

UNIVERSIDADE DE UBERABA

GABRIELA JACINTO QUEIROZ

JOYCE JANAÍNA TOMÁS

EFEITO DA ESPESSURA DA LINHA DE CIMENTAÇÃO, TIPO DE CIMENTO E
TIPO DE SUBSTRATO DE ADESÃO NO COMPORTAMENTO BIOMECÂNICO DE
MOLARES RESTAURADOS COM COROAS CERÂMICAS DE DISSILICATO DE LÍTIO

UBERABA, MG

2017

GABRIELA JACINTO QUEIROZ
JOYCE JANAÍNA TOMÁS

EFEITO DA ESPESSURA DA LINHA DE CIMENTAÇÃO, TIPO DE CIMENTO E
TIPO DE SUBSTRATO DE ADESÃO NO COMPORTAMENTO BIOMECÂNICO DE
MOLARES RESTAURADOS COM COROAS CERÂMICAS DE DISSILICATO DE LÍTIO

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado ao
Curso de Graduação em Odontologia, da Universidade
de Uberaba/MG, como parte dos requisitos para
obtenção do Título de Cirurgião-Dentista.

Orientador: Prof. Dr. Crisnicaw Veríssimo

UBERABA, MG

2017

Q32e Queiroz, Gabriela Jacinto.
Efeito da espessura da linha de cimentação, tipo de cimento e tipo de substrato de adesão no comportamento biomecânico de molares restaurados com coroas cerâmicas de dissilicato de lítio / Gabriela Jacinto Queiroz, Joyce Janaína Tomás. – Uberaba, 2017.
36 f. : il. color.

Trabalho de Conclusão de Curso -- Universidade de Uberaba. Curso de Odontologia, 2017.

Orientador: Prof. Dr. Crisnicaw Veríssimo.

1. Cimentos resinosos. 2. Cerâmica dentária. 3. Odontologia. I. Tomás, Joyce Janaína. II. Universidade de Uberaba. Curso de Odontologia. III. Título.

CDD 617.695

Ficha elaborada pela bibliotecária Tatiane da Silva Viana CRB6-3171

GABRIELA JACINTO QUEIROZ
JOYCE JANAÍNA TOMÁS

EFEITO DA ESPESSURA DA LINHA DE CIMENTAÇÃO, TIPO DE CIMENTO E TIPO DE SUBSTRATO DE ADESÃO NO COMPORTAMENTO BIOMECÂNICO DE MOLARES RESTAURADOS COM COROAS CERÂMICAS DE DISSILICATO DE LÍTIO

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado ao Curso de Graduação em Odontologia, da Universidade de Uberaba/MG, como parte dos requisitos para obtenção do Título de Cirurgião-Dentista.

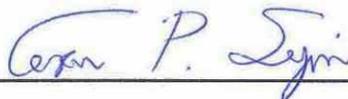
Linha de pesquisa: Biomecânica aplicada à Odontologia Restauradora.

Aprovado em: 01 / 07 / 17

BANCA EXAMINADORA:



Prof. Dr. Crisnicaw Veríssimo – Orientador
Universidade de Uberaba



Prof. Dr. Cesar Penazzo Lepri
Universidade de Uberaba

AGRADECIMENTOS – GABRIELA JACINTO QUEIROZ

Agradeço primeiramente a Deus pela dádiva da vida e por ter me ajudado a manter a fé nos momentos mais difíceis.

Aos meus familiares, amigos e professores que ao longo desta etapa sempre estiveram do meu lado.

A minha dupla Joyce Janaína, que sempre esteve comigo, sempre demonstrando amizade e companheirismo.

Em especial agradeço ao meu orientador Dr. Crisnicaw que tanto contribuiu para realização deste trabalho, sempre demonstrando paciência e compreensão, sendo assim de suma importância.

Agradeço a todos os pacientes que atendi durante a minha vida acadêmica pela paciência e confiança.

Finalmente agradeço a Universidade de Uberaba por todos os ensinamentos passados, e por me proporcionar a oportunidade de realizar e concluir o curso de Odontologia, com qualidade inquestionável.

A todos que direta ou indiretamente fez parte da minha formação, o meu muito obrigado.

AGRADECIMENTOS – JOYCE JANAÍNA TOMÁS

Como não começar agradecendo a Deus por tudo que tem permitido acontecer em minha vida, toda glória e toda honra seja dados a Ele.

Agradeço também a minha mãe e meu marido, que em todos os momentos me ajudaram, esse amor me fez suportar vários dias de desânimo várias dificuldades e lutas nessa jornada.

Agradeço imensamente meu orientador Prof. Dr. Crisnicaw Veríssimo por todo ensino que nos passou pela paciência nesses períodos em que estivemos trabalhando juntos, sempre bem disposto e animado a nos ensinar.

Agradeço também ao Prof. Dr. Gilberto Borges pelo seu comprometimento em fazer uma odontologia em alto nível, não somente esses mestres, mas todos que contribuíram para minha formação durante esses anos.

A minha amiga Gabriela Jacinto, quero agradecer pelo empenho nesse trabalho pela amizade que aos poucos foi ganhando força, pela paciência que teve mesmo nos meus dias mais difíceis.

Agradeço a Universidade de Uberaba (UNIUBE) por nos dar essa oportunidade de poder participar de trabalhos de pesquisa como na Iniciação científica está ao alcance de todos, mas infelizmente são poucos alunos que reconhecem a importância para o nosso aprendizado e crescimento na vida acadêmica.

*"A mente que se abre a uma nova ideia
jamais voltará ao seu tamanho original."*

(Albert Einstein)

RESUMO

Restaurações cerâmicas têm sido empregadas na prática odontológica devido ao seu comportamento clínico e biomecânico. Este estudo avaliou o efeito da espessura da linha de cimentação, tipo de cimento resinoso e substrato na distribuição de tensões em molares restaurados com coroas cerâmicas de dissilicato de lítio. Foram gerados modelos 2D pelo método de elementos finitos de um molar inferior variando os fatores em estudo: (1) Espessura da linha de cimentação (100 e 250 μm); (2) tipo de cimento resinoso (Convencional e autoadesivo); e (3) tipo de substrato para adesão (dentina e dentina/resina composta). Os modelos bidimensionais foram criados nos *softwares* Image J e Marc/Mentat (MSC *softwares*). A malha foi construída manualmente utilizando elementos quadráticos, isoparamétricos, com 4 nós. Foi simulada contração de polimerização do cimento resinoso por analogia térmica seguido da aplicação de carga de 100N. Os resultados foram avaliados pelo critério de Von Mises Modificado. A linha de cimentação de 250 μm gerou maiores valores de tensão de contração do que a linha de cimentação de 100 μm , independentemente do tipo de cimento resinoso e substrato dentário. O cimento resinoso convencional (RelyX ARC) gerou maiores valores de tensão de contração comparado ao cimento resinoso autoadesivo (RelyX U200). O fator substrato dentário não afetou significativamente o padrão de distribuição de tensão. Após aplicação de carga, não houve diferença significativa nas tensões geradas na coroa cerâmica. Concluiu-se que a espessura da linha de cimentação e tipo de cimento resinoso interferem na geração de tensões.

Palavras-chave: Coroa cerâmica. Compósito. Análise de elementos finitos. Cimento resinoso.

ABSTRACT

Ceramic restorations have been employed in dental practice because of their clinical and biomechanical behavior. This study evaluated the effect of cement line thickness, resin cement type and substrate on stress distribution on molars restored with lithium disilicate ceramic crowns. 2D models were generated by the finite element method of a inferior molar varying the factors under study: (1) Thickness of the cement line (100 and 250 μm); (2) type of resin cement (conventional and self-adhesive); And (3) type of substrate for adhesion (dentin and dentin / composite resin). Two-dimensional models were created using Image J and Marc / Mentat software (MSC softwares). The mesh was constructed manually using quadratic, isoparametric, 4-node elements. Polymerization shrinkage of the resin cement was simulated by thermal analogy followed by load application of 100N. The results were evaluated by the modified Von Mises criterion. The cementation line of 250 μm generated higher shrinkage stress values than the cementation line of 100 μm , regardless of the type of resin cement and dental substrate. Conventional resin cement (RelyX ARC) generated higher shrinkage stress values compared to self-adhesive resin cement (RelyX U200). The dental substrate factor did not significantly affect the stress distribution pattern. After load application, there was no significant difference in the stresses generated in the ceramic crown. It was concluded that the thickness of the cement line and type of resin cement interfere in the generation of stresses.

Keywords: Ceramic crown. Composite. Finite element analysis. Resin cement.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1	Obtenção da geometria para criação dos modelos bidimensionais .	15
Figura 2	Criação de <i>cubic-splines</i> a partir de pontos importados do <i>software</i> Image J	16
Figura 3	Geração da malha bidimensional aplicada ao método de elementos finitos	17
Figura 4	Modelos bidimensionais criados em função dos fatores em estudo .	18
Figura 5	Condições de contorno aplicadas ao modelo – Contração de polimerização, aplicação de carga e restrição de deslocamento nos eixos X e Y	20
Figura 6	Distribuição de tensão de acordo com o critério de Von Mises modificado para o substrato de dentina	22
Figura 7	Distribuição de tensão de acordo com o critério de Von Mises Modificado para o substrato de resina composta	23
Figura 8	Tensão na aplicação de carga estática de acordo com o critério de Von Mises Modificado para o substrato de dentina	24
Figura 9	Tensão na aplicação de carga estática de acordo com o critério de Von Mises Modificado para o substrato resina composta	25

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

N	Unidade de força – carga aplicada (Newton)
mm	Unidade de comprimento (milímetro)
min	Unidade de tempo (minuto)
°C	Unidade de temperatura (grau Celsius)
µm	Unidade de comprimento (micrometro)
MEF	Método de elementos finitos
MPa	Unidade de força (megapascal)
GPa	Unidade de força (gigapascal)

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	11
2	OBJETIVOS	14
2.1	OBJETIVO GERAL	14
2.2	OBJETIVO ESPECÍFICO	14
3	MATERIAIS E MÉTODOS	15
3.1	DELINEAMENTO EXPERIMENTAL	15
3.2	MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS BIDIMENSIONAL (2D) – AVALIAÇÃO DAS TENSÕES DE CONTRAÇÃO DE POLIMERIZAÇÃO E APLICAÇÃO DE CARGA	15
4	RESULTADOS	21
5	DISCUSSÃO	27
6	CONCLUSÃO	32
	REFERÊNCIAS	33

1 INTRODUÇÃO

Coroas metalocerâmicas têm sido utilizadas por muito tempo na odontologia restauradora, porém a evolução das cerâmicas odontológicas permitiu o desenvolvimento de coroas em cerâmica livres de metal “cerâmicas puras ou *metal-free*” (MCLEAN, 2001; TIRLET et al., 2014). A literatura demonstra que não há diferença significativa em relação à resistência a fratura de coroas metalocerâmicas em relação as coroas de cerâmica pura (POTIKET et al., 2004). Esta evolução das cerâmicas odontológicas foi feita com a dispersão de cristais cerâmicos com alta resistência e elevado módulo de elasticidade entre a matriz vítrea, contribuindo para o aumento da resistência mecânica destes materiais (MCLEAN, 2001). No entanto, os resultados sobre a resistência mecânica de coroas em cerâmica pura em relação as coroas metalocerâmicas ainda são bastante controversos na literatura científica (POTIKET et al., 2004).

Atualmente diversos tipos de sistemas cerâmicos têm sido desenvolvidos para a confecção de coroas em cerâmica pura (*Metal-free*) em substituição às convencionais coroas metalocerâmicas. Cerâmicas feldspáticas, reforçadas por cristais de alumina, cristais de leucita, zircônica e dissilicato de lítio são os sistemas cerâmicos atualmente disponíveis no mercado nacional para aplicação na construção de coroas totais em cerâmica pura (BORGES et al., 2003; ANUSAVICE, 2015). Em consequência dos diferentes tipos de sistemas cerâmicos, também existem diversas técnicas laboratoriais para obtenção da cerâmica final (Sinterização, Preensagem/ Injeção e *Computer-aided-design/Computer-aided-manufacturing-CAD/CAM*) e que influenciam em diversas propriedades físico-químicas e mecânicas das cerâmicas (ANUSAVICE, 2015).

Por muitos anos, a retenção de restaurações indiretas dependia exclusivamente de preparos dentários favoráveis e da retenção friccional do agente de cimentação em irregularidades presentes na superfície do substrato dentário. Nesse sentido, a aplicação clínica dos materiais cerâmicos livres de metal só foi possível devido ao desenvolvimento e advento da adesão à estrutura dentária. As descobertas acerca do condicionamento ácido permitiram a obtenção de superfícies de esmalte limpas, asperizadas e com alta energia de superfície, capazes de estabelecer uma interface com retenção micromecânica durável com agentes de cimentação e materiais restauradores resinosos (PASHLEY et al., 2011;

ANUSAVICE, 2015). O condicionamento ácido da dentina e desenvolvimento da hibridização permitiram a adesão de materiais resinosos no substrato dentinário (PASHLEY et al., 2011). Ademais, diversos estudos foram realizados afim de obter união/integração adesiva dos substratos dentários com a superfície dos diferentes tipos de sistemas cerâmicos vítreos através do condicionamento da superfície interna com ácido fluorídrico (GUARDA et al., 2013). Clinicamente, coroas totais cerâmicas são utilizadas em situações clínicas onde existe perda significativa de estrutura dentária e a integração adesiva muitas vezes é obtida em diferentes substratos: Dentina ou material de preenchimento (resina composta ou ionômero de vidro) (MENDONCA et al., 2014).

A integração adesiva entre a cerâmica e o substrato para adesão (dentina ou material de preenchimento) depende fundamentalmente do agente de cimentação (ANUSAVICE, 2015). Cimentos resinosos de dupla cura (duais) associados a sistemas adesivos de condicionamento total têm sido aclamados como sendo os agentes de escolha devido aos seus altos valores de resistência adesiva (STAPE et al., 2012). Por outro lado, recentemente tem sido provado que cimentos autoadesivos, os quais utilizam o processo de incorporação da *smear layer* como substrato, geram desempenhos semelhantes (STAPE et al., 2012). Outro aspecto importante relacionado com o processo de cimentação é a espessura da linha de cimentação. Estudos prévios demonstraram que linha de cimentação espessa pode diminuir a resistência à fratura dos dentes restaurados com coroas totais cerâmicas e aumentar as tensões geradas durante aplicação de cargas mastigatórias e processo de contração (MAY et al., 2012). Como todo material polimérico, os cimentos resinosos sofrem o fenômeno de contração de polimerização durante a fotoativação (VERSLUIS et al., 2004). A contração de polimerização é uma característica inerente aos materiais resinosos que reflete negativamente na interface adesiva como resultado das tensões geradas durante o processo de fotoativação (VERSLUIS et al., 2004). Nesse sentido, o volume de material resinoso e a relação com a linha de espessura do cimento podem influenciar diretamente nas tensões residuais geradas durante o processo de polimerização e no comportamento biomecânico de dentes posteriores restaurados com coroas totais cerâmicas frente ao carregamento oclusal. Contudo, poucos estudos na literatura avaliaram a interação entre substrato para adesão, espessura da linha de cimentação, tensões geradas pelo cimento resinoso e aplicação imediata do

carregamento oclusal.

Uma ferramenta de pesquisa capaz de analisar os campos de tensões e deformações é o método de elementos finitos (MEF). Este foi desenvolvido na engenharia entre os anos de 1950 e 1960, desde então o método vem sendo extensamente utilizado em diversas áreas do conhecimento. Durante este período o foco principal era a indústria aeroespacial, porém a partir de 1960 surgiram os primeiros *softwares* comerciais, e após este período, novos *softwares* foram desenvolvidos. Este método é considerado como sendo o mais compreensível para calcular a complexa condição da distribuição das tensões em diversos materiais, inclusive nos odontológicos, proporcionando dados valiosos com custo operacional relativamente baixo e tempo reduzido (VERSLUIS & VERSLUIS-TANTBIROJN, 2011). Na odontologia o potencial do MEF é comprovado em numerosos estudos com análises bidimensionais e tridimensionais.

Diante deste quadro parece oportuno a análise comparativa de ensaios mecânicos experimentais e computacionais que possam nortear a definição de critérios para o preparo do substrato para adesão, determinação da espessura da linha de cimento e cimentação de coroas totais em cerâmica pura, e que este conhecimento gerado chegue tanto aos clínicos bem como a população em geral. Ao obter tais resultados, espera-se responder a questionamento clínico, de forma crítica e embasada cientificamente, para que o número de falhas e perdas após tratamentos com coroas totais em cerâmicas puras possam ser reduzidas.

2 OBJETIVOS

2.1 OBJETIVO GERAL

O presente estudo tem como objetivo avaliar a distribuição de tensões de molares inferiores permanentes restaurados com coroas em cerâmica pura variando o tipo de cimento resinoso, tipo de substrato para adesão e espessura da linha de cimentação.

2.2 OBJETIVO ESPECÍFICO

Este estudo tem como objetivo avaliar o efeito da espessura da linha de cimentação, tipo de cimento resinoso e tipo de substrato de adesão nas tensões geradas pela contração do cimento e pela aplicação de carga, de acordo com os seguintes fatores:

- (1) Espessura da linha de cimentação em dois níveis
 - a. 100 μm
 - b. 250 μm
- (2) Tipo de cimento resinoso
 - a. Cimento resinoso convencional
 - b. Cimento resinoso autoadesivo
- (3) Tipo de substrato para adesão
 - a. Dentina
 - b. Resina composta

3 MATERIAIS E MÉTODOS

3.1 DELINEAMENTO EXPERIMENTAL

1. Unidade experimental: Dentes molares extraídos e modelos matemáticos de análise pelo método de elementos finitos (MEF).

2. Fatores em estudo: Espessura da linha de cimentação (2 níveis): 100 e 250 μm ; Tipo de cimento (2 níveis): Rely X ARC e Rely X U200; Tipo de substrato (2 níveis): Dentina e resina composta.

3.2 MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS BIDIMENSIONAL (2D) – AVALIAÇÃO DAS TENSÕES DE CONTRAÇÃO DE POLIMERIZAÇÃO E APLICAÇÃO DE CARGA

Para calcular a tensão residual de polimerização foi realizada simulação bidimensional pelo método Elementos Finitos. A geometria de um molar inferior humano foi utilizada para geração do modelo bidimensional. Os pontos de coordenadas das superfícies das estruturas foram obtidos por meio de *software* de manipulação de imagens ImageJ (*National Institute of Mental Health, Bethesda, Maryland*) e convertidos em arquivo *.dat. (Figura 1)

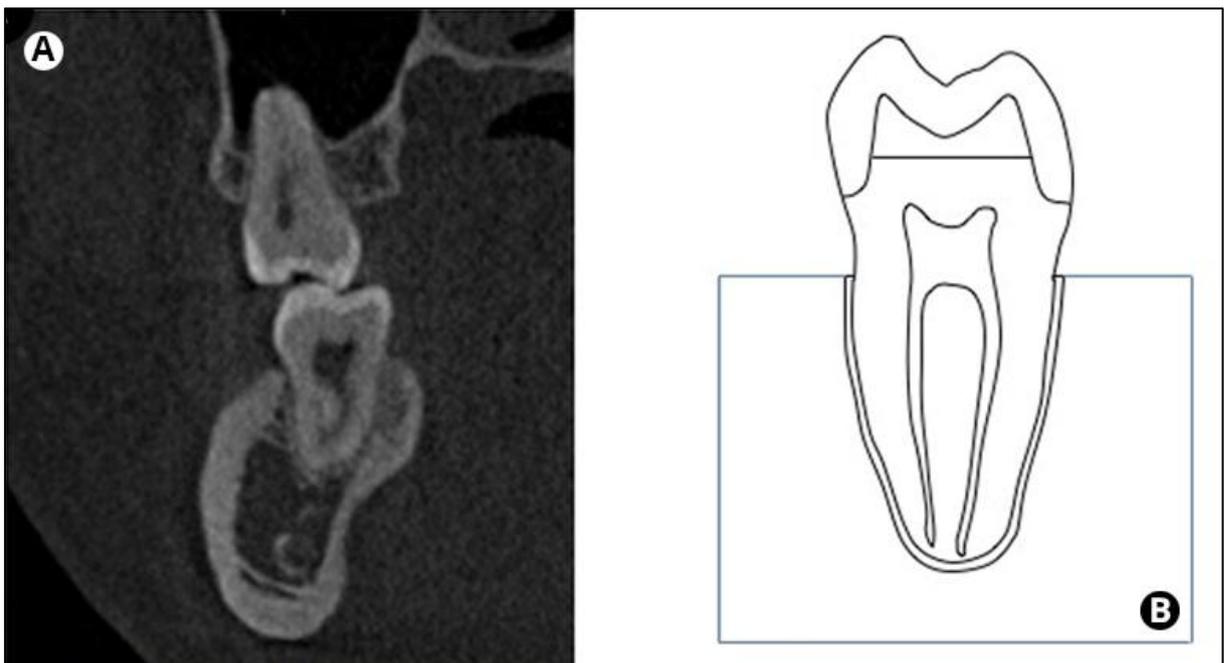


Figura 1: Obtenção da geometria para criação dos modelos bidimensionais.

(A) Tomografia computadorizada para obtenção da imagem; **(B)** principais pontos anatômicos do dente para modelagem bidimensional.

As coordenadas obtidas foram importadas para o *software* MSC Mentat (MSC Software Co, Los Angeles, CA, USA) (Figura 2). Com base nestas coordenadas *cubic-splines* foram criadas a fim de reconstruir o contorno das estruturas (dentina; coroa cerâmica, ligamento periodontal, etc.). Ainda nesta etapa foram simuladas as diferentes espessuras da linha de cimentação dos cimentos resinosos (100 e 250 μm). Finalizada a construção das curvas iniciou-se o processo de geração da malha de elementos finitos. A malha foi criada através de geração manual utilizando elementos iso-paramétricos, quadráticos de quatro nós (Figura 3). Elementos do tipo *plane stress* foram utilizados para os elementos utilizados para simular o cimento resinoso enquanto elementos do tipo *plane strain* foram utilizados para simulação das demais estruturas. Durante a geração da malha observou-se a conectividade e homogeneidade dos elementos criados.

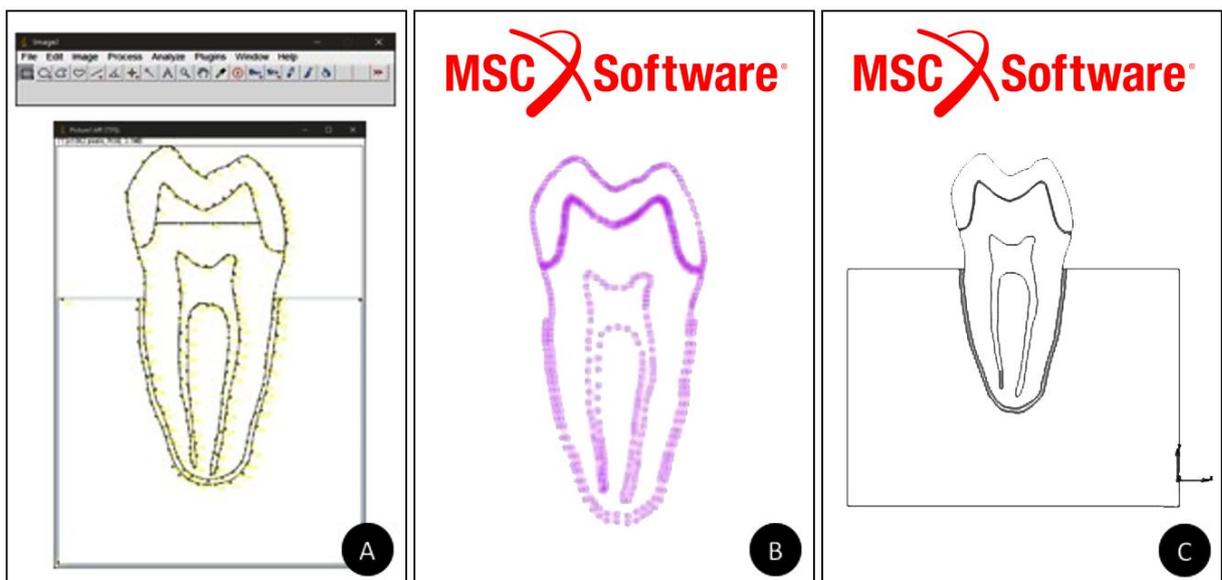


Figura 2: Criação de cubic-splines a partir de pontos importados do software Image J. (A) Marcação dos pontos de coordenadas no Image J; (B) Coordenadas importadas do software Image J para o software de elementos finitos Marc/Mentat; (C) Cubic-splines criadas a partir dos pontos importados.

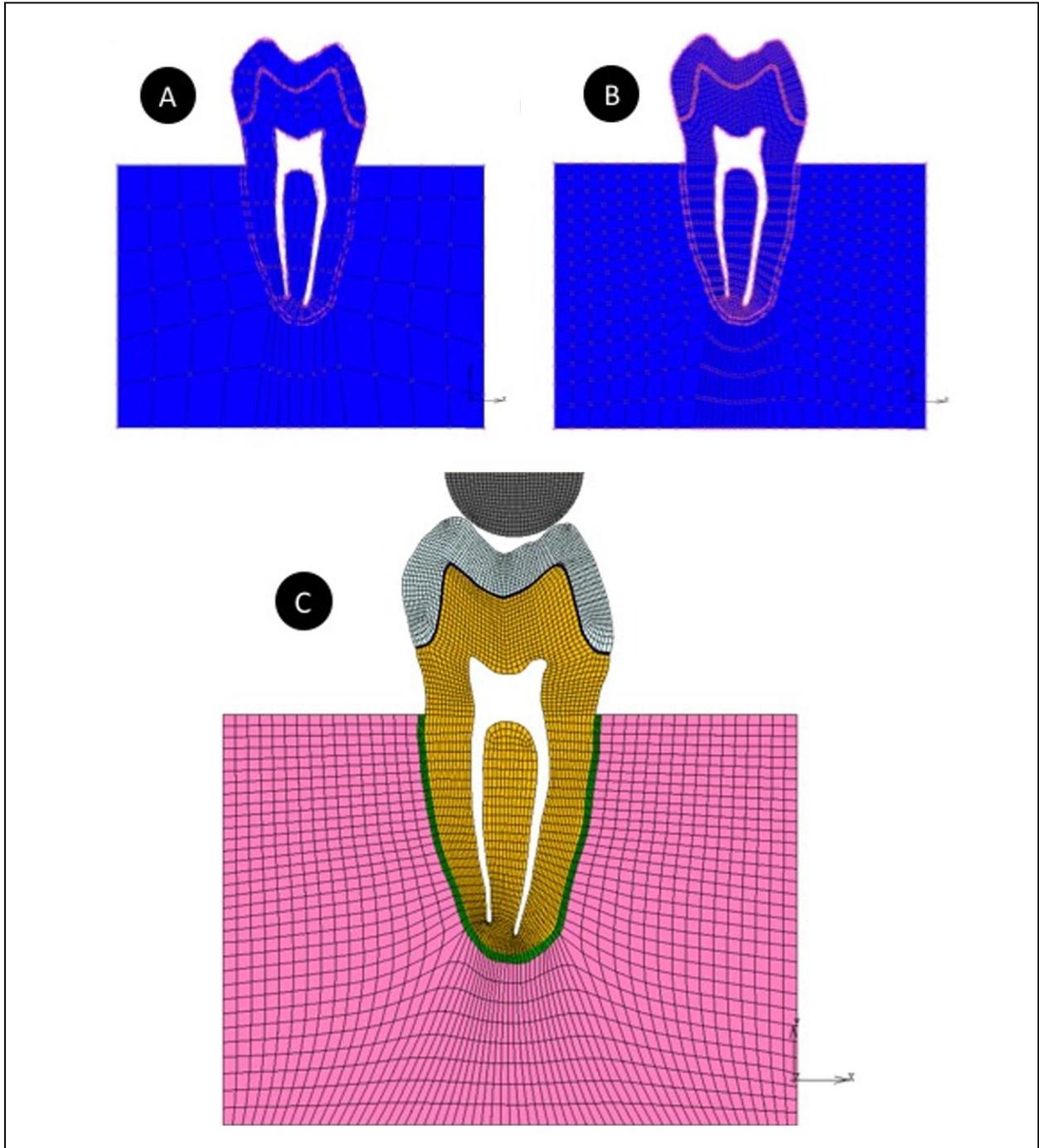


Figura 3: Geração da malha bidimensional aplicada ao método de elementos finitos.

(A) Criação dos elementos iniciais; **(B)** Refinamento manual da malha; **(C)** Malha bidimensional concluída, note a conectividade e homogeneidade dos elementos presentes em cada estrutura.

Foram gerados 4 modelos geométricos onde foram atribuídos os fatores em estudo. Após a definição das propriedades mecânicas (Módulo de elasticidade e coeficiente de Poisson) foram gerados ao todo 8 modelos bidimensionais variando os seguintes fatores em estudo: (1) Espessura da linha de cimentação (100 e 250 μm); (2) tipo de cimento resinoso (Convencional e autoadesivo); e (3) tipo de substrato para adesão (dentina e dentina/resina composta). (Figura 4)

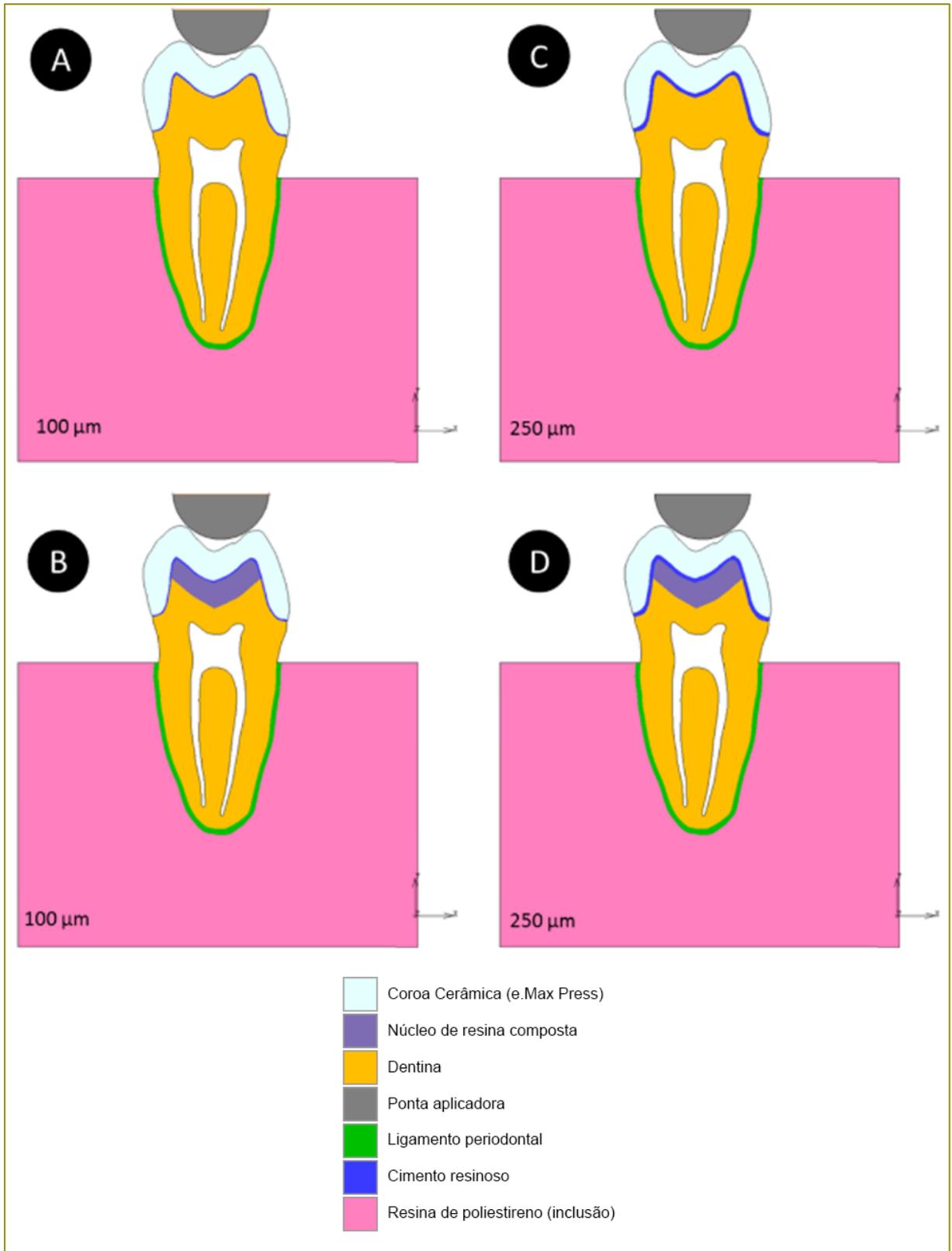


Figura 4: Modelos bidimensionais criados em função dos fatores em estudo.

Concluídos os modelos 2D, atribuiu-se propriedades mecânicas das estruturas (módulo de elasticidade e coeficiente de Poisson) conforme descrito na tabela 1. Todas as estruturas foram consideradas isotrópicas, lineares e homogêneas.

Tabela 1: Propriedades mecânicas aplicadas aos modelos de elementos finitos

Estrutura	Módulo de elasticidade (GPa)	Coeficiente de Poisson	Referência
Dentina	18,60	0,23	SANO et al., 1994
Coroa E-Max	95,00	0,19	Fabricante
Resina composta	14,30	0,24	ROSATTO et al., 2015
RelyX ARC	12,80	0,35	Fabricante
RelyX U200	6,60	0,35	Fabricante
Poliéter (PDL)	0,05	0,45	Fabricante
Resina de Poliestireno	13,50	0,30	SOARES et al., 2008
Ponta aplicadora (metal)	250,00	0,30	ASTM-INTERNATIONAL, 2013

Finalizada a construção da malha, foram definidas as condições de contorno para os modelos. A contração de polimerização do cimento resinoso foi simulada por analogia térmica no *Software Marc/Mentat*. A temperatura (*Steady Termal Analysis*) foi reduzida em 1° C, enquanto o valor de contração pós-gel linear foi introduzido como coeficiente de expansão térmica linear. A contração pós-gel linear para os cimentos RelyX ARC e U200 foram, 0.002133 e 0.002567 (SOARES et al., 2016) respectivamente. Após a simulação da contração de polimerização os modelos foram imediatamente submetidos ao carregamento simulando aplicação de carga estática de 100 N (Figura 5). Os nós da base da resina de poliestireno dos modelos foram rigidamente fixados nos X e Y. Os modelos foram submetidos aos cálculos matemáticos através do *software MSC Marc* (MSC Software Co, Los Angeles, CA, USA). A distribuição das tensões foi avaliada pelo critério de Von Mises modificado. O critério de Von Mises modificado leva em conta a diferença entre resistência à

compressão e à tração de esmalte, dentina e resinas compostas.

Os valores de resistência à tração e compressão utilizados na análise de elementos finitos para o cálculo do critério de Von Mises Modificado estão descritos na tabela 2.

Tabela 2: Valores de resistência à tração e compressão utilizados no cálculo do critério de Von Mises Modificado

Estrutura	Dentina	Coroa Emax Press	RelyX ARC	RelyX U200
Tração	98,70 MPa	124,00 MPa	36,10	21,90
Compressão	297,00 MPa	360,00 MPa	145,64	134,57

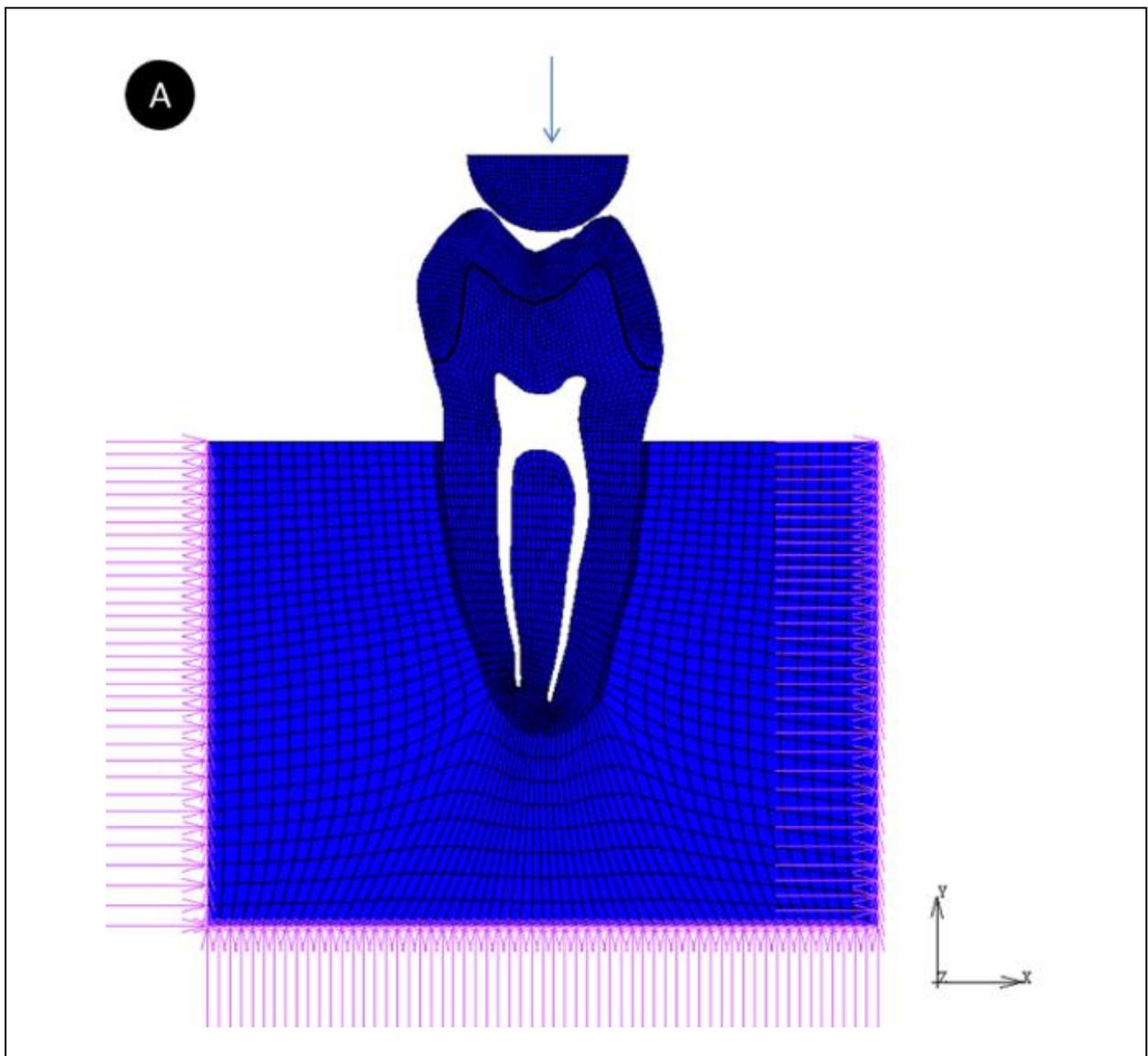


Figura 5: Condições de contorno aplicadas ao modelo – Contração de polimerização, aplicação de carga e restrição de deslocamento nos eixos X e Y.

4 RESULTADOS

Os resultados foram avaliados quantitativamente e qualitativamente pelo critério de Von Mises Modificado através de uma escala linear de cores, onde as cores vermelho e alaranjado representam altos valores de tensão, e as cores púrpura e azul representam os baixos valores de tensão. Avaliando o fator espessura da linha de cimentação os resultados demonstraram que a linha de cimentação de 250 μm gerou maiores valores de tensão de contração do que a linha de cimentação de 100 μm , independentemente do tipo de cimento resinoso e substrato dentário. (Figuras 6 e 7) O gráfico 1 demonstra que as tensões aumentaram mais que 50% em função do aumento da linha de cimentação de 100 μm para 250 μm .

Os resultados ainda demonstraram que o cimento resinoso convencional (RelyX ARC) gerou maiores valores de tensão de contração comparado ao cimento resinoso autoadesivo (RelyX U200). O fator substrato dentário não afetou significativamente o padrão de distribuição de tensão. (Figuras 8 e 9) Após aplicação de carga, não houve diferença significativa nas tensões geradas na coroa cerâmica, entretanto as tensões foram concentradas no centro da cerâmica.

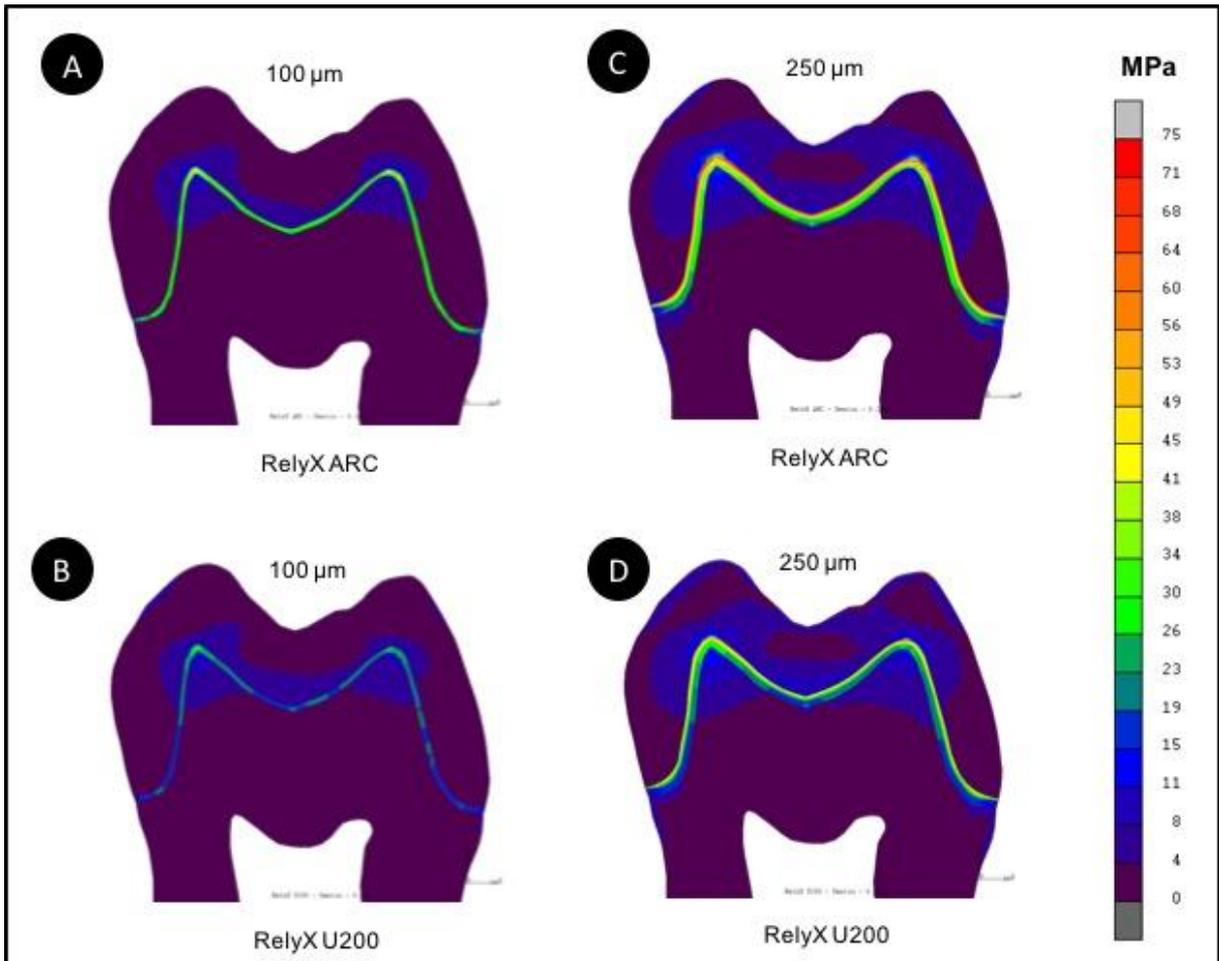


Figura 6: Distribuição de tensão de acordo com o critério de Von Mises Modificado para o substrato de dentina.

(A) Modelo RelyXARC-100 μm ; **(B)** Modelo RelyX U200-100 μm ; **(C)** Modelo RelyX ARC-250 μm ; **(D)** Modelo RelyX U200-250 μm .

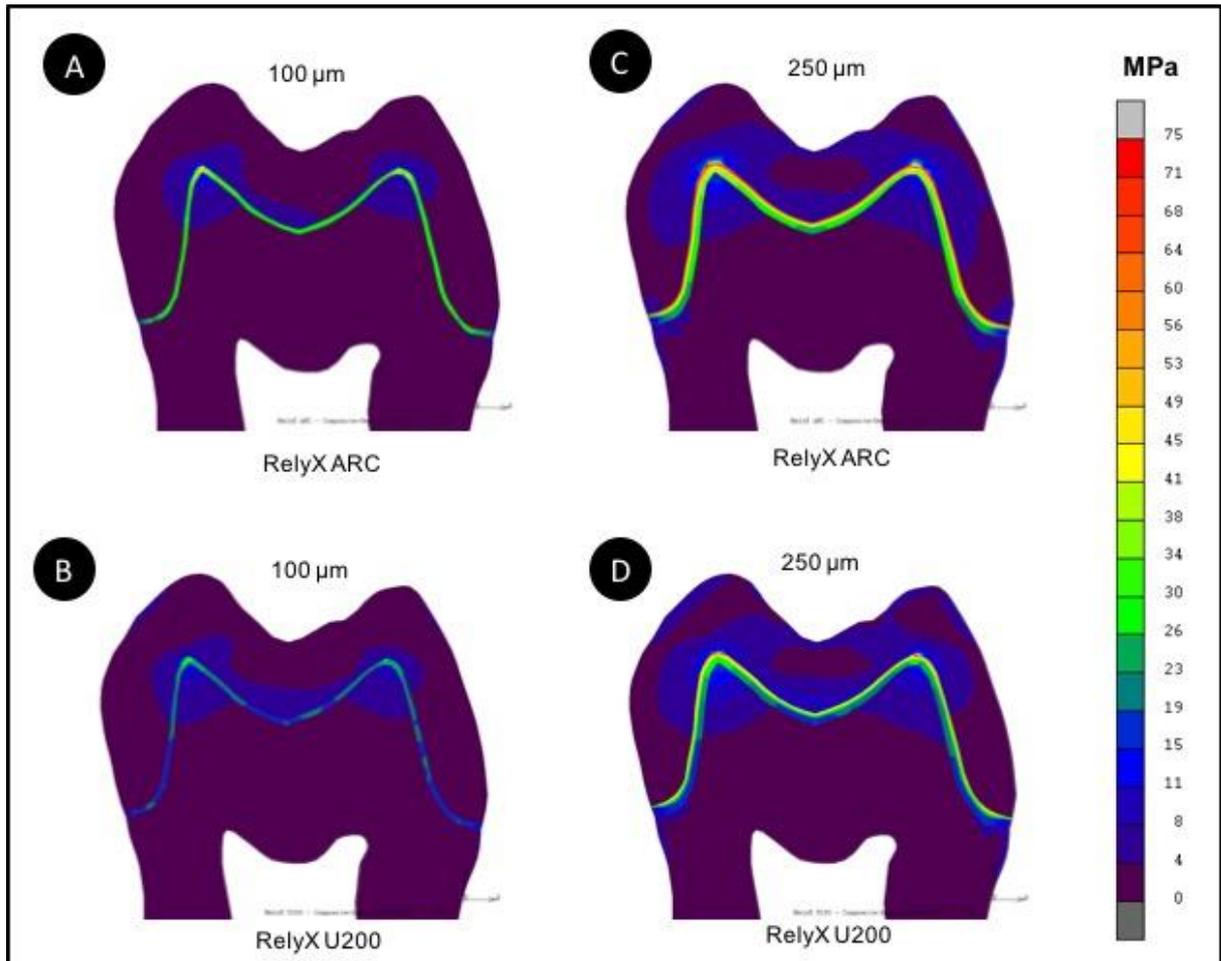


Figura 7: Distribuição de tensão de acordo com o critério de Von Mises Modificado para o substrato de resina composta.

(A) Modelo RelyXARC-100 µm; **(B)** Modelo RelyX U200-100 µm; **(C)** Modelo RelyX ARC-250 µm; **(D)** Modelo RelyX U200-250 µm.

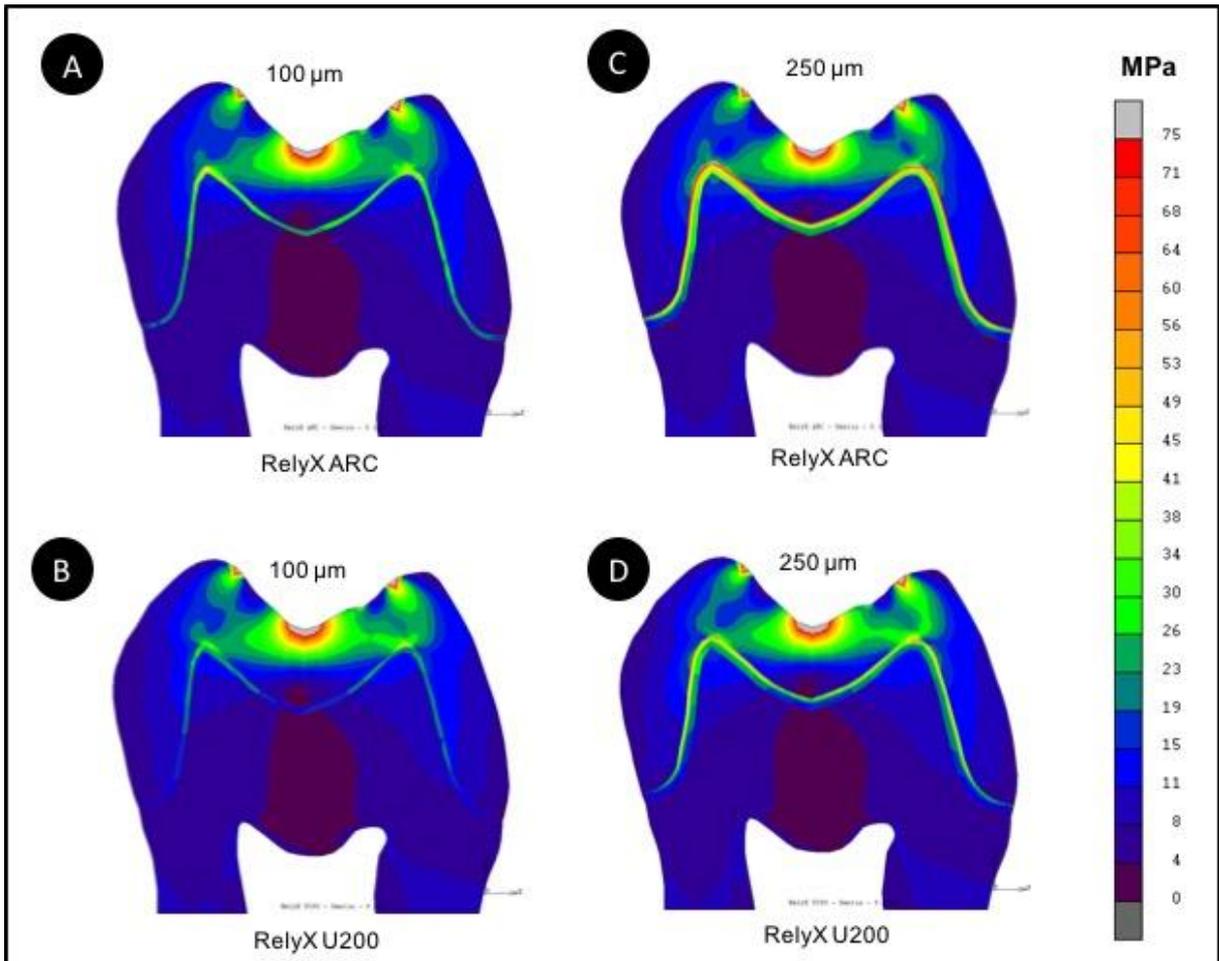


Figura 8: Tensão na aplicação de carga estática de acordo com o critério de Von Mises Modificado para o substrato de dentina.
(A) Modelo RelyXARC-100 μm ; **(B)** Modelo RelyX U200-100 μm ; **(C)** Modelo RelyX ARC-250 μm ; **(D)** Modelo RelyX U200-250 μm .

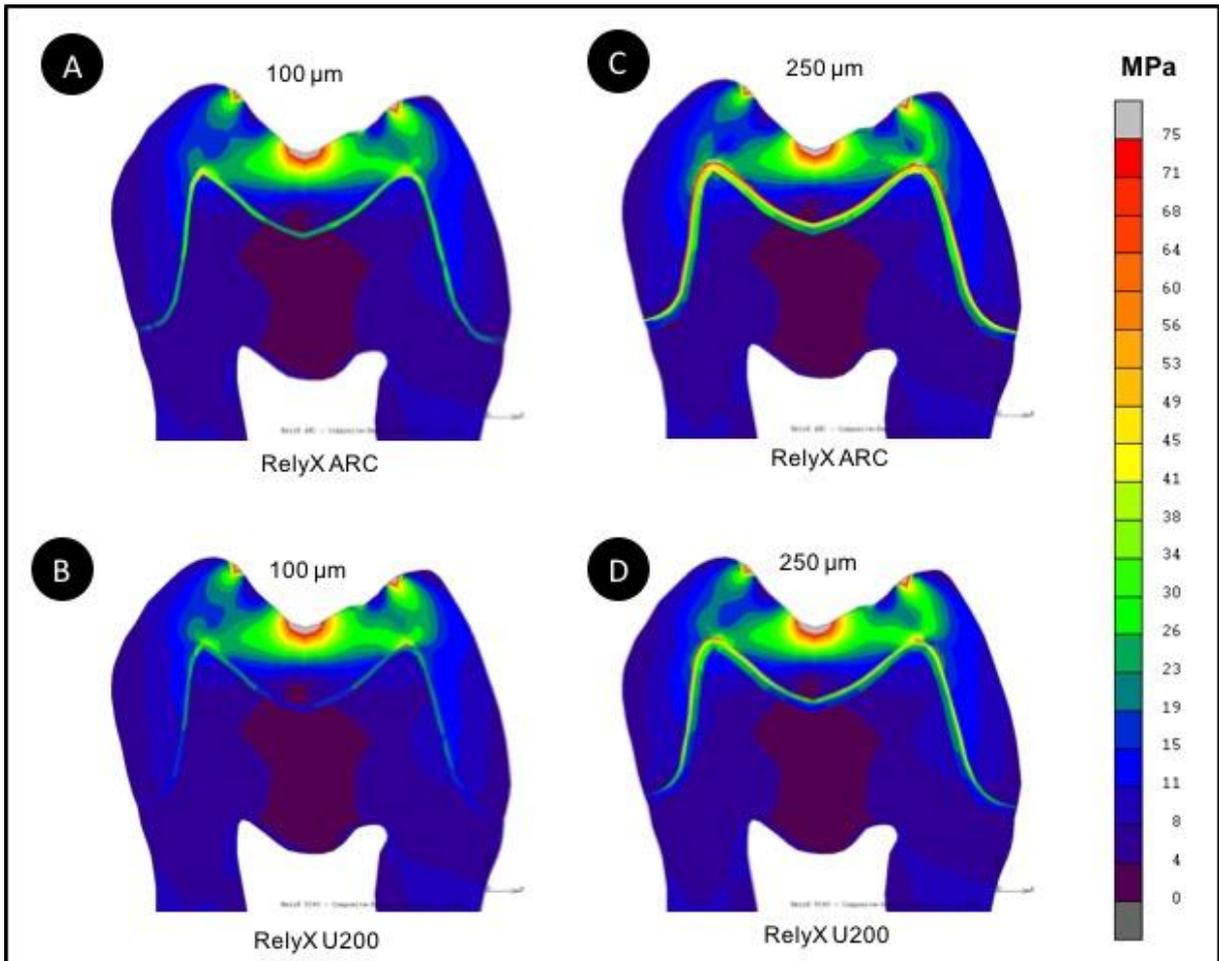


Figura 9: Tensão na aplicação de carga estática de acordo com o critério de Von Mises Modificado para o substrato resina composta.
(A) Modelo RelyXARC-100 μm; **(B)** Modelo RelyX U200-100 μm; **(C)** Modelo RelyX ARC-250 μm; **(D)** Modelo RelyX U200-250 μm.

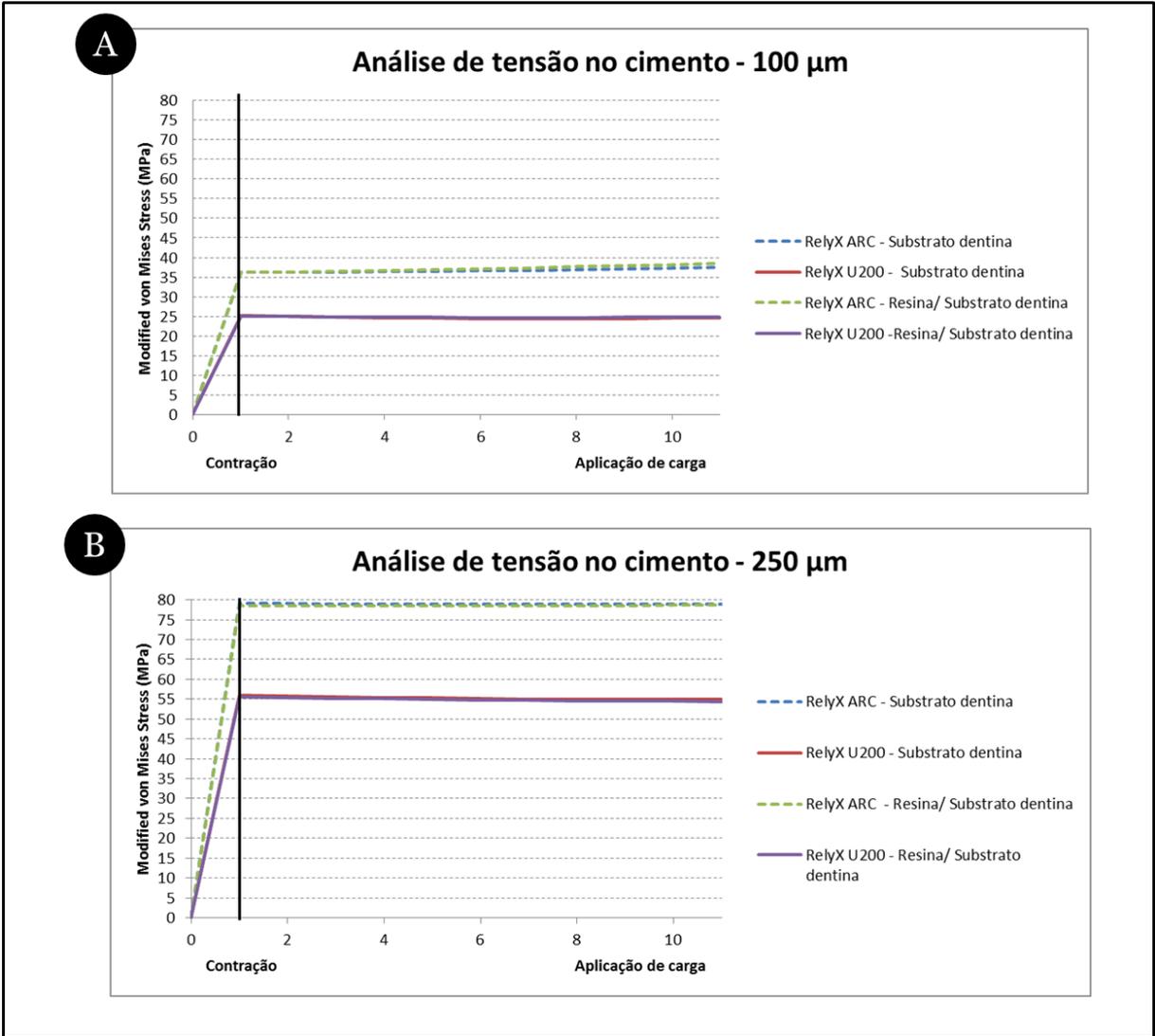


Gráfico 1: Análise de tensão nos fatores em estudo através do critério de Von Mises Modificado.

5 DISCUSSÃO

Os clínicos devem levar em conta as propriedades mecânicas ao selecionar cimentos resinosos. Uma linha de cimentação menor permite mais viscosidade e fluidez com nenhum efeito sobre as propriedades mecânicas, sendo benéfico para a cimentação de restaurações indiretas. A busca pela diminuição da linha de cimentação, que conseqüentemente resultará em menores tensões e menores efeitos clínicos destas tensões, como trincas, rupturas de interface, fraturas, sem comprometer as propriedades mecânicas podem trazer o aumento da longevidade do procedimento restaurador. O desempenho clínico de restaurações indiretas guarda íntima relação com as diferentes etapas operacionais, clínicas e laboratoriais, mas depende em grande parte da técnica de cimentação utilizada para estabelecer uma efetiva união entre restauração e o dente (RADOVIC et al., 2008), uma vez que os cimentos odontológicos constituem agentes de interação entre a superfície interna das restaurações indiretas e as paredes do preparo concebido às custas do substrato dentário (BURKE, 2005). Logo, o sucesso de restaurações indiretas ou próteses fixas é muito dependente da união entre o cimento resinoso, substrato dental e restauração (FABIANELLI et al., 2006; MELO et al., 2010).

Os resultados do presente estudo demonstraram que os parâmetros testados, espessura da linha de cimentação, os tipos de cimento resinoso, tipo de substrato de adesão influenciaram na distribuição de tensões em molares restaurados com coroas cerâmicas de dissilicato de lítio. A linha de cimentação de 250 μm gerou maiores valores de tensão de contração comparados a linha de cimentação de 100 μm , pois um maior volume de material, gera maior acúmulo de tensão.

Para camadas de cimento com uma espessura superior a 100 μm , essas tensões ultrapassaram o estresse de falha crítica para Vitablocks Mark II, que está na faixa de aproximadamente 70-90 MPa, dependendo das condições da superfície. Em relação à análise descritiva da distribuição de tensões obtida pelo método de elementos finitos neste estudo, o cimento resinoso RelyX U200 foi o que apresentou menores concentrações de tensões de polimerização independente do substrato de adesão. Comportamento esse que deve ser associado ao seu baixo módulo de elasticidade e baixa contração pós-gel. A baixa contração pós-gel é desejada em todo material, por outro lado, materiais com módulo de elasticidade muito reduzido pode refletir em ineficiente capacidade de restaurar o comportamento biomecânico,

por possuir menor valor de dureza, refletindo em aumento de desgaste em áreas de esforços mastigatórios (UHL et al., 2002; BHAMRA et al., 2010).

Em uma análise MEF, Proos e colaboradores (2003) relataram um aumento do estresse de apenas 2% quando a espessura do cimento foi ajustada a 100 μm *versus* 50 μm , e concluíram que nem o módulo de elasticidade nem a espessura desempenharam um papel significativo desde que os estresses foram efetivamente "transferidos" entre cerâmica e dentina. Rekow e colaboradores (2006) relataram uma leve influência na MEF nas tensões máximas sobre uma faixa muito estreita de espessura de cimento: 240 MPa a 80 μm ; 204 MPa a 100 μm . Rekow e colaboradores (2006), utilizando análise de elementos finitos em coroas cerâmicas, variaram a espessura da camada de cimento de 80 para 100 μm . Encontraram pouca influência do fator espessura de cimento sobre o aumento das tensões máximas nas coroas (5%), quando aplicada carga de 200 N.

Em estudo das tensões de contração utilizando análise de elementos finitos e testes experimentais, em duas diferentes espessuras (140 e 250 μm) de cimentos resinosos duais, De Jager e colaboradores (2005) também verificaram que as menores tensões e deformações plásticas ocorrem na camada mais fina. Em 124 camadas de cimento mais espessas do que 100 μm , as tensões ultrapassaram o nível crítico de tensão para fratura de 76,5 MPa, o qual foi determinado por Yi e Kelly (2008) para Vitablocks Mark II®. Alster e colaboradores (1995) verificaram que a resistência à tração da união entre resina composta quimicamente ativada e metal diminuiu gradualmente de 62 MPa, numa camada de 50 μm de cimento, para 42 MPa, numa camada de 700 μm . Falhas adesivas começaram a ser observadas quando a espessura foi 500 μm . Segundo os autores, quanto mais espesso o cimento, maior a concentração de tensões que ocorre na periferia da interface adesiva, tornado camadas espessas mais suscetíveis a falhar adesivamente.

Quanto aos tipos de cimento resinoso, foram testados dois cimentos resinosos, RelyX ARC convencional e RelyX U200 autoadesivo. O RelyX ARC gerou maiores valores de tensão de contração comparado ao RelyX U200. Essa diferença de tensões é devida aos diferentes módulos de elasticidade de cada cimento resinoso. Material que tem maior módulo de elasticidade é mais rígido, tende a concentrar mais tensão. A contração de polimerização é uma característica inerente aos materiais poliméricos, porém o que reflete negativamente na interface adesiva são tensões resultantes deste processo (VERSLUIS et al., 2004b). Materiais com

alto módulo de elasticidade são rígidos, não se deformam e, portanto, a contração de polimerização será revertida em tensão nas estruturas adjacentes. Por outro lado, um material com menor módulo de elasticidade, mesmo que apresente maior contração de polimerização, pode minimizar as tensões pela auto-deformação durante a polimerização (VERSLUIS et al., 2006).

Outro estudo também verificou que maior módulo de elasticidade do material aumenta as tensões geradas pela polimerização (MEIRA et al., 2007). Tem sido demonstrado através da análise de elementos finitos que se um composto tem baixo valor de contração pós-gel, mas alto módulo de elasticidade, a tensão de contração residual poderia ser superior à de um material com alta contração pós-gel (VERLUIIS et al., 2009). Portanto, o benefício da diminuição da contração pode ser anulado por um aumento no módulo de elasticidade. Comparando os tipos de substrato de adesão (dentina e dentina/resina composta), não houve diferenças significativas de tensões de contração entre diferentes substratos, pois o módulo de elasticidade da resina é bem próximo ao módulo de elasticidade da dentina.

Em um estudo realizado por Stape e colaboradores (2012), o pré-tratamento da dentina com 24% de gel EDTA significativamente aumentou a ligação do cimento resinoso autoadesivo a dentina subjacente sem comprometer resistência de união. Já para o cimento resinoso convencional diminuiu a resistência de união, substituindo o ácido fosfórico, um dos fatores mais importantes que determinam a eficácia da ligação dos cimentos resinosos convencionais é o adesivo. Para uma boa união, as superfícies das partes a serem unidas devem permitir uma estreita ligação entre as moléculas do agente de união e da restauração. Esta união deve ser forte o suficiente para suportar as tensões que são geradas pela contração de polimerização. Um requisito fundamental é que as superfícies estejam limpas, secas e livres de gordura. A contaminação (com umidade, por exemplo) reduz a 49% energia de superfície (POSPIECH, 2002). Klosa e colaboradores (2009) verificaram que dissilicato de lítio contaminado (com saliva ou com saliva e isolante de silicone) apresentou uma diminuição significativa na resistência de união à tração.

O substrato do preparo também tem influência sobre a incidência de falhas. Isto foi demonstrado pelo estudo clínico de Malament e Socranski (2001), no qual verificou-se que coroas sobre núcleos mais rígidos (em ouro) tiveram uma sobrevivência de 91% em 16 anos, contra 75% para núcleos menos rígidos (em dentina). Em situações clínicas, a restauração cerâmica é parte de um sistema que

inclui também o cimento e o substrato de suporte (dentina, núcleo metálico ou em resina). Esta é uma situação mais complexa, que envolve materiais com diferentes comportamentos e propriedades mecânicas.

Segundo Braga e colaboradores (2005), estudos realizados para caracterização das tensões de polimerização, utilizando modelos lineares elásticos produziram resultados diferentes dos testes mecânicos, devido à ocorrência do escoamento viscoso que ocorre principalmente antes da aquisição significativa de módulo elástico. Esse escoamento acomoda uma fração significativa da contração total volumétrica. Polimerização mais rápida não permite tempo suficiente para o escoamento. A aquisição de módulo elástico (endurecimento) em resinas compostas ocorre rapidamente, o que encurta o tempo disponível para o relaxamento das tensões (BRAGA et al, 2005).

Não houve diferença significativa nas tensões geradas na cerâmica em função dos tipos de cimentos resinosos no momento de aplicação de carga. Durante a aplicação de carga, os modelos com linha de cimentação menor produziram valores de tensão ligeiramente menores na coroa. Isso se deve, ao fato de que linhas de cimentação menores promovem melhor adaptação da coroa cerâmica ao substrato.

Liu e colaboradores (2011) investigaram os efeitos do tipo de cimento e espessura na distribuição de tensões em coroas cerâmicas usando análise por elementos finitos. Eles concluíram que a espessura do cimento age como uma distribuidora de tensões entre a coroa e o substrato dentinário. Embora a espessura ideal do cimento seja de aproximadamente 100 μm , o que pode reduzir o nível de tensões nas coroas cerâmicas, essa espessura não é muito importante nas tensões na cerâmica de infraestrutura ou cerâmica de recobrimento na maior parte dos casos, quando comparada as condições de carregamento. Para May e colaboradores (2012) a contração de polimerização pode ser importante para a resistência à falha de coroas, especialmente para camadas de cimento mais espessas. Portanto, os modelos MEF devem incluir tensões de encolhimento.

Análise por elementos finitos, as estruturas dos dentes e materiais restauradores, ensaios mecânicos destrutivos são importantes meio de análise de comportamento de dente. O método de elementos finitos é caracterizado como uma ferramenta de engenharia proveniente de um sistema de solução de equações, em outras palavras, consiste em análise numérica computacional, mostrando-se como um método abrangente para calcular a condição complexa das distribuições de

tensões em vários corpos (VERSLUIS e TANTBIROJN, 2009). Para Diestchi e colaboradores (2007), a principal vantagem da análise por elementos finitos é a possibilidade de quantificar e visualizar a distribuição das tensões no interior do dente restaurado, como resultado de uma deformação estabelecida, sem a influência das variáveis inerentes aos tecidos biológicos. Para uma resposta mais precisa, a validação de metodologias experimentais por análises computacionais parece apropriada. O método de elementos finitos pode ser realizado antes do estudo de laboratório, como forma de projetar e conduzir pesquisas, e também após testes laboratoriais, a fim de explicar fenômenos ultraestruturais que não podem ser detectados ou isolados (AUSIELO et al., 2001; AUSIELO et al., 2011). A validação e correlação dos métodos experimentais e computacionais são uma importante ferramenta na busca das respostas e soluções aos problemas encontrados na adversidade clínica e deve sempre ser perseguida na tentativa de consolidação de resultados.

Portanto, considerando que o adequado comportamento clínico de uma restauração cerâmica apresenta estreita relação com a técnica de cimentação, é essencial que os aspectos inerentes à composição e mecanismo de adesão dos agentes cimentantes resinosos, assim como dos procedimentos técnico-operacionais, sejam criteriosamente observados pelo profissional para obtenção de resultados previsíveis e reproduzíveis, especialmente quanto à estabilidade retentiva das restaurações cerâmicas indiretas.

6 CONCLUSÃO

Baseado nos resultados deste estudo as seguintes conclusões podem ser descritas:

- A linha de cimentação de 250 μm gerou maiores valores de tensão de contração do que a linha de cimentação de 100 μm , independentemente do tipo de cimento resinoso e substrato dentário.
- As tensões aumentaram mais que 50% em função do aumento da linha de cimentação de 100 μm para 250 μm .
- O cimento resinoso convencional (RelyX ARC) gerou maiores valores de tensão de contração comparado ao cimento resinoso autoadesivo (RelyX U200).
- O fator substrato dentário não afetou significativamente o padrão de distribuição de tensão.
- Após aplicação de carga, não houve diferença significativa nas tensões geradas na coroa cerâmica, entretanto as tensões foram concentradas no centro da cerâmica.

REFERÊNCIAS

- ALSTER, D.; FEILZER, A. J.; DE GEE, A. J.; et al. Tensile strength of thin resin composite layers as a function of layer thickness. **J Dent Res.** v. 74, n. 11, p. 1745-8, 1995.
- ANUSAVICE, K. J. **Philips' Science of Dental Materials.** 12th ed. Philadelphia: Saunders, 2015.
- ASTM-INTERNATIONAL. **Specification for stainless steel bars and shapes.** A276, 2013.
- AUSIELLO, P.; APICELLA, A.; DAVIDSON, C. L.; et al. 3D-finite element analyses of cusp movements in a human upper premolar, restored with adhesive resin-based composites. **J Biomech.** v. 34, n. 10, p. 1269-77, 2001.
- AUSIELLO, P.; FRANCIOSA, P.; MARTORELLI, M.; et al. Numerical fatigue 3D-FE modeling of indirect composite-restored posterior teeth. **Dent Mater.** v. 27, n. 5, p. 423-30, 2011.
- BHAMRA, G. S.; FLEMING, G. J.; DARVELL, B. W. Influence of LED irradiance on flexural properties and Vickers hardness of resin-based composite materials. **Dent Mater.** v. 26, n. 2, p. 148-55, Feb. 2010.
- BORGES, G. A.; SOPHR, A. M.; DE GOES, M. F.; et al. Effect of etching and airborne particle abrasion on the microstructure of different dental ceramics. **J Prosthet Dent.** v. 89, n. 5, p. 479-88, 2003.
- 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.** v. 21, p. 962-70, 2005.
- BURKE, F. J. Trends in indirect dentistry: 3. Luting materials. **Dent Update.** v. 32, n. 5, p. 251-4, 257-8, 260, 2005.
- DE JAGER, N.; PALLAV, P.; FEILZER, A. J. The influence of design parameters on the FEA-determined stress distribution in CAD-CAM produced all-ceramic dental crowns. **Dent Mater.** v. 21, p. 242-51, 2005.
- DIETSCHI, D. et al. Biomechanical considerations for the restoration of endodontically treated teeth: a systematic review of the literature – Parte 1. Composition and micro- and macrostructure alterations. **Quintessence Int,** Carol Stream, v. 38, n. 9, p. 733-743, 2007.
- FABIANELLI, A.; GORACCI, C.; BERTELLI, E.; et al. Clinical Trial of Empress II porcelain inlays luted to vital teeth with a dual-curing adhesive system and a self-curing resin cement. **J Adhes Dent.** v. 8, n. 6, p. 427-31, 2006.
- GUARDA, G. B.; CORRER, A. B.; GONCALVES, L. S.; et al. Effects of surface treatments, thermocycling, and cyclic loading on the bond strength of a resin cement bonded to a lithium disilicate glass ceramic. **Oper Dent.** v. 38, n. 2, p. 208-17, 2013.

KLOSA, K.; WOLFART, S.; LEHMANN, F.; et al. The effect of storage conditions, contamination modes and cleaning procedures on the resin bond strength to lithium disilicate ceramic. **J Adhes Dent**. v. 11, p. 127-35, 2009.

LIU, B.; LU, C.; WU, Y.; et al. The effects of adhesive type and thickness on stress distribution in molars restored with all-ceramic crowns. **J Prosthodont**. v. 20, n. 1, p. 35-44, 2011.

LÜTHY, H.; BESEK, M.; MÖRMANN, W. H. Influence of surface treatments on flexure strength of computer machined ceramics. In: **Mörmann WH**, editor. International symposium on computer restorations. Berlin: Quintessence Publishing; 1991.

MALAMENT, K. A.; SOCRANSKI, S. S. Survival of Dicor glass-ceramic dental restorations over 16 years. Part III: effect of luting agent and tooth or toothsubstitute core structure. **J Prosthet Dent**. v. 86, p. 511-19, 2001.

MAY, L. G.; KELLY, J. R.; BOTTINO, M. A.; et al. Effects of cement thickness and bonding on the failure loads of CAD/CAM ceramic crowns: multi-physics FEA modeling and monotonic testing. **Dent Mater**. v. 28, n. 8, p. 99-109, 2012.

MCLEAN, J.W. Evolution of dental ceramics in the twentieth century. **J Prosthet Dent**. v. 85, n. 1, p. 61-6, 2001.

MEIRA, J. B.; BRAGA, R. R.; DE CARVALHO, A. C.; et al. Influence of local factors on composite shrinkage stress development – a finite element analysis. **J Adhes Dent**. v. 9, n. 6, p. 499-503, 2007.

MELO, R. M.; OZCAN, M.; BARBOZA, S. H.; et al. Bond strength of two resin cements on dentin using different cementation strategies. **J Esthet Restor Dent**. v. 22, n. 4, p. 262-9, 2010.

MENDONCA, L. M.; PEGORARO, L. F.; LANZA, M. D.; et al. Effects of coronal substrates and water storage on the microhardness of a resin cement used for luting ceramic crowns. **J Appl Oral Sci**. v. 22, n. 4, p. 287-93, 2014.

PASHLEY, D. H.; TAY, F. R.; BRESCHI, L.; et al. State of the art etch-and-rinse adhesives. **Dent Mater**. v. 27, n. 1, p. 1-16, 2011.

POSPIECH, P. All-ceramic crowns: bonding or cementing? **Clin Oral Invest**. v. 6, p. 189-97, 2002.

POTIKET, N.; CHICHE, G.; FINGER, I. M.. In vitro fracture strength of teeth restored with different all-ceramic crown systems. **J Prosthet Dent**. v. 92, n. 5, p. 491-5, 2004.

PROOS, K. A.; SWAIN, M. V.; IRONSIDE, J.; et al. Influence of cement on a restored crown of a first premolar. **International Journal of Prosthodontics** v. 16, p. 82-90, 2003.

RADOVIC, I.; MONTICELLI, F.; GORACCI, C.; et al. Self-adhesive resin cements: a literature review. **J Adhes Dent**. v. 10, n. 4, p. 251-8, 2008.

REKOW, E. D.; HARSONO, M.; JANAL, M.; et al. Factorial analysis of variables influencing stress in all-ceramic crowns. **Dental Materials**. v. 22, p. 125-32, 2006.

ROSATTO, C. M.; BICALHO, A. A.; VERÍSSIMO, C.; et al. Mechanical properties, shrinkage stress, cuspal strain and fracture resistance of molars restored with bulk-fill composites and incremental filling technique. **J Dent.** (doi: 10.1016/j.jdent.2015.09.007. Epub 2015 Oct 9) v. 43, n. 12, p. 1519-28. Dec. 2015.

SANO, H.; CIUCCHI, B.; MATTHEWS, W. G.; et al. Tensile properties of mineralized and demineralized human and bovine dentin. **J Dent Res**. v. 73, p. 1205-11, 1994.

SOARES, C. J.; BICALHO, A. A.; VERISSIMO, C.; et al. Delayed Photo-activation Effects on Mechanical Properties of Dual Cured Resin Cements and Finite Element Analysis of Shrinkage Stresses in Teeth Restored With Ceramic Inlays. **Oper Dent**. Epub 2016 Jan 21. PubMedPMID: 26794188, v. 41, n. 5, p. 491-500, Sep-Oct, 2016.

SOARES, C. J.; SOARES, P. V.; DE FREITAS SANTOS-FILHO, P. C.; et al. The influence of cavity design and glass fiber posts on biomechanical behavior of endodontically treated premolars. **J Endod**. v. 34, p. 1015-9, 2008.

STAPE, T. H.; MENEZES, M. S.; BARRETO, B. C.; et al. Influence of matrix metalloproteinase synthetic inhibitors on dentin microtensile bond strength of resin cements. **Oper Dent**. v. 37, n. 4, p. 386-96, 2012.

TINSCHERT, T.; ZWEZ, D.; MARX, R.; et al. Structural reliability of alumina, feldspar-, leucite-, mica- and zirconia-based ceramics. **Journal of Dentistry** v. 28, p. 529-35, 2000.

TIRLET, G.; CRESCENZO, H.; CRESCENZO, D.; et al. Ceramic adhesive restorations and biomimetic dentistry: tissue preservation and adhesion. **Int J Esthet Dent**. v. 9, n. 3, p. 354-69, 2014.

VERSLUIS, A.; MESSER, H. H.; PINTADO, M. R. Changes in compaction stress distributions in roots resulting from canal preparation. **Int Endod J**. v. 39, n. 12, p. 931-9, Dec. 2006.

VERSLUIS, A.; TANTBIROJN, D.; PINTADO, M. R.; et al. Residual shrinkage stress distributions in molars after composite restoration. **Dent Mater**. v. 20, n. 6, p. 554-64, 2004.

VERSLUIS, A.; VERSLUIS-TANTBIROJN, D. Filling cavities or restoring teeth? **The Journal of the Tennessee Dental Association**. v. 91, n. 2, p. 36-42; quiz -3, 2011.

VERSLUIS, A.; TANTBIROJN, D. Relationship Between Shrinkage and Stress. In: Daskalaki A. editor. Dental Computing and Applications: **Advanced Techniques for Clinical Dentistry**. p. 45-64, 2009.

VITA ZHANFABRIK: Vitablocks_instructions (pdf file) [homepage na internet]: Bad Säckingen, Alemanha; 2010 [atualizado 2008 jun; citado 2010 jun 20 [disponível em: http://www.inlab.com/ecomaXL/index.php?site=VITA_VITABLOCS_MARK_II].

YI, Y-J; KELLY, J. R. Effect of occlusal contact size on interfacial stresses and failure of a bonded ceramic: FEA and monotonic loading analyses. **Dent Mater.** v. 24, p. 403-9, 2008.