

Cristhiane Leão de Queiroz

**Diferentes cimentos e retentores
intrarradiculares na distribuição de tensões
frente à simulação de ensaio de tração
universal de coroas unitárias: análise
tridimensional por elementos finitos**

Dissertação apresentada ao programa de Pós-graduação da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia, como requisito parcial para a obtenção do título de mestre em Odontologia.

Área de Concentração: Clínica Odontológica Integrada

UBERLÂNDIA

2013

Cristhiane Leão de Queiroz

**Diferentes cimentos e retentores intrarradiculares na
distribuição de tensões frente à simulação de ensaio de
tração universal de coroas unitárias: análise
tridimensional por elementos finitos**

Dissertação apresentada ao programa de Pós-graduação da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia, como requisito parcial para a obtenção do título de mestre em Odontologia.

Área de Concentração: Clínica Odontológica Integrada

Orientador: Prof. Dr. Paulo César de Freitas Santos Filho

Banca Examinadora:

Prof. Dr. Paulo César de Freitas Santos Filho

Prof. Dr. Bruno de Castro Ferreira Barreto

Prof. Dr. Pedro Yoshito Noritomi

UBERLÂNDIA

2013

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)

Sistema de Bibliotecas da UFU, MG, Brasil.

- Q3d
2013
- Queiroz, Cristhiane Leão de, 1986-
Diferentes cimentos e retentores intrarradiculares nadistribuição de tensões frente à simulação de ensaio de tração universal de coroas unitárias: análise tridimensional por elementos finitos / Cristhiane Leão de Queiroz. -- 2013.
70 f. : il.
- Orientador: Paulo César de Freitas Santos Filho.
Dissertação (mestrado) - Universidade Federal de Uberlândia, Programa de Pós-Graduação em Odontologia.
Inclui bibliografia.
1. Odontologia - Teses. 2. Materiais dentários - Teses. I. Santos Filho, Paulo César de Freitas. II. Universidade Federal de Uberlândia. Programa de Pós-Graduação em Odontologia. III. Título.

CDU: 616.314

Dedicatória

À Deus,

Por me guiar e iluminar em todos os momentos, me dando forças para não fraquejar nunca.

Aos meus pais Vania e Suhail,

Primeiramente pela vida, por todo o amor, dedicação, compreensão, enfim tantas coisas boas, difíceis de serem definidas com palavras. Além disso, meus ouvintes mais fiéis, nos momentos em que mais precisei desabafar. Enfim, cada conquista minha, só existe porque tenho vocês ao meu lado. Sou eternamente grata a vocês.

Ao meu irmão Robson, meus sobrinhos Robson Filho e Breno e minha cunhada Flávia,

Agradeço por toda atenção e preocupação comigo, pela paciência, mesmo pela distância e dificuldade de estarmos juntos, são muito importantes para mim.

À toda minha família, meu avô Oscar, tios e primos,

Mesmo na maioria das vezes por conversas ao telefone sempre me confortando, me apoiando. Obrigada.

Agradecimentos especiais

Ao professor Paulo César,

Muito obrigada pela oportunidade dada para desenvolver diferentes trabalhos, o que me possibilitou amadurecimento e grandes aprendizados. Obrigada pelas conversas que apesar de terem sido poucas, muitas vezes pela correria, por tantas atividades que você tinha para cumprir, foram muito importantes. Isso me fez ter admiração tanto pela pessoa quanto pelo profissional que você é. Agradeço por ter sido sua aluna, por você ter feito parte da minha formação.

Aos professores da área de Dentística e Materiais Odontológicos,

Obrigada pela oportunidade de conviver com todos, aprendendo cada dia mais, por estarem presentes na minha formação e por serem amigos.

Ao professor Paulo Simamoto, Takeo, professor Luiz Carlos e demais pessoas envolvidas do curso de prótese da Escola Técnica de Saúde e laboratório de prótese do Hospital Odontológico,

Obrigada por terem feito parte do meu cotidiano durante meses, trabalhando juntos e trocando conhecimentos a todo o momento.

Ao professor Pedro, do Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer (CTI) em Campinas,

Muito obrigada por me receber com tanta atenção em tantas vezes que fui ao CTI, pela paciência nas conversas sobre o desenvolvimento do projeto, pelo conhecimento transmitido, o que foi muito importante na minha formação.

Às professoras Rosana e Liliâne,

Com as quais tive a oportunidade de desenvolver meu primeiro projeto na faculdade, o que significou um marco inicial para que assim eu trilhasse um caminho com outros projetos, o que me possibilitou crescimento e amadurecimento. Sou muito grata a vocês.

Aos amigos, colegas de turma, principalmente os mais próximos Álex, Giovana, Luisa, Manuella, Rayssa, Marina, Aline, Fabiana, Kellen, Marcel, Thiago. E aos que foram e são de outras turmas, Lorraine, Crisnicaw, Rodrigo (Jaíba), Aline, Fabrícia, Morgana, Danilo, Ana Luiza, Alexandre, Isa, Renata e Bruno Barreto,

Obrigada por diversos momentos de convivência e pela preocupação comigo.

Às alunas de iniciação científica, Larissa Vasconcelos, Laryssa Assis e Rebeca,

Obrigada pela ajuda, pela atenção e por tantos momentos no LIPO.

Aos funcionários e meus amigos da FOUFU, Dani e Sr. Advaldo

Obrigada pelas conversas, pela ajuda, atenção, preocupação e carinho.

Agradecimentos

À Universidade Federal de Uberlândia (UFU),

**À Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de
Uberlândia (FOUFU),**

Ao Programa de Pós-graduação,

**À Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível
Superior (CAPES),**

Ao Laboratório Integrado de Pesquisas Odontológicas (LIPO),

Ao curso de prótese da Escola Técnica de Saúde da UFU,

Ao laboratório de prótese do Hospital Odontológico,

Ao Centro de Tecnologia da Informação (CTI).

Epígrafe

**"As únicas pessoas que nunca fracassam são as que
nunca tentam."**

Ilka Chase

SUMÁRIO

LISTA DE ABREVIATURAS, SIGLAS E SÍMBOLOS	1
RESUMO	3
ABSTRACT	5
INTRODUÇÃO	7
REVISÃO DA LITERATURA.....	11
PROPOSIÇÃO	29
MATERIAIS E MÉTODOS	31
RESULTADOS	45
DISCUSSÃO	51
CONCLUSÃO	54
REFERÊNCIAS	56
OBRAS CONSULTADAS.....	60

LISTA DE ABREVIATURAS, SIGLAS E SÍMBOLOS

3D - tridimensional

*.stl - Stereolithography

*.step - STEP

CAD - Computer Assisted Design

CAE - Computer Assisted Engineering

NURBS - Non Uniform Rational Basis Spline

Ni-Cr - liga de níquel-cromo

PFV - pino de fibra de vidro

NMF - núcleo moldado e fundido (Ni-Cr)

CC - coroa cerâmica (alumina)

CM - coroa metálica (Ni-Cr)

ARC - cimento Rely X ARC

U100 - cimento Rely X U100

FZ - cimento de fosfato de zinco

RC - resina composta

RP - Resina de poliestireno

N - Newton

mm - milímetro

% - porcentagem

µm – micrometro

MPa - Mega Pascal

E - módulo de Young

ν - coeficiente de Poisson

G - módulo de cisalhamento

x, y, z - direções ortogonais

* - De acordo com o fabricante

† - Lanza et al. 2005

RESUMO

RESUMO

Este trabalho teve como objetivo avaliar os diferentes cimentos e retentores intrarradiculares na distribuição de tensões frente à simulação de ensaio de tração universal de coroas unitárias por meio de análise 3D por elementos finitos. Um incisivo central superior hígido foi digitalizado em um *scanner* de contato 3D (Modela, Roland) e os arquivos do tipo *.stl foram exportados para o programa CAD Rhinoceros-3D. Obteve-se o modelo 3D do dente hígido, a partir do qual foi feita a simplificação da coroa e construído, na incisal desta, um dispositivo de tração no formato de um disco. Além disso, foram gerados 12 modelos restaurados de acordo com os fatores em estudo: pino de fibra de vidro (PFV), núcleo moldado e fundido (NMF), coroa cerâmica (CC), coroa metálica (CM), Rely X ARC (ARC), Rely X U100 (U100) e fosfato de zinco (FZ). Os modelos foram exportados, a partir de arquivos *.step, para o programa de elementos finitos (ANSYS Workbench 14.0), no qual inseriu-se as propriedades mecânicas e definiu-se a malha e as condições de contorno. Foi simulada a aplicação de uma força de tração no valor de 800 N perpendicular à superfície inferior do dispositivo da incisal e no longo eixo do dente. Os resultados foram analisados pelo critério de tensão máxima principal. Concluiu-se que nos modelos com NMF, houve concentração de tensões na CM e no NMF, enquanto que naqueles restaurados com CC, concentraram tensões prioritariamente na coroa. Além disso, quanto aos cimentos em modelos com NMF, foi possível observar maior concentração de tensões de tração na interface incisal entre a coroa e a porção extrarradicular e na interface cervical entre a coroa e a dentina radicular. O ARC apresentou menor concentração de tensões de tração nessas regiões comparada ao U100 e FZ. Para modelos com NMF e ARC, a concentração de tensões de tração na interface incisal entre a coroa e a porção extrarradicular foi maior para CM do que para CC. Entre os modelos com PFV, houve semelhança na distribuição de tensões.

Palavras-chave: análise tridimensional por elementos finitos, distribuição de tensões, simulação de tração de coroas, cimentos, retentores intrarradiculares.

ABSTRACT

ABSTRACT

The aim of this study was to evaluate the different luting agents and posts on the stresses distribution according to universal tensile test simulation of crowns using finite element three dimensional analysis. A sound maxillary central incisor were scanned using a three dimensional contact scanner (Modela, Roland) and the *.stl files were exported to CAD Rhinoceros-3D software. It was obtained the three dimensional sound model, from this it was simplified the crown and constructed a tensile disk device on incisal. Moreover, 12 restored models were generated according to studied factors: fiberglass post (FGP), cast post and core (CPC), ceramic crown (CC), metal crown (MC), Rely X ARC (ARC), Rely X Unicem (Unicem) and zinc phosphate (ZP). The models were exported using *.step files, to finite element analysis software (ANSYS Workbench 14.0) to perform the mechanical properties insertion, meshing and boundary conditions appliance. An 800 N load was applied under of the disk device area, along the tooth axis. The results were analyzed via maximum principal stress. It was concluded that in CPC models, there was stress concentration in MC and CPC, whereas in models restored with CC, stress concentrated priority in the crown. Furthermore, according to all luting agent, there was higher tensile stress concentration in incisal interface between crown and core and cervical interface between crown and dentin root. ARC presented lower tensile stress concentration in these regions than Unicem and ZP. The tensile stress concentration in incisal interface between crown and core was higher for MC than CC, in models with CPC and ARC. There was similar stress distribution between models with FGP.

Keywords: finite element three dimensional analysis, stress distribution, crowns tensile test simulation, luting agents, posts.

INTRODUÇÃO

1. INTRODUÇÃO

Em situações clínicas, em que se tem grande destruição coronária, é possível selecionar os materiais mais adequados que estarão envolvidos em todo complexo restaurador como o retentor intrarradicular, coroa restauradora e o cimento para fixar a coroa, buscando materiais que em conjunto apresentem comportamento funcional e estético proporcionando longevidade (De Backer et al., 2007).

Porém, em outras situações, em que já há restaurações, no entanto insatisfatórias, deve-se avaliar o que há sob elas para adequado plano de tratamento. Em muitos casos, haverá a presença de núcleos moldados e fundidos, devendo-se avaliar os riscos e benefícios de se tentar remover os mesmos, como a possibilidade de ocorrer fratura radicular (Santos-Filho et al., 2008; Da Silva et al., 2010; Soares et al., 2010). Sendo assim, se decidido mantê-los, haverá uma limitação, que é a presença desse tipo de retentor, mas que não impede de selecionar coroa e cimento que também alcancem um comportamento favorável.

Falhas catastróficas em próteses podem ser definidas como condições que geram a necessidade de substituição das mesmas. Estas condições incluem discrepâncias marginais, cáries secundárias, estética inaceitável, falha de união, fraturas, fatores oclusais, perda de retenção entre outras (Anusavice et al., 2007).

Preparos inadequados em dentes e erros na confecção de coroas podem também, gerar fendas entre o substrato e a coroa, levando a desadaptação da mesma. Estas fendas são preenchidas com excesso de cimento (Liu et al., 2011).

A função do cimento é prevenir o deslocamento das restaurações, já que deve haver uma relação inversa entre as propriedades do cimento e a retenção macromecânica do substrato. Portanto, quanto menor esta retenção maior deve ser a capacidade adesiva do cimento para compensar o reduzido grau de retenção. Os cimentos podem ser classificados principalmente, de acordo com duas categorias (Edelhoff & Ozcan, 2007):

- Convencionais como o fosfato de zinco e o ionômero de vidro e

- Resinosos em associação com sistemas adesivos ou com características autoadesivas.

A capacidade adesiva se refere tanto à união ao dente preparado quanto à união ao material que recobre o dente. No caso de coroa total, o substrato é principalmente dentina e materiais que são usados para reconstrução do núcleo de preenchimento. Estes materiais podem ser resinas compostas, cerâmicas, ligas metálicas e amálgama, os quais também são usados para coroa com exceção do amálgama (Heintze, 2010).

Materiais como ligas metálicas e cerâmicas não permitem a transmissão de luz através do material, exceto pelas margens da restauração, fazendo com que a polimerização ocorra apenas quimicamente (Heintze, 2010).

Vários autores sugerem o uso de cimentos convencionais para restaurações de cerâmicas reforçadas por zircônia e afirmam que a retenção destes cimentos pode ser igual ou melhor que cimentos resinosos (Soderholm et al., 2003; Palacios et al., 2006; Derand et al., 2008). Mas ainda, há dúvidas sobre a indicação dos cimentos entre coroas cerâmicas e núcleos moldados e fundidos.

Há várias investigações laboratoriais sobre retenção de coroas (Ernst et al., 2005; Palacios et al., 2006; Abreu et al., 2007; Madina et al., 2010; Osman et al., 2010; Shahin & Kern, 2010; Simon et al., 2011; Pattanaik & Nagda, 2012), as quais apesar de utilizarem testes destrutivos, não são capazes de avaliar completamente o comportamento das amostras testadas. Portanto, torna-se necessária a utilização de metodologias não-destrutivas, tais como as computacionais como o método de elementos finitos (Wright & Yettram, 1979; De Jager et al., 2006; Zarone et al., 2006; Liu et al., 2011), o qual ainda não foi relatado na literatura pesquisada, como método de escolha para avaliação de tensões após a simulação de ensaio de tração universal de coroas.

O método de elementos finitos é uma análise numérica-computacional que vem sendo utilizado por diversas áreas desde a década de 50 e amplamente empregado na bioengenharia (Hughes et al., 2005). Esta

análise numérica pode ser considerada como o método mais compreensível para calcular a complexa condição da distribuição das tensões em diversos materiais, inclusive nos odontológicos (Versluis & Tantbirojn, 2009). Além disso, apresenta características interessantes e fornece informações desconhecidas nos estudos laboratoriais. A complexidade do método de elementos finitos envolve diversos fatores, dentre eles o tipo de análise: bidimensional (2D) ou tridimensional (3D). A decisão em utilizar um modelo 2D ou 3D depende de muitos fatores inter-relacionados, mas principalmente em relação a complexidade das estruturas avaliadas. Neste sentido, a análise 2D apresenta limitações na investigação do comportamento biomecânico e a modelagem 3D é mais indicada, pois permite maior fidelidade geométrica e confiança na análise do padrão de distribuição das tensões (Zarone et al., 2006).

Diante deste contexto, a hipótese a ser testada é que diferentes combinações restauradoras entre cimentos, coroas restauradoras e retentores intrarradiculares influenciam no padrão de distribuição de tensões de incisivos centrais superiores após a simulação de ensaio de tração universal de coroas unitárias.

REVISÃO DA LITERATURA

2. REVISÃO DA LITERATURA

Um dos primeiros trabalhos utilizando o método de elementos finitos em odontologia foi realizado por Wright & Yettram em 1979, o qual foi desenvolvido para examinar as respostas mecânicas do periodonto para cargas aplicadas no modelo nas direções vertical, oblíqua e horizontal para um dente tendo níveis de osso alveolar variado, esplintagem e um tipo de cantilever de prótese parcial fixa. As forças aplicadas nos dentes foram balanceadas pelas tensões geradas dentro da membrana periodontal e osso alveolar. Além disso, ficou fundamentado que os dentes foram submetidos às cargas axiais, em que tensões no periodonto foram menores que aquelas obtidas por cargas oblíquas ou horizontais. As cargas axiais produziram tensões de compressão no periodonto, enquanto cargas oblíquas ou horizontais produziram tensões de compressão e tração. Portanto, mecanicamente, esplintagem é um procedimento desejável e um tipo de cantilever de prótese parcial fixa deve ter pelo menos dois pilares.

Santos (2001) avaliou a resistência à remoção por tração e o tipo de falha de união de coroas totais metálicas fixadas com cimento de fosfato de zinco, cimento de ionômero de vidro modificado por resina e cimento resinoso, sobre preparos padronizados com diferentes tipos de término cervical, após ciclagem térmica. Foram utilizados 72 incisivos inferiores bovinos, os quais tiveram suas raízes incluídas em resina époxica. As porções coronárias foram preparadas em torno mecânico com paredes axiais com expulsividade de 10° e término cervical em ombro biselado, reto e chanfrado. As coroas metálicas foram fundidas com liga de Ni-Cr (Verabond 2-Alba Dental Inc.) e divididas em 3 grupos de 24 corpos de prova correspondentes aos tipos de término do preparo, sendo 8 amostras para cada tipo de agente de fixação. Essas coroas foram fixadas com os cimentos em estudo com auxílio de prensa pneumática, com carga estática de 9 kg por 10 minutos. Após 24 horas de armazenagem em estufa a 37° C com umidade relativa de 100%, as amostras foram submetidas à ciclagem térmica com 500 ciclos entre 5° C e 55° C e posteriormente o ensaio de tração foi realizado na máquina de ensaio universal Instron com velocidade de 1 mm/min. Os resultados submetidos a análise

estatística ANOVA e ao teste de Tukey ($p>0,05$) mostraram que os cimentos foram estatisticamente diferentes, independente do término cervical do preparo. O cimento resinoso obteve a maior média de valores de resistência à remoção por tração (24,97 kgf), seguida pelo fosfato (13,35 kgf) e pelo cimento de ionômero de vidro modificado por resina (10,16 kgf). Os términos cervicais não apresentaram diferença estatística significativa, independente do fator cimento. As falhas de união foram predominantemente do tipo mista para os cimentos de fosfato de zinco e o resinoso, e mista e adesiva para o cimento de ionômero de vidro modificado por resina.

Em 2004, Johnson et al. determinaram se a aplicação de *sealer* a base de resina sobre o preparo dentinário afetaria a retenção de coroas metálicas cimentadas com três tipos de agentes cimentantes. Foram preparados 55 molares e distribuídos em grupos ($n=11$) com a superfície oclusal plana, ângulo de convergência de 20° e a altura da parede axial de 4 mm. Um sistema adesivo de 2 passos (One Step) foi usado para selar a dentina após o preparo do dente. O *sealer* não foi usado no grupo controle exceto nas amostras cimentadas com o cimento modificado por resina (Resinomer). As coroas metálicas (Olympia) foram cimentadas com uma força de 20 Kg com fosfato de zinco (Fleck's), ionômero de vidro (Ketac-Cem) ou cimento modificado por resina (Resinomer) associado com o adesivo de frasco único. As amostras foram submetidas à termociclagem entre 5°C e 55°C para 2500 ciclos e depois ao teste de resistência à tração à velocidade de 0,5 mm/min. Os resultados mostraram que a força média de remoção das coroas para amostras não seladas e seladas foram $3,7 \pm 1,0$ MPa e $2,2 \pm 0,8$ MPa para fosfato de zinco; $2,7 \pm 1,2$ MPa e $4,2 \pm 0,9$ MPa para ionômero de vidro respectivamente ($P<0,001$). A força de remoção das coroas em amostras com cimento modificado por resina foi $6,4 \pm 1,7$ MPa. Foi encontrado cimento somente nas coroas em 82% das amostras com o *sealer* resinoso em combinação com o fosfato de zinco. Os dentes falharam antes da remoção das coroas em 9 de 11 amostras cimentadas com cimento modificado por resina. Os autores concluíram que o *sealer* resinoso reduziu a força necessária para a remoção das coroas em 42%, quando usado o fosfato de zinco. No entanto, o

uso do *sealer* resultou em 55% do aumento da retenção quando usado o ionômero de vidro. O cimento modificado por resina alcançou a maior força média de remoção das coroas, quase sempre excedendo a resistência do dente.

Ernst et al. (2005) determinaram a resistência retentiva de 4 cimentos resinosos: compômero, ionômero de vidro, ionômero de vidro modificado por resina e um cimento autoadesivo para cimentação de coroas cerâmicas de óxido de zircônia. Cento e vinte dentes humanos foram divididos em 12 grupos (n=10) com preparos padronizados (5° de convergência, 3 mm de altura oclusogengival). Todas as coroas (Lava) foram fabricadas de forma padronizada para cada dente. Os cimentos foram usados de acordo com as recomendações dos fabricantes: CO, Compolute/EBS Multi; CO/RT, Compolute/EBS Multi/ Rocatec; CB, Superbond C&B; CB/RT, Superbond C&B/Rocatec; CB/PL, Superbond C&B/Porcelain Liner M; PA, Panavia F; DC, Dyract Cem Plus/Xeno III; CH/PL, Chemiace II/Porcelain Liner M; RL, RelyX Luting; K/C, Ketac Cem/Ketac Conditioner; K, Ketac Cem e RU, RelyX Unicem. Após a ciclagem térmica (5000 ciclos entre 5° C e 55° C), as superfícies externas das coroas cimentadas foram tratadas (Rocatec) para melhorar a união da coroa a um bloco de resina, o qual em conjunto com a coroa sobre dente foi conectado a um dispositivo da máquina universal de testes mecânicos para que a retenção da coroa pudesse ser medida. As coroas foram removidas no longo eixo do dente e área de superfície (mm²) retentiva foi determinada individualmente. Os resultados mostraram que o grupo Superbond C&B (+Rocatec) teve a maior resistência retentiva média, mas não foi significativamente diferente do Superbond C&B sem o pré-tratamento com Rocatec das superfícies internas das coroas. O grupo Compolute também não se beneficiou significativamente com esse pré-tratamento. Os materiais usados sem pré-tratamento de cerâmica Superbond C&B, Panavia, DyractCemPlus, RelyX Luting, e RelyX Unicem tiveram os maiores valores médios de resistência retentiva e não foram significativamente diferentes. Os autores concluíram que os cimentos compômero, ionômero de vidro modificado por resina e o autoadesivo tiveram o mesmo nível de qualidade retentiva como os

cimentos resinosos Superbond C&B e Panavia. O pré-tratamento das superfícies da cerâmica não melhorou a resistência retentiva de Compolute e Superbond C&B.

De Jager et al. em 2006 avaliaram por meio de análise por elementos finitos a influência de diferentes materiais cerâmicos usados como infraestrutura na distribuição de tensões em coroas. O modelo de uma coroa cerâmica para o dente 46 foi desenvolvido com tecnologia CAD/CAM e exportada para um programa de análise tridimensional por elementos finitos. Esse modelo foi simulado com liga de ouro, zircônia e infraestrutura de alumina com cerâmicas de recobrimento. A distribuição de tensões devido à influência de forças oclusais, tensões residuais causadas pela diferença no coeficiente de expansão do material de infraestrutura e da cerâmica de recobrimento e a influência da contração do cimento foi investigada. Os resultados demonstraram que materiais rígidos de infraestrutura nem sempre resultam em menores tensões de tração na cerâmica de recobrimento e que a distribuição destas tensões e a morfologia das restaurações devem ser levadas em consideração.

Palácios et al. (2006) avaliaram a habilidade de cimentos selecionados em reter coroas cerâmicas de óxido de zircônia (*copings* Procera AllZirkon) sob a simulação de condições clínicas. Molares humanos foram preparados com a superfície oclusal plana com 20° de convergência e aproximadamente 4 mm de altura da parede axial. As áreas de superfícies axial e oclusal foram determinadas e amostras foram distribuídas em 3 grupos (n=12). Os *copings* foram fabricados pelo sistema CAD/CAM com uma barra oclusal para facilitar a remoção dos mesmos. Todos eles foram jateados com Al₂O₃ e limpos em ultrassom com álcool. Foram cimentados com uma força de 10 kg por dente usando Panavia F 2.0 e ED Primer A & B [PAN], Rely X Luting [RXL] ou Rely X Unicem [RXU]. Os *copings* cimentados foram termociclados entre 5° C e 55° C por 5000 ciclos com 15 segundos de duração, e tracionados no longo eixo de inserção, usando uma máquina universal de testes mecânicos (0,5 mm/min). A força de remoção dos *copings* foi registrada e o deslocamento foi calculado usando a área de superfície de cada preparo. Os resultados

mostraram que a força média para a remoção dos *copings* foi 5,1 MPa; 6,1 MPa e 5,0 MPa para PAN, RXL, e RXU, respectivamente. O tipo predominante de falha foi remanescente de cimento, principalmente nos *copings*, em 46% das amostras seguidos por cimento no dente em 25,7%. Os autores concluíram que os 3 cimentos não foram significativamente diferentes.

No mesmo ano, Zarone et al. avaliaram diferentes restaurações de um incisivo central superior com pouca estrutura coronária, a fim de comparar o comportamento biomecânico de um dente restaurado com um dente hígido. Um modelo tridimensional de um incisivo foi gerado, no qual uma força estática de 10N foi aplicada com uma angulação de 125° na parede axial da superfície palatina da coroa. Diferentes materiais foram testados: resina composta, alumina, cerâmica feldspática e pino de fibra de vidro associado com alumina e coroa de cerâmica feldspática. Os resultados mostraram que materiais com elevado módulo de elasticidade, utilizados para restauração, alteram o comportamento biomecânico de um dente. Além disso, áreas críticas com elevadas concentrações de tensão estão na interface restauração-cimento-dentina tanto no canal radicular e nas superfícies vestibular e lingual da interface dente-restauração. Materiais com propriedades mecânicas similares a dentina e ao esmalte melhoram o comportamento biomecânico de um dente restaurado reduzindo áreas de elevadas concentrações de tensão.

O estudo feito por Abreu et al. em 2007 avaliou o efeito do tipo de liga e pré-tratamentos de superfície em *copings* de metal na sua resistência à tração para preparos minimamente retentivos. Foram feitos preparos padronizados, em 68 terceiros molares. Foram fabricados *copings* metálicos (Co-Cr, Rexillum NBF ou Pd-Ag, IPS d.SIGN 53). Todos estes *copings* receberam um tratamento térmico para a formação de óxidos. Três grupos experimentais foram desenvolvidos para cada tipo de metal (grupos de 10 a 12 dentes cada): com apenas óxido, jato de ar com partículas abrasivas ou metal preparado. Os *copings* foram cimentados utilizando um cimento resinoso autoadesivo (RelyX Unicem) . As amostras foram então armazenadas a 37° C com 100% de umidade durante 24 horas. Após a armazenagem, os grupos foram submetidos a ciclos térmicos: 500 ciclos entre 5° C e 55° C com um

tempo de espera de 30 segundos. Foram armazenados novamente a 37° C durante 24 horas antes do teste de tração das coroas. Após o teste, cada coroa foi examinada por um único indivíduo em microscópio para observar a localização da falha. Quatro falhas foram estabelecidas: fratura de raiz, fratura na interface metal-cimento, fratura na interface dentina-cimento e fratura mista. Com o estudo observaram que nenhum tipo de metal, nem de pré-tratamento de superfície afetaram a resistência de união.

De Backer et al. (2007) investigaram a sobrevivência a longo prazo, de pinos e núcleos em dentes tratados endodonticamente, restaurados com coroas totais, próteses fixas, próteses fixas de três elementos e próteses fixas em cantilever, em um período de 16 a 20 anos, em clínica de graduação. Foram avaliados o tratamento completo e o acompanhamento de 1.037 coroas totais, 134 próteses fixas de três elementos, 322 próteses fixas e 168 próteses fixas em cantilever. Em todos os dentes tratados endodonticamente, os pinos e núcleos foram confeccionados. As curvas de Kaplan-Meier foram usadas para avaliar os diferentes tipos de restaurações. Os resultados mostraram que para coroas totais, as taxas de sobrevivência estimadas em 18 anos foram 74,9% para o grupo vital e 79,4% para o grupo com dentes tratados endodonticamente ($P=0,602$). Para próteses fixas de três elementos, a taxa de sobrevivência em 20 anos foi 83,2% para o grupo vital e 60,5% para o grupo com dentes tratados endodonticamente ($P=0,108$). Para próteses fixas, a taxa de sobrevivência em 20 anos foi 77,4% para o grupo vital, enquanto para o grupo com dentes tratados endodonticamente, com pelo menos um dente pilar tratado desta forma, a taxa de sobrevivência foi 56,7% ($P=0,002$). Para próteses fixas em cantilever, com dentes pilares vitais, a taxa de sobrevivência foi 73,5% em 16 anos, enquanto para o grupo com dentes tratados endodonticamente, com pelo menos um dente pilar tratado desta forma, a taxa de sobrevivência foi 52,3% em 18 anos ($P<0,01$). Os autores concluíram que não houve diferença estatisticamente significativa na sobrevivência em longo prazo de coroas totais em dentes pilares vitais contra coroas totais sobre pinos e núcleos ou na sobrevivência de próteses fixas de três elementos em dentes pilares vitais contra aqueles com pelo menos um dente pilar tratado

endodonticamente. Para próteses fixas com mais de três elementos e próteses fixas em cantilever, o uso de um dente pilar com pino e núcleo levou a falhas mais significantes.

Magne, no mesmo ano, descreveu uma metodologia para geração rápida de modelos de elementos finitos para estruturas dentais e restaurações. O autor digitalizou a imagem de um molar inferior intacto por meio de *scanner* de microtomografia computadorizada e os contornos de todas as estruturas foram adaptados seguindo a segmentação do dente. Posteriormente diferentes modelos foram exportados para programa de elementos finitos, no qual foram testados e validados. Pôde-se concluir que o método proposto foi capaz de gerar modelos de elementos finitos 3D válidos, com diferentes cavidades e materiais restauradores.

Pilo et al. (2008) avaliaram o efeito do tratamento de dentina e/ou superfície metálica na retenção de coroas metálicas cimentadas em preparos com retenção comprometida. Utilizaram 105 coroas metálicas em molares preparados com 40° de convergência e altura padronizada. Sessenta dentes foram divididos em: (A) cimentados com fosfato de zinco; (B-D) cimentados com cimento resinoso (Compolute, 3M) com ou sem tratamento de superfície (B), dentina condicionada e unida (EBS multi, 3M) (C) ou dentina condicionada e unida e metal tratado triboquimicamente (Co-Jet, 3M) (D). E quarenta e cinco dentes foram divididos e coroas cimentadas com outro cimento resinoso (Rely-X Arc, 3M) com ou sem tratamento de superfície (E), dentina condicionada e unida (Single Bond, 3M) (F), ou dentina condicionada e unida e metal tratado triboquimicamente (G). Os dentes foram armazenados em 100% de umidade por 3 meses e termociclados com 5000 ciclos. As coroas desuniram dos preparos e a força necessária para a desunião das mesmas (MPa) foi calculada. Nos resultados, o grupo D mostrou uma força significativamente maior ($3,52 \pm 1,3$ MPa) comparado ao grupo C ($2,26 \pm 0,9$ MPa), grupo B ($0,85 \pm 0,4$ MPa) e grupo A ($1,22 \pm 0,4$ MPa). O grupo G exibiu uma força de desunião significativamente maior ($5,4 \pm 1,4$ MPa) comparado ao F ($2,6 \pm 1,2$ MPa) e ao E ($2,0 \pm 0,6$ MPa). Maior força de desunião correspondia às falhas coesivas de acordo com o tipo de cimento.

Em 2008, Santos-Filho et al. investigaram os efeitos de diferentes sistemas de pinos e comprimento dos mesmos na deformação e resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente. Cento e trinta e cinco incisivos bovinos foram seccionados para obter raízes de 15 mm, obturadas e divididas em 3 grupos (n=45): pino de fibra de vidro; pino metálico pré-fabricado; núcleo moldado e fundido. Cada grupo foi dividido em 3 subgrupos (n=15) de acordo com o comprimento do pino: 5,0 mm; 7,5 mm; 10 mm. Todos os dentes foram restaurados com coroas metálicas. Para medida de deformação, 2 extensômetros foram usados por amostra. A resistência à fratura (N) foi medida e os dados foram analisados com análise de variância, seguida pelo teste de Tukey ($\alpha=0,05$). Os resultados mostraram que para todos os pinos, comprimentos reduzidos resultaram em valores de micro deformação aumentados. No entanto, os pinos de fibra de vidro foram associados com menor aumento, quando comparados com núcleos moldados e fundidos e pinos metálicos pré-fabricados, os quais mostraram valores de micro deformação duas vezes maiores quando o comprimento do pino era 5,0 mm. Os valores de resistência à fratura revelaram que o comprimento do pino foi estatisticamente significativo para os pinos metálicos e não foi significativo para o pino de fibra de vidro. A análise do tipo de fratura indicou fraturas radiculares em grupos restaurados com pinos metálicos e fraturas no núcleo de preenchimento em resina composta, em grupos restaurados com pinos de fibra de vidro. Os autores concluíram que o núcleo moldado e fundido, quando o comprimento era 10,0 mm teve a maior resistência à fratura, no entanto, o pino de fibra de vidro foi efetivo com os 3 comprimentos, com maior resistência à fratura do que pinos metálicos quando o comprimento era 5,0 mm.

No ano de 2009, Ayad et al. fizeram um estudo com a finalidade de determinar a relação entre o ângulo de convergência do preparo de um dente para receber uma coroa total metálica e a resistência de restaurações cimentadas com cimento convencional ou cimento adesivo após a recimentação. Cento e vinte coroas metálicas foram feitas para preparos de dentes fresados e padronizados. Foram estabelecidos três ângulos de convergência dos dentes preparados: 5°, 12° e 25° (n=40). As coroas foram

divididas em quatro subgrupos (n=10) de acordo com o cimento: cimento de fosfato de zinco (Fleck's), cimento de ionômero de vidro (Ketac-Cem) e cimentos resinosos (Panavia 21 e C&B-Metabond). A retenção foi avaliada pela força de tração necessária para remoção das coroas dos dentes preparados em uma máquina universal de testes. Posteriormente, os dentes preparados foram limpos e polidos e as superfícies internas das coroas foram limpas com ultrassom e jateadas com óxido de alumínio antes da recimentação. Os dados foram analisados com ANOVA e teste de Tukey ($\alpha=0,05$). Os resultados mostraram diferenças significativas para ângulos de convergência dos dentes preparados e cimentos ($P<0,001$), no entanto sua inter-relação não foi significativa. Houve uma diferença estatisticamente significativa entre a retenção da primeira cimentação e da segunda cimentação ($P<0,001$). No entanto, a inter-relação não foi significativa com o ângulo de convergência dos dentes preparados ou cimento. Independente do ângulo de convergência dos dentes preparados, o cimento Panavia 21 exibiu a maior retenção média inicial, mas não foi significativamente diferente em relação à retenção após a recimentação. Os autores concluíram que o ângulo de convergência dos dentes preparados e o tipo de cimento têm um efeito direto na retenção das coroas metálicas após a recimentação.

Santos-Filho no mesmo ano, desenvolveu um protocolo de modelagem tridimensional para incisivo central superior com aplicabilidade ao método de elementos finitos e avaliou o comportamento biomecânico de incisivo superior tratado endodonticamente e restaurado com retentores e coroa cerâmica por meio de análise por elementos finitos comparado ao dente hígido. Foram gerados 17 modelos, sendo um do dente hígido e 16 modelos de acordo com os 4 fatores em estudo: tipo de retentor em dois níveis: pino de fibra de vidro (PFV) e núcleo moldado fundido (NMF), extensão do retentor em dois níveis: 7,0 mm (7,0) e 12,0 mm (12,0), remanescente coronário em dois níveis: remanescente de 2,0 mm (RE) e ausência de remanescente (ARE), enfraquecimento do canal radicular em dois níveis: ausência de enfraquecimento (AENF) e presença de enfraquecimento (ENF). Foi simulada aplicação de pressão constante no valor de 100N perpendicularmente à

superfície palatina do incisivo. Os resultados foram analisados pelo critério de von Mises e tensão máxima principal. Os resultados obtidos mostraram que o modelo geométrico 3D desenvolvido é adequado para a análise por elementos finitos. Concluiu-se que o PFV apresentou distribuição homogênea das tensões mais semelhante ao dente hígido, enquanto o NMF apresentou grande concentração de tensão no interior do canal radicular. O fator extensão do retentor intrarradicular influenciou isoladamente apenas a distribuição de tensões do tipo von Mises no NMF. A presença de remanescente coronário melhorou a distribuição de tensões do tipo von Mises. O enfraquecimento do canal radicular teve maior impacto na distribuição de tensões do tipo von Mises.

Chandra Shekar et al. (2010) avaliaram comparativamente a angulação mais aconselhável do preparo dentinário e o melhor cimento para fixação de coroas a fim de obter a máxima retenção. Foram utilizados 80 pré-molares humanos extraídos e divididos em 5 grupos, preparados com angulação de 0°, 3°, 6°, 9° e 12°. As coroas foram confeccionadas com liga de Co-Cr, os *copings* metálicos foram cimentados com ionômero de vidro e cimento de fosfato de zinco. A retenção era medida quando ocorria a separação da coroa metálica do preparo dentinário em uma máquina de ensaio universal e então, os dados eram analisados estatisticamente. Nenhuma diferença significativa foi encontrada entre os grupos com 0°, 3° e 6°, já o aumento da convergência para 9° ou 12° diminuiu significativamente a retenção. O uso de cimento de ionômero de vidro não resultou em aumento da força de retenção, comparado ao uso de cimento fosfato de zinco, apesar da ligação química de ionômero de vidro e estrutura do dente. A escolha do cimento para fixação coroa-preparo, com angulação dentro da faixa ideal (0° a 6°) não teve grande significância.

O estudo feito por da Silva et al. (2010) avaliou o efeito de pino, núcleo, tipo de coroa e presença de férula na deformação, resistência à fratura e tipo de fratura em incisivos bovinos tratados endodonticamente. Cento e oitenta incisivos bovinos foram selecionados e divididos em 12 grupos (n=15). Os fatores de estudo foram: com ou sem férula, núcleo moldado e fundido, pino

de fibra de vidro com núcleo de preenchimento de resina composta, ou pino de fibra de vidro com núcleo de preenchimento reforçado por fibras e coroas metálicas ou coroas cerâmicas reforçadas por alumina (n=15). Foi aplicada uma força em um ângulo de 135° nos incisivos restaurados e a deformação foi medida usando extensômetros colocados nas superfícies radiculares vestibular e proximal. A força foi aplicada nos espécimes até o ponto de fratura. Os resultados de deformação e resistência à fratura foram analisados por ANOVA e teste de Tukey ($\alpha=0,05$). Os resultados mostraram que a presença de férula não influenciou significativamente a deformação vestibular e resistência à fratura para os grupos com coroas cerâmicas, independente do tipo de núcleo. A presença de férula resultou em menores deformações e maiores resistência à fratura em grupos com coroas metálicas, independente do tipo de núcleo. O núcleo moldado e fundido mostrou menores valores de deformação do que os grupos com pinos de fibra de vidro quando restaurados com coroas metálicas. Os autores concluíram que o tipo de núcleo não afetou a deformação e resistência à fratura de incisivos tratados endodonticamente restaurados com coroas cerâmicas reforçadas por alumina. A presença de férula melhorou o comportamento mecânico de dentes restaurados com coroas metálicas, independente do tipo de núcleo.

Heintze em 2010 revisou 18 estudos que avaliaram a eficácia dos agentes de cimentação pela remoção das coroas dos dentes preparados. Os fatores levados em consideração foram o tipo de dente, número de amostras por grupo, altura das paredes axiais, ângulo de convergência, padronização e medida da superfície de preparo, intensidade da força aplicada durante a cimentação, envelhecimento artificial, velocidade para a força de tração e análise estatística. Sendo assim, o autor obteve como resultado que os fatores mais importantes que influenciaram a remoção das coroas dos dentes preparados foram a altura das paredes axiais, ângulo de convergência e o agente de cimentação. Panavia e Rely X Unicem produziram os maiores valores seguidos por cimentos de ionômero de vidro e fosfato de zinco. Fatores como intensidade da força aplicada durante a cimentação, rugosidade, tipo de ponta utilizada para o preparo e o uso de agente dessensibilizante não foram

estatisticamente significantes. Envelhecimento artificial como termociclagem não teve influência com cimentos de ionômero de vidro, enquanto que para cimentos resinosos, a termociclagem e a armazenagem prolongada em água geraram falhas semelhantes. Portanto, foi concluído que um método experimental padronizado inclui: pelo menos 20 espécimes por grupo, altura das paredes axiais de 3 mm, ângulo de convergência de 20°, termociclagem das amostras (5000x), evitar forças de cisalhamento durante a remoção das coroas dos dentes preparados e estatística de probabilidade de falha (Weibull).

Madina et al. (2010) avaliaram a resistência retentiva de coroas unitárias de cerâmica (IPS e.max Press) com 10° e 26° de convergência cimentadas usando dois métodos de condicionamento de superfície. Trinta e dois molares humanos foram divididos em dois grupos (n=16) e preparados de forma padronizada naquelas angulações. As coroas foram subdivididas em dois grupos (n=8) de acordo com o tipo de condicionamento de superfície. Metade dos grupos foi condicionada com ácido fluorídrico e silanizada e a outra metade recebeu cobertura de sílica e silanização. As coroas foram cimentadas usando Panavia F 2.0. A resistência retentiva foi medida em uma máquina universal de testes mecânicos. Nos resultados obtidos não houve diferença significativa para a força média de retenção para as duas angulações, 10° e 26°, quando as coroas foram condicionadas com ambos os métodos de condicionamento. Portanto, concluíram que nem o tipo de condicionamento de superfície nem o ângulo de convergência afetaram a resistência retentiva de coroas unitárias de IPS e.max Press quando cimentadas adesivamente.

Osman et al. (2010) examinaram a resistência à tração de coroas de ouro fundido em dentes preparados com seis angulações de convergência diferentes (variando de 12° a 120°) e altura axial (1 e 2 mm). Foram usados 24 pré-molares humanos, divididos em seis grupos com 4 dentes cada. As coroas foram cimentadas com cimento resinoso adesivo, armazenadas em água a 37° C durante 24 horas e submetidas ao teste de resistência à tração. Verificou-se que 22 dos 24 dentes testados sofreram falhas na dentina, observando grande força de retenção entre o metal precioso, cimento resinoso e preparos não

retentivos com pequena extensão; a angulação do preparo e a altura da parede axial não tiveram efeito sobre a força de retenção da coroa.

Ainda no mesmo ano, Shahin & Kern avaliaram o efeito de superfícies jateadas na retenção de coroas cerâmicas de zircônia confeccionadas pelo sistema CAD/CAM e cimentadas com três tipos diferentes de cimentos. Além disso, foi verificada a influência do envelhecimento artificial na ciclagem mecânica e térmica. Pré-molares humanos foram preparados (12° de convergência, 3 mm de altura da parede axial). Metade das coroas foram jateadas com partículas de alumina. As coroas foram cimentadas com fosfato de zinco (Hoffmann), ionômero de vidro (Ketac Cem) ou resinoso (Panavia 21), os subgrupos foram armazenados por 3 dias em água a 37° C ou por 150 dias em água à mesma temperatura em associação com 37.500 ciclos térmicos entre 5° C e 55° C) e 300.000 ciclos dinâmicos de carregamento com 5 kg na ciclagem mecânica. A retenção das coroas foi medida em teste de tração a uma velocidade de 2 mm/min usando uma máquina universal de testes mecânicos. Nos resultados, os valores de retenção média variaram de 2,8 MPa a 7,1 MPa após 3 dias e de 1,6 MPa a 6,1 MPa após envelhecimento artificial. O jateamento aumentou significativamente a retenção das coroas, enquanto o envelhecimento artificial diminuiu a retenção. Além disso, o cimento teve uma influência significativa na retenção, sendo que o cimento resinoso proporcionou a maior retenção.

No mesmo ano, Soares et al. avaliaram a influência do tipo de cimento usado para a fixação de núcleos moldados e fundidos na resistência à fratura, tipo de fratura e distribuição de tensões de dentes anteriores. Quarenta raízes de incisivos bovinos de 15 mm de comprimento foram tratadas endodonticamente, aliviadas em 10 mm e incluídas em resina de poliestireno com simulação do ligamento periodontal com material para moldagem à base de poliéter. As amostras foram divididas em 4 grupos (n=10), restauradas com núcleos moldados e fundidos (liga de Cu-Al) e cimentadas com os cimentos: ionômero de vidro convencional, ionômero de vidro modificado por resina, cimento resinoso dual ou cimento de fosfato de zinco. A resistência à fratura das amostras foi testada com aplicação de carga em um ângulo de 135° à

velocidade de 0,5 mm/min. Análise por elementos finitos bidimensional foi realizada com modelos representativos de cada grupo simulando 100 µm de espessura da camada de cimento e os resultados analisados pelo critério de von Mises. Esta análise revelou que o cimento resinoso dual e o ionômero de vidro modificado por resina apresentaram menores valores de tensões do que o fosfato de zinco e o ionômero de vidro convencional. Maior concentração de tensões foi coincidente com mais falhas catastróficas e conseqüentemente, com menores valores de resistência à fratura. Portanto, o tipo de cimento influenciou na resistência à fratura, tipo de fratura e distribuição de tensões em dentes restaurados com núcleos moldados e fundidos.

Liu et al., 2011, investigaram os efeitos do tipo de cimento e espessura na distribuição de tensões em coroas cerâmicas usando análise por elementos finitos. Uma restauração de coroa cerâmica para primeiro molar inferior direito foi preparada de forma padronizada e digitalizada por microtomografia computadorizada. Oito modelos tridimensionais foram desenvolvidos para dois sistemas adesivos com espessuras de 60 µm, 90 µm, 120 µm e 150 µm. Os modelos foram submetidos a quatro condições de carregamento e a distribuição de tensões na cerâmica de recobrimento e na de infraestrutura foi avaliada. Os resultados mostraram que a distribuição de tensões e tensão máxima na cerâmica de recobrimento, cerâmica de infraestrutura e cimento foram apresentadas de acordo com as condições de carregamento. O cimento com elevado módulo de elasticidade resultou em menores tensões de tração na cerâmica de recobrimento e cerâmica de infraestrutura e a resistência ao cisalhamento do cimento foi crítica para região intacta da coroa. 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 90 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 às condições de carregamento.

Simon et al. (2011) mediram a resistência de união de cimentos resinosos autoadesivos e a união do cimento unindo a coroa ao dente preparado com angulação maior que 30°. O teste utilizado permitia a remoção das coroas na direção do longo eixo de inserção. O sistema CAD/CAM Cerec foi usado para confeccionar as coroas com um dispositivo integrado à estrutura da coroa. Cem molares humanos foram preparados para as coroas de cerâmica com término em ombro de 1,5 mm, superfície oclusal plana e 3 mm a 5 mm de altura da parede axial. As coroas foram cimentadas com 5 cimentos resinosos autoadesivos diferentes (Rely X Unicem, Maxcem Elite, BisCem, SmartCem 2 e G-Cem) e 1 cimento resinoso convencional (Multilink) como grupo controle. Para 4 cimentos, com exceção do GCem e Multilink, foram organizados em 2 grupos, um com condicionamento de superfície das coroas com ácido fluorídrico e outro sem tratamento de superfície. As coroas foram tracionadas até fraturarem ou se soltarem do dente. Os resultados mostraram que para vários cimentos, a resistência de união excedeu a resistência à tração das coroas cerâmicas; nas coroas fraturadas ficou uma parte destas cimentada no dente. O efeito do condicionamento de superfície não foi estatisticamente significativo, no entanto para cada cimento as coroas tratadas mostraram menor coeficiente de variância. Este variou de 24,9% a 97,9%. As forças variaram de 41,3 a 190,3 N. Os autores concluíram que alguns dos novos cimentos resinosos autoadesivos podem criar união em preparos não retentivos que são maiores que a resistência da coroa, no entanto, essa elevada resistência de união pode não ser capaz de ser obtida consistentemente.

Em 2012, Jalandar et al. avaliaram e compararam o efeito de dois agentes dessensibilizantes na retenção de coroas metálicas, quando cimentadas com diferentes agentes de cimentação. Foram preparados 90 molares com superfície oclusal plana, ângulo do preparo com 6° de convergência e parede axial com aproximadamente 4 mm de comprimento. Os espécimes foram divididos em 3 grupos e cada grupo dividido em 3 subgrupos. Os agentes dessensibilizantes utilizados foram: GC Tooth Mousse e GLUMA dessensibilizante. Os agentes de cimentação utilizados foram: fosfato de zinco,

ionômero de vidro e ionômero de vidro modificado por resina. Foram confeccionadas argolas de liga metálica nas coroas. Os agentes dessensibilizantes foram aplicados antes da cimentação das coroas, exceto para o grupo controle. A partir de uma força de tração, as coroas foram removidas usando uma máquina universal de testes. A análise estatística foi feita usando ANOVA e teste de Tukey-Kramer ($\alpha=0,05$). Os resultados mostraram que o ionômero de vidro modificado por resina exibiu a maior resistência à tração e todos os tratamentos dentinários resultaram em valores significativamente diferentes (em Kg): GLUMA ($49,02 \pm 3,32$) > grupo controle ($48,61 \pm 3,54$) > Tooth Mousse ($48,34 \pm 2,94$). Os valores de resistência à tração para o ionômero de vidro foram: GLUMA ($41,14 \pm 2,42$) > Tooth Mousse ($40,32 \pm 3,89$) > grupo controle ($39,09 \pm 2,80$) e o fosfato de zinco apresentou os menores valores: GLUMA ($27,92 \pm 3,20$) > grupo controle ($27,69 \pm 3,39$) > Tooth Mousse ($25,27 \pm 4,60$). Os autores concluíram que o Gluma dessensibilizante não teve efeito na retenção das coroas. GC Tooth Mousse não afetou os espécimes com ionômero de vidro e ionômero de vidro modificado por resina, mas diminuiu a retenção dos espécimes com fosfato de zinco.

Pattanaik & Nagda, no mesmo ano, compararam a retenção e a adaptação marginal de restaurações de liga de Ni-Cr usando os cimentos: ionômero de vidro modificado por resina, cimento resinoso e cimento de fosfato de zinco. Trinta pré-molares superiores de tamanhos semelhantes foram preparados para receber *copings* metálicos. Estes *copings* foram colocados nos dentes preparados e a adaptação marginal foi examinada usando um microscópio. Os espécimes foram divididos em 3 grupos. Grupo I *copings* cimentados com cimento de fosfato de zinco, Grupo II *copings* cimentados com ionômero de vidro modificado por resina e Grupo III *copings* cimentados com cimento resinoso. Após a cimentação, a adaptação marginal foi medida. A força de tração necessária para a remoção das coroas dos dentes preparados foi obtida usando uma máquina. A análise estatística foi realizada utilizando o teste de Tukey e ANOVA. Os resultados mostraram que para o fosfato de zinco, a média de adaptação marginal foi 31 microns e a força média para a

remoção das coroas foi 287 N. Para o ionômero de vidro modificado por resina, a média de adaptação marginal foi 29,6 microns e a força média para a remoção das coroas foi 610 N. Para o cimento resinoso, a média de adaptação marginal foi 49 microns e a força média para a remoção das coroas foi 613 N. Os autores concluíram que a adaptação marginal do cimento resinoso foi significativamente maior do que a do cimento de fosfato de zinco e do ionômero de vidro modificado por resina. A força média para a remoção das coroas do cimento resinoso e do ionômero de vidro modificado por resina foi significativamente maior do que do cimento de fosfato de zinco. Não houve diferença significativa entre as forças médias para a remoção das coroas entre o cimento resinoso e o ionômero de vidro modificado por resina.

PROPOSIÇÃO

3. PROPOSIÇÃO

Este estudo teve como objetivo avaliar os diferentes cimentos e retentores intrarradiculares na distribuição de tensões frente à simulação de ensaio de tração universal de coroas unitárias por meio de análise 3D por elementos finitos, de acordo com os fatores em estudo:

(1) Tipo de retentor intrarradicular:

- PFV
- NMF

(2) Tipo de coroa restauradora:

- CC
- CM

(3) Tipo de cimento:

- ARC
- U100
- FZ

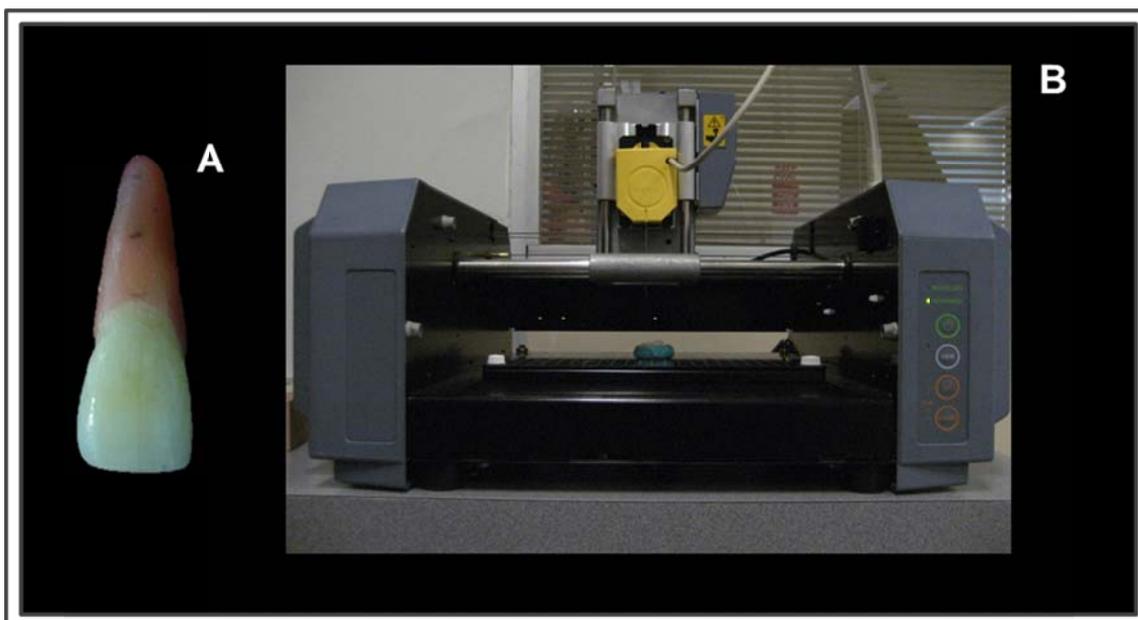
MATERIAIS E MÉTODOS

4. MATERIAIS E MÉTODOS

Este estudo foi dividido em duas fases de execução. Na primeira fase foi realizado o protocolo de geração de modelo 3D de um incisivo central superior hígido, como proposto por Santos-Filho em 2009, porém com algumas alterações. Na segunda fase, a partir deste protocolo, foram simuladas diferentes formas de tratamento para dentes com indicação de retentor intrarradicular e coroa restauradora para serem analisados por elementos finitos.

4.1. Protocolo de geração de modelo 3D de dente hígido

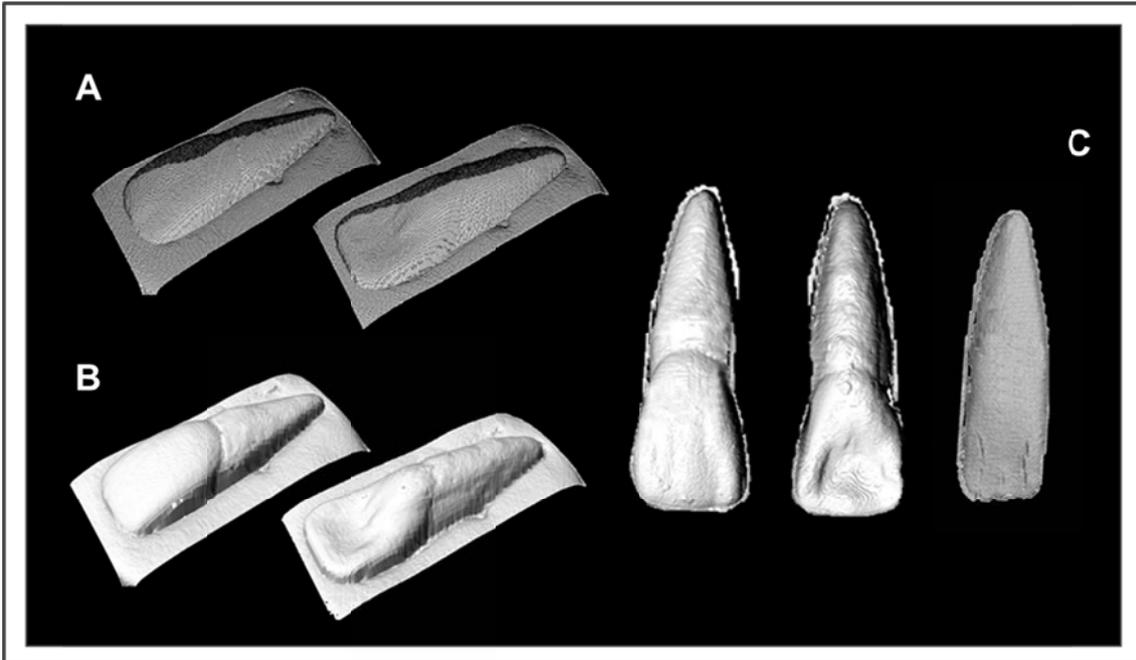
Conforme descrito por Santos-Filho em 2009, dentre 50 dentes hígidos, um incisivo central superior hígido, que apresentava anatomia e relação coroa-raiz padrão, foi selecionado e serviu como modelo padrão para construção do modelo hígido e posterior simulação das formas de tratamento. Posteriormente, o dente foi posicionado em *scanner* de contato (MDX-40, Roland, Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer - CTI, Campinas, SP, Brasil) (Figura 1). Este aparelho gerou o contorno externo do dente, por meio de calibração em 0,2 mm para cada traçado da ponta de contato sobre a superfície dentária. A geometria externa foi arquivada em arquivos do tipo *.stl em computador acoplado ao *scanner* (Figura 2).



Santos-Filho, 2009

Figura 1 - Obtenção da geometria do modelo padrão hígido. (A) Dente padrão hígido (esmalte, dentina e coroa); (B) *Scanner* de contato, mapeando a superfície vestibular e lingual.

Após a obtenção da geometria externa da coroa e raiz do incisivo, a raiz foi protegida com cera utilidade e o esmalte foi mergulhado em solução de ácido clorídrico 10% em pote dappen de forma que apenas o esmalte da coroa ficasse em contato com o ácido clorídrico, evitando assim a desmineralização da porção radicular. O esmalte foi totalmente removido após degradação em solução de ácido durante 10 minutos. A remoção do esmalte foi confirmada por meio de análise visual em lupa estereoscópica com aumento de 40 vezes (Leica, Hanau, Alemanha). Verificou-se preservação da estrutura de dentina coronária e radicular após este procedimento devido à rede de fibras colágenas. Novamente, a digitalização foi realizada para a obtenção da geometria externa da dentina coronária (Figura 2). Para geração da geometria da polpa, o dente foi seccionado longitudinalmente no sentido méso-distal e o modelo da câmara pulpar gerado de acordo com o contorno externo da câmara pulpar e canal radicular (Figura 3).



Santos-Filho, 2009

Figura 2 - Obtenção das superfícies. (A) Nuvem de pontos; (B) Otimização para observação de detalhes da superfície; (C) Arquivos *.stl da superfície vestibular, lingual e da superfície dentinária.

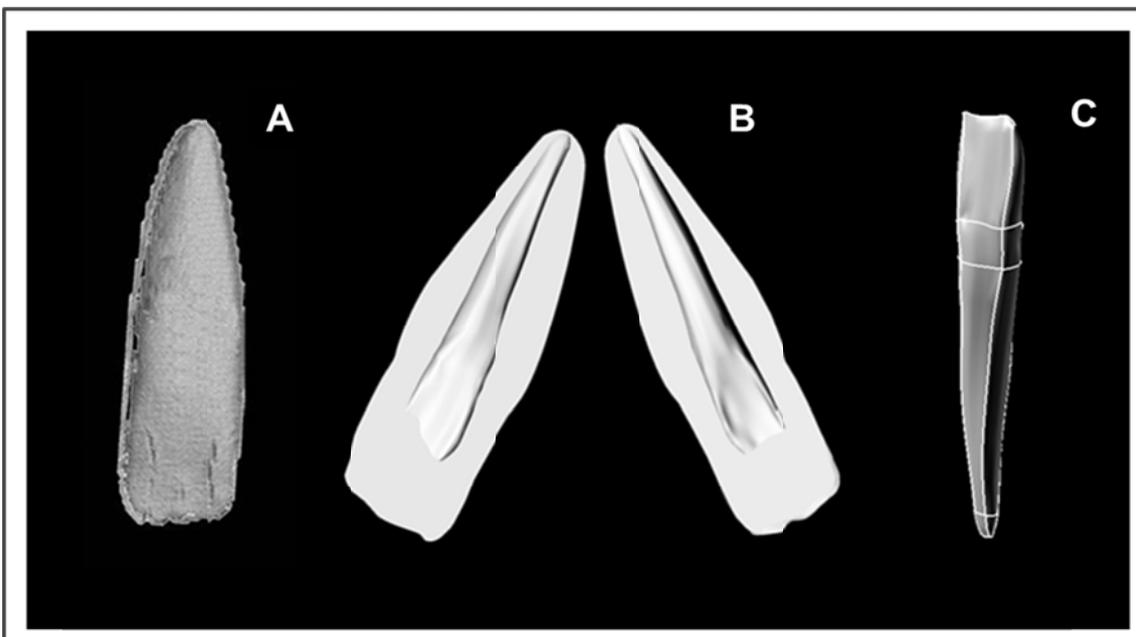


Figura 3 - Obtenção da geometria da polpa. (A) Superfície de dentina; (B) Corte longitudinal no sentido méso-distal (C) Geometria da polpa.

Os arquivos *.stl do esmalte e dentina foram exportados para o programa CAD (Rhinceros, USA) para geração do modelo 3D que serviu como padrão hígido para posterior geração e simulação de diferentes formas de tratamento. Neste programa foram geradas superfícies NURBS, próprias para modelagem de geometrias complexas, baseadas na geometria externa obtida. Sobre o arquivo *.stl foram selecionados pontos em regiões estratégicas que serviram de referência para geração de linhas interconectadas em seus pontos de origem e extremidades. Estas linhas foram então utilizadas para geração de superfícies. A partir destas superfícies foram gerados os volumes das estruturas internas e externas do dente de referência digitalizado (Figura 4). Foi realizada a inclusão em cilindro de resina acrílica, com ausência de ligamento periodontal, como é feito em estudos laboratoriais (Ernst et al., 2005; Palacios et al., 2006; Abreu et al., 2007; Madina et al., 2010; Osman et al., 2010; Shahin & Kern, 2010; Simon et al., 2011; Pattanaik & Nagda, 2012) que realizam testes como proposto pelo presente estudo (Figura 5).

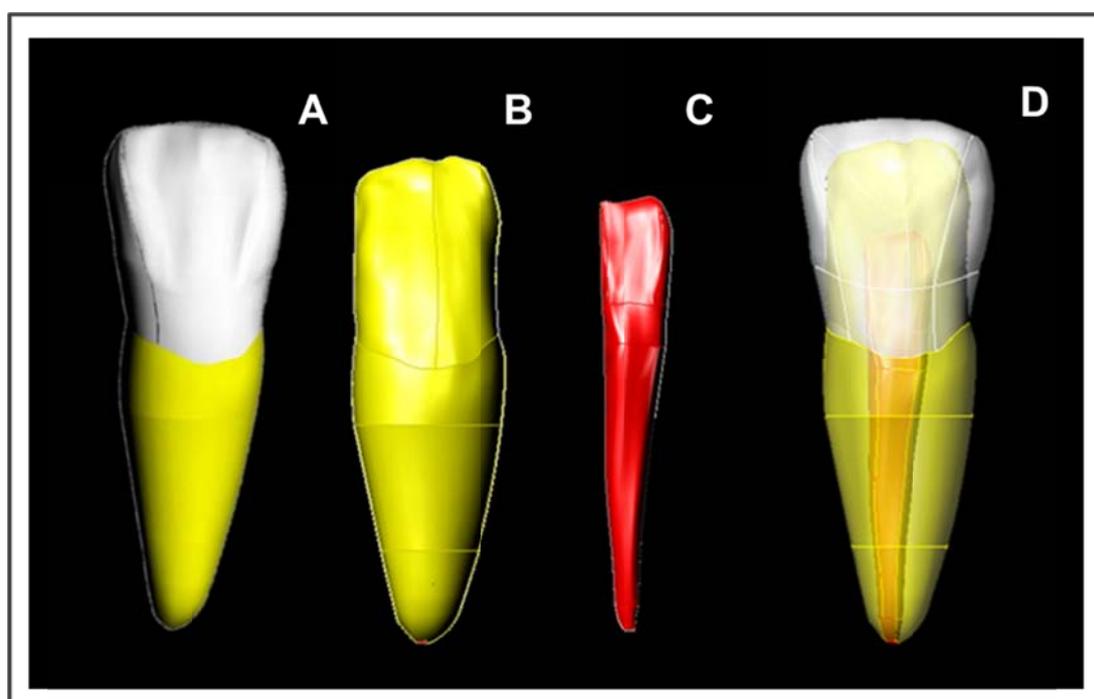


Figura 4 - Modelo gerado pelo CAD por superfícies NURBS. (A) Esmalte e dentina radicular; (B) Dentina coronária e radicular; (C) Polpa; (D) Modelo completo com inserção de polpa.

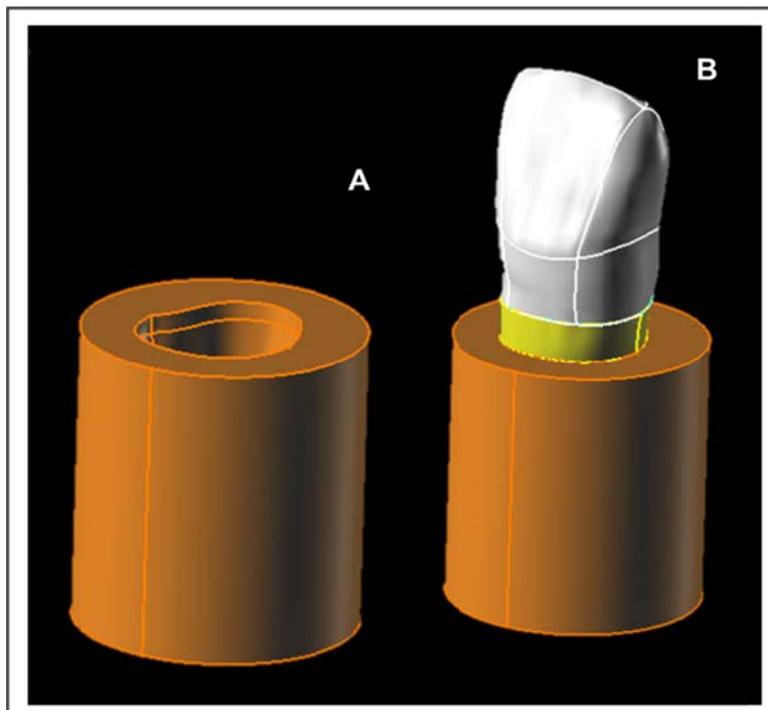


Figura 5 - Simulação da inclusão com ausência do ligamento periodontal. (A) Geometria do cilindro; (B) Conjunto dente e cilindro.

4.2. Geração dos modelos dos retentores intrarradiculares

Para a geração da geometria 3D do PFV, utilizou-se como modelo o pino White Post DC número 3 (FGM Produtos Odontológicos, Joinville, SC, Brasil). Este pino teve suas medidas e angulações mensuradas utilizando paquímetro digital (Mitutoyo, Tokyo, Japan) e os dados inseridos no programa CAD (Rhinceros, USA). Por meio destas medidas, o modelo 3D do PFV foi construído de forma a representar fielmente o modelo real (Figura 6).

Para a simulação da porção coronária em RC do PFV e padronização desta com o NMF, foi utilizado como padrão um núcleo pré-fabricado (Nucleojet, Ângelus, Londrina, PR, Brasil) que foi digitalizado em *scanner* de contato (MDX-40, Roland, CTI, SP, Brasil). Este aparelho gerou todos os contornos externos do núcleo, calibrado em 0,2 mm para cada traçado. A geometria externa foi arquivada em arquivos do tipo *.stl e foram exportados para o programa CAD (Rhinceros, USA) para geração de modelo 3D (Figura 6). O NMF foi gerado pela união do PFV com o núcleo pré-

fabricado, formando uma única estrutura. Desta forma os retentores foram padronizados na porção coronária e também na porção radicular (Figura 7).

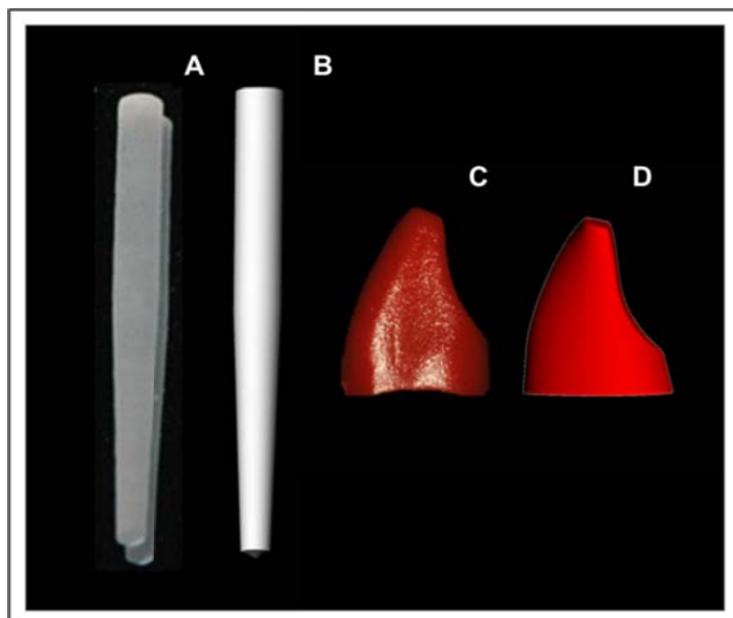


Figura 6 - (A) Imagem do pino White Post DC número 3; (B) Modelo 3D do PFV; (C) Imagem do Nucleojet; (D) Modelo 3D do núcleo.

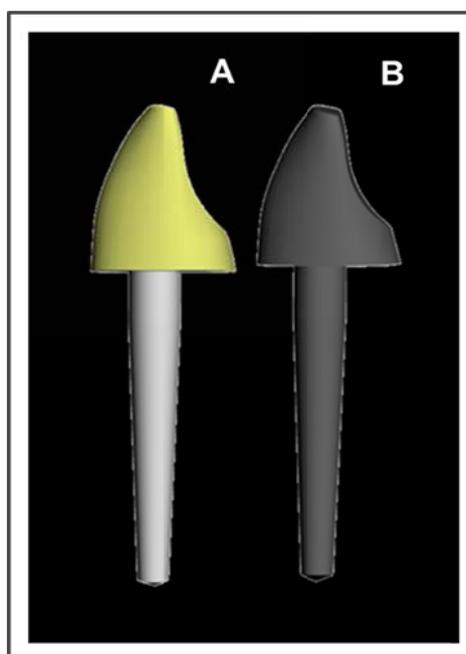


Figura 7 - (A) Modelo 3D do PFV associado com a porção coronária em RC, (B) Modelo 3D do NMF.

4.3. Geração dos modelos com definição do desgaste do remanescente coronário

O modelo de incisivo hígido utilizado possui raiz de 13,0 mm, sobre o qual foi simulado 2,0 mm de remanescente coronário acima da raiz e preparo em ombro arredondado com 1,5 mm de desgaste em toda sua extensão e expulsividade seqüencial da parede externa do núcleo de preenchimento (Figura 8).

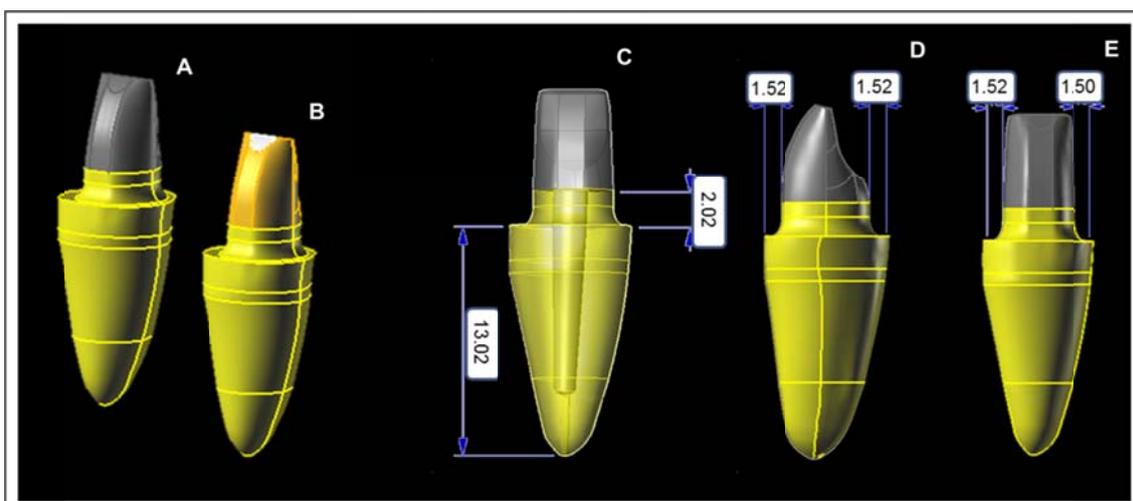


Figura 8 - Modelos 3D. (A) Com NMF; (B) Com PFV; (C) Medida da raiz e do remanescente coronário; (D) Medida da quantidade de desgaste nas faces vestibular e lingual; (E) Medida da quantidade de desgaste nas faces mesial e distal.

4.4. Geração das coroas restauradoras e definição do dispositivo para teste de tração

Para a geração da CM e da CC foi realizada a simplificação da geometria externa da coroa em esmalte do modelo de incisivo hígido para a confecção de um dispositivo na superfície externa da mesma que permitisse a simulação de um ensaio mecânico de tração da coroa. O desenvolvimento desse dispositivo teve como referência o protocolo laboratorial desenvolvido por Shahin & Kern em 2010, onde eles confeccionaram CC com duas “asas” do

mesmo material, sendo uma na face distal e outra na face mesial. Além disso, foi confeccionado outro dispositivo, no formato de disco, na incisal da coroa (Figura 9). Sendo assim, essas coroas com diferentes dispositivos foram submetidas ao método de elementos finitos e analisadas pelo critério de tensão máxima principal, onde a coroa com “asas” apresentou distorção no campo de tensão, em regiões de interesse, ou seja, em áreas próximas à aplicação da força, ao contrário da coroa com “disco”, a qual foi selecionada para ser utilizada nas diferentes formas de tratamento (Figura 10).

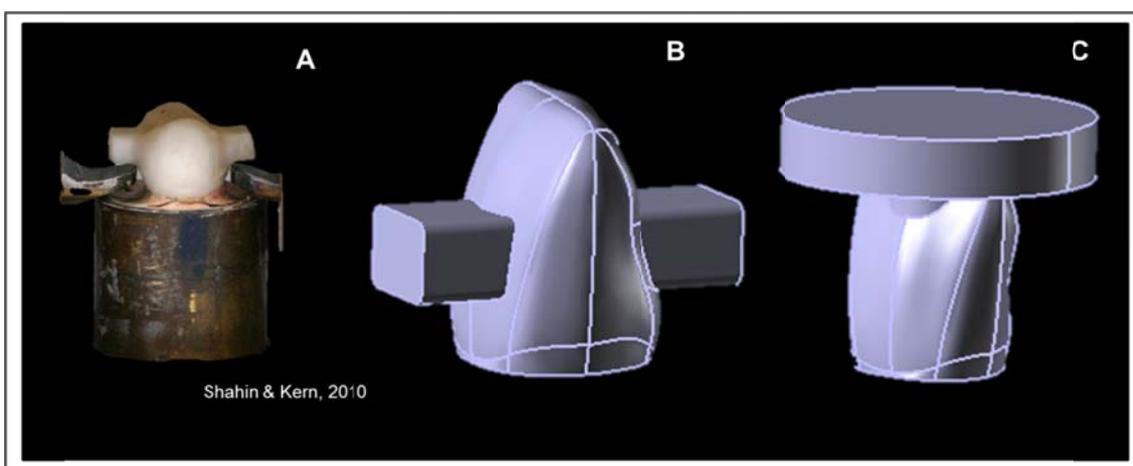


Figura 9 - Definição do dispositivo da coroa para tração. (A) Protocolo laboratorial com “asas”; (B) Simulação das “asas”; (C) Simulação do “disco” na incisal.

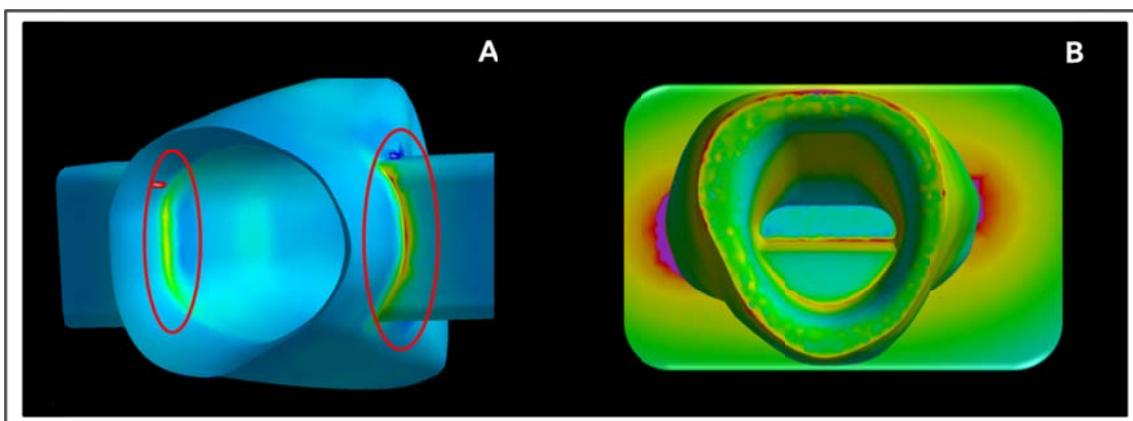


Figura 10 - (A) Distribuição de tensões na coroa com “asas”; (B) Distribuição de tensões na coroa com “disco”.

4.5. Geração da camada de cimento

A camada de cimento foi gerada a partir da superfície externa do núcleo de preenchimento e superfície interna da coroa restauradora com uma camada de elementos, na espessura de 100 μm (Liu et al., 2011) para os três cimentos em estudo: ARC, U100 e FZ (Figura 11).

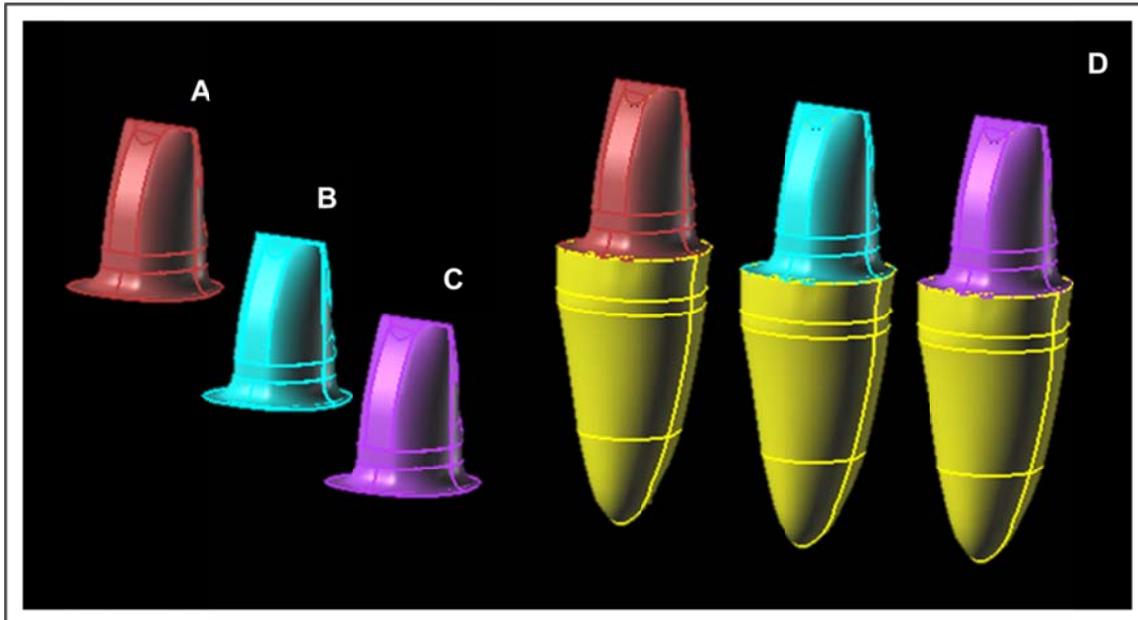


Figura 11 - Padronização da camada de cimento na espessura de 100 μm . (A) FZ; (B) U100; (C) ARC; (D) Modelos com os cimentos.

4.6. Simulação das formas de tratamento

A partir da associação dos fatores em estudo mencionados foram simuladas as formas de tratamento (Figura 12) em 12 modelos diferentes como descrito na Tabela 1.

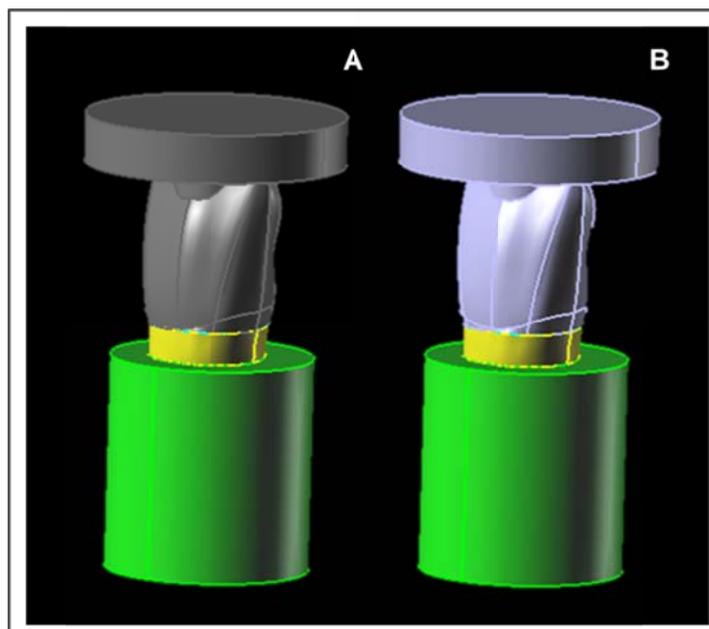


Figura 12 - (A) Modelo restaurado com CM; (B) Modelo restaurado com CC.

Tabela 1 - Descrição dos modelos computacionais.

Modelos com as formas de tratamento			
PFV-CC-ARC	PFV-CM-ARC	NMF-CC-ARC	NMF-CM-ARC
PFV-CC-U100	PFV-CM-U100	NMF-CC-U100	NMF-CM-U100
PFV-CC-FZ	PFV-CM-FZ	NMF-CC-FZ	NMF-CM-FZ

4.7. Análise por elementos finitos

Os modelos geométricos gerados no CAD foram exportados em arquivos do tipo *.step para o programa CAE (ANSYS Workbench 14.0, USA) e a malha de cada estrutura foi gerada empregando elemento sólido do tipo tetraédrico de 10 nós, para a qual foi possível controlar cuidadosamente a homogeneidade e conectividade dos elementos (Figura 13). A análise realizada foi estrutural linear e elástica e todos os materiais e estruturas foram considerados isotrópicos, lineares e homogêneos, exceto o pino de fibra de vidro que foi considerado estrutura ortotrópica. As propriedades mecânicas

foram obtidas por meio da literatura (Tabelas 2 e 3). Realizou-se a definição das condições de contorno, na simulação dos contatos entre estruturas, restrição do modelo, aplicação de carga e análise das tensões. A restrição do modelo foi realizada na base e superfície lateral do cilindro. Foi aplicada uma força de tração no valor de 800 N, de acordo com valores médios encontrados na literatura (Heintze, 2010), perpendicular à superfície inferior do dispositivo da incisal e no longo eixo do dente (Figura 14). Para a análise de tensões foi empregado o critério de tensão máxima principal, sendo realizado corte longitudinal no sentido vestibulo-lingual dos modelos para melhor visualização dos resultados.

Tabela 2 - Propriedades mecânicas dos materiais.

Materiais	E (GPa)	Referências	ν	Referências
CC	390,4	Borba et al., 2011	0,24	Borba et al., 2011
CM e NMF	200	*	0,30	*
ARC	9,6	Saskalauskaite et al., 2008	0,27	Zarone et al., 2006
U100	10,76	Tolidis et al., 2012	0,35	Tolidis et al., 2012
FZ	13,7	Rekow et al., 2006	0,33	Rekow et al., 2006
RC	12,5	Park et al., 2012	0,45	Masouras et al., 2008
Dentina	18,6	Zarone et al., 2006	0,32	Zarone et al., 2006
RP	13,5	*	0,31	*

Tabela 3 - Propriedades mecânicas do PFV.

Propriedades [†]	PFV
E_x (GPa)	9,5
E_y (GPa)	9,5
E_z (GPa)	37,0
ν_{xy}	0,34
ν_{yz}	0,27
ν_{xz}	0,27
G_{xy} (GPa)	3,5
G_{yz} (GPa)	3,1
G_{xz} (GPa)	3.10

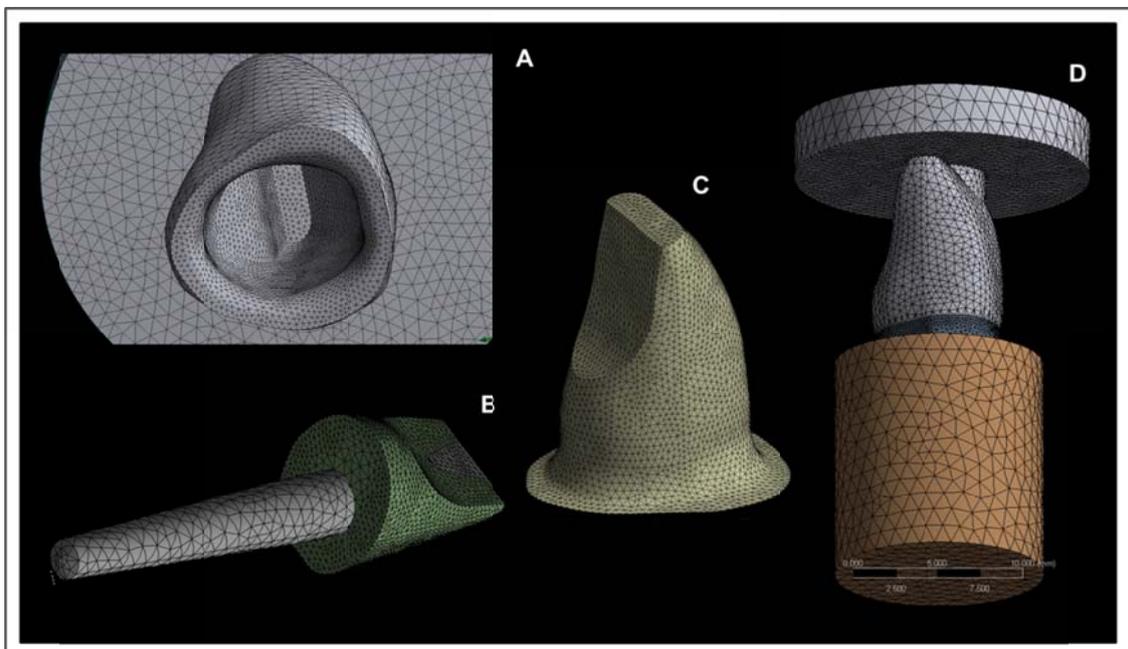


Figura 13 - Características da malha. (A) Coroa; (B) Retentor intrarradicular; (C) Cimento; (D) Modelo restaurado.

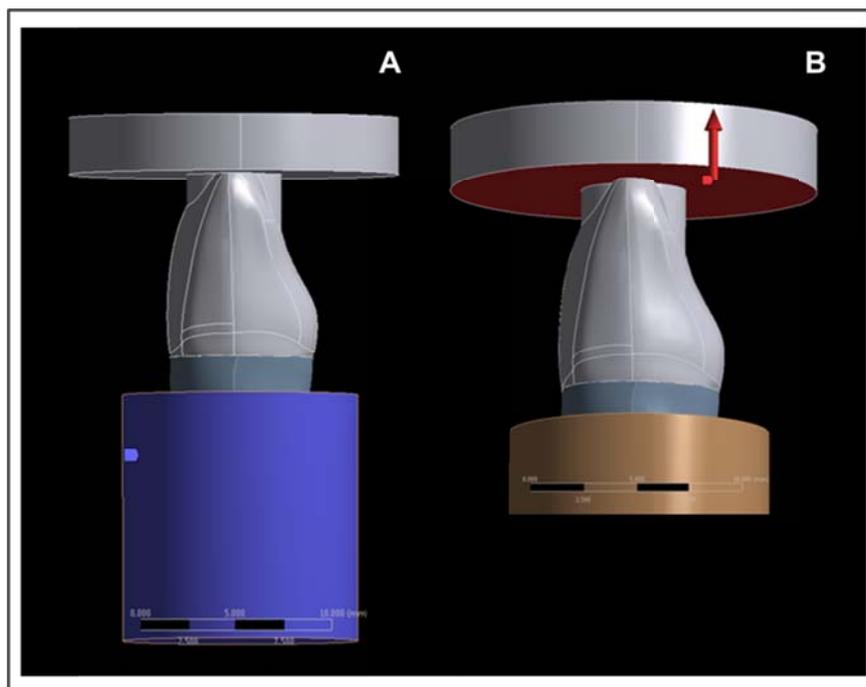


Figura 14 - Condições de contorno aplicadas ao modelo. (A) Restrição do modelo na base e superfície lateral do cilindro; (B) Aplicação de força de tração no valor de 800 N perpendicular à superfície inferior do “disco” e no longo eixo do dente.

RESULTADOS

5. RESULTADOS

A análise da distribuição de tensões foi realizada de forma qualitativa por meio de comparação dos campos de tensão associados às escalas de cada modelo. Para a análise dos resultados as imagens foram agrupadas de forma que pudesse comparar primeiramente, os retentores intrarradiculares com suas respectivas coroas separadamente e posteriormente, os três cimentos para cada retentor intrarradicular com coroas metálicas ou com coroas cerâmicas.

Analisando os modelos restaurados com NMF e CM, houve concentração de tensões em ambas as estruturas (Figura 15), porém nos modelos com CC, as tensões concentraram prioritariamente na coroa (Figura 16). Houve maior concentração de tensões na porção intrarradicular do que na porção extrarradicular do NMF tanto para CM quanto para CC independente do cimento (Figura 15). Os modelos com PFV apresentaram distribuição de tensões semelhante entre si. (Figura 17).

De acordo com os cimentos em modelos com NMF, todos apresentaram concentração de tensões de tração na interface incisal entre a coroa e a porção extrarradicular do NMF e na interface cervical entre a coroa e a dentina radicular. Os modelos NMF-FZ e NMF-U100 restaurados com CM ou CC indicaram maior concentração de tensões de tração nessas interfaces do que nos modelos NMF-ARC restaurados com ambas as coroas (Figuras 18 e 19). Estes modelos quando restaurados com CM exibiram concentração de tensões de tração na interface incisal entre a coroa e a porção extrarradicular do NMF maior do que aqueles restaurados com CC (Figura 20). Todos os cimentos apresentaram concentração de tensões semelhante independente do material da coroa para modelos com PFV (Figura 21).

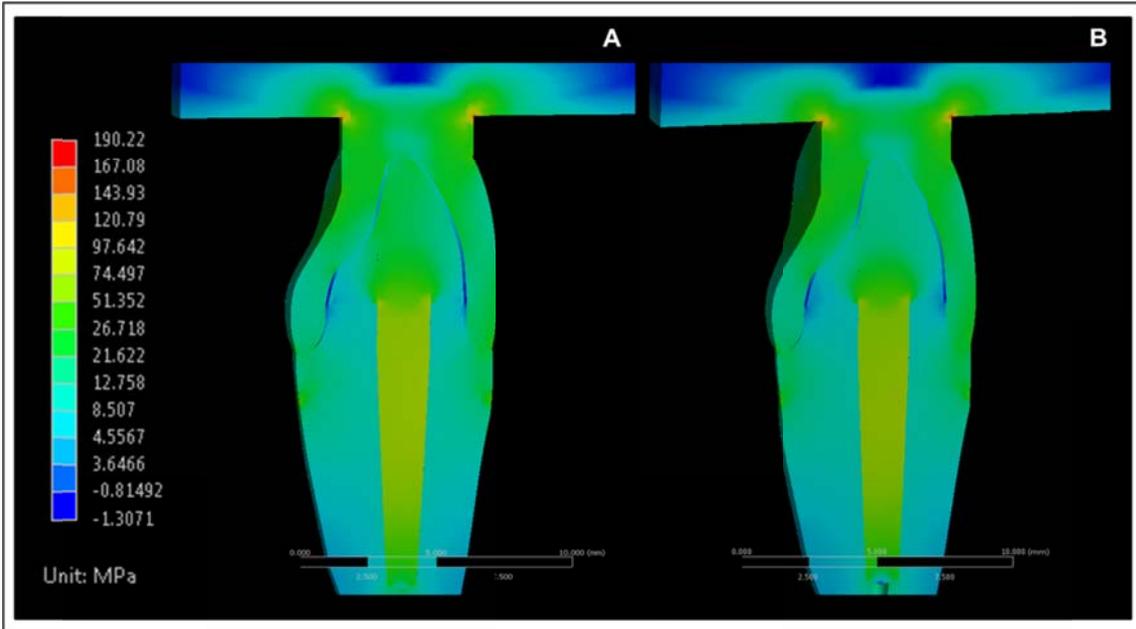


Figura 15 - Resultados da análise de tensões pelo critério de tensão máxima principal. (A) NMF-CM; (B) NMF-CC.

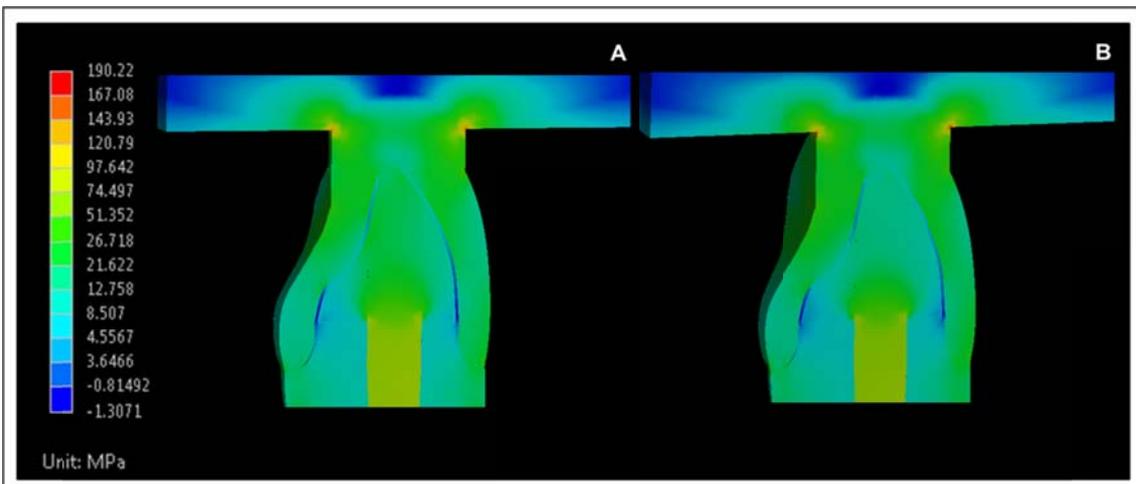


Figura 16 - Resultados da análise de tensões pelo critério de tensão máxima principal. (A) NMF-CM; (B) NMF-CC, concentração de tensões prioritariamente na coroa.

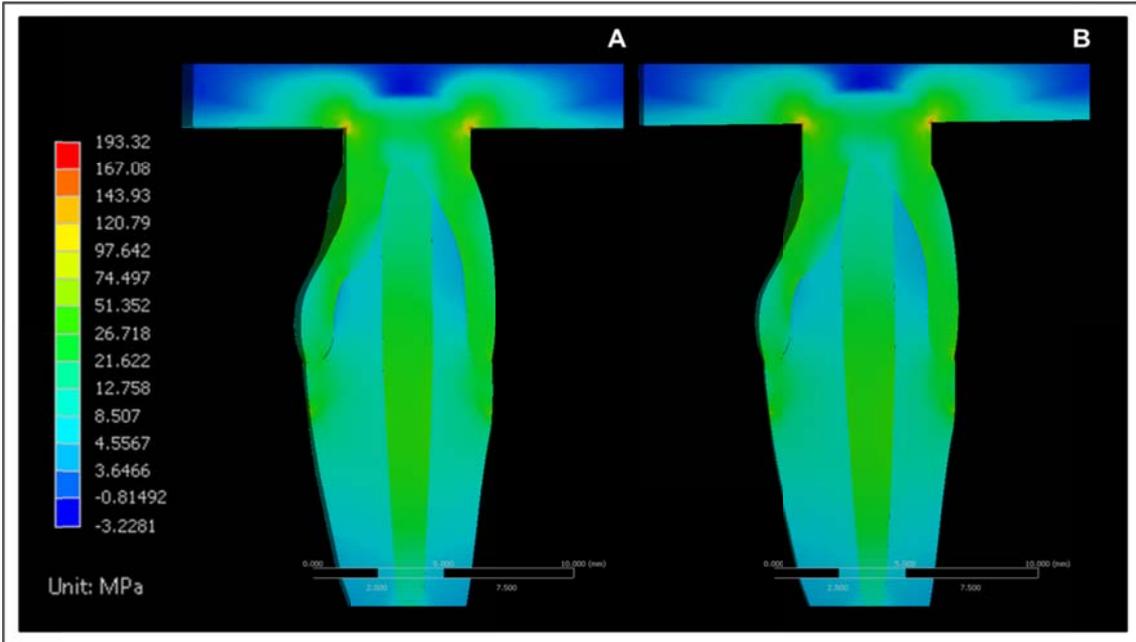


Figura 17 - Resultados da análise de tensões pelo critério de tensão máxima principal. (A) PFV-CM; (B) PFV-CC.

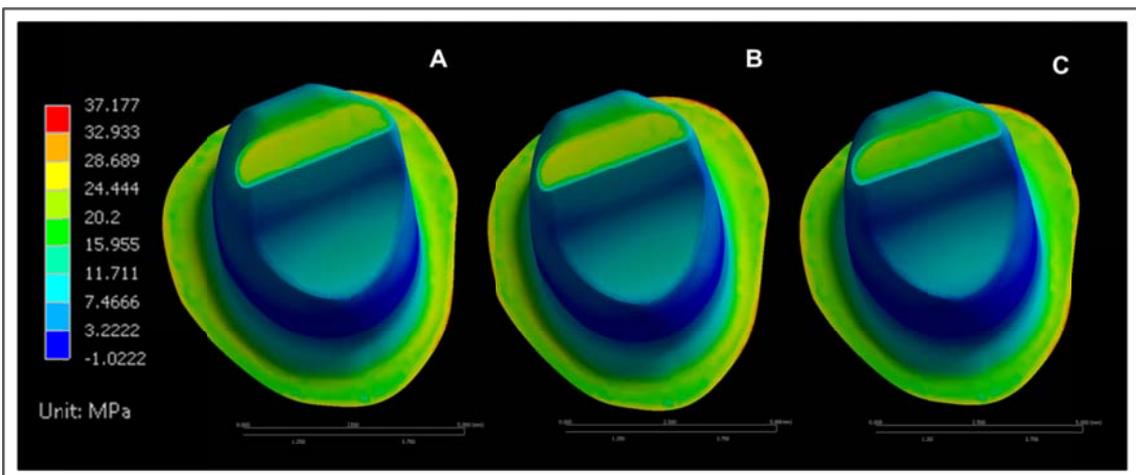


Figura 18 - Resultados da análise de tensões pelo critério de tensão máxima principal para NMF-CM. (A) FZ; (B) U100; (C) ARC.

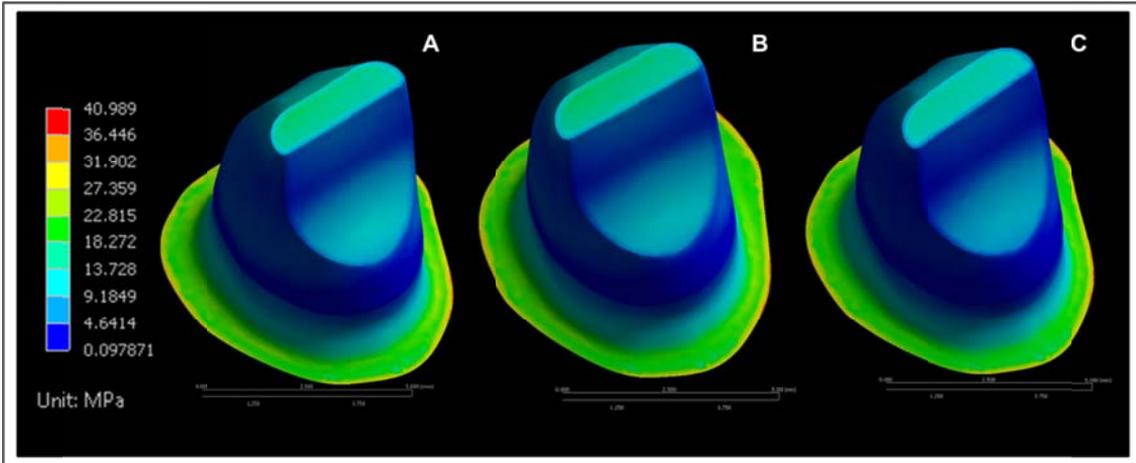


Figura 19 - Resultados da análise de tensões pelo critério de tensão máxima principal para NMF-CC. (A) FZ; (B) U100; (C) ARC.

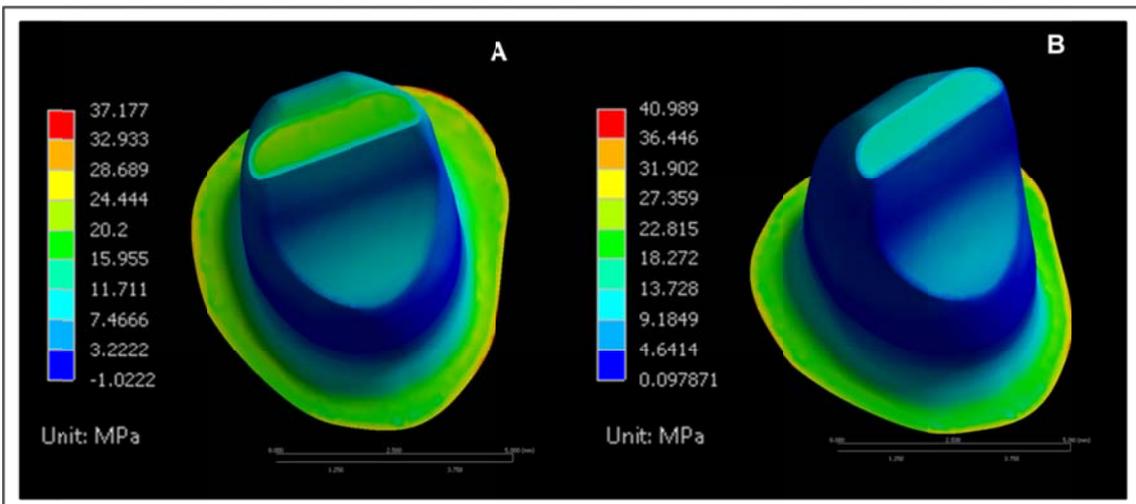


Figura 20 - Resultados da análise de tensões pelo critério de tensão máxima principal para o NMF e o cimento ARC. (A) CM; (B) CC.

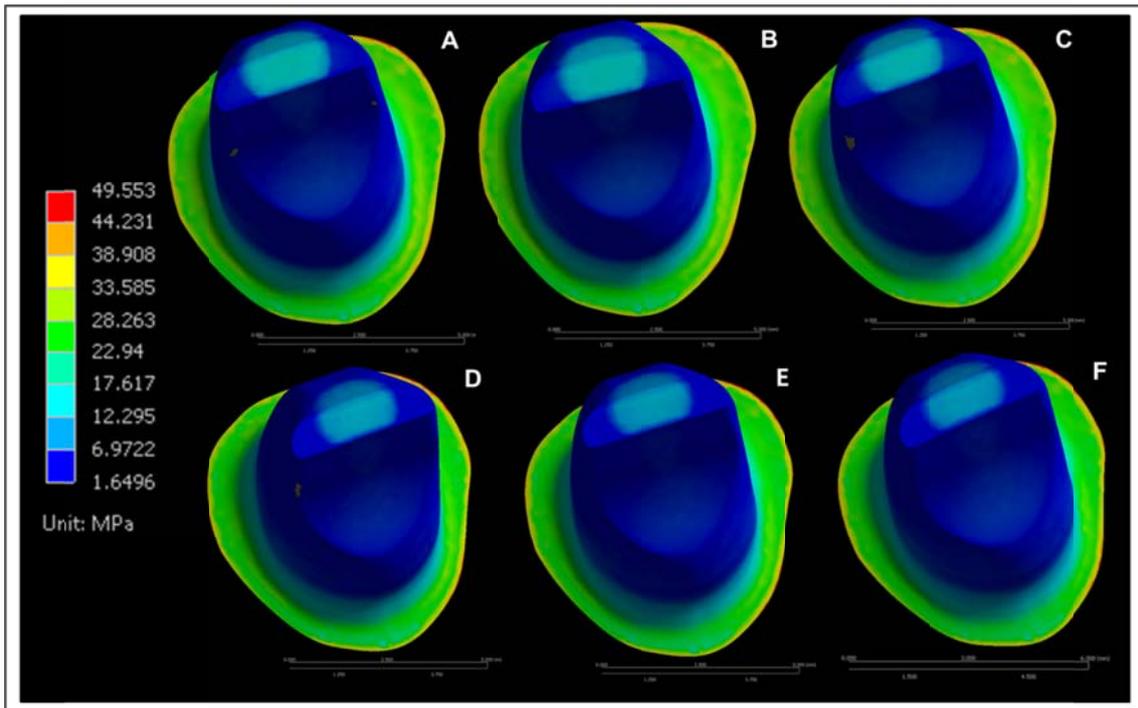


Figura 21 - Resultados da análise de tensões pelo critério de tensão máxima principal para PFV. (A) CM-FZ; (B) CM-U100; (C) CM-ARC; (D) CC-FZ; (E) CC-U100; (F) CC-ARC.

DISCUSSÃO

6. DISCUSSÃO

A hipótese testada foi aceita, pois diferentes combinações restauradoras entre cimentos, coroas restauradoras e retentores intrarradiculares influenciaram no padrão de distribuição de tensões em diferentes estruturas de incisivos centrais superiores após a simulação de ensaio de tração universal de coroas unitárias.

Testes laboratoriais, principalmente utilizando coroas cerâmicas, encaixam o dispositivo para tração das coroas sob “asas” na mesial e distal ou vestibular e lingual (Ernst et al., 2005; Madina et al., 2010; Shahin & Kern, 2010). Porém, a análise por elementos finitos indicou um padrão de distribuição de tensões inadequado, pois ocorreram regiões de concentração de tensões devido à aplicação da carga. Considerando o princípio de Saint-Venant que diz "... as tensões que podem ser produzidas em um corpo pela aplicação, em uma pequena parte da sua superfície, de um sistema de forças equivalente estaticamente a força zero e conjugado zero, são de magnitude desprezível a distâncias que são maiores se comparadas com as dimensões lineares do corpo." (de Saint-Venant, 1871). Por isso, construiu-se um “disco” na incisal, o qual promoveu um padrão de distribuição de tensões que contribuiu com o tipo de estudo proposto.

Nos modelos restaurados com NMF e CM, a simulação com o mesmo material na coroa e no núcleo, liga de Ni-Cr, um material com um dos mais elevados módulo de Young, o que caracteriza alta rigidez, em relação aos demais utilizados neste trabalho, já se esperava elevada e igual concentração de tensões, logo menor deformação em ambas as estruturas (Vichi et al., 2002). Por outro lado, nos modelos com NMF e CC, materiais diferentes na coroa e no núcleo, o material desta coroa exibe maior módulo de Young comparado aos outros, logo maior rigidez, concentrando mais tensões prioritariamente na coroa e apresentando maior risco de rompimento, o que pode levar à fratura, por ser um material frágil (Liu et al., 2011). Já nos modelos restaurados por PFV, a semelhança no padrão de distribuição de tensões se deve à simulação com materiais com módulo de Young muito próximos à

dentina, como é o caso do PFV e da RC (Zarone et al., 2006; Santos-Filho et al., 2008; Santos-Filho, 2009,).

Em relação à espessura da camada de cimento, ela é considerada adequada com valores aproximadamente de 90 μm , o que reduz tensões na coroa restauradora. Por isso, a definição da camada de cimento com 100 μm de espessura no presente estudo. No entanto, esta espessura tem uma importância secundária, quando comparada às condições de carregamento (Liu et al., 2011).

Os três cimentos estudados apresentaram concentração de tensões de tração na interface incisal entre a coroa e a porção extrarradicular do NMF e na interface cervical entre a coroa e a dentina radicular, por ser áreas de contato com menores dimensões, em relação à vestibular, palatina, mesial e distal, e assim, tendência ao descolamento. O cimento ARC apresentou menor concentração de tensões de tração, devido ao menor módulo de Young e ao menor coeficiente de Poisson, o que caracteriza menores alterações volumétricas, em relação ao FZ e U100. Além disso, o ARC, quando utilizado para CM, concentrou mais tensões de tração na interface incisal entre a coroa e porção extrarradicular do NMF do que para CC, devido à dissipação de energia pela interface coroa-cimento-núcleo (Liu et al., 2011).

Considerando que a maior parte dos estudos tem avaliado a resistência à tração das coroas sobre preparo de dente em molares ou pré-molares (Ernst et al., 2005; Palacios et al., 2006; Abreu et al., 2007; Madina et al., 2010; Osman et al., 2010; Shahin & Kern, 2010; Simon et al., 2011; Pattanaik & Nagda, 2012), é relevante o desenvolvimento de trabalhos que simule um ensaio de tração universal de coroas unitárias, com os fatores em estudo propostos no presente trabalho, para que haja contribuições com futuros experimentos laboratoriais.

CONCLUSÃO

7. CONCLUSÃO

Conclui-se que:

1. Todos os parâmetros avaliados influenciaram no padrão de distribuição de tensões em diferentes estruturas dos modelos restaurados.
2. Modelos restaurados com CM concentraram tensões na coroa e no NMF.
3. Modelos restaurados com CC concentraram tensões prioritariamente na coroa.
4. Os modelos com PFV apresentaram distribuição de tensões semelhante entre si.
5. Em todos os cimentos estudados, a concentração de tensões de tração foi mais evidente na interface incisal entre a coroa e a porção extrarradicular do NMF e na interface cervical entre a coroa e a dentina radicular para os modelos com NMF.
6. O cimento ARC concentrou menos tensões de tração nas interfaces citadas acima do que o FZ e o U100 nos modelos com NMF, independente do material da coroa.
7. Para modelos com NMF restaurados com CM, a concentração de tensões de tração na interface incisal entre a coroa e a porção extrarradicular do NMF foi maior do que para aqueles restaurados com CC.

REFERÊNCIAS

REFERÊNCIAS*

1. Abreu A, Loza MA, Elias A, Mukhopadhyay S, Rueggeberg FA. Effect of metal type and surface treatment on in vitro tensile strength of copings cemented to minimally retentive preparations. **J Prosthet Dent.** 2007;98(3):199-207.
2. Ayad MF, Johnston WM, Rosenstiel SF. Influence of tooth preparation taper and cement type on recementation strength of complete metal crowns. **J Prosthet Dent.** 2009;102(6):354-61.
3. Chandra Shekar S, Giridhar K, Suhas Rao K. An in vitro study to evaluate the retention of complete crowns prepared with five different tapers and luted with two different cements. **J Indian Prosthodont Soc.** 2010;10(2):89-95.
4. da Silva NR, Raposo LH, Versluis A, Fernandes-Neto AJ, Soares CJ. The effect of post, core, crown type, and ferrule presence on the biomechanical behavior of endodontically treated bovine anterior teeth. **J Prosthet Dent.** 2010;104(5):306-17.
5. De Backer H, Van Maele G, Decock V, Van den Berghe L. Long-term survival of complete crowns, fixed dental prostheses, and cantilever fixed dental prostheses with posts and cores on root canal-treated teeth. **Int J Prosthodont.** 2007;20(3):229-34.
6. De Jager N, de Kler M, van der Zel JM. The influence of different core material on the FEA-determined stress distribution in dental crowns. **Dent Mater.** 2006;22(3):234-42.
7. Ernst CP, Cohnen U, Stender E, Willershausen B. In vitro retentive strength of zirconium oxide ceramic crowns using different luting agents. **J Prosthet Dent.** 2005;93(6):551-8.
8. Heintze SD. Crown pull-off test (crown retention test) to evaluate the bonding effectiveness of luting agents. **Dent Mater.** 2010;26(3):193-206.
9. Jalandar SS, Pandharinath DS, Arun K, Smita V. Comparison of effect of desensitizing agents on the retention of crowns cemented with luting agents: an in vitro study. **J Adv Prosthodont.** 2012;4(3):127-33.

10. Johnson GH, Hazelton LR, Bales DJ, Lepe X. The effect of a resin-based sealer on crown retention for three types of cement. **J Prosthet Dent.** 2004;91(5):428-35.
11. Liu B, Lu C, Wu Y, Zhang X, Arola D, Zhang D. The effects of adhesive type and thickness on stress distribution in molars restored with all-ceramic crowns. **J Prosthodont.** 2011;20(1):35-44.
12. Madina MM, Ozcan M, Badawi MF. Effect of surface conditioning and taper angle on the retention of IPS e.max Press crowns. **J Prosthodont.** 2010;19(3):200-4.
13. Magne P. Efficient 3D finite element analysis of dental restorative procedures using micro-CT data. **Dent Mater.** 2007;23(5):539-48.
14. Osman SA, Walls AW, McCabe JF. Crown retention for non-retentive preparations using adhesive resin cements. **Eur J Prosthodont Restor Dent.** 2010;18(4):155-7.
15. Palacios RP, Johnson GH, Phillips KM, Raigrodski AJ. Retention of zirconium oxide ceramic crowns with three types of cement. **J Prosthet Dent.** 2006;96(2):104-14.
16. Pattanaik BK, Nagda SJ. An evaluation of retention and marginal seating of Ni-Cr alloy cast restorations using three different luting cements: an in vitro study. **Indian J Dent Res.** 2012;23(1):20-5.
17. Pilo R, Lewinstein I, Ratzon T, Cardash HS, Brosh T. The influence of dentin and/or metal surface treatment on the retention of cemented crowns in teeth with an increased taper. **Dent Mater.** 2008;24(8):1058-64.
18. Santos JG. **Influência de tipos de cimento na resistência à tração de coroas metálicas submetidas à ciclagem térmica.** [dissertação] Piracicaba: FOP/UNICAMP; 2001.
19. Santos-Filho PC, Castro CG, Silva GR, Campos RE, Soares CJ. Effects of post system and length on the strain and fracture resistance of root filled bovine teeth. **Int Endod J.** 2008;41(6):493-501.
20. Santos-Filho PCF. **Biomecânica restauradora de dentes tratados endodonticamente: Análise por elementos finitos.** [tese] Piracicaba: FOP/UNICAMP; 2009.

21. Shahin R, Kern M. Effect of air-abrasion on the retention of zirconia ceramic crowns luted with different cements before and after artificial aging. **Dent Mater.** 2010;26(9):922-8.
22. Simon JF, de Rijk WG, Hill J, Hill N. Tensile bond strength of ceramic crowns to dentin using resin cements. **Int J Comput Dent.** 2011;14(4):309-19.
23. Soares CJ, Raposo LH, Soares PV, Santos-Filho PC, Menezes MS, Soares PB, et al. Effect of different cements on the biomechanical behavior of teeth restored with cast dowel-and-cores-in vitro and FEA analysis. **J Prosthodont.** 2010;19(2):130-7.
24. Wright KW, Yettram AL. Reactive force distributions for teeth when loaded singly and when used as fixed partial denture abutments. **J Prosthet Dent.** 1979;42(4):411-6.
25. Zarone F, Sorrentino R, Apicella D, Valentino B, Ferrari M, Aversa R, et al. Evaluation of the biomechanical behavior of maxillary central incisors restored by means of endocrowns compared to a natural tooth: a 3D static linear finite elements analysis. **Dent Mater.** 2006;22(11):1035-44.

* De acordo com a Norma da FOUFU, baseado nas Normas de Vancouver.
Abreviaturas dos periódicos com conformidade com Medline (Pubmed).

OBRAS CONSULTADAS

OBRAS CONSULTADAS*

1. Anusavice KJ, Kakar K, Ferree N. Which mechanical and physical testing methods are relevant for predicting the clinical performance of ceramic-based dental prostheses? **Clin Oral Implants Res.** 2007;18 Suppl 3(218-31).
2. Borba M, de Araujo MD, de Lima E, Yoshimura HN, Cesar PF, Griggs JA, et al. Flexural strength and failure modes of layered ceramic structures. **Dent Mater.** 2011;27(12):1259-66.
3. Derand T, Molin M, Kleven E, Haag P, Karlsson S. Bond strength of luting materials to ceramic crowns after different surface treatments. **Eur J Prosthodont Restor Dent.** 2008;16(1):35-8.
4. de Saint-Venant A. (1871). Théorie du mouvement non-permanent des eaux, avec application aux crues des rivières et à l'introduction des marées dans leur lit. **C.R. Acad. Sci. Paris**, 73:147-154
5. Edelhoff D, Ozcan M. To what extent does the longevity of fixed dental prostheses depend on the function of the cement? Working Group 4 materials: cementation. **Clin Oral Implants Res.** 2007;18 Suppl 3(193-204).
6. Hughes TJR, Cottrell JA, Bazilevs Y. Isogeometric analysis: CAD, finite elements, NURBS, exact geometry and mesh refinement. **Comput Methods Appl Mech Engrg.** 2005;194(4135-41195).
7. 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** 2005;21:709-15.
8. Masouras K, Silikas N, Watts DC. Correlation of filler content and elastic properties of resin-composites. **Dent Mater.** 2008;24(7):932-9.
9. Park HY, Kloxin CJ, Abuelyaman AS, Oxman JD, Bowman CN. Novel dental restorative materials having low polymerization shrinkage stress via stress relaxation by addition-fragmentation chain transfer. **Dent Mater.** 2012;28(11):1113-9.
10. Rekow ED, Harsono M, Janal M, Thompson VP, Zhang G. Factorial analysis of variables influencing stress in all-ceramic crowns. **Dent Mater.** 2006;22(2):125-32.

11. Saskalauskaite E, Tam LE, McComb D. Flexural strength, elastic modulus, and pH profile of self-etch resin luting cements. **J Prosthodont.** 2008;17(4):262-8.
12. Soderholm KJ, Mondragon E, Garcea I. Use of zinc phosphate cement as a luting agent for Denzir trade mark copings: an in vitro study. **BMC Oral Health.** 2003;3(1):1.
13. Tolidis K, Papadogiannis D, Papadogiannis Y, Gerasimou P. Dynamic and static mechanical analysis of resin luting cements. **J Mech Behav Biomed Mater.** 2012;6(1-8).
14. Versluis A, Tantbirojn D. Relationship between shrinkage and stress. A, D, editor. Hershey, PA: IGI Global; 2009.
15. Vichi A, Grandini S, Davidson CL, Ferrari M. An SEM evaluation of several adhesive systems used for bonding fiber posts under clinical conditions. **Dent Mater.** 2002;18(7):495-502.

* De acordo com a Norma da FOUFU, baseado nas Normas de Vancouver.
Abreviaturas dos periódicos com conformidade com Medline (Pubmed).