 3, p. 203-210, 2002.

32. JOHNSON, M. E.; STEWART, G. P.; NIELSEN, C. J.; HATTON, J. F. Evaluation of root reinforcement of endodontically treated teeth. **Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.**, Saint Louis, v. 90, n. 3, p. 360-364, 2000.
33. KINA, S.; BRUGUERA, A. **Invisível**: restaurações estéticas cerâmicas. Maringá, Dental Press, 2008. cap. 6, p. 266-274.
34. KLEVERLAAN, C. J.; FEILZER, A. J. Polymerization shrinkage and contraction stress of dental resin composites. **Dent. Mater.**, Washington, v. 21, n. 12, p. 1150-1157, 2005.
35. LANG, H.; KORKMAZ, Y.; SCHNEIDER, K.; RAAB, W. H. Impact of endodontic treatments on the rigidity of the root. **J. Dent. Res.**, Washington, v. 85, n. 4, p. 364-368, 2006.
36. LAZARCHIK, D. A.; HAMMOND, B. D.; SIKES, C. L.; LOONEY, S. W.; RUEGGEBERG, F. A. Hardness comparison of bulk-filled/transooth and incremental-filled/occlusally irradiated composite resins. **J. Prosthet. Dent.**, Saint Louis, v. 98, n. 2, p. 129-140, 2007.
37. LELES, C.; SOUZA, J.; BUSATO, A. Princípios das restaurações com retenção intra-radicular. In: ESTRELA, C. (Org.). **Ciência endodôntica**. São Paulo: Artes Médicas, 2004. v. 2, cap. 20, p. 991-1009.
38. LUI, J. L. Composite resin reinforcement of flared canals using light-transmitting plastic posts. **Quintessence Int.**, Berlin, v. 25, n. 5, p. 313-319, 1994a.
39. LUI, J. L. Depth of composite polymerization within simulated root canals using light-transmitting posts. **Oper. Dent.**, Seattle, v. 19, n. 5, p. 165-168, 1994b.
40. MARCHI, G. M. PAULILLO, L. A.; PIMENTA, L. A.; DE LIMA, F. A. Effect of different filling materials in combination with intraradicular posts on the

- resistance to fracture of weakened roots. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v. 30, n. 6, p. 623-629, 2003.
41. MATTOS, C. M. A.; LAS CASAS, E. B.; DUTRA, I. G. R.; SOUSA, H. A.; GUERRA, S. M. G. Numerical analysis of the biomechanical behaviour of a weakened root after adhesive reconstruction and post-core rehabilitation. **Journal of Dentistry**, Guildford, v. 40, n. 5, p. 423-432, 2012.
  42. MEHL, A.; HICKEL, R.; KUNZELMANN, K. H. Physical properties and gap formation of light-cured composites with and without softstart-polymerization. **J. Dent.**, Guildford, v. 25, n. 3-4, p. 321-330, 1997.
  43. MENDOZA, D. B.; EAKLE, W. S. Retention of posts cemented with various dentinal bonding cements. **J. Prosthet. Dent.**, Saint Louis, v. 72, n. 6, p. 591-594, 1994.
  44. MENDOZA, D. B.; EAKLE, W. S.; KAHL, E. A.; HO, R. Root reinforcement with a resin-bonded preformed post. **J. Prosthet. Dent.**, Saint Louis, v. 78, n. 1, p. 10-14, 1997.
  45. MEZZOMO, E.; MASSA, F. Restauração de dentes pré-coroa protética: núcleos e pinos. In: MEZZOMO, E.; SUZUKI, R. (Org.). **Reabilitação oral contemporânea**. São Paulo: Ed. Santos, 2006. cap. 13, p. 513-579.
  46. MOOSAVI, H.; MALEKNEJAD, F.; KIMYAI, S. Fracture resistance of endodontically-treated teeth restored using three root-reinforcement methods. **J. Contemp. Dent. Pract.**, Cincinnati, v. 9, n. 1, p. 30-37, 2008.
  47. MORGANO, S. M. Restoration of pulpless teeth: application of traditional principles in present and future contexts. **J. Prosthet. Dent.**, Saint Louis, v. 75, n. 4, p. 375-380, 1996.
  48. MORGANO, S. M.; MILOT, P. Clinical success of cast metal posts and cores. **J. Prosthet. Dent.**, Saint Louis, v. 70, n. 1, p. 11-16, 1993.

49. ROBBINS, J.W. Restoration of the endodontically treated tooth. **Dent. Clin. North Am.**, Philadelphia, v. 46, n. 2, p. 367-384, 2002.
50. SAKAGUCHI, R. L.; BERGE, H. X. Reduced light energy density decreases post-gel contraction while maintaining degree of conversion in composites. **J. Dent.**, Guildford, v. 26, n. 8, p. 695-700, 1998.
51. SANTOS, A. F.; MEIRA, J. B.; TANAKA, C. B.; XAVIER, T. A.; BALLESTER, R. Y.; LIMA, R. G.; PFEIFER, C. S.; VERSLUIS, A. Can fiber posts increase root stresses and reduce fracture? **J. Dent. Res.**, Washington, v. 89, n. 6, p. 587-591, 2010.
52. SAPONE, J.; LORENCKI, S. F. An endodontic-prosthetic approach to internal tooth reinforcement. **J. Prosthet. Dent.**, Saint Louis, v. 45, n. 2, p. 164-174, 1981.
53. SAUPE, W. A.; GLUSKIN, A. H.; RADKE JR., R. A. A comparative study of fracture resistance between morphologic dowel and cores and a resin-reinforced dowel system in the intraradicular restoration of structurally compromised roots. **Quintessence Int.**, Berlin, v. 27, n. 7, p. 483-491, 1996.
54. SCHMAGE, P.; PFEIFFER, P.; PINTO, E.; PLATZER, U.; NERGIZ, I. Influence of oversized dowel space preparation on the bond strengths of FRC posts. **Oper. Dent.**, Seattle, v. 34, n. 1, p. 93-101, 2009.
55. SCHWARTZ, R. S.; ROBBINS, J. W. Post placement and restoration of endodontically treated teeth: a literature review. **J. Endod.**, Baltimore, v. 30, n. 5, p. 289-301, 2004.
56. Scientific Compendium SureFil® SDR® flow (2011). Dentsply international. Disponível em: [http://www.surefilsdrflow.com/sites/default/files/SureFil\\_Technical\\_Manual.pdf](http://www.surefilsdrflow.com/sites/default/files/SureFil_Technical_Manual.pdf)> Acesso em: 05/12/2015. cap. 1, p. 11.

57. SOARES, C. J.; BICALHO, A. A.; TANTBIROJN, D.; VERSLUIS, A. Polymerization shrinkage stresses in a premolar restored with different composite resins and different incremental techniques. **J. Adhes. Dent.**, New Malden, v. 15, n. 4, p. 341-350, 2013.
58. SORENSEN, J. A.; MARTINOFF, J. T. Intracoronal reinforcement and coronal coverage: a study of endodontically treated teeth. **J. Prosthet. Dent.**, Saint Louis, v. 51, n. 6, p. 780-784, 1984.
59. TERRY, D. A.; LEINFELDER, K. F. Managing stress with composite resin, Part 1: The restorative-tooth interface. **Dent. Today**, Montclair, v. 25, n. 12, p. 98-104, 2006.



## ANEXO A

### Normas da revista Journal of Dentistry

#### PREPARATION

##### *Double-blind review*

This journal uses double-blind review, which means that both the reviewer and author name(s) are not allowed to be revealed to one another for a manuscript under review. The identities of the authors are concealed from the reviewers, and vice versa. For more information please refer to <http://www.elsevier.com/reviewers/peer-review>. To facilitate this, please include the following separately:

**Title page (with author details):** This should include the title, authors' names and affiliations, and a complete address for the corresponding author including an e-mail address.

**Blinded manuscript (no author details):** The main body of the paper (including the references, figures, tables and any Acknowledgements) should not include any identifying information, such as the authors' names or affiliations.

##### *Use of word processing software*

It is important that the file be saved in the native format of the word processor used. The text should be in single-column format. Keep the layout of the text as simple as possible. Most formatting codes will be removed and replaced on processing the article. In particular, do not use the word processor's options to justify text or to hyphenate words. However, do use bold face, italics, subscripts, superscripts etc. When preparing tables, if you are using a table grid, use only one grid for each individual table and not a grid for each row. If no grid is used, use tabs, not spaces, to align columns. The electronic text should be prepared in a way very similar to that of conventional manuscripts (see also the Guide to Publishing with Elsevier: <http://www.elsevier.com/guidepublication>). Note that source files of figures, tables and text graphics will be required whether or not you embed your figures in the text. See also the section on Electronic artwork.

To avoid unnecessary errors you are strongly advised to use the 'spell-check' and 'grammar-check' functions of your word processor.

##### *Introduction*

The introduction must be presented in a structured format, covering the following subjects, although not under subheadings: succinct statements of the issue in question, and the essence of existing knowledge and understanding pertinent to the issue. In keeping with the house style of Journal of Dentistry, the final paragraph of the introduction should clearly state the aims and/or objective of the work being reported. Prospective authors may find the following form of words to be helpful: "The aim of this paper is to ..." Where appropriate, a hypothesis (e.g. null or a priori) should then be stated.

##### *Essential title page information*

- **Title.** Concise and informative. Titles are often used in information-retrieval systems. Avoid abbreviations and formulae where possible.
- **Author names and affiliations.** Please clearly indicate the given name(s) and family name(s) of each author and check that all names are accurately spelled. Present the authors' affiliation addresses (where the actual work was done) below the names.

Indicate all affiliations with a lowercase superscript letter immediately after the author's name and in front of the appropriate address.

Provide the full postal address of each affiliation, including the country name and, if available, the e-mail address of each author.

• **Corresponding author.** Clearly indicate who will handle correspondence at all stages of refereeing and publication, also post-publication. **Ensure that the e-mail address is given and that contact details are kept up to date by the corresponding author.**

• **Present/permanent address.** If an author has moved since the work described in the article was done, or was visiting at the time, a 'Present address' (or 'Permanent address') may be indicated as a footnote to that author's name. The address at which the author actually did the work must be retained as the main, affiliation address. Superscript Arabic numerals are used for such footnotes.

The **title page** should contain the following information:

- Title of paper
- Short title
- Name(s), job titles and address(es) of author(s) (no academic degrees necessary)
- Name, address, telephone, fax and e-mail of the corresponding author
- Up to 6 keywords

Spelling: International English.

Authors are urged to write as concisely as possible.

The house style of Journal of Dentistry requires that articles should be arranged in the following order: Title, Abstract, Introduction, Materials and Methods, Results, Discussion, Conclusions, Acknowledgements, References, Tables, Figures. A **cover letter** should accompany the new manuscript submission, within which the authors should indicate the significance of the work being submitted in a statement no more than 100 words. A signed **permission note** (details below) must also be included.

**Abstract:** should not exceed 250 words and should be presented under the following subheadings: Objectives, Methods; Results; Conclusions (For Reviews: Objectives; Data; Sources; Study selection; Conclusions). A 50 word 'Clinical Significance' statement should appear at the end of the abstract advising readers of the clinical importance and relevance of their work. These subheadings should appear in the text of the abstract. Please repeat the title of the article at the top of the abstract page.

**Introduction:** must be presented in a structured format, covering the following subjects, although not under subheadings: succinct statements of the issue in question, and the essence of existing knowledge and understanding pertinent to the issue. In keeping with the house style of Journal of Dentistry, the final paragraph of the introduction should clearly state the aims and/or objective of the work being reported. Prospective authors may find the following form of words to be helpful: "The aim of this paper is to ..." Where appropriate, a hypothesis (e.g. null or a priori) should then be stated.

**Keywords:** up to 6 keywords should be supplied.

**Abbreviations and acronyms:** terms and names to be referred to in the form of abbreviations or acronyms must be given in full when first mentioned.

**Units:** SI units should be used throughout. If non-SI units must be quoted, the SI equivalent must immediately follow in parentheses.

The complete names of individual teeth must be given in the text. In tables and legends for illustrations individual teeth should be identified using the FDI two-digit system.

### **Statistics**

Statistical methods should be described with enough detail to enable a knowledgeable reader with access to the original data to verify the reported results. When possible, findings should be quantified and appropriate measures of error or uncertainty (such as confidence intervals) given. Details about eligibility criteria for subjects, randomization and the number of observations should be included. The computer software and the statistical method(s) used should be specified with references to standard works when possible (with pages specified). See [http://www.icmje.org/manuscript\\_1prepare.html](http://www.icmje.org/manuscript_1prepare.html) for more detailed guidelines.

**References:** These should appear in the text in numerical order and should follow a modified form of the Vancouver Reference system (details may be found at <http://www.icmje.org/index.html#reference>). Please note that the house style of the Journal of Dentistry is different from the standard Vancouver reference style in that it includes a requirement:

- to refer to the name of the Journal in full
- to put the name of the Journal in Italics
- to put the volume number in bold

Examples as follows:

#### Journal articles

Lynch CD, Frazier KB, McConnell RJ, Blum IR, Wilson NHF. State-of-the-art techniques in Operative Dentistry: contemporary teaching of posterior composites in UK and Irish dental schools. *British Dental Journal* 2010; **209**: 129 - 36.

Wilson NHF, Mjör I. The teaching of class I and class II direct composite restorations in European dental schools. *Journal of Dentistry* 2000; **28**: 15-21.

Please note that in-press/ accepted articles that are awaiting assignment of page numbers should be cited including their DOI number (Digital Object Identifier), for example:

#### Books

Lynch CD. Successful posterior composites. London: Quintessence Publishing Co., 2008.

#### Book chapters

Phillips SJ, Whisnant JP. The role of dentine under restorations. In: Laragh JH, Brenner BM, editors. The science of restorative dentistry. 2nd ed. Oxford: Elsevier; 2003. p.266-78.

If there are seven or more authors please list the first six and et al., otherwise list all authors. Journal titles should be given in full. If websites are used as references, the full URL should be cited, along with the date on which it was accessed.

**Illustrations:** should be submitted electronically using appropriate commercial software. Prospective authors should follow the relevant guidelines (available from: <http://www.elsevier.com/artworkinstructions>). In addition, it is noted that while authors sometimes need to manipulate images for clarity, manipulation for purposes of deception or fraud will be seen as scientific ethical abuse and will be dealt with accordingly. For graphical images, journals published by Elsevier apply the following policy: no specific feature within an image may be enhanced, obscured, moved, removed, or introduced. Adjustments of brightness, contrast, or color balance are acceptable if and as long as they do not obscure or eliminate any information present in the original. Nonlinear adjustments (e.g. changes to gamma settings) must be disclosed in the figure legend.

### *Abstract*

The Abstract should not exceed 250 words and should be presented under the following subheadings: Objectives, Methods; Results; Conclusions (For Reviews: Objectives; Data; Sources; Study selection; Conclusions). A 50 word 'Clinical Significance' statement should appear at the end of the abstract advising readers of the clinical importance and relevance of their work. These subheadings should appear in the text of the abstract. Please repeat the title of the article at the top of the abstract page.

### *Graphical abstract*

Although a graphical abstract is optional, its use is encouraged as it draws more attention to the online article. The graphical abstract should summarize the contents of the article in a concise, pictorial form designed to capture the attention of a wide readership. Graphical abstracts should be submitted as a separate file in the online submission system. Image size: Please provide an image with a minimum of 531 × 1328 pixels (h × w) or proportionally more. The image should be readable at a size of 5 × 13 cm using a regular screen resolution of 96 dpi. Preferred file types: TIFF, EPS, PDF or MS Office files. See <http://www.elsevier.com/graphicalabstracts> for examples.

Authors can make use of Elsevier's Illustration and Enhancement service to ensure the best presentation of their images and in accordance with all technical requirements: [Illustration Service](#).

### *Keywords*

Provide a maximum of 6 keywords, using British spelling and avoiding general and plural terms and multiple concepts (avoid, for example, 'and', 'of'). Be sparing with abbreviations: only abbreviations firmly established in the field may be eligible. These keywords will be used for indexing purposes.

### *Artwork*

#### *Image manipulation*

Whilst it is accepted that authors sometimes need to manipulate images for clarity, manipulation for purposes of deception or fraud will be seen as scientific ethical abuse and will be dealt with accordingly. For graphical images, this journal is applying the following policy: no specific feature within an image may be enhanced, obscured, moved, removed, or introduced. Adjustments of brightness, contrast, or color balance

are acceptable if and as long as they do not obscure or eliminate any information present in the original. Nonlinear adjustments (e.g. changes to gamma settings) must be disclosed in the figure legend.

### *Electronic artwork*

#### *General points*

- Make sure you use uniform lettering and sizing of your original artwork.
- Embed the used fonts if the application provides that option.
- Aim to use the following fonts in your illustrations: Arial, Courier, Times New Roman, Symbol, or use fonts that look similar.
- Number the illustrations according to their sequence in the text.
- Use a logical naming convention for your artwork files.
- Provide captions to illustrations separately.
- Size the illustrations close to the desired dimensions of the published version.
- Submit each illustration as a separate file.

A detailed guide on electronic artwork is available on our website:

<http://www.elsevier.com/artworkinstructions>.

**You are urged to visit this site; some excerpts from the detailed information are given here.**

#### *Formats*

If your electronic artwork is created in a Microsoft Office application (Word, PowerPoint, Excel) then please supply 'as is' in the native document format.

Regardless of the application used other than Microsoft Office, when your electronic artwork is finalized, please 'Save as' or convert the images to one of the following formats (note the resolution requirements for line drawings, halftones, and line/halftone combinations given below):

EPS (or PDF): Vector drawings, embed all used fonts.

TIFF (or JPEG): Color or grayscale photographs (halftones), keep to a minimum of 300 dpi.

TIFF (or JPEG): Bitmapped (pure black & white pixels) line drawings, keep to a minimum of 1000 dpi.

TIFF (or JPEG): Combinations bitmapped line/half-tone (color or grayscale), keep to a minimum of 500 dpi.

#### **Please do not:**

- Supply files that are optimized for screen use (e.g., GIF, BMP, PICT, WPG); these typically have a low number of pixels and limited set of colors;
- Supply files that are too low in resolution;
- Submit graphics that are disproportionately large for the content.

#### *Color artwork*

Please make sure that artwork files are in an acceptable format (TIFF (or JPEG), EPS (or PDF), or MS Office files) and with the correct resolution. If, together with your accepted article, you submit usable color figures then Elsevier will ensure, at no additional charge, that these figures will appear in color online (e.g., ScienceDirect and other sites) regardless of whether or not these illustrations are reproduced in color in the printed version. **For color reproduction in print, you will receive information regarding the costs from Elsevier after receipt of your accepted article.** Please

indicate your preference for color: in print or online only. For further information on the preparation of electronic artwork, please see <http://www.elsevier.com/artworkinstructions>.

### *Illustration services*

Elsevier's WebShop (<http://webshop.elsevier.com/illustrationservices>) offers Illustration Services to authors preparing to submit a manuscript but concerned about the quality of the images accompanying their article. Elsevier's expert illustrators can produce scientific, technical and medical style images, as well as a full range of charts, tables and graphs. Image 'polishing' is also available, where our illustrators take your image(s) and improve them to a professional standard. Please visit the website to find out more.

### *Figure captions*

Ensure that each illustration has a caption. Supply captions separately, not attached to the figure. A caption should comprise a brief title (**not** on the figure itself) and a description of the illustration. Keep text in the illustrations themselves to a minimum but explain all symbols and abbreviations used.

### *Tables*

Please submit tables as editable text and not as images. Tables can be placed either next to the relevant text in the article, or on separate page(s) at the end. Number tables consecutively in accordance with their appearance in the text and place any table notes below the table body. Be sparing in the use of tables and ensure that the data presented in them do not duplicate results described elsewhere in the article. Please avoid using vertical rules.

### *References*

#### *Citation in text*

Please ensure that every reference cited in the text is also present in the reference list (and vice versa). Any references cited in the abstract must be given in full. Unpublished results and personal communications are not recommended in the reference list, but may be mentioned in the text. If these references are included in the reference list they should follow the standard reference style of the journal and should include a substitution of the publication date with either 'Unpublished results' or 'Personal communication'. Citation of a reference as 'in press' implies that the item has been accepted for publication.

#### *Reference links*

Increased discoverability of research and high quality peer review are ensured by online links to the sources cited. In order to allow us to create links to abstracting and indexing services, such as Scopus, CrossRef and PubMed, please ensure that data provided in the references are correct. Please note that incorrect surnames, journal/book titles, publication year and pagination may prevent link creation. When copying references, please be careful as they may already contain errors. Use of the DOI is encouraged.

#### *Web references*

As a minimum, the full URL should be given and the date when the reference was last accessed. Any further information, if known (DOI, author names, dates, reference to a source publication, etc.), should also be given. Web references can be listed separately

(e.g., after the reference list) under a different heading if desired, or can be included in the reference list.

#### *References in a special issue*

Please ensure that the words 'this issue' are added to any references in the list (and any citations in the text) to other articles in the same Special Issue.

#### *Reference management software*

Most Elsevier journals have a standard template available in key reference management packages. This covers packages using the Citation Style Language, such as Mendeley (<http://www.mendeley.com/features/reference-manager>) and also others like EndNote (<http://www.endnote.com/support/enstyles.asp>) and Reference Manager (<http://refman.com/downloads/styles>). Using plug-ins to word processing packages which are available from the above sites, authors only need to select the appropriate journal template when preparing their article and the list of references and citations to these will be formatted according to the journal style as described in this Guide. The process of including templates in these packages is constantly ongoing. If the journal you are looking for does not have a template available yet, please see the list of sample references and citations provided in this Guide to help you format these according to the journal style.

If you manage your research with Mendeley Desktop, you can easily install the reference style for this journal by clicking the link below:

<http://open.mendeley.com/use-citation-style/journal-of-dentistry>

When preparing your manuscript, you will then be able to select this style using the Mendeley plugins for Microsoft Word or LibreOffice. For more information about the Citation Style Language, visit <http://citationstyles.org>.

#### *Reference style*

References should appear in the text in numerical order and should follow a modified form of the Vancouver Reference system (details may be found at <http://www.icmje.org/index.html#reference>). Please note that the house style of the Journal of Dentistry is different from the standard Vancouver reference style in that it includes a requirement:

- to refer to the name of the Journal in full
- to put the name of the Journal in Italics
- to put the volume number in bold

# APÊNDICE A

## FIGURAS

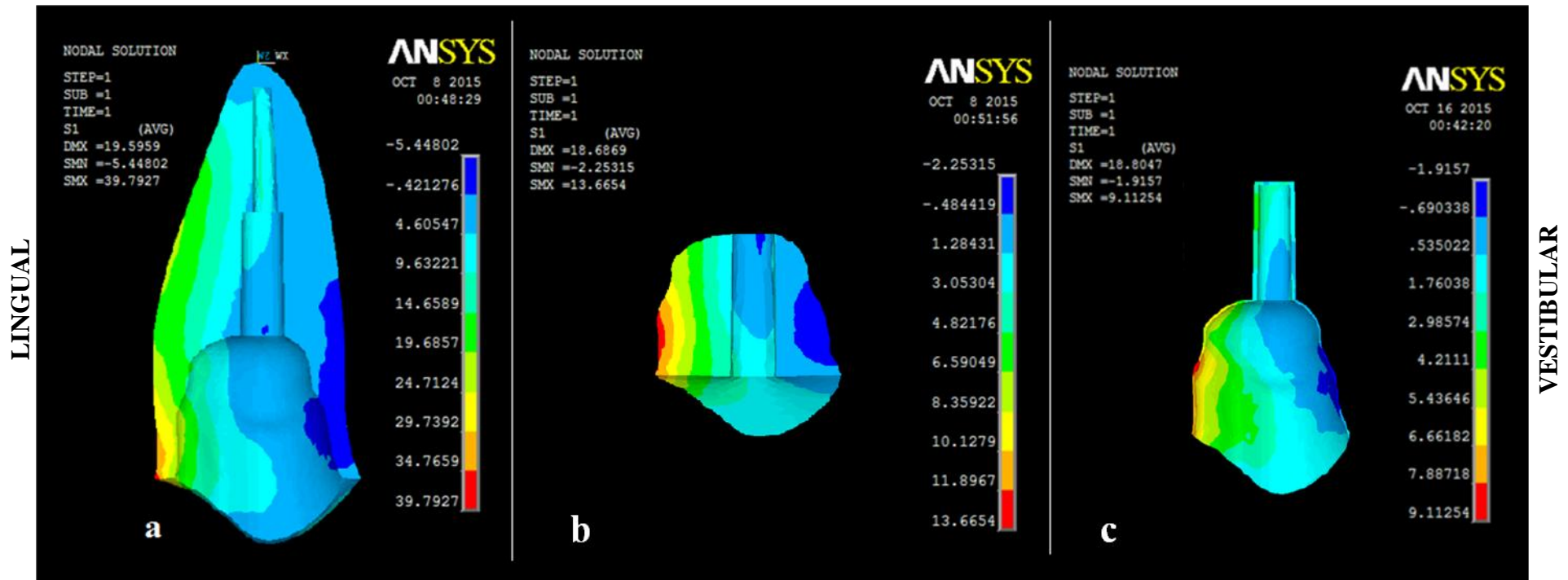


FIGURA 1 – MODELO 1: Diagrama de distribuição das tensões S1 (MPa) no corte sagital – plano YZ (a: raiz isolada; b: região da reconstrução; c: cimento)



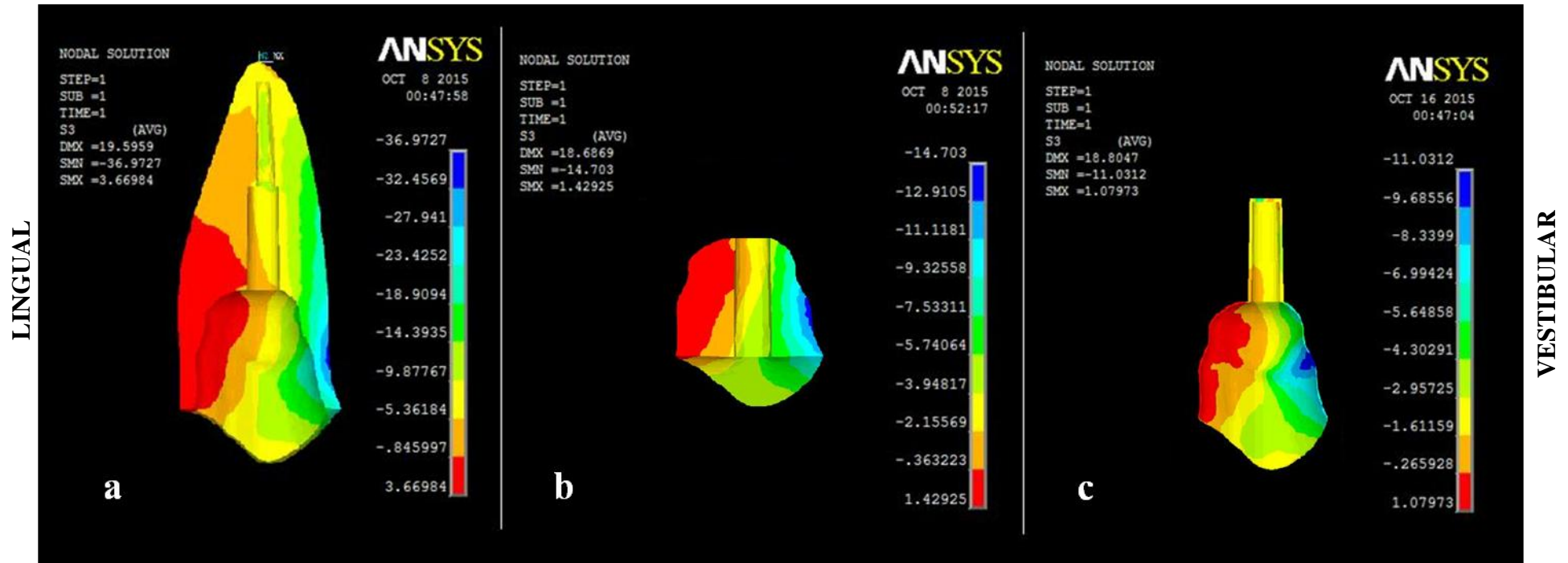


FIGURA 2 – MODELO 1: Diagrama de distribuição das tensões S3 (MPa) no corte sagital – plano YZ (a: raiz isolada; b: região da reconstrução; c: cimento)

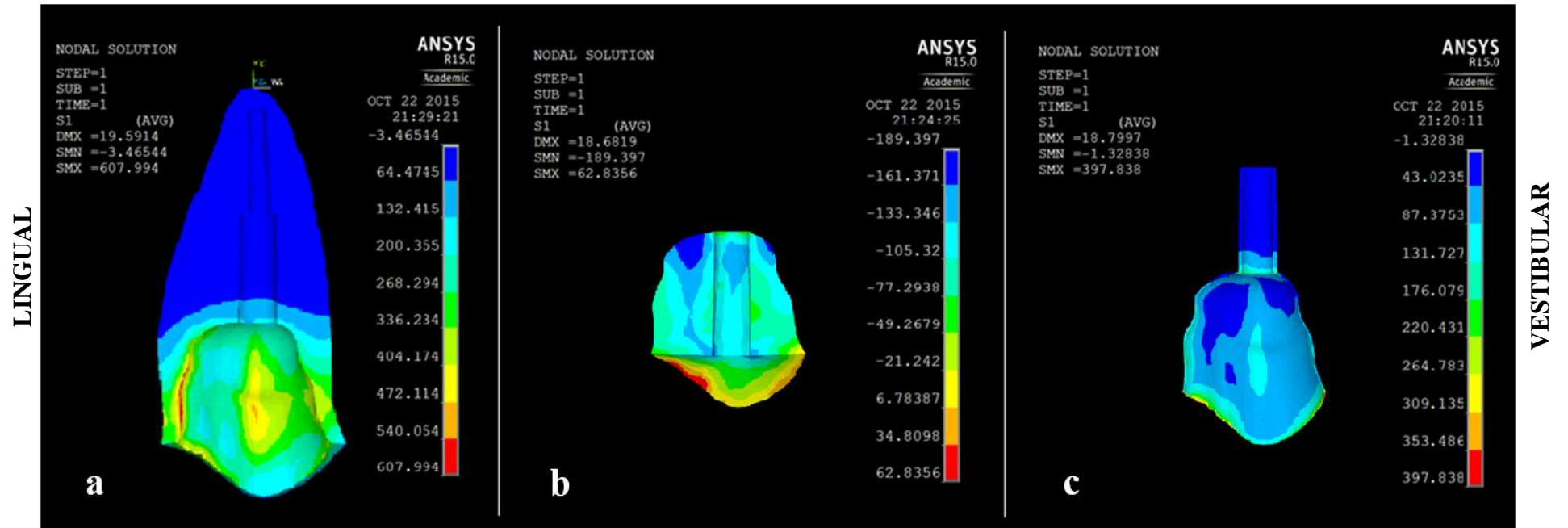


FIGURA 3 – MODELO 2A: Diagrama de distribuição das tensões S1 (MPa) no corte sagital – plano YZ (a: raiz isolada; b: região da reconstrução; c: cimento)

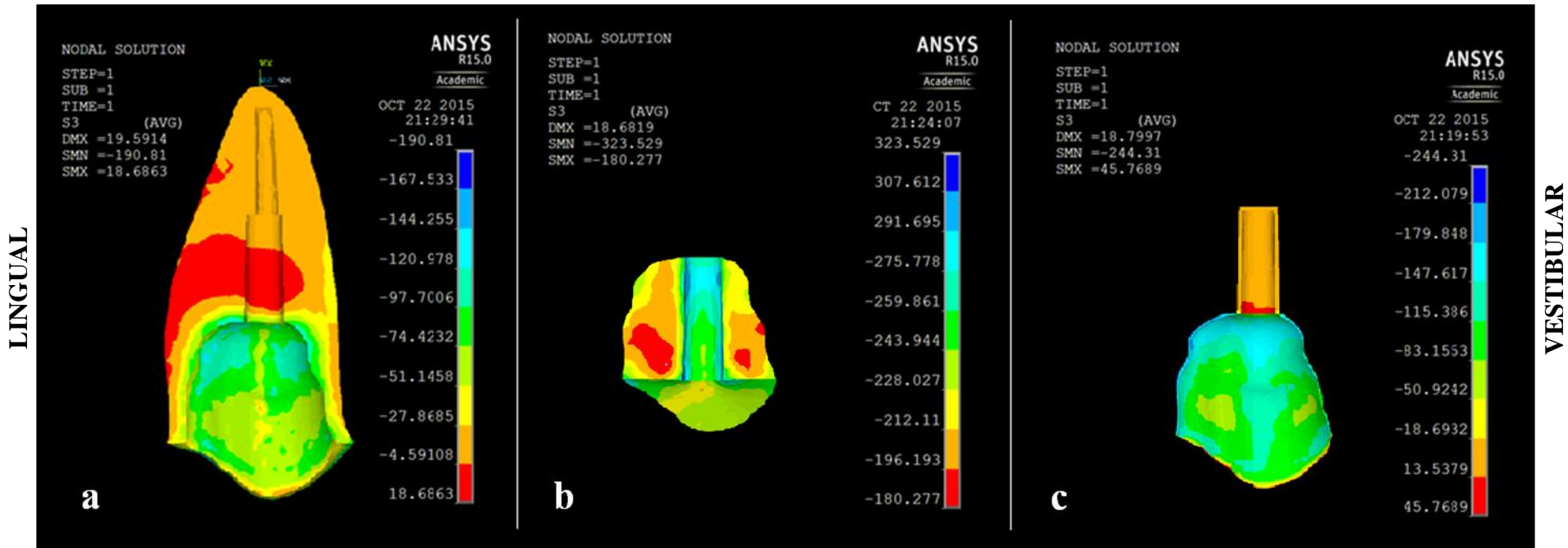


FIGURA 4 – MODELO 2A: Diagrama de distribuição das tensões S3 (MPa) no corte sagital – plano YZ (a: raiz isolada; b: região da reconstrução; c: cimento)

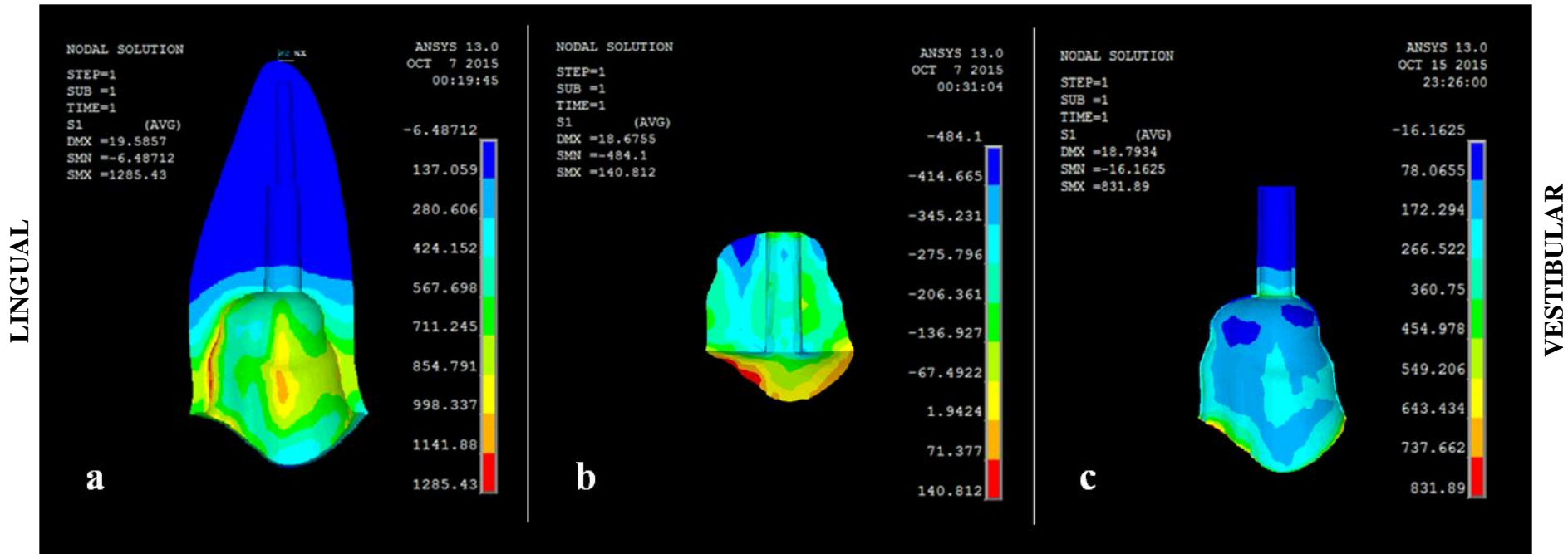


FIGURA 5 – MODELO 2B: Diagrama de distribuição das tensões S1 (MPa) no corte sagital – plano YZ (a: raiz isolada; b: região da reconstrução; c: cimento)

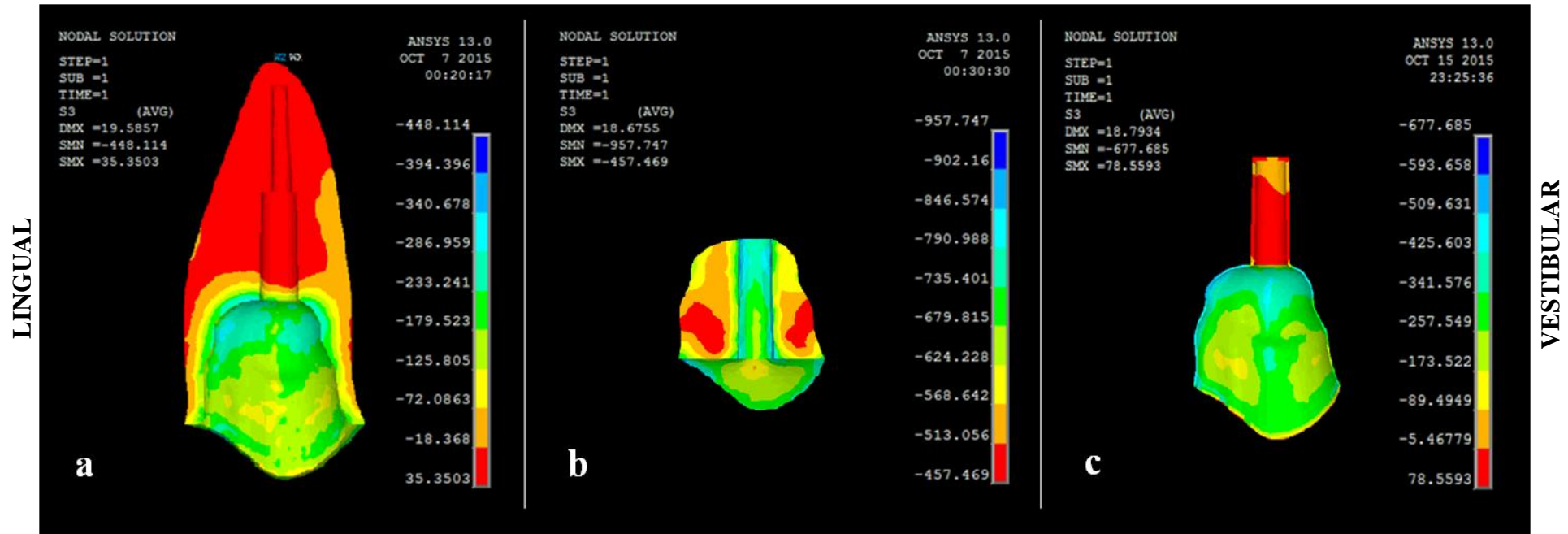


FIGURA 6 – MODELO 2B: Diagrama de distribuição das tensões S3 (MPa) no corte sagital – plano YZ (a: raiz isolada; b: região da reconstrução; c: cimento)

