UNIVERSIDADE FEDERAL DE GOIÁS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA

AMANDA VESSONI BARBOSA KASUYA

INFLUÊNCIA DO MATERIAL DE REEMBASAMENTO E DO TIPO DE PINO DE FIBRA NA DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES E RESISTÊNCIA À FRATURA EM RAÍZES BOVINAS

GOIÂNIA
2014

AMANDA VESSONI BARBOSA KASUYA

INFLUÊNCIA DO MATERIAL DE REEMBASAMENTO E DO TIPO DE PINO DE FIBRA NA DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES E RESISTÊNCIA À FRATURA EM RAÍZES BOVINAS

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Goiás para obtenção do título de Mestre em Odontologia, área de concentração Clínica Odontológica.

Linha de Pesquisa: Avaliação do desempenho e biocompatibilidade de materiais odontológicos.

Orientador: Prof. Dr. Rodrigo Borges Fonseca

GOIÂNIA 2014

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação na (CIP)
GPT/BC/UFG

Kasuya, Amanda Vessoni Barbosa.
K194i Influência do material de reembasamento e do tipo de pino de fibra na distribuição de tensões e resistência à fratura em raízes bovinas [manuscrito] / Amanda Vessoni Barbosa Kasuya. - 2014.
90 f. : il., figs, tabs.

Orientador: Prof. Dr. Rodrigo Borges Fonseca.
Dissertação (Mestrado) – Universidade Federal de Goiás, Faculdade de Odontologia, 2014.
Bibliografia.
Apêndices e anexos.

1. Resistência a fratura – Fibra de vidro – Pinos. 2. Fibra de vidro – Pinos – Método de elementos finitos. I. Títulos.

CDU: 616.314-089.843

DEDICATÓRIA

Aos meu pais,

Carlos Henrique e Sandra, que vibraram com cada vitória, me acolheram em cada erro e me apoiaram em cada decisão. Que me colocaram em primeiro lugar em suas vidas. Essa conquista é só mais um fruto do incentivo e luta de vocês.

À minha amiga/irmã/companheira,

Isabella Favarão, pela vida compartilhada. Por todos os bons e maus momentos vividos, pelo sucesso dividido. E, principalmente, por tornar essa etapa mais leve e divertida. Esse trabalho é seu também!

Ao meu orientador,

Prof. Dr. Rodrigo Borges Fonseca, por sua amizade antes de tudo, pela dedicação e ensinamentos passados. Por acreditar em mim e depositar a confiança necessária para que esse trabalho fosse realizado.

AGRADECIMENTOS

À **Universidade Federal de Goiás** e à **Faculdade de Odontologia** por me receber e proporcionar esta oportunidade valiosa de aprendizado, e possibilitar a realização deste sonho.

Ao financiamento fornecido pela bolsa **CAPES**, a qual possibilitou que eu me dedicasse exclusivamente ao Mestrado. Estendo este agradecimento ao programa de **Programa de Pós-Graduação em Odontologia** e ao seu coordenador, que não mediram esforços para que estas bolsas fossem direcionadas ao nosso curso.

À **Universidade Federal de Uberlândia**, especialmente aos **Prof. Dr. Paulo Vinícius Soares** e seus alunos **Alexandre Coelho Machado** e **Pedro Spini**, pela atenção e disposição em me receberem em sua instituição. Agradeço principalmente pelo conhecimento passado para que esse trabalho fosse realizado com excelência.

A **todo o corpo docente** do mestrado da FO-UFG, pelas experiências e ensinamentos transmitidos, e por contribuírem grandemente para minha formação profissional.

Aos professores da disciplina de Dentística, **Profª. Drª. Terezinha de Jesus Esteves Barata, Prof. Dr. João Batista, Prof. Dr. Lawrence Gonzaga, Prof. Dr. Alberto Magno**, **Prof. Dr. Gersinei Carlos de Freitas**, obrigada por me acolherem e pelos ensinamentos. Sou grata pela oportunidade de conhecê-los como pessoa e mestres, o que enriqueceu ainda mais esta jornada. Me orgulho muito desta Instituição que tem sido edificada e lembrada devido ao trabalho de vocês. Saiba que tem minha admiração e respeito!

Aos meus alunos de iniciação científica, **Letícia Nunes**, **Marcella Silva de Paula** e **Gustavo Adolfo**, pela ajuda, carinho e respeito que sempre demostraram. Pelo tempo dedicado para que essa pesquisa fosse realizada com qualidade. Pelas inúmeras demonstrações de amizade que tornaram essa jornada muito mais recompensadora. Obrigada por permitirem, com toda a paciência, que eu aprendesse a exercer a docência. Vencemos juntos os desafios do dia-a-dia. Vocês são o meu orgulho!

Aos meus colegas de Mestrado, especialmente **Ana Paula Magalhães** e **Alexandre Bellotti**, pela amizade, pelos momentos vividos. Por toda a ajuda, força e motivação. Admiro muito vocês pela dedicação e seriedade profissional. Muito obrigada pela parceria, vocês fizeram toda a diferença!

Às amigas de uma vida, **Bianca Reginato**, **Fernanda Korki**, **Camila Truiz** e **Caroline Henrichsen**, amigas leais com quem dividi todos esses momentos. Obrigada pela paciência, pelas conversas, pelos conselhos e pela alegria. Com certeza cada uma marcou de uma forma especial minha trajetória e merece meu agradecimento por essa amizade. Que nossa amizade seja eterna!

Aos meus tios, **Lilian** e **Liogi**, meus grandes exemplo na profissão. Muito obrigada pelos conselhos, pelas direções apontadas, pelo exemplo. Obrigada, principalmente, pelo amor e amizade. Vocês fazem parte de tudo isso! Amo vocês!

Aos meus avós, **Suzana** e **Kasuya**, **Neide** e **Anésio**, pelos momentos de conforto. Pelo carinho, pelos mimos, pelo colo e pelos abraços que sempre tornaram todos os momentos mais doces e felizes. Amo muito vocês!

Aos meus irmãos, **Felipe** e **Mateus**, pelos momentos de amor e carinho compartilhados, vocês fazem toda a diferença na minha vida!

Aos meus pais, **Carlos Henrique** e **Sandra**, pelo amor incondicional, pelas broncas na hora certa, pelos conselhos preciosos, pelo apoio durante toda a minha vida. Por me ensinarem desde pequena a acreditar nos meus sonhos e seguir atrás deles, por torcer para que eles se realizassem. Obrigada, simplesmente, por serem meus pais. Vocês são os grandes amores da minha vida!

À irmã que a vida me deu de presente, **Isabella Favarão**, que foi mais do que uma companheira, foi minha parceira de pesquisa por várias vezes, fins de semana, à noite, sem horário limite da jornada de trabalho. Foi mais que uma amiga dividindo os problemas e as alegrias. Obrigada por me incentivar, por me defender, por me apoiar, por confiar, por dividir sua vida comigo. Você é uma das grandes responsáveis pela profissional que me tornei, é meu

exemplo de caráter, de aluna, de filha e de amiga. Te agradeço por confiar em mim. Você fez parte de tudo isso, essa vitória também é sua! Conte sempre comigo! Amo você!

E finalmente, o meu mais especial agradecimento ao meu orientador, **Prof. Dr. Rodrigo Borges Fonseca**, sem o qual nada disso seria possível. Agradeço pela bonita combinação de rigor acadêmico e compreensão amiga. O admiro imensamente por sua generosidade em passar seu conhecimento, pelo profissional exemplar sempre disposto a dar o melhor de si para que o trabalho seja realizado com excelência. Obrigada por me apresentar a pesquisa e através do seu amor por ela, permitir que eu também me apaixonasse. Obrigada por acreditar que eu era capaz e por me permitir chegar tão longe! Espero poder retribuir tudo que fez por mim! Muitíssimo obrigada!

"Há homens que lutam um dia e são bons.
Há outros que lutam um ano e são melhores.
Há os que lutam muitos anos e são muito bons.
Porém, há os que lutam toda a vida.
Esses são os imprescindíveis."

Bertolt Brecht.

RESUMO

O objetivo deste estudo foi analisar a distribuição de tensões e resistência à fratura de pinos experimentais criados pela mistura de fibra de vidro curtas (3mm) com uma matriz de metacrilato e partículas de carga. Além disso, foi também objetivo deste estudo comparar o material utilizados para reembasar pinos de fibra de vidro industrializados através dos testes de resistência máxima à fratura e método de elementos finitos (MEF). Quatro modelos 3D virtuais foram criados de acordo com as técnicas restauradoras: (FG) pino de fibra industrializado; (FG+RC) pino de fibra reembasados com resina ; (FG+EXP) pino de fibra anatômico reembasados com compósito experimental; (EXP) pino personalizado feito com compósito experimental. Critérios de σ_{vM} (von Mises) e S1 (tensão máxima principal) foram determinados para a avaliação da distribuição de tensões e análises quantitativas foram feitas de regiões específicas (interface pino/dentina, interface núcleo/dentina, linha média longitudinal do pino para σ_{vM}; e dentina vestibular e dentina palatina para S1). Quarenta incisivos bovinos foram divididos nos mesmos quatro grupos (n=10). Após restaurados com os pinos, os espécimes foram submetidos à carga de compressão em máquina de ensaios universais (Instron 5965) em um ângulo de 135 graus e velocidade constante de 0,5mm/min, aplicado na região palatina dos núcleos por uma ponta esférica de 6 mm de diâmetro. Os espécimes fraturados foram avaliados para determinar os padrões de fratura (F1- fratura do núcleo de preenchimento; F2- fratura do pino; F3-fratura da raiz; F4- fratura do conjunto pino/núcleo/raiz). Medições de tensão e dados de resistência à fratura foram submetidos ao teste ANOVA one-way , seguido pelo teste de Tukey-HSD (α=0,05). Os padrões de fratura foram submetidos ao teste de Kruskal Wallis (α=0,05). EXP demostrou distribuição de tensões σ_{vM} mais homogênea. Foram encontradas diferenças significativas entre os valores médios de resistência à fratura (p=0,00): FG+EXP (669,55±107,71)^{A}; FG (620,72±59,29)^{A}; EXP (506,54±27,07)^{B}; FG+RC (452,75±81,63)^{B}. Não foram encontradas diferenças entre o padrão de fratura (p=0,595). O compósito experimental aumentou significativamente a resistência à fratura quando usado para reembasar pinos de fibra de vidro industrializados, e independentemente da sua utilização, apresentou menor concentração de tensões σ_{vM} e S1.

PALAVRAS-CHAVE: resistência à fratura, padrão de fratura, método de elementos finitos, pinos de fibra de vidro.

ABSTRACT

The aim of this study was to analyze the stress distribution and fracture resistance of individual personalized posts made of an experimental composite, created by mixing short (3 mm) glass fiber with methacrylate matrix and filler particles and also, to compare the material udes to reline industrialized posts by fracture resistance test and finite element analysis. Four 3D-virtual models were created according to the restorative techniques: (FG) teeth restored with industrialized fiber post; (FG+RC) teeth restored with anatomic fiber post reline with resin; (FG+EXP) teeth restored with anatomic fiber post reline with experimental composite; (EXP) teeth restored with personalized post made of experimental composite. σ_{vM} and S1 criteria were determinated for stress assessment and specific regions were quantitative analyzed (post/dentin interface, core/dentin interface and post median longitudinal line for σ_{vM}, and buccal dentin and palatal dentin for σ_{max}). Forty bovine incisors were divided in the same four groups (n=10). After being post-restored specimens were subjected to compressive-load (Intron 5965) at a 135-degree angle, applied by a 6mm-sphere tip. Failure modes were determined as it follows: (F1) core fracture; (F2) post fracture; (F3) root fracture; (F4) post/core/root set fracture. Stress mesurements and fracture resistance data were submitted to one-way ANOVA, followed by Tukey honestly significant difference test (α=.05). Failure mode were submitted to Kruskal Wallis (α=.05). EXP group showed more homogeneous stress distribution for σ_{vM}. Significant differences were found among the mean fracture resistance values (*p*=.000): FG+EXP(669.55±107.71)^{A}; FG(620.72±59.29)^{A}; EXP(506.54±27.07)^{B}; FG+RC(452.75±81.63)^{B}. No differences were found for failure mode (*p*=.595). The experimental composite significantly increases fracture resistance when used to reline industrialized fiber posts, and irrespenctive of its use, presented a lower σ_{vM} and S1 stress concentration in FEA models.

KEY-WORDS: fracture resistance, failure mode, finite element analysis, glass fiber post

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO.....19

2. MATERIAIS E MÉTODOS.....23

2.1. GRUPOS EXPERIMENTAIS.....23

2.2. MANIPULAÇÃO DO COMPÓSITO EXPERIMENTAL REFORÇADO COM FIBRAS.....23

2.3. ANÁLISE DA DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES POR MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS.....23

2.2.1 Geração do modelo tridimensional.....24

2.2.2 Definição dos modelos experimentais.....27

2.2.3 Definição das propriedades mecânicas, malhagem, restrição de deslocamento e solução.....27

2.2.4 Análise quantitativa.....30

2.4 AVALIAÇÃO DA RESISTÊNCIA E PADRÃO DE FRATURA.....30

2.4.1 Seleção dos dentes.....30

2.4.2 Instrumentação e obturação do canal radicular.....31

2.4.3 Inclusão e simulação do ligamento periodontal.....32

2.4.4 Preparo radicular.....34

2.4.5 Grupo experimentai FG.....35

2.4.6 Grupos experimentais FG+RC e FG+EXP.....36

2.4.7 Grupo experimental EXP.....37

2.4.8 Teste de resistência à fratura e classificação do padrão de fratura.....39

2.5. TESTES ESTATÍSTICOS……..…40

3. ARTIGO…….……41

4. CONSIDERAÇÕES FINAIS…….……..…….67

5. REFERÊNCIAS…….…….……69

APÊNDICE A - Análise estatística das regiões avaliadas para o critério de von Mises.....73

APÊNDICE B - Análise estatística das regiões avaliadas para o critério de Máxima Principal.....77

APÊNDICE C - Análise estatística do teste de Resistência à Fratura e Padrão de Fratura.....79

APÊNDICE D - Análise estatística do Padrão de Fratura.....83

ANEXO A - Parecer Comitê de Ética Universidade Federal de Goiás.....85

ANEXO B - Guide for Authors – The International Journal of Prosthodontics.....87

1 INTRODUÇÃO

A reconstrução de dentes tratados endodonticamente é um dos desafios da Odontologia Restauradora quando toda, ou a maior parte da coroa dentária, foi perdida por cárie, erosão, abrasão, restaurações anteriores, traumas e acesso endodôntico (CLAVIJO et al., 2009; CHUANG et al., 2010). Ao restaurar dentes tratados endodonticamente, a maioria das fraturas ocorrem por razões biomecânicas ou restauradoras ao invés de razões biológicas (NAUMANN et al., 2005; FERRARI et al., 2007; NAUMANN et al., 2007; DIETSCHI et al., 2008; BITTER et al., 2009; CHUANG et al., 2010).

A reabilitação protética de dentes submetidos ao tratamento endodôntico, em situações de fragilidade, requer o uso de retentores intrarradiculares e núcleos coronários para ampliar a retenção da coroa protética e a distribuição as tensões oclusais ao longo da estrutura dental remanescente (AKSORNMUANG et al., 2011; MATTOS et al., 2012). O uso de materiais com propriedades mecânicas semelhantes à estrutura radicular remanescente permite a formação de um complexo biomecânico único entre dente e componentes restauradores (pino, cimento resinoso e material restaurador) (AL-OMIRI et al., 2010; GORACCI e FERRARI, 2011). Entretanto, Magne et al. salienta a importância da adesão desses materiais à estrutura dentária para que essa afirmação se torne verdadeira (MAGNE et al., 2002). Estudos *in vitro* e *in vivo* tem demostrado que pinos de fibra de vidro e núcleos de resina composta são uma excelente alternativa, devido ao módulo de elasticidade similar ao da dentina, favorecendo a distribuição de tensões e diminuindo as chances de fraturas radiculares (NAKAMURA et al., 2006; SANTOS-FILHO et al., 2008; THEODOSOPOULOU e CHOCHLIDAKIS, 2009). Dentes extensamente destruídos ou com raízes fragilizadas também são candidatos ao uso dos pinos de fibra (FERRARI et al., 2007).

Apesar de os pinos de fibra industrializados serem caracterizados pelas propriedades mecânicas próximas à estrutura dental (COELHO et al., 2009), sua resistência coesiva inferior aos pinos metálicos pode resultar em maiores chances de fratura do pino (SANTOS-FILHO et al., 2008). Os pinos de fibra de vidro são compostos por fibras dispostas em matriz polimérica; as fibras são responsáveis pela resistência a flexão do pino, enquanto a matriz polimérica proporciona resistência contra as tensões compressivas e podem interagir com os monômeros funcionais contidos nos cimentos adesivos (ASMUSSEN, PEUTZFELDT e HEITMANN, 1999; ZICARI et al., 2013). Entretanto, pinos de fibra de vidro industrializados são constituídos por fibras contínuas em matriz polimérica de resina epóxica (CASTRO et al.,

2012), com alto grau de conversão e polímeros com ligações cruzadas, tornando-se um material pouco reativo ao cimento resinoso e estrutura dentária (HAYASHI et al., 2008; BIJELIC et al., 2011).

Independentemente do material que compõe os retentores radiculares, deve-se sempre buscar melhorar a adaptação do pino, reduzir a espessura da camada de cimento, favorecer a retenção, evitar falha adesiva e aumentar a resistência mecânica radicular para aumentar longevidade do tratamento reabilitador (BELLI et al., 2011; MATTOS et al., 2012). Em canais amplos, os pinos industrializados (pré-fabricados) podem não preencher todo diâmetro do canal radicular, e esse espaço excedente resulta em um dispositivo não-retentivo e um linha de cimentação muito espessa. Assim, o reembasamento dos pinos industrializados com resina composta tem sido proposta para criar íntima adaptação entre pino e canal radicular (GRANDINI, SAPIO e SIMONETTI, 2003), reduzindo quantidades excessivas de cimento que serviriam para substituir a estrutura dentária perdida ou compensar o espaço excedente não preenchido pelo pino (GRANDINI et al., 2005). Entretanto, é desconhecido se o processo de reembasamento dos pinos de fibra de vidro industrializados pode produzir um retentor radicular com propriedades mecânicas capaz de ampliar a resistência de dentes não fragilizados.

Diante do desenvolvimento dos procedimentos adesivos e a Odontologia minimamente invasiva, as condutas para a restauração de dentes tratados endodonticamente podem ser revistas. Pinos intrarradiculares personalizados confeccionados com compósitos a base de metacrilato reforçados por fibras tem demostrado excelente performance clínica (GAROUSHI, VALLITTU e LASSILA, 2009; BIJELIC et al., 2011; ZICARI et al., 2013). A associação desses novos materiais às novas tecnologias adesivas tem levado a adesão previsível e segura às paredes do conduto radicular, permitindo adaptação precisa e preparo conservador do canal radicular (MATTOS et al., 2012).

Em 2009, Garoushi et al. (GAROUSHI, VALLITTU e LASSILA, 2009) utilizaram uma resina de metacrilato reforçada com 22,5% fibras de 3mm para construção de pinos intrarradiculares personalizados, resultando em aumento significativo de resistência em comparação com pinos de fibras convencionais. Outro estudo realizado pelo mesmo grupo de pesquisa, concluiu que este mesmo compósito contribuiu significativamente para o reforço da estrutura dental remanescente de dentes tratados endodonticamente (BIJELIC et al., 2011). Em um estudo feito em 2011, Bitencourt et al. (BITENCOURT, 2011) desenvolveu um material com 30% de fibra de vidro em matriz de Bis-GMA e TEGDMA e obteve bons

resultados de resistência à fratura de pinos intrarradiculares, porém o material apresentou-se fluido após a interação com as fibras, necessitando de melhorias que poderiam ser alcançadas com a inclusão de partículas de carga. Contudo, o comportamento biomecânico desses pinos pesonalizados confeccionados com compósitos reforçado com fibra de vidro permanece incerto.

Para avaliar o comportamento biomecânico desses compósitos na reabilitação de dentes tratados endodonticamente e compará-lo aos materiais disponíveis no mercado e consolidados na literatura, ensaios mecânicos destrutivos servem como meios importantes de analisar o comportamento do dente sob cargas de alta intensidade (SOARES et al., 2006). Etretanto, este método não fornece informações suficientes sobre o comportamento estrutural interno do complexo pino/dente contra carregamento. Portanto, se faz necessário combinar métodos não destrutivos, como o método de análise de elementos finitos para melhor caracterização biomecânica (ICHIM, KUZMANOVIC e LOVE, 2006; SOARES et al., 2008; DA SILVA et al., 2010).

Espera-se que o compósito experimental promova maior resistência à fratura e melhor padrão de distribuição de tensões em dentes tratados endodonticamente. O objetivo deste trabalho foi analisar a distribuição de tensões e resistência à fratura de pinos de fibra de vidro personalizados criados pela mistura de fibra de vidro curta (3mm) com matriz de metacrilato e partículas de carga. Além disso, é também objetivo desse estudo comparar o material utilizado para reembasar pinos de fibra de vidro industrializados.

2 MATERIAIS E MÉTODOS

Este trabalho, caracterizado como um estudo laboratorial *in vitro*, no qual foi aplicado o método laboratorial destrutivo de resistência à fratura para avaliar a resistência e padrão de fratura (por meio de teste compressivo) de raízes de incisivos bovinos restauradas com pinos de fibra de vidro industrializado, reembasado ou personalizado. Adicionalmente, o método de elementos finitos 3D foi empregado para análise do comportamento biomecânico pela mensuração do campo de tensões em modelos numéricos virtuais.

2.1 GRUPOS EXPERIMENTAIS

Quatro grupos experimentais (n=10) foram criados tendo como fator em estudo o tipo de pino utilizado, em 4 níveis, para restauração de raízes de incisivos bovinos.

- FG – pino de fibra de vidro pré-fabricado Exacto Cônico n. 3 (Angelus, Londrina, PR, Brasil);
- FG+RC - pino de fibra de vidro pré-fabricado Exacto Cônico n. 1 (Angelus, Londrina, PR, Brasil) reembasado com resina composta (Filtek Z-250; 3M ESPE, MN EUA);
- FG+EXP – pino de fibra de vidro pré-fabricado Exacto Cônico n.1 (Angelus, Londrina, PR, Brasil) reembasado com o compósito experimental;
- EXP - pino de fibra de vidro personalizado confeccionado com o compósito experimental.

2.2 MANIPULAÇÃO DO COMPÓSITO EXPERIMENTAL

Para os grupos com o código “EXP” foi criado um compósito experimental constituído de 22,5% de resina a base de metacrilato (Bis-GMA e TEGDMA), 30% de fibra de vidro curta (comprimento 3mm) e 47,5% de partícula de carga (vidro boro-silicato de bário), de acordo com estudo piloto.

A manipulação do mesmo se iniciou pela resina de metacrilato que teve em sua composição 50% 2,2-bis[4-(2-hidróxi-3-metilacriloxipropoxi)fenil]-propano) (Bis-GMA, Sigma-Aldrich) e 50% dimetacrilato de trietilenoglicol (TEGDMA, Sigma-Aldrich) em um sistema fotoiniciador de 1 mol% de canforoquinona, 2 mol% de metacrilato de

dimetilaminoetil (DMAEMA, Sigma-Aldrich) e 0,1 mol% de hidroxitolueno butilado (BHT, Sigma-Aldrich). Todos os componentes foram pesados em balança de precisão (AY220, Marte, MG, Brasil) e misturados em homogeneizador magnético (ANS-000, SBS) por 30 minutos até a obtenção de um material homogêneo.

Em seguida, as partículas de carga de vidro boro-silicato de bário com diâmetro médio de 0,7 μm (Esstech Inc., Essington, Pensilvânia, USA) foram pesadas e incorporadas manualmente a resina já manipulada na proporção definida (Figura 1A e 1B). As fibras de vidro de corte industrial de 3mm de comprimento (Owens Corning, Toledo, PR, Brasil) foram silanizadas (Silano, Angelus, Londrina, PR, Brasil) e deixadas em ambiente seco por 24 horas para evaporação dos solventes, e então, pesadas e incorporadas manualmente a resina com partícula de carga (Figura 1C). O compósito foi, então, armazenado em vidro ambar e armazenados em ambiente livre de luz sob refrigeração a 4ºC até a confecção dos pinos intrarradiculares.

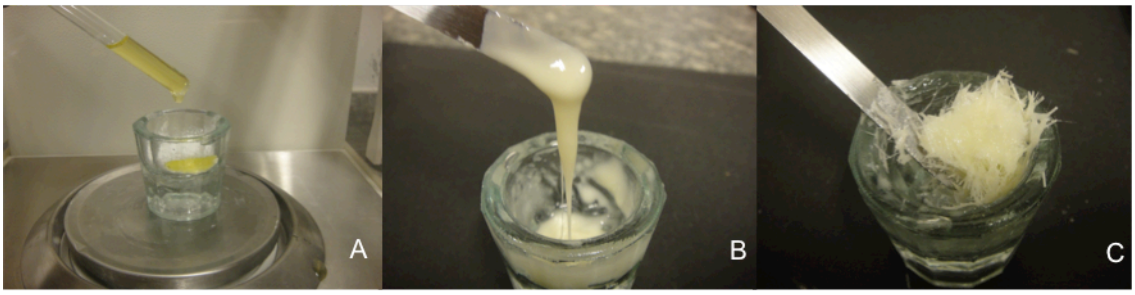

Figura 1- A. Incorporação da resina a particular de carga. B. Consistência da resina com 47,5% de particular de carga. C. Compósito experimental reforçado com 30% de fibra de vidro

2.3 ANÁLISE DA DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES POR MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS

A análise por meio do método de elementos finitos foi realizada pelas seguintes etapas: construção do modelo (pré-processamento), solução do problema (processamento) e análise dos resultados (pós-processamento). A Figura 2 ilustra de forma esquemática, as etapas que compõem a análise através do método de elementos finitos.

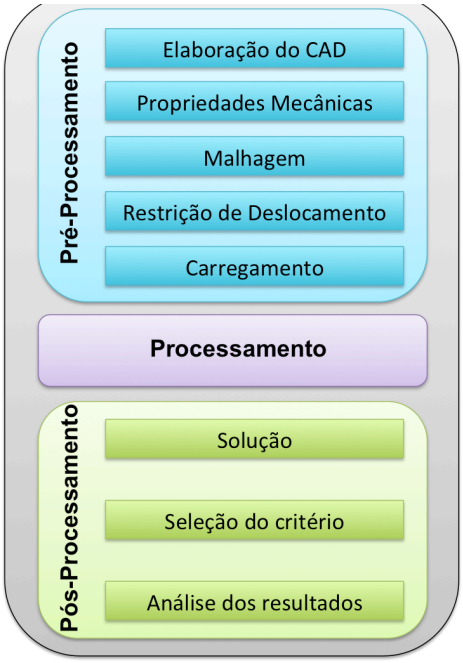

Figura 2 - Representação esquemática das etapas que compõem o método de elementos finitos.

2.3.1 Geração do modelo tridimensional

A geometria externa, arquivos do tipo *.STL (Stereoligráficos), de um incisivo central superior de dimensões médias e anatomia radicular favorável foi selecionado para servir como padrão para geração dos modelos e posterior simulação das formas de tratamento de arquivos preexistentes do CPBio (Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia) (SOARES et al., 2013) (Figura 3).

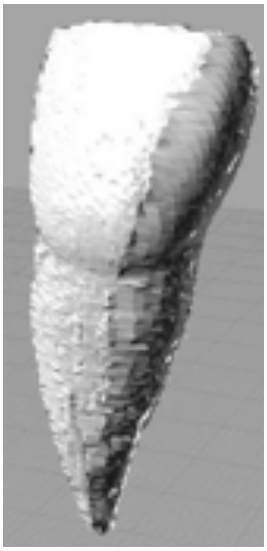

Figura 3- Arquivo tipo *.STL de geometria de incisivo central superior de dimensões médias e anatomia radicular favorável foi selecionado para servir como padrão para geração dos modelos, aquivo proveniente de dados preexistentes do CPBio (Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia) (SOARES et al., 2013).

Os arquivos *.STL foram exportados para software de CAD (Computer Assisted Desing; Rhino3D, Rhinoceros, USA). Para facilitar a confecção do modelo foram geradas superfícies NURBS (Non Uniform Rational Basis Spline), próprias para modelagem de geometrais complexas e bio-modelagem, baseadas na geometria externa obtida com o elemento dental selecionado. Sobre o arquivo *.STL foram selecionados alguns pontos de regiões anatômicas que serviram de referência para geração de linhas interconectadas em seus pontos de origem e extremidades. A partir destas linhas, e levando em conta a referência dos principais marcos anatômicos foram geradas as superfícies, e posteriormente volume dos modelos. Por fim, todas a superfícies NURBS geradas foram montadas e unidas para formação do modelo numérico experimental (Figura 5).

Os volumes correspondentes as demais estruturas que compunham os modelos - núcleo de preenchimento, guta percha, ligamento periodontal simulado com poliéter e osso alveolar simulado com cilindro de resina de poliestireno - foram criados seguindo as dimensões pré-estabelecidas na parte laboratorial do estudo e seus respectivos tratamento restauradores foram obtidos através de operações Booleanas. Para o desenho do pino de fibra de vidro foram criados dois corpos sólidos de formato tronco-cônico que foram sobrepostos, e posteriormente unidos. O sólido tronco-cônico superior apresentava 11mm de comprimento, 2mm de diâmetro na sua base superior e 1,8mm na base inferior; o sólido tronco-cônico inferior apresentava 4mm de comprimento, 1,8mm de diâmetro na sua base superior e 1mm na base inferior. Portanto, o pino de fibra de vidro totalizava 15mm de comprimento, com base inferior de 1mm e base superior com 2mm de diâmetro, conforme visto na Figura 4.

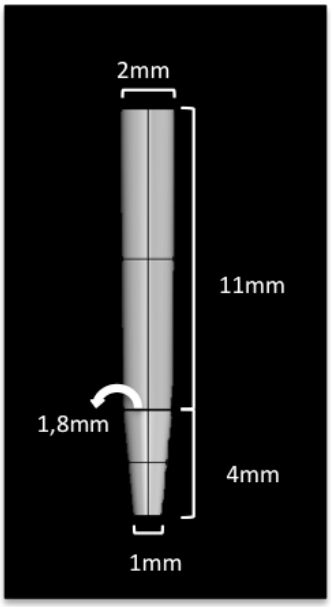

Figura 4 – Desenho dos sólidos tronco-cônicos para geração da geometria final do pino intrradicular.

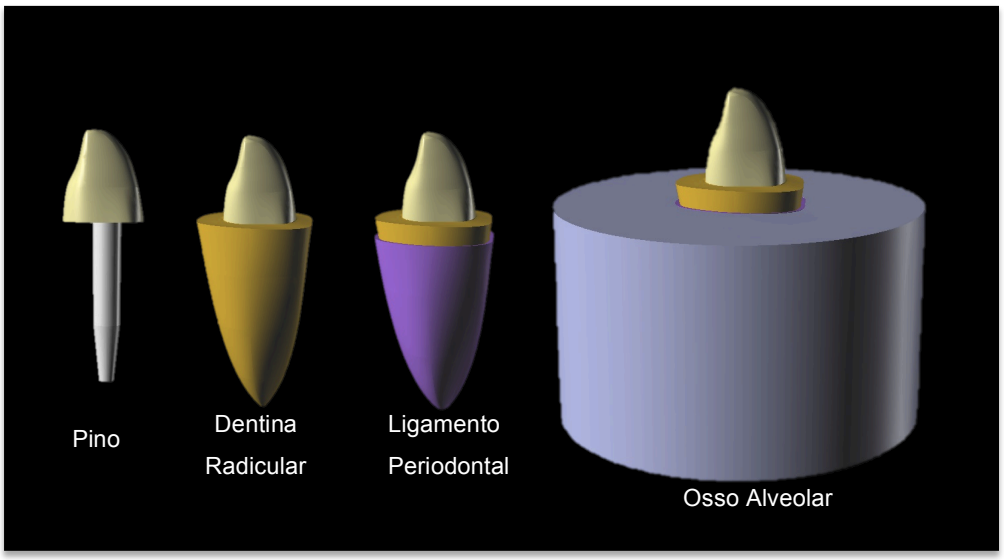

Figura 5 – Superfícies NURBS geradas, montadas e união das estruturas para formação do modelo numérico experimental.

2.3.2 Definição dos modelos experimentais

Quatro modelos tridimensionais de elementos finitos foram criados de acordo com os grupos experimentais já citados. Para o modelo FG, FG+RC e FG+EXP, pino e núcleo de preenchimento eram compostos por dois sólidos distintos, sendo o pino de fibra de vidro e o núcleo de resina composta (FG e FG+RC) e núcleo do compósito experimental (FG+EXP). Já no modelo EXP, pino e núcleo de preenchimento eram representados por um corpo único composto por um mesmo material (compósito experimental contendo 22,5% de resina de metacrilato, 30% de fibra de vidro e 47,5% de particular de carga).

2.3.3 Definição das propriedades mecânicas, malhagem, restrição de deslocamento e solução

Os modelos geométricos criados no software CAD foram exportados com a extensão *.STEP, possível de ser lida no software de pré-processamento ANSYS 12.0 (Ansys Inc., Houston, USA) e a malha de cada estrutura foi gerada separadamente empregando elemento sólido quadrático do tipo tetraédrico, que consistem de pirâmides de base triangular, nas

quais, os nós estão localizados nos vértices de cada pirâmide, assim como no centro de cada aresta, totalizando 10 nós. O processo de malhagem foi controlado empregando ferramentas específicas do software de pré-processamento, promovendo homogeneidade, conectividade e congruência da malha para gerar elementos de qualidade geométrica satisfatória para a realização de uma análise estável.

As estruturas foram consideradas homogêneas (que não apresentam falhas em suas estruturas) e linear-elásticas (que se comportam dentro do regime elástico); pino de fibra de vidro industrializado e dentina radicular foram considerados ortotrópicos e todas as demais estruturas foram consideradas isotrópicas. Assim, para as estruturas isotrópicas foi necessário a obtenção de seus módulos de elasticidade e coeficiente de Poisson, sendo essas propriedades obtidas através de revisão de literatura e para o material experimental através de teste compressivo realizado em estudo prévio. Os valores de módulo de elasticidade e coeficiente de Poisson estão descritos na Tabela 1. Para o pino industrializado e dentina considerados ortotrópicos, suas propriedades estão descritas na Tabela 2.

Tabela1 – Propriedade mecânicas das estruturas isotrópicas aplicadas nos modelos

Estrutura/Material	**Módulo de Elasticidade (Mpa)**	**Coeficiente de Poisson**
Resina de poliestireno (STAFFORD et al., 2004)	$13{,}5 \times 10^3$	0.31
Poliéter (FARAH, CLARK e AINPOUR, 1981)	50	0.45
Guta Percha (KO et al., 1992)	0,69	0.45
Resina composta Z350 (JOSHI et al., 2001)	15.8×10^3	0.24
Compósito experimental reforçado com fibra	$5{,}6 \times 10^3$	0.34

Tabela 2 – Propriedade mecânicas das estruturas ortotrópicas aplicada nos modelos

Propriedades	**Pino de fibra de vidro industrializado** (LANZA et al., 2005)	**Dentina radicular** (MIURA et al., 2009)
Ex (Mpa)	37000	17070
Ey (Mpa)	9500	5610
Ez (Mpa)	9500	5610
ηxy	0.34	0.30
ηyz	0.27	0.33
ηxz	0.34	0.30
Gxy (MPa)	3544.8	1700
Gyz (MPa)	14567	6000
Gxz (MPa)	3544.8	1700

A quantidade de nós de cada modelo está descrita na Tabela 3 e as característica da malha estão representadas na Figura 6.

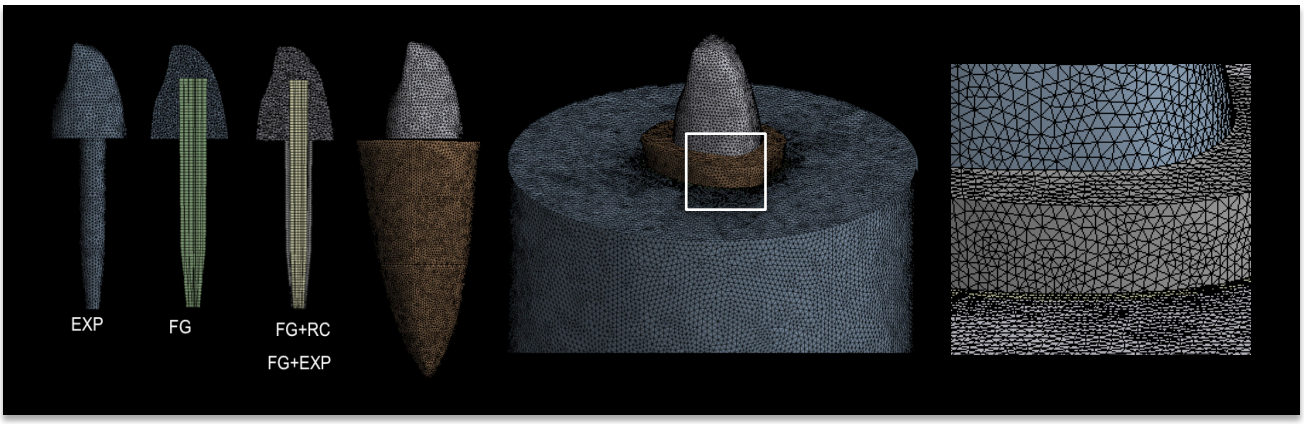

Figura 6 – Características da malha gerada nos modelos.

Tabela 3 – Números de nós e elementos dos modelos tridimensionais

Modelo	Nós	Elementos
EXP	4.192.974	3.012.679
FG	4.155.547	2.973.973
FG+RC	4.198.426	2.992.089
FG+EXP	4.195.841	2.989.948

Dando fechamento ao processo de modelagem, foram definidas as condições de contorno simulando contatos entre todas as estruturas como sendo perfeitamente unidas para os modelos, simulando adesão entre estes. Os modelos receberam restrição de movimento na base e nas superfícies laterais do cilindro de resina de poliestireno, reproduzindo os pontos de apoio definidos no teste de resistência à fratura. O carregamento foi realizado utilizando uma força de 100N em um ângulo de 45º com o longo eixo radicular sobre uma área predefinida que simulasse a área de apoio da ponta aplicadora de força, de formato esférico com diâmetro de 6mm, do teste laboratorial (Figura 7). Os modelos foram processados utilizando para a análise dos resultados o critério de tensões equivalentes de von Mises e máxima principal.

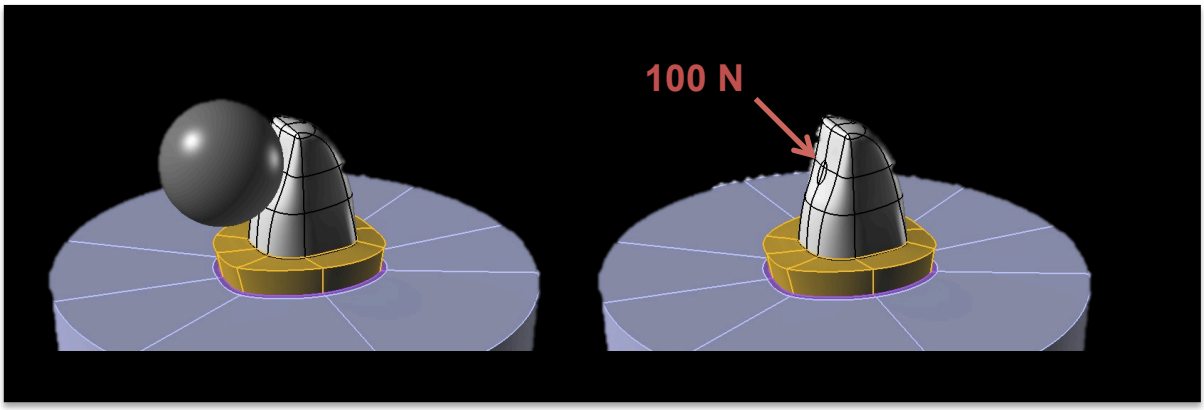

Figura 7 – Definição da área de aplicação de força, simulando ponta aplicadora de força em formato esférico com 6mm de diâmetro utilizado durante teste laboratorial.

2.3.4 Análise quantitativa

Para o critério de von Mises, três regiões de cada modelos foram escolhidas para serem analisados os valores de tensões acumulados: interface pino/dentina, interface núcleo/dentina, linha média longitudinal do pino (Figura 8A). Já para o critério de máxima principal, duas regiões de cada modelos foram escolhidas para serem analisados os valores de tensões acumulados: dentina vestibular e dentina palatina (Figura 8B). Cinquenta pontos de cada região foram selecionados em cada região para o cálculo das médias e posterior análise estatística.

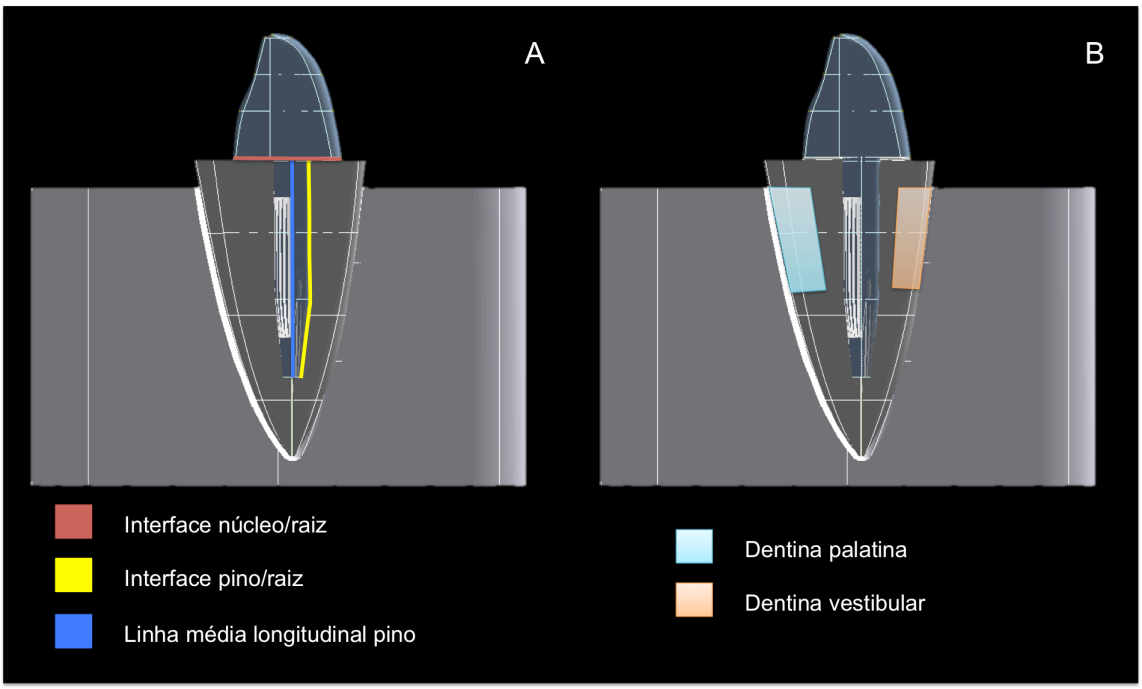

Figura 8 – Regiões definidas para análise quantitativa. A: Critério de von Mises. B: Critério de Tensão máxima principal.

2.4 AVALIAÇÃO DA RESISTÊNCIA E PADRÃO DE FRATURA

2.4.1. Seleção dos dentes

Após submissão e aprovação do presente projeto pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal de Goiás, protocolo número 005/13 (ANEXO A), foram selecionados incisivos bovinos ausentes de cáries, trincas e fraturas, com idade aproximada de 36 a 48 meses, coletados de animais abatidos para consumo humano, em frigorífico da cidade de

Goiânia. Os dentes selecionados foram armazenados em frasco contendo Timol 0,5% (Farmácia Reativa, Goiânia, GO, Brasil) a 4°C, por um período de uma semana, para desinfecção.

Para remoção do ligamento periodontal, os dentes foram submetidos à raspagem com curetas periodontais e profilaxia com pedra-pomes e água. Em seguida, foram armazenados em água destilada a 37ºC, com substituição periódica, até serem preparados. As coroas dentais seccionadas de maneira que permanecesse uma raiz reta de 15mm de extensão cérvico-apical (Figura 9A e 9B), sendo essa medida confirmada com um paquímetro digital (Figura 9C).

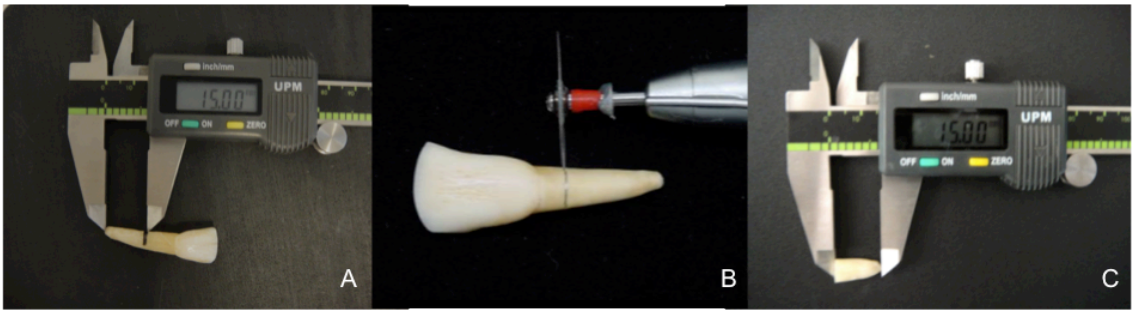

Figura 9 – A: Mensuração de 15mm de extensão cérvico-apical do dente bovino. B: Secção da raiz com disco diamantado. C: Confirmação da extensão cérvico-apical com paquímetro digital.

Medições foram feitas nos diâmetros vestíbulo-lingual e mésio-distal dos três terços radiculares com paquímetro digital com o objetivo de padronizar a quantidade de dentina radicular remanescente. O diâmetro médio de cada terço radicular foi calculado, e dentes com variação de 10% ao redor da média calculada foram selecionados. Incisivos com raízes curvas, anatomia e dimensões discrepantes foram excluídos, sendo que ao final desta etapa foram selecionadas 40 raízes, distribuídas aleatoriamente em 4 grupos (n=10).

2.4.2. Instrumentação e obturação do canal radicular

O preparo e obturação endodôntica das raízes foram realizados de maneira padronizada para todos os espécimes. Brocas Gates Glidden n. 02 (ø 700μm), n. 03 (ø 900μm) e n. 04 (ø 1100μm) (Dentsply, PA, EUA) foram empregadas para instrumentação do canal radicular de forma sequencial. A broca n. 02 foi aplicada em toda extensão longitudinal

do canal radicular, ultrapassando o ápice (Figura 10A); a n. 03 chegou até o ápice, sem ultrapassá-lo (Figura 10B) e a n. 04 foi empregada apenas nos terços médio e cervical, perfazendo um total de 10mm (Figura 10C). Hipoclorito de sódio a 1% (Asfer, Indústria Química, São Paulo, Brasil) foi usado como líquido irrigante durante a instrumentação, e a irrigação final realizada com solução salina a 0,9%. Os canais radiculares foram secos com pontas de papel absorvente e obturados com cones de guta-percha n. 70 e cimento obturador à base de hidróxido de cálcio Sealer 26 (Dentysply, PA, EUA) por meio da técnica de condensação lateral.

Ao final desta etapa, os espécimes passaram a ser mantidos em estufa a 37°C e umidade relativa do ar de 95%, no intervalo entre cada etapa, até o final de todos os procedimentos.

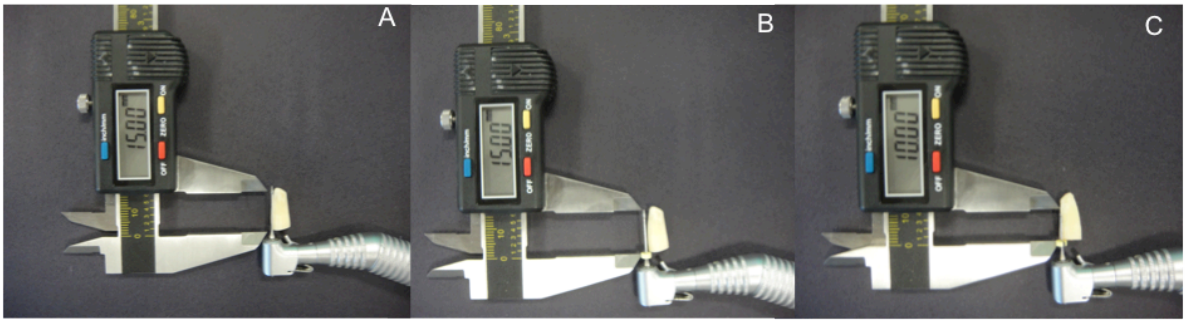

Figura 10 – Tratamento endodôntico. A: Broca Gattes Gliden n. 02 foi aplicada em toda extensão longitudinal do canal radicular, ultrapassando o ápice B: Broca Gattes Gliden n. 03 até o ápice, sem ultrapassá-lo. C: Broca Gattes Gliden n. 04 até a extensão de 10mm.

2.4.3. Inclusão e simulação do ligamento periodontal

Para reproduzir a movimentação do dente no alvéolo, as raízes foram incluídas em resina de poliestireno auto-polimerizável (Redelease, São Paulo, SP, Brasil), distando 2 mm apicalmente do limite coronário e o ligamento periodontal foi simulado com material de moldagem à base de poliéter (Impregum-F, 3M ESPE, MN, EUA), segundo método descrito por Soares et al. (SOARES et al., 2005).

As raízes foram demarcadas distando 2 mm do limite coronário da raiz, definindo, assim, a altura hipotética do osso alveolar e o limite de inclusão de cada dente (Figura 11A). Para a correta reprodução da espessura do ligamento periodontal, as raízes foram rapidamente mergulhadas em cera utilidade liquefeita (Figura 11B) para que ficassem recobertas com 0,2 a

0,3 mm de espessura de cera (Figura 11C e 11D). Os dentes foram então fixados com cera pegajosa a uma película de filme radiográfico, com furo central compatível com o diâmetro do dente, até a marca feita a 2 mm do limite coronário de maneira que o longo eixo da raiz ficasse perpendicular ao filme radiográfico. Em seguida, o conjunto foi posicionado sob uma placa de suporte, de forma invertida com a raiz voltada para cima, e um cilindro de PVC com 25 mm de diâmetro e 15mm de altura foi posicionado e fixado com cera na película radiográfica com a raiz centralizada no interior do cilindro. A resina de poliestireno autopolimerizável foi manipulada e vertida no interior do cilindro e após a polimerização da resina o conjunto foi removido da placa de suporte.

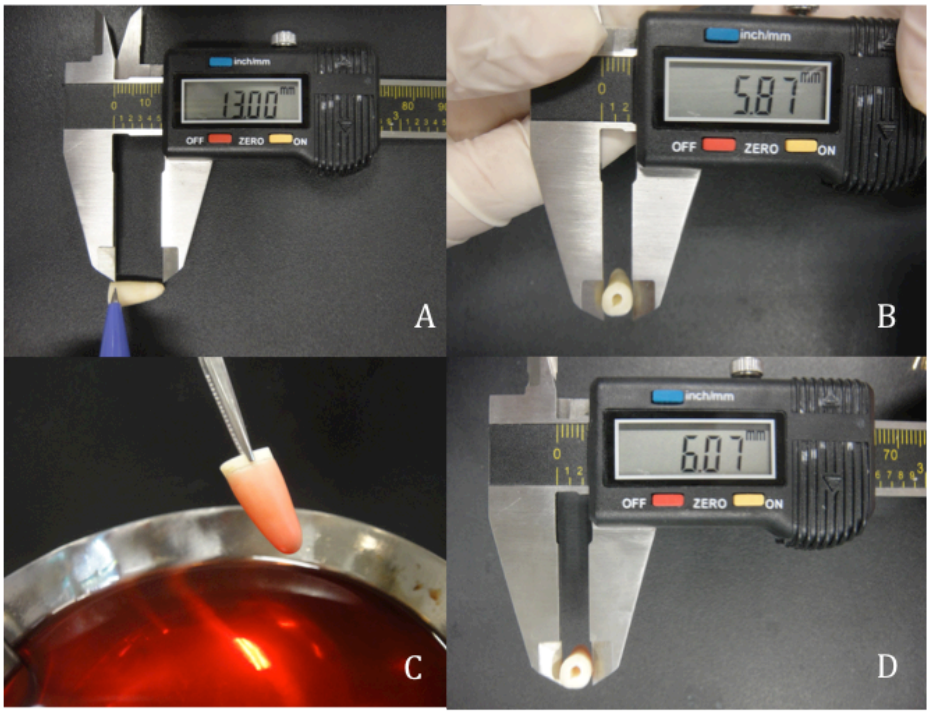

Figura 11 – Simulação do ligamento periodontal.

As raízes foram removidas dos alvéolos artificiais e ambos foram limpos para até a completa remoção da camada de cera (Figura 12A). O material de moldagem à base de poliéter foi proporcionado e manipulado seguindo as instruções do fabricante e inserido no alvéolo com o auxílio de uma seringa (Figura 12B), sendo o dente introduzido sob pressão digital até a marcação de 2 mm do limite coronário da raiz (Figura 12C). Após a polimerização, os excessos foram removidos com lâmina de bisturi (Figura 12D). A reprodução artificial do ligamento periodontal foi realizada no momento da cimentação dos pinos, 24 horas antes dos espécimes serem submetidos ao teste de resistência à fratura.

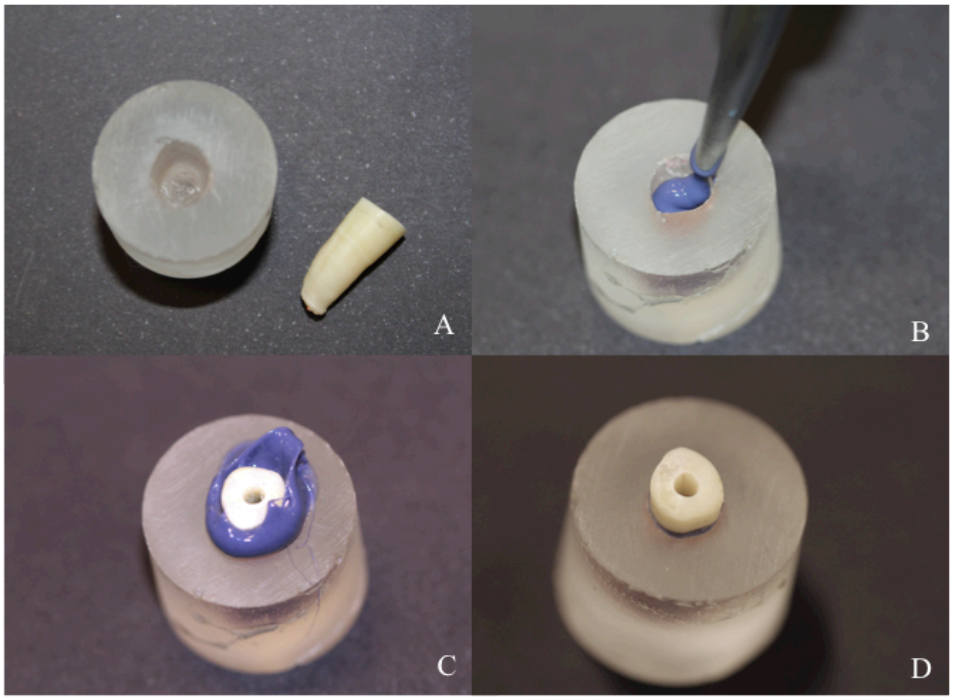

Figura 12– A: Raiz e alvéolos limpos. B: Introdução do material de moldagem a base de poliéter. C: Dente introduzido sob pressão digital até a marcação de 2 mm do limite coronário da raiz. D: Remoção dos excessos do poliéter.

2.4.4. Preparo radicular

Após inclusão em resina de poliestireno e reprodução artificial do ligamento periodontal, os canais foram desobturados, deixando-se 4mm de material obturador apicalmente (Figura 13A). Os condutos radiculares foram então preparado com as broca n. 3 do sistema Exacto Cônico (Angelus, Londrina, PR, Brasil) no comprimento de 11mm, para padronização do diâmetro dos canais (Figura 13B). Os dentes foram distribuídos aleatoriamente em 4 grupos experimentais (N=10), de acordo como item 2.1.

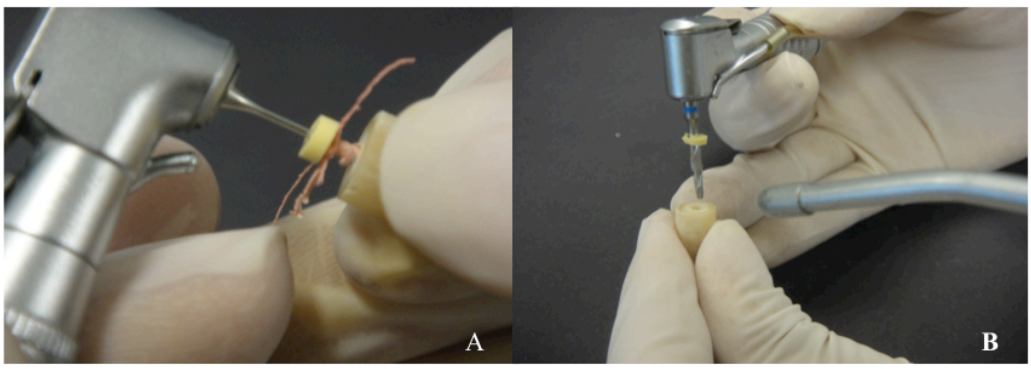

Figura 13 – A: Guta-percha removida com Gates Glidden n. 4. B: Brocas 3 do sistema Exacto Cônico utilizada para a padronização dos canais.

2.4.5 Grupo experimental FG

Pinos pré-fabricados Exato Cônico n. 3 (Angelus, Londrina, PR, Brasil) foram cortados no comprimento de 15mm, e verificada a sua adaptação no interior do canal no comprimento de 11mm, ficando 4mm externamente para a confecção do núcleo coronário. Os pinos foram tratados com peróxido de hidrogênio aquoso 24% durante 1 minuto (DE SOUSA MENEZES et al., 2011), em seguida lavados e secos. O agente de união silano (Angelus, Londrina, PR, Brasil) foi aplicado no pino e aquecido a 60ºC durante 1 minuto com a finalidade de aumentar a sua força de ligação por meio da eliminação de água, álcool e outros subprodutos da reação de condensação (SHEN, OH e WILLIAMS, 2004), seguido de uma camada de adesivo quimicamente polimerizável Scothbond Multi Propouse Plus (3M ESPE, MN, EUA).

Os condutos radiculares foram tratados segundo protocolo do sistema adesivo Scothbond Multi Purpouse Plus (3M ESPE, MN, EUA). Ácido fosfórico 37% foi aplicado por 15s, lavado pelo dobro do tempo e os excesso de água removidos com pontas de papel absorvente. Uma fina camada de ativador foi aplicada com o auxílio de um micro aplicador, e após 10 segundos um leve jato de ar foi aplicado e os excessos removidos com ponta de papel absorvente. Em seguida, duas camadas de primer foram friccionadas levemente por 20s, um leve jato de ar foi aplicado e o excesso removido com uma ponta de papel absorvente. Finalmente, foi feita a aplicação uma fina camada do adesivo quimicamente polimerizável (catalisador) e seus excessos removidos.

O cimento de presa dual, Rely-X ARC (3M ESPE, MN, EUA) cor A1, foi utilizado para a cimentação. Partes iguais das pastas base e catalisadora foram espatuladas por 10s e o canal radicular preenchido com o auxilio de uma seringa Centrix. O pino foi levado ao canal, o excesso de cimento removido e aguardado o tempo de presa química de 7min para a polimerização final por 40 segundos com aparelho de LED a 850mW/cm^2 (Seasky; Tosi Foshan Medical Equipament Company, Japão). Para confecção do núcleo de preenchimento, um novo condicionamento com ácido fosfórico foi realizado, duas camadas de primer e uma de adesivo fotopolimerizável (Scothbond Multi Purpouse; 3M ESPE, MN, EUA) foram aplicadas no remanescente coronário e no pino, e fotopolimerizadas por 40 segundos.

A parte coronária do núcleo foi construída com resina composta (Filtek Z-350; 3M ESPE, MN, EUA). Para a padronização do núcleo de preenchimento, foi utilizada uma matriz confeccionada pela moldagem de núcleo pré-fabricado em policarbonato (Nucleojet; Angelus,

Londrina, PR, Brasil) com adesivo termoplástico (cola quente). O molde isolado com gel à base de água foi preenchido com a resina composta (Figura 14A), a matriz foi levada em posição sobre o pino (Figura 14B) e fotopolimerizada por 40 segundos (Figura 14C). A matriz foi removida e a fotopolimerização foi empregada por mais 40 segundos em cada face do núcleo coronário. Procedeu-se então ao acabamento do núcleo com ponta diamantada em alta rotação, sob refirgeração para remoção de pequenos excessos (Figura 14D).

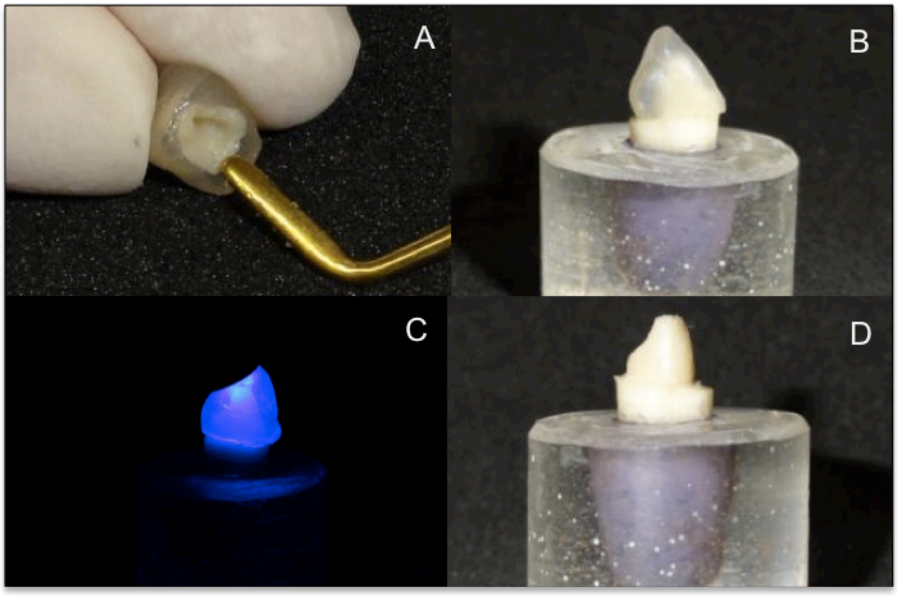

Figura 14 - A: Inserção da resina composta no interior do molde de resina termoplástica. B: Conjunto matrix/resina em posição. C: Fotopolimerização. D: Vista final do núcleo de preenchimentos após acabamento do mesmo

2.4.6. Grupos experimentais FG+RC e FG+EXP

Pinos pré-fabricados Exato Cônico n. 1 (Angelus, Londrina, PR, Brasil) foram previamente reembasados, baseando-se na técnica descrita por Grandini, et al. (GRANDINI, SAPIO e SIMONETTI, 2003). Primeiramente, os pinos foram cortados no comprimento de 15mm, e verificada a sua adaptação no interior do canal, no comprimento de 11mm, ficando 4mm externamente para a confecção do núcleo coronário. Os pinos foram tratados com peróxido de hidrogênio aquoso 24% durante 1 minuto (DE SOUSA MENEZES et al., 2011), em seguida lavados e secos. O agente de união silano (Angelus, Londrina, PR, Brasil) foi aplicado no pino e aquecido a 60ºC durante 1 minuto (SHEN, OH e WILLIAMS, 2004). Como os pinos foram reembasados, utilizou-se o adesivo ativado por luz do sistema Scothbond Multi Propouse Plus (3M ESPE, MN, EUA), sendo este fotopolimerizado por 40s.

Os canais radiculares foram isolados com gel à base de água e a resina composta (Filtek Z350; 3M ESPE, MN, EUA) ou compósito experimental, grupos FG+RC e FG+EXP respectivamente, foram adaptados ao redor do pino. O conjunto foi levado ao interior do canal e fotopolimerizado por 10s. O pino reembasado foi removido do canal e a fotopolimerização foi complementada por 60 segundos, para em seguida receberem novo tratamento superficial conforme descrito para o grupo FG. Para isso os pinos reembasados foram tratados com ácido fosfórico 37% em seguida lavados e secos. O agente de união silano (Angelus, Londrina, PR, Brasil) foi aplicado no pino e aquecido a 60ºC durante 1 minuto com a finalidade de aumentar a sua força de ligação por meio da eliminação de água, álcool e outros subprodutos da reação de condensação (SHEN, OH e WILLIAMS, 2004), seguido de uma camada de adesivo quimicamente polimerizável Scothbond Multi Propouse Plus (3M ESPE, MN, EUA).

Os canais radiculares foram condicionados conforme o protocolo do sistema adesivo Scothbond Multi Propouse Plus (3M ESPE, MN, EUA) e o cimento de presa dual Rely-X ARC (3M ESPE, MN, EUA) foi utilizado para a cimentação, conforme descrito para o grupo FG. A parte coronária do núcleo foi construída com resina composta (Filtek Z-350; 3M EPSE, MN, EUA) ou compósito experimental, FG+RC e FG+EXP respectivamente. Para a padronização do núcleo de preenchimento, foi utilizada uma matriz confeccionada pela moldagem de núcleo pré-fabricado em policarbonato (Nucleojet; Angelus, Londrina, PR, Brasil) com resina termoplástica (cola quente). O molde isolado com gel à base de água foi preenchido com a resina composta (Figura 7A), a matriz foi levada em posição sobre o pino (Figura 7B) e fotopolimerizada por 40 segundos (Figura 7C). A matriz foi removida e a fotopolimerização foi empregada por mais 40 segundos em cada face do núcleo coronário. Procedeu-se então ao acabamento do núcleo com ponta diamantada em alta rotação, sob refirgeração para remoção de pequenos excessos (Figura 7D).

2.4.7 Grupo experimental EXP

Inicialmente, impressões dos canais radiculares foram feitas com resina acrílica autopolimerizável Duralay, a partir do reembasamento de padrões pré-fabricados de policarbonato (Nucleojet; Angelus, Londrina, PR, Brasil), com o intuito de padronizar a porção coronária do pino. Na sequência, o padrão reembasado, previamente isolado com gel à base de água, foi moldado para permitir sua reprodução com o compósito experimental. O padrão foi pressionado na posição horizontal contra a silicona de adição transparente (Elite

Tranparent; Zhermack) com a penetração até metade de sua largura (Figura 15A). Após a presa da silicona, a outra metade do padrão foi moldada com resina acrílica incolor (JET; Artigos Odontológicos Clássico, São Paulo, SP, Brasil). Finalizada as impressões o compósito experimental foi inserido no interior do molde e levado para prensa hidráulica a 5.000kg para compactação no material no interior do molde (Figura 15B). Posteriormente, o material foi fotopolimerizado em máquina laboratorial sob vácuo-pressão (Visio Beta Vario; 3M ESPE, MN, EUA) (Figura 15C e 15D). Após a polimerização, foram realizados acabamento e polimento dos pinos, verificando sua adaptação no canal radicular.

Os pinos personalizados foram tratados com agente de união silano (Angelus, Londrina, PR, Brasil) e aquecidos a 60ºC durante 1 minuto (SHEN, OH e WILLIAMS, 2004), seguido de uma camada de adesivo quimicamente polimerizável (catalizador). Os canais radiculares foram condicionados conforme o protocolo do sistema adesivo Scothbond Multi Propouse Plus (3M ESPE, MN, EUA) e o cimento de presa dual, Rely-X ARC (3M ESPE, MN, EUA), foi utilizado para a cimentação, conforme descrito para o grupo FG, FG+RC e FG+EXP.

Figura 15 - A: Padrão pressionado na posição horizontal contra a silicona de adição transparente. B: Pino após a compactação do material em prensa hidráulica. C: Fotopolimerizadora com luz de alta intensidade Beta Vario. D: Pinos após a polimerização comparados ao padrão de resina acrílica.

2.4.8 Teste de resistência à fratura e classificação do padrão de fratura

Decorrido o prazo de armazenagem de 24 horas em estufa a 37ºC e umidade relativa de 95%, após a cimentação/confecção dos pinos, os corpos-de-prova restaurados foram inseridos em dispositivo metálico e posicionados em máquina de ensaio universal Instron 5965 (Instron Corp., Canton, EUA), de modo a receberem carregamento em ângulo de 135° em relação ao longo eixo do dente (ângulo de 45º em relação ao plano horizontal), simulando o ângulo de contato observado clinicamente para oclusão Classe I entre os dentes do maxilar e mandibular anterior (Figura 16) (CASTRO et al., 2012). A carga foi aplicada por meio de ponta esférica de 6mm de diâmetro, a velocidade constante de 0,5mm/min em compressão até a fratura, sendo registrada a máxima resistência em Newton.

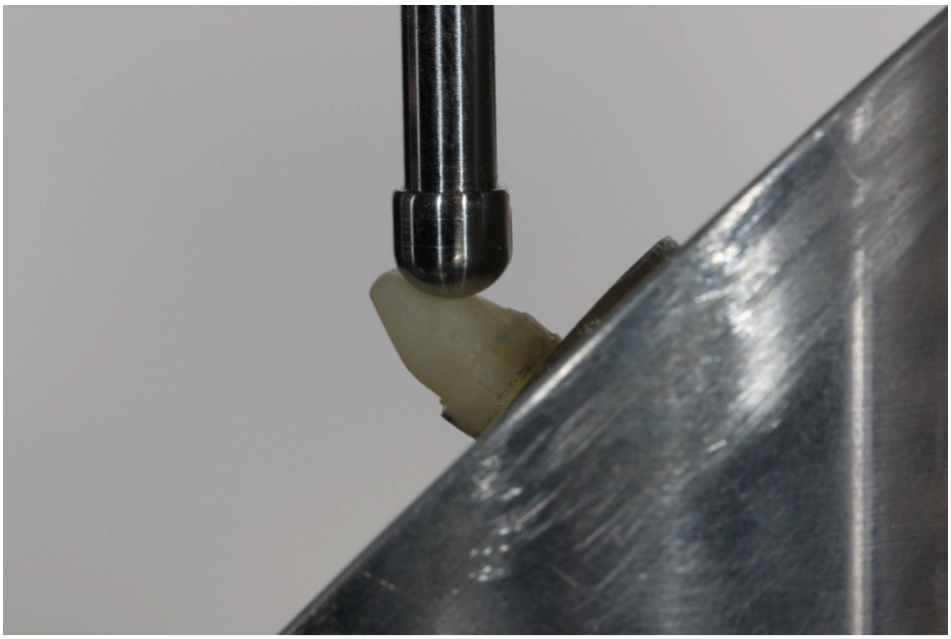

Figura 16 – Espécime posicionado em máquina de ensaio com carregamento a 135^0 em relação ao longo eixo do dente.

O padrão de fratura foi avaliado e classificado em:

- F1- fratura do núcleo de preenchimento;
- F2-fratura do pino;
- F3-fratura da raiz;
- F4- fratura do conjunto pino/núcleo/raiz.

Foram consideradas não catastróficas as fraturas do tipo F1 e as que envolveram a raiz (F3 e F4), aquém dos dois milímetros representativos das distâncias biológicas. As fraturas catastróficas foram as que envolveram a raiz além do limite representativo das distâncias biológicas, que tornassem contraindicada uma nova restauração do remanescente dental.

2.5 TESTES ESTATÍSTICOS

Os dados foram analisados no programa para estatística SPSS versão 20.0 para Windows (IBM, New York, EUA). Os dados de tensão pelo critério von Mises e os dados de tensão máxima principal comparando os 4 grupos em cada região selecionada (interface pino/dentina, interface núcleo/dentina e linha média longitudinal do pino para o critério de von Mises; e dentina vestibular e dentina palatina para o critério de máxima principal) foram comparados pelos testes Anova e Tukey HSD. Os dados de resistência à fratura foram avaliados quanto à normalidade de distribuição por meio do teste de Kolmogorov-Smirnov, sendo, posteriormente, submetidos à análise estatística por meio do teste ANOVA e Tukey HSD para comparação entre os grupos. Para comparação entre os padrões de fratura foi utilizado o teste Kruskal Wallis e Método de Dunn. Todos os testes foram executados com nível de significância de 5%.

2 ARTIGO

Development of a fiber reinforced material for post relining: evaluation of stress distribution, fracture resistance and modes of fracture of restored roots

Amanda Vessoni Barbosa Kasuya, DDS, MS[a]; Isabella Negro Favarão, DDS, MS[a]; Alexandre Coelho Machado, DDS, MS[b]; Pedro Henrique Rezende Spini, DDS, MS[b]; Paulo Vinícius Soares, DDS, MS, PhD[c]; Rodrigo Borges Fonseca, DDS, MS, PhD[d].

Dental School, Federal University of Goiás, Goiás, Brazil. School of Dentistry, Federal University of Uberlândia, Minas Gerais, Brazil.

[a]PhD student, Dental School, Federal University of Goiás, Goiânia, Goiás, Brazil.
[b]MS student, Dental School, Federal University of Uberlândia, Uberlândia, Minas Gerais, Brazil.
[c]Department of Operative Dentistry and Dental Materials, Dental School, Federal University of Uberlândia, Uberlândia, Minas Gerais, Brazil.
[d]Department of Preventive Dentistry and Oral Rehabilitation, Dental School, Federal University of Goiás, Goiânia, Goiás, Brazil.

Corresponding author:
Rodrigo Borges Fonseca
Faculdade de Odontologia – Universidade Federal de Goiás
Praça Universitária esquina com 1ª. Avenida, s/n, Setor Universitário
Goiânia - GO – Brasil. CEP: 74605-220
e-mail: rbfonseca.ufg@gmail.com
Tel.: +55-62-32096325.
Fax: +55-62-32096054.

ABSTRACT

Aims: The aim of this study was to analyze the stress distribution and fracture resistance of individual personalized posts made of an experimental composite, created by mixing short (3 mm) glass fiber with methacrylate matrix and filler particles and also, to compare the material udes to reline industrialized posts by fracture resistance test and finite element analysis.

Methods: Four 3D-virtual models were created according to the restorative techniques: (FG) teeth restored with industrialized fiber post; (FG+RC) teeth restored with anatomic fiber post reline with resin; (FG+EXP) teeth restored with anatomic fiber post reline with experimental composite; (EXP) teeth restored with personalized post made of experimental composite. σ_{vM} and S1 criteria were determinated for stress assessment and specific regions were quantitative analyzed (post/dentin interface, core/dentin interface and post median longitudinal line for σ_{vM}, and buccal dentin and palatal dentin for σ_{max}). Forty bovine incisors were divided in the same four groups (N=10). After being post-restored specimens were subjected to compressive-load (Intron 5965) at a 135-degree angle, applied by a 6mm-sphere tip. Failure modes were determined as it follows: (F1) core fracture; (F2) post fracture; (F3) root fracture; (F4) post/core/root set fracture. Stress mesurements and fracture resistance data were submitted to one-way ANOVA, followed by Tukey honestly significant difference test (α=.05). Failure mode were submitted to Kruskal Wallis (α=.05).

Results: EXP group showed more homogeneous stress distribution for σ_{vM}. Significant differences were found among the mean fracture resistance values in MPa (p=.000): FG+EXP(669.55±107.71)^{A}; FG(620.72±59.29)^{A}; EXP(506.54±27.07)^{B}; FG+RC(452.75±81.63)^{B}. No differences were found for failure mode (p=.595).

Conclusions: The experimental composite significantly increases fracture resistance when used to reline industrialized fiber posts, and irrespenctive of its use, presented a lower σ_{vM} and S1 stress concentration in FEA models.

KEY-WORDS: fracture resistance, failure mode, finite element analysis, glass fiber post

INTRODUCTION

Endodontically treated teeth present a high risk of biomechanical failure[1-6] due to the loss of tooth substance after decay and endodontic therapy[6, 7]. The prosthetic rehabilitation of endodontically treated teeth usually requires the use of endodontic posts and coronal cores to improve crown retention and stress distribution of occlusal forces over the remaining tooth structure[8, 9].

The use of materials with similar mechanical properties to the remaining root structure allows the formation of a single biomechanical complex between tooth structure and restorative materials[10, 11]. *In vitro* and *in vivo* studies have found that fiber glass posts and a resin core are an excellent alternative because of their elastic modulus, which is closer to that of dentin decreasing the risk of root fracture[12-14]. Teeth extensively destroyed or weakened roots are also candidates for the use of fiber posts[3]. However, industrialized posts may not fill the entire diameter of some root canals, and this large space can result in a non-retentive device with thick cementation line. Thus, industrialized posts reline with composite resin has been proposed for the treatment of weakened roots[15], reducing excessive amounts of cement[15].

Industrialized fiber posts are composed of unidirectional quartz fiber embedded in a resin matrix made of epoxy resin or derivatives[16]. Although industrialized glass fiber post be characterized by its mechanical properties similar to tooth structure[17], its lower cohesive strength to the cast posts may result in higher chances of fracture of the pin and poor adhesion to root dentin[13].

Personalized fiber reinforced composite posts have demonstrated excellent clinical performance[18-20] and their association with contemporary adhesive techniques has led to safe and predictable bonding to root canal walls, thus allowing a precise post fit and conservative root preparations[9]. In 2009, Garoushi et al.[20] used a methacrylate resin reinforced with 22.5% of 3mm fibers to build personalized intracanal posts, resulting in a significant increase in resistance when compared with conventional fibers posts. Another study[18] concluded this same composite significantly contributed to the reinforcement and strengthening of post-restored teeth by supporting the remaining tooth structure.

Destructive mechanical tests serve as important mean of analyzing the behavior of restored tooth under high intensity loads[21, 22]. However, these methods do not provide enough information about internal structural behavior of the complex tooth restoration during loading.

Finite Elements Anylasis (FEA) can identify regions of stress concentration that have a higher probability of failure, but cannot predict the precise pattern and progress of the fracture over the material and tooth structure[17, 22, 23].

Since the addiction of more fiber in a glass fiber reinforced composite may result in higher strenght[24] it is expected that the development of a new experimental fiber reinforced composite could improve biomechanical behavior of post-restored roots. The aim of this study was to analyze the stress distribution, fracture resistance and failure mode of an experimental composite, created by mixing short (3 mm) glass fiber with methacrylate matrix (bisGMA and TEGDMA) and filler particles, to produce a personalized fiber post. Also, it was aimed to compare materials used for fiber post personalization.

MATERIAL AND METHODS

Experimental Groups

Four test groups (N=10) were created having as a factor under study the type of post used, on 4 levels:

- FG – Industrialized fiber post (Exacto #3, Angelus, PR, Brazil);
- FG+RC – Industrialized fiber post relined (Exacto #1 relined with composite resin);
- FG+EXP – Industrialized fiber post relined (Exacto #1 relined with experimental composite);
- EXP – Personalized fiber post (Post and core made of experimental composite)

Experimental composite manipulation

The experimental composite was made up by 22.5% of a methacrylate-based resin (50% Bis-GMA and 50% TEGDMA in a photoinitiator system mode: 1 mol% of camphorquinone, 2 mol% of dimethylaminoethyl methacrylate (DMAEMA, Sigma-Aldrich) and 0.1 mol% butylated hydroxytoluene (BHT, Sigma-Aldrich)), 30% of 3mm-short glass fiber and 47.5% of silanated $BaAlSiO_2$-radio-opacity-filler. All materials were mixed in a high speed-mixing machine (SpeedMixer, DAC, Germany, 3500 rpm); first of all the

components of the methacrylate resin were mixed, followed by the manual incorporation of fillers and 3mm-short glass fibers. The composite was then stored at 2 degrees Celsius.

Three-dimensional finite element analysis

Three-dimensional (3D) numerical models were created from preexisting STL files of an intact maxillary human central incisor (NCCL Research Group and CPBio, Dentistry School, Federal University of Uberlândia). STL files were exported to CAD Software (Computer Assisted Desing; Rhino3D 4.0, Rhinoceros, USA), for the generation of external and internal contours of root dentin, periodontal ligament, acrylic resin cylinder simulating aleveolar bone, post and core, which simulated the conditions of in vitro studies (Fig.1). Point and line association using a polyline module at CAD software made these contours. The volumes corresponding to each structure were created, and the NCCLs morphologies with respective restorations were obtained through Booleans operations. Four experimental models were created according to the restorative techniques described above.

The models were exported in *.STEP files to the preprocessing software (ANSYS 12.0; Ansys Inc.). Strutures with different material properties were identified and meshed with solid quadratic tetrahedral elements with 10 nodes (Fig.2). Limit conditions were defined with a 100 N force applied at the palatal surface of posts, similar to the laboratory fracture test. A displacement constraint was applied at the bottom and lateral surfaces of the support cylinder. A linear structural analysis was performed, and all materials were considered linear, isotropic, and homogeneous (Table I), with the exception of the dentin and industrialized fiber post, which were considered orthotropic (Table II). Von Mises equivalent stresses (σ_{vM}) and maximum principal stresses (σ_{max}) were determinated for stress assessment, measured in MPa. For analysis of specific regions, three sites of σ_{vM} were selected: post/dentin interface, core/dentin interface and post median longitudinal line (Fig.3A). And two sites of σ_{max} were selected: buccal dentin and palatal dentin (Fig.3B). Fifty stress points from each region were selected for averaging.

Tooth selection preparation and embedding

Forty bovine incisors with similar root size and shape were selected by measuring buccolingual and mesiodistal root widths in millimeters, allowing a maximum deviation of 10% from average[25]. The coronal portion of each tooth was sectioned, perpendicularly to the

long axis, 15mm coronally from the root apex, using a diamond double-faced disc #7020 (KG Sorensen).

Root canals were instrumented and endodontically sealed with gutta percha points (Dentsply Maillefer) and calcium hydroxide-based cement (Sealer 26; Dentsply Maillefer). The roots were then embedded in an autopolymerizing polystyrene resin (Redelease, São Paulo, SP, Brazil) 2mm below the cervical limit, and the periodontal ligament was simulated with polyether impression material (Impregum Soft; 3M ESPE)[25].

After embedding procedures, gutta percha was removed leaving 4mm of material apically. The post space was then prepared to a deph of 11mm with a conical drill supplied with post system (Exacto #3; Angelus) to standardize the diameter of the root canals. The roots were divided ramdomly in 4 groups (n=10) as decribed above.

Post and core restoration

For FG: industrialized fiber glass post (Exacto #3; Angelus) was cleaned with aqueous hydrogen peroxide solution 24% for 1 minute, and, after drying, a silane coupling agent was applied and heated at 60^{o} for 1 minute. After the fiber post cementation with Rely-X ARC (3M ESPE) and Adper Schothbond Multipropouse (3M ESPE) following manufacture`s instructions, the core was built-up with composite resin (Filtek Z350; 3M ESPE) using a prefabricated polycarbonate pattern (NucleoJet; Angelus).

For FG+RC and FG+EXP: industrialized fiber glass post (Exacto #1; Angelus) were treated as describe for FG. The reline post was fabricated using the method described by Grandini, et al[15]. After lubricating root canal walls with glycerin gel, the fiber post was covered with composite resin (Filtek Z350; 3M-ESPE) for FG+RC and with the experimental composite for FG+EXP and inserted into the canal. The set was photoactivated for 40s and the reline post was removed from canal and fully photoactivated for other 40 s. Washing with water was performed to remove the lubricant gel; the posts were cemented and the core built as decribed for FG.

For EXP: prefabricated polycarbonate device matrix (NucleoJet; Angelus) were relined with autopolymerized acrylic resin (Duralay; Reliance Dental Mfg Co). The relined patterns were impressed with transparent silicon (Elite Tranparent; Zhermack) and the experimental composite inserted into the mold. Then, the personalized posts were polymerized in a laboratory machine (Visio Beta Vario; 3M ESPE) and cemented as decribed for FG.

Fracture resistance and failure mode

After 24 hours of storage in destiled water at 37 degrees Celsius the specimens were subjected to a 135-degree angle compressive load at a crosshead speed of 0.5mm/min, applied by a 6mm-diameter sphere. The force required (N) to cause fracture was recorded (Instron 5569; Instron Corp., Canton, EUA). Fractured specimens were evaluated to determine failure modes, as it follows: (F1) core fracture; (F2) post fracture; (F3) root fracture; (F4) post/core/root set fracture.

Statystical Analysis

For analysis of stress mesurements of specific regions from 3D finite element analysis, data were submitted to one-way ANOVA, followed by Tukey honestly significant difference (HSD) test (α=.05). Fracture resistance data were submitted to Kolmogorov-Smirnov test of normal distribution, followed by one-way ANOVA and Tukey HSD test (α=.05). Finally, failure modes were submitted to Kruskal Wallis and Dunns' Method (α=.05).

RESULTS

Tree-dimensional finite element analysis

The results from 3D finite element analysis by using von Mises criteria revealed, irrespective of post material, stress concentration at the external root dentin, post/dentin interface and core/dentin interface. For EXP the analysis showed a more homogeneous stress distribution at the post to root dentin region when compared to other groups (Fig. 4A); furthermore light stress concentration was observed around the post (Fig. 4C). The opposite was observed for FG where stress concentration was observed inside the industrialized glass fiber post (Fig. 5A and 5C). For FG+EXP the experimental composite used to reline the industrialized glass fiber post concentrated stress at the post/dentin interface since the post (Fig. 7C) did not present stress concentration around its external surface but transferred stresses to remaining dentin (Fig. 7A). FG+RC showed stress showed stress concentration inside post (Fig. 6C) and at the composite resin used to reline the post (Fig. 6A).

According to maximum principal stress criteria, EXP and FG+EXP showed similar stress distribution to each other. The same occurred to FG and FG+RC, but those groups had more intense tensile and compressive stress concentration when compared to these ones. Tensile stress concentration was observed in the palatal cervical region of root dentin and core and inside the core. Compressive stress concentration was observed at a lower intensity than tensile ones, and these are located at buccal cervical region of root dentin and core (Fig. 4D, 5D, 6D and 7D), especially in groups FG and FG+RC.

Quantitative results for σ_{vM} and S1 are show in Table III. At three analized regions for σ_{vM} (post/dentin interface, core/dentin interface and post median longitudinal line), statistical analysis showed difference only at post/dentin interface (p =.000) and post median longitudinal line (p =.000). Core/dentin interface did not present statistical difference among the groups (p =.998). Further Tukey HSD test showed that at post/dentin interface the FG+RC presented highest stress concentration, followed by FG; EXP and FG+EXP had the lowest stress concentration at this site, being statistically similar. Post median longitudinal line showed statistical difference groups with greater stress concentration in FG, FG+RC and FG+EXP than EXP. Quantitative results for two specific regions in S1 did not showed statistical differences: buccal dentin (p =.971) and palatal dentin (p =.501). Buccal dentin was characterized by compressive stresses and palatal dentin by tensile stresses.

Fracture resistance and failure mode

The mean fracture resistance (N) and standard deviation are shown in Table IV. ANOVA one-way showed statistical difference (p = .000). Further Tukey HSD test showed significant difference between groups with the highest fracture resistance presented by FG+EXP, but similar to FG. EXP was similar to FG+RC, and lower than the previous mentioned groups. Regarding the failure mode (Fig. 8), there was no fractures of the post itself (F2). The majority of fractures involving the root (F3) occurred above or at the limit determinated as a virtual biological distance. When a F4 fracture was found, just core and root fractures could be seen. No statistical difference was found for failure mode between groups. Figure 4 shows the failure mode distribution.

DICUSSION

This study analyzed the stress distribution, fracture resistance and failure mode of an experimental fiber reinforced composite material used to manufacture posts for endodontically treated teeth, and also compared materials used for fiber post personalization. It was initially hypothesized that the development of a new experimental fiber reinforced composite, with higher amounts of fiber (30%) could improve biomechanical behavior of post-restored root. The results of this work showed that the experimental composite promotes itself a more homogeneous stress distribution; when this material was used to reline convencional fiber posts it produced higher but statistically similar fracture resistance to industrialized fiber posts, partially confirming this hypothesis. The difference in the elastic modulus, fiber arrangment, strength and stress distribuition behavior of materials may be the reasons for these results.

Improved insight into the biomechanical behavior of endodontically treated teeth is possible when numerical analysis is matched to experimental testing. This study used the σ_{vM} and S1 to evaluate stress distributions. The σ_{vM} is a criterion that demonstrates the energy transmission in the structure, elucidating areas of higher concentration of energy, whereas the S1 discriminates the tensile (positive) and compressive (negative) stress fields[22]. Dental materials and structures have high compressive strength but are brittle when subjected to tensile stresses; thus, the S1 shows locations that are more prone to failure by tensile stress[22].

It is noteworthy that a few factors influence the mechanical behavior of endodontically treated teeth, namely the characteristics of the interface between post and dentin and the rigidity and stiffness of the post material. Therefore, use of inappropriate posts — such as a post material that is more rigid than dentin — may increase the fracture risk of the remaining tooth structure[10, 13, 19, 17]. Industrialized glass fiber posts are reported to reduce the risk of tooth fractures and display higher survival rates than teeth restored with rigid zirconia or metal posts[10, 13, 18-20, 22]. In the present study, all industrialized fiber glass posts (FG, FG+RC and FG+EXP) presentd higher σ_{vM} stress concentration in the post median longitudinal line (specific region quantitatively inspected in FEA models) when compared to personalized posts made of experimental composite: EXP had less σ_{vM} stress concentration in this specific area (Table III) with consequent lower stress spreading to nearby structures.

In addiction, when a body or structure is subjected to load, the stresses will concentrate on the structure with a higher elastic modulus, transferring the stress with more intensity to the adjacent structures[22]. Thus, the FEA results showed that industrialized fiber

post (FG) influenced the σ_{vM} stress distribution in the root dentin, with more stress concentration in the post/dentin interface and inside the post (Fig. 5) than the root restored with the personalized post made of experimental material (EXP) (Fig. 6). However, FG group exhibited higher fracture resistance when compared to EXP. Even with mechanical properties closer to sound tooth industrialized fiber post were able to concentrate more stress due to differences in the elastic modulus of both materials[10,11], but it also could withstand higher load intensities. Random fiber orientation and lowered cross-linking density of the polymer matrix in the experimental composite could have a significant role in mechanical properties[24]. In EXP multidirectional fiber reinforcement provide an isotropic reinforcement effect in multidirections[31]. However, FG had a industrialized fiber post with orthotropic behavior[23], with fibers positioned perpendicular to the applied force, resulting in high reinforcing efficiency for the especific type of applied load.

Since luting cement is the weakest link in the tooth/post/core complex, the large amount of cement needed to cement the post may compromise long-term prognosis[7, 15, 32]. The thicker cement layer is more inclined to present large lacunae or bubbles, reducing its cohesive strength[7, 15, 32]. Therefore, adhesive failures may jeopardize stress distribution along the root canal, playing an important role on the fracture strength and failure mode of flared roots[7]. In order to reduce the resin cement layer thickness and it disadvantages, the use of reline post was described[7, 15, 32]. In the present study, a nanoparticle composite resin was used to reline industrializezd fiber posts (FG+RC) and more σ_{vM} stress concentration was obseved inside this material with propagation to post/dentin interface (Fig. 6), resulting in a lower fracture resistance. On the other hand, when the same post was relined with the experimental composite (FG+EXP) the highest fracture resistance was obtained togheter with more favorable stress distribution (Fig. 7). FG+EXP fracture resistance was statistically similar to FG, and possibly the use of a thinner industrialized fiber post (Exacto #1) in the former, when compared to FG (Exato #3), influenced these results. The high fracture resistance and better stress distribution observed in FG+EXP, were an experimental composite (30% of silanized glass fibers (3mm), 47,5% of particle filler and 22,5% of a methacrylate-based resin) was used as reline material may be possibly a result of more fiber reinforcement throughout the root canal.

The greater fracture resistance associated to the low σ_{vM} stress around post surface and inside reline material, with consequent stress distribution to post/dentin interface (Fig. 7) in FG+EXP could be explained due to the low modulus of elasticity and a good adhesion of the

reline material to dentin. The experimental composite might act as a shock dissiper, increasing tooth strength[17]. In order to fiber act as an effective polymer reinforcement, stress transfer from the polymer matrix to the fibers is essential and is achieved by fiber length equal to or greater than the critical fiber length[20, 24, 31, 33]. Fiber fragmentation tests show that the critical fiber lengths with BISGMA polymer matrix vary between 0.5 and 1.6 mm. Furthermore, the reinforcing effect of the fiber fillers is based also on the behavior of individual fibers as stress breakers[33]. Short random fibers provide an isotropic reinforcement effect in multidirections instead of one or two directions[20], and it was reported an improvement in the load bearing capacity of composite posts reinforced with short glass fiber fillers in comparison with conventionally used continuous glass fiber posts[20]. Based on this knowledge, the experimental reinforced composite used in this study employed random 3 mm fiber fillers within unpolymerized methacrylate (TEGDMA and Bis-GMA) resin-based matrix[24].

Similar behavior was observed in S1 for all groups with FG and FG+RC with tensile and compressive stress more predominat than the other to groups. Areas of tensile stress, more prone to failure[22], were observed especially in the palatal dentin, core/dentin interface and inside the core. This fracture probability was observed and confirmed during the fracture resistance test. Failure modes were analyzed and no statistical differences were observed among the four groups. According to other studies[6, 16, 22, 34, 35], restorable fractures were observed for glass fiber post and this statement is in line with the present study. In agreement with FEA models, inspections of palatal dentin and buccal dentin regions did not demonstrated significant difference in S1. The incidence of cervical root fracture (P3) in the experiments corresponds with the high tensile stress in the palatal root dentin in all models.

Previous FEA studies that included simulated crowns and ferrules also reported that the stress fields in teeth restored with fiber posts and composite resin cores were generally homogeneous, except in the cervical region[36-38]. In some studies, the investigators excluded the crown restoration procedure to prevent errors derived from individual crown morphology and the additional interfacial bond failure. Post-restored teeth without coronal crown coverage may lead to different results, such as core debonding or bending of the post upon loading, explaining the high incidence of core fracture (P1 and P4) in the present study[6, 39]. Based on this results, designs with coronal crown coverage and the ferrule effect should be included in future investigations to prevent a result that does not replicate clinical usage.

CONCLUSION

According to the results and limitations of the present study it is possible to conclude:

1. The experimental composite significantly increases fracture resistance when used to reline industrialized fiber posts;
2. The experimental composite, irrespenctive of its use, presented a lower σ_{vM} stress concentration in FEA models;
3. All types of glass fiber posts tested, personalized, relined and industrialized caused similar failure mode and similar S1 stress distribution.

REFERENCES

1. Naumann M, Blankenstein F, Kiessling S, Dietrich T. Risk factors for failure of glass fiber-reinforced composite post restorations: a prospective observational clinical study. Eur J Oral Sci. 2005 Dec;113(6):519-24.

2. Naumann M, Sterzenbac G, Alexandra F, Dietrich T. Randomized controlled clinical pilot trial of titanium vs. glass fiber prefabricated posts: preliminary results after up to 3 years. Int J Prosthodont. 2007 Sep-Oct;20(5):499-503.

3. Ferrari M, Cagidiaco MC, Grandini S, De Sanctis M, Goracci C. Post placement affects survival of endodontically treated premolars. J Dent Res. 2007 Aug;86(8):729-34.

4. Bitter K, Noetzel J, Stamm O, Vaudt J, Meyer-Lueckel H, Neumann K, et al. Randomized clinical trial comparing the effects of post placement on failure rate of postendodontic restorations: preliminary results of a mean period of 32 months. J Endod. 2009 Nov;35(11):1477-82.

5. Dietschi D, Duc O, Krejci I, Sadan A. Biomechanical considerations for the restoration of endodontically treated teeth: a systematic review of the literature, Part II (Evaluation of fatigue behavior, interfaces, and in vivo studies). Quintessence Int. 2008 Feb;39(2):117-29.

6. Chuang SF, Yaman P, Herrero A, Dennison JB, Chang CH. Influence of post material and length on endodontically treated incisors: an in vitro and finite element study. J Prosthet Dent. 2010 Dec;104(6):379-88.

7. Clavijo VG, Reis JM, Kabbach W, Silva AL, Oliveira Junior OB, Andrade MF. Fracture strength of flared bovine roots restored with different intraradicular posts. J Appl Oral Sci. 2009 Nov-Dec;17(6):574-8.

8. Aksornmuang J, Nakajima M, Senawongse P, Tagami J. Effects of C-factor and resin volume on the bonding to root canal with and without fibre post insertion. J Dent. 2011 Jun;39(6):422-9.

9. Mattos CM, Las Casas EB, Dutra IG, Sousa HA, Guerra SM. Numerical analysis of the biomechanical behaviour of a weakened root after adhesive reconstruction and post-core rehabilitation. J Dent. 2012 May;40(5):423-32.

10. Al-Omiri MK, Mahmoud AA, Rayyan MR, Abu-Hammad O. Fracture resistance of teeth restored with post-retained restorations: an overview. J Endod. 2010 Sep;36(9):1439-49.

11. Goracci C, Ferrari M. Current perspectives on post systems: a literature review. Aust Dent J. 2011 Jun;56 Suppl 1:77-83.

12. Theodosopoulou JN, Chochlidakis KM. A systematic review of dowel (post) and core materials and systems. J Prosthodont. 2009 Aug;18(6):464-72.

13. 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 Jun;41(6):493-501.

14. Nakamura T, Ohyama T, Waki T, Kinuta S, Wakabayashi K, Mutobe Y, et al. Stress analysis of endodontically treated anterior teeth restored with different types of post material. Dent Mater J. 2006 Mar;25(1):145-50.

15. Grandini S, Sapio S, Simonetti M. Use of anatomic post and core for reconstructing an endodontically treated tooth: a case report. J Adhes Dent. 2003 Fall;5(3):243-7.

16. Castro CG, Santana FR, Roscoe MG, Simamoto PC, Jr., Santos-Filho PC, Soares CJ. Fracture resistance and mode of failure of various types of root filled teeth. Int Endod J. 2012 Sep;45(9):840-7.

17. Coelho CS, Biffi JC, Silva GR, Abrahao A, Campos RE, Soares CJ. Finite element analysis of weakened roots restored with composite resin and posts. Dent Mater J. 2009 Nov;28(6):671-8.

18. Bijelic J, Garoushi S, Vallittu PK, Lassila LV. Fracture load of tooth restored with fiber post and experimental short fiber composite. Open Dent J. 2011;5:58-65.

19. Zicari F, Coutinho E, Scotti R, Van Meerbeek B, Naert I. Mechanical properties and micro-morphology of fiber posts. Dent Mater. 2013 Apr;29(4):e45-52.

20. Garoushi S, Vallittu PK, Lassila LV. Continuous and short fiber reinforced composite in root post-core system of severely damaged incisors. Open Dent J. 2009;3:36-41.

21. Soares CJ, Martins LR, Fonseca RB, Correr-Sobrinho L, Fernandes Neto AJ. Influence of cavity preparation design on fracture resistance of posterior Leucite-reinforced ceramic restorations. J Prosthet Dent. 2006 Jun;95(6):421-9.

22. Veríssimo C, Sinmamoto-Júnior PC, Soares CJ, Noritomi PY, Santos-Filho PC. Effect of the crown, post, and remaining coronal dentin on the biomechanical behavior of endodontically treated maxillary central incisors. J Prosthet Dent. 2013;In press.

23. 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 Aug;21(8):709-15.

24. Garoushi SK, Lassila LV, Vallittu PK. Short fiber reinforced composite: the effect of fiber length and volume fraction. J Contemp Dent Pract. 2006 Nov 1;7(5):10-7.

25. Soares CJ, Pizi EC, Fonseca RB, Martins LR. Influence of root embedment material and periodontal ligament simulation on fracture resistance tests. Braz Oral Res. 2005 Jan-Mar;19(1):11-6.

26. Stafford CM, Harrison C, Beers KL, Karim A, Amis EJ, VanLandingham MR, et al. A buckling-based metrology for measuring the elastic moduli of polymeric thin films. Nat Mater. 2004 Aug;3(8):545-50.

27. Farah JW, Clark AE, Ainpour PR. Elastomeric impression materials. Oper Dent. 1981;6(1):15-9.

28. Ko CC, Chu CS, Chung KH, Lee MC. Effects of posts on dentin stress distribution in pulpless teeth. J Prosthet Dent. 1992 Sep;68(3):421-7.

29. Joshi S, Mukherjee A, Kheur M, Mehta A. Mechanical performance of endodontically treated teeth. Finite Elem Anal Des. 2001;37:587-601.

30. Miura J, Maeda Y, Nakai H, Zako M. Multiscale analysis of stress distribution in teeth under applied forces. Dent Mater. 2009 Jan;25(1):67-73.

31. Garoushi S, Vallittu PK, Lassila LV. Short glass fiber reinforced restorative composite resin with semi-inter penetrating polymer network matrix. Dent Mater. 2007 Nov;23(11):1356-62.

32. Boudrias P, Sakkal S, Petrova Y. Anatomical post design meets quartz fiber technology: rationale and case report. Compend Contin Educ Dent. 2001 Apr;22(4):337-40, 42, 44 passim; quiz 50.

33. Petersen RC. Discontinuous fiber-reinforced composites above critical length. J Dent Res. 2005 Apr;84(4):365-70.

34. Evangelinaki E, Tortopidis D, Kontonasaki E, Fragou T, Gogos C, Koidis P. Effect of a crown ferrule on the fracture strength of endodontically treated canines restored with fiber posts and metal-ceramic or all-ceramic crowns. Int J Prosthodont. 2013 Jul-Aug;26(4):384-7.

35. Fragou T, Tortopidis D, Kontonasaki E, Evangelinaki E, Ioannidis K, Petridis H, et al. The effect of ferrule on the fracture mode of endodontically treated canines restored with fibre posts and metal-ceramic or all-ceramic crowns. J Dent. 2012 Apr;40(4):276-85.

36. Pierrisnard L, Bohin F, Renault P, Barquins M. Corono-radicular reconstruction of pulpless teeth: a mechanical study using finite element analysis. J Prosthet Dent. 2002 Oct;88(4):442-8.

37. Eskitascioglu G, Belli S, Kalkan M. Evaluation of two post core systems using two different methods (fracture strength test and a finite elemental stress analysis). J Endod. 2002 Sep;28(9):629-33.

38. Pegoretti A, Fambri L, Zappini G, Bianchetti M. Finite element analysis of a glass fibre reinforced composite endodontic post. Biomaterials. 2002 Jul;23(13):2667-82.

39. McLaren JD, McLaren CI, Yaman P, Bin-Shuwaish MS, Dennison JD, McDonald NJ. The effect of post type and length on the fracture resistance of endodontically treated teeth. J Prosthet Dent. 2009 Mar;101(3):174-82.

TABLES

Table I – Mechanical properties of isotropic strutures

Struture /Material	**Elastic Modulus (Mpa)**	**Poisson Ratio**
Polyestyrene Resin[26]	$13,5 \times 10^3$	0.31
Polyether[27]	50	0.45
Gutta Percha[28]	0,69	0.45
Composite Resin Z350[29]	15.8×10^3	0.24
Experimental Composite	$5,6 \times 10^3$	0.34

Table II – Mechanical properties of orthotropic strutures

Property	**Glass Fiber Post industrializado[23]**	**Dentin[30]**
Ex (Mpa)	37000	17070
Ey (Mpa)	9500	5610
Ez (Mpa)	9500	5610
ηxy	0.34	0.30
ηyz	0.27	0.33
ηxz	0.34	0.30
Gxy (MPa)	3544.8	1700
Gyz (MPa)	14567	6000
Gxz (MPa)	3544.8	1700

Table III – Mean and standard deviation for stress concentration (MPa) using von Mises criteria (σ_{vM}) and Maximum principal stress criteria (S1). Comparison by ANOVA one-way (α=.05).

Models	**σ_{vM} (MPa)**			**S1 (MPa)**	
	Core/dentin interface	**Post/dentin interface**	**Post median line**	**Buccal dentin**	**Palatal dentin**
EXP	7.11 ± 3.96^{A}	3.64 ± 1.15^{C}	2.93 ± 1.43^{B}	-1.07 ± 0.60^{A}	3.26 ± 1.60^{A}
FG	7.17 ± 4.78^{A}	5.62 ± 1.34^{B}	4.44 ± 1.28^{A}	-1.02 ± 0.45^{A}	3.38 ± 1.51^{A}
FG+RC	7.04 ± 4.42^{A}	9.20 ± 1.82^{A}	3.88 ± 1.70^{A}	-1.17 ± 0.41^{A}	3.39 ± 1.57^{A}
FG+EXP	7.06 ± 3.57^{A}	3.88 ± 1.48^{C}	4.39 ± 1.24^{A}	-1.21 ± 0.42^{A}	3.37 ± 1.63^{A}

* Different capital letters mean significant differences within the same region (vertical).

Table IV – Mean and standard deviation for fracture resistance (N). Comparison by ANOVA one-way and Tukey HSD (α=.05).

Group	Fracture Resistance
FG+EXP	669.55 ± 107.71[A]
FG	620.72 ± 59.29[A]
EXP	506.54 ± 27.07[B]
FG+RC	452.75 ± 81.63[B]

* Different capital letters mean statistical significant differences.

FIGURES

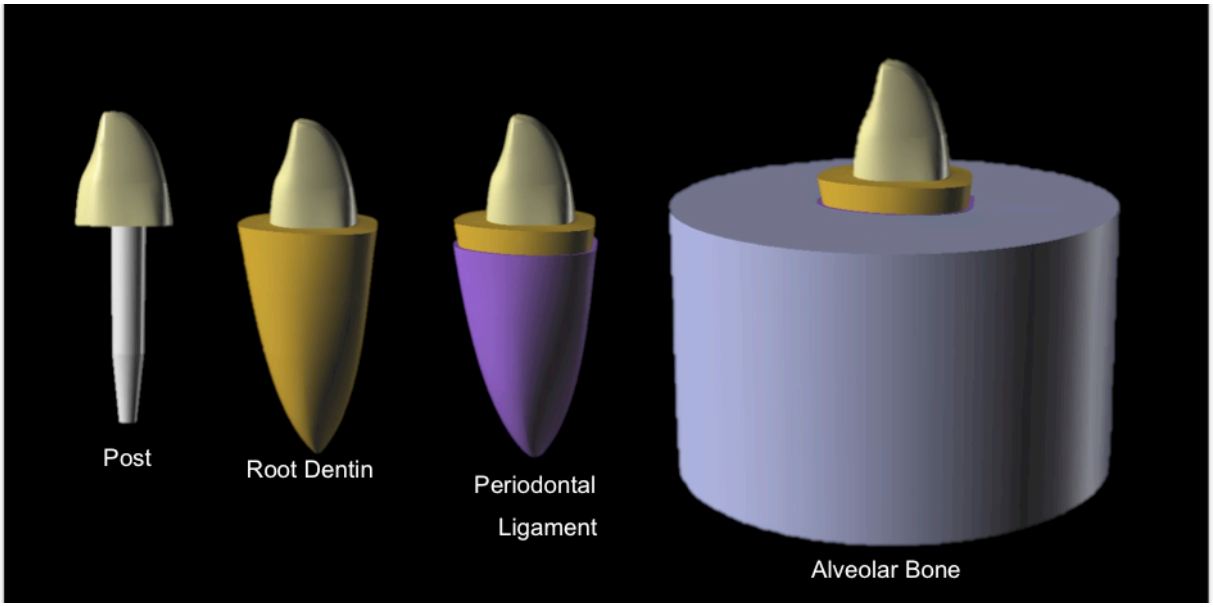

Figure 1 – Computered-assisted desing models

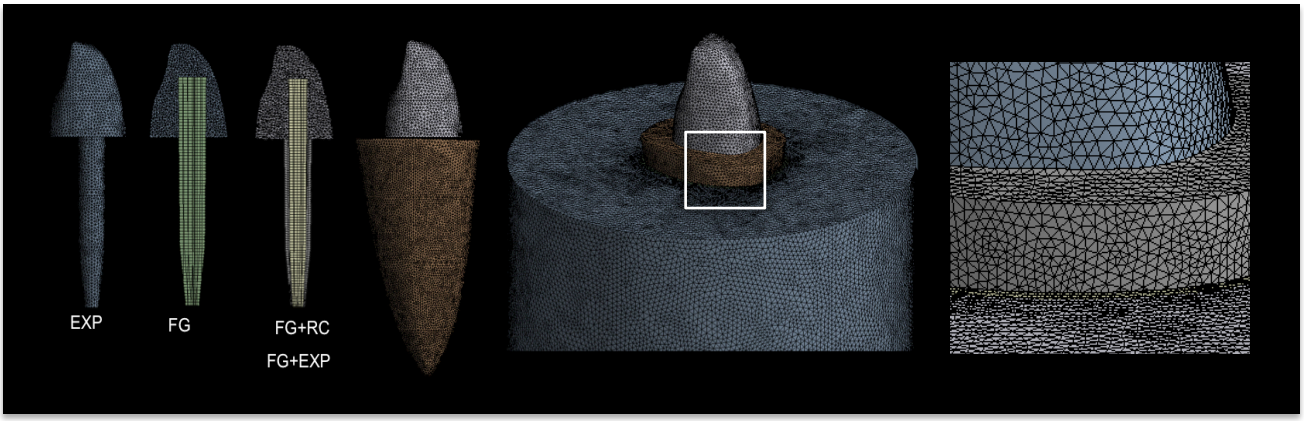

Figure 2 – Finite element mesh

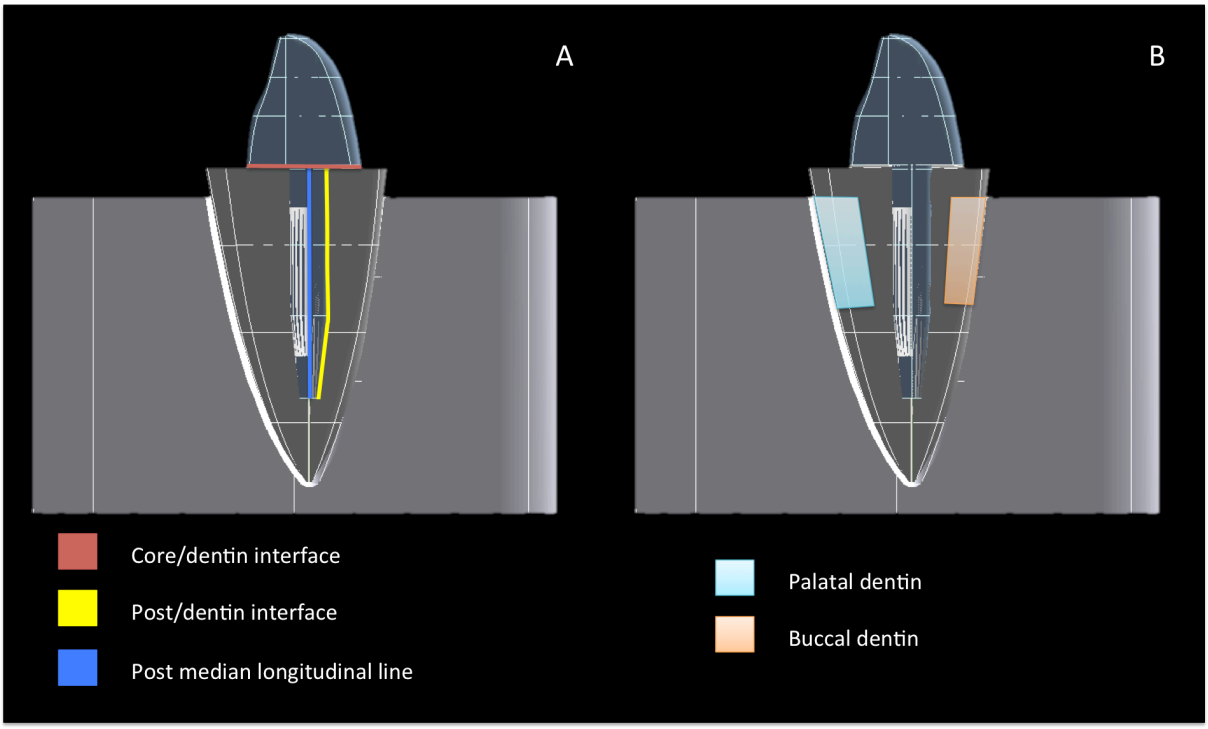

Figure 3 – Analysis of specific regions. A, von Mises equivalent stress. B, Maximum principal stress.

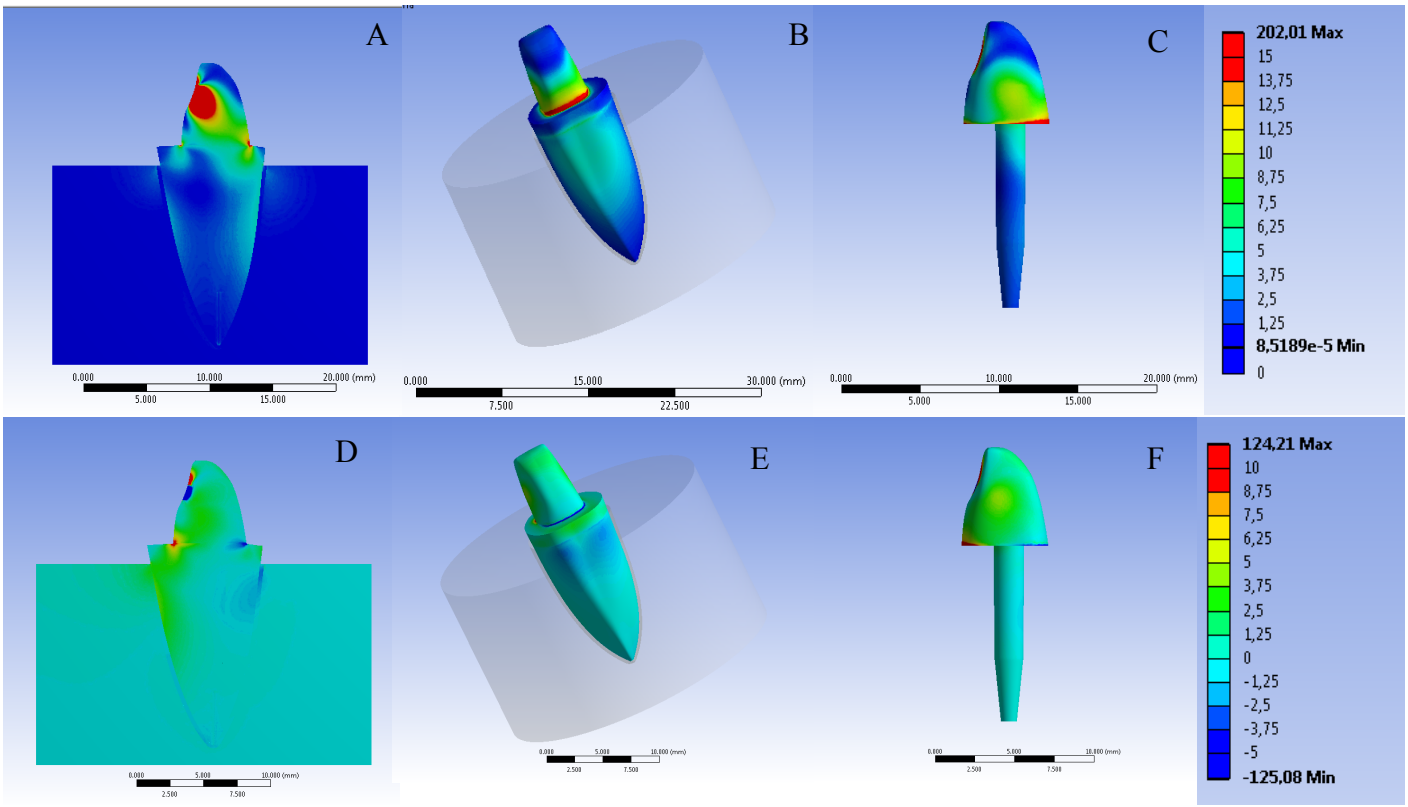

Figure 4 – Stress distribution using von Mises and maximum principal criteria for EXP group. A, Internal view of σ_{vM} stress concentration inside core and at core/dentin interface with a more homogeneous stress distributions between post-and-dentin. B, External view of σ_{vM} stress concentration at root dentin and core/dentin interface. C, Low σ_{vM} stress concentration whitin post-and-core. D, Tensile stress concentration (S1) at palatal site of root dentin. E, Small area of compressive stress (S1) at the buccal root dentin. F, Tensile stress (S1) concentration inside the core.

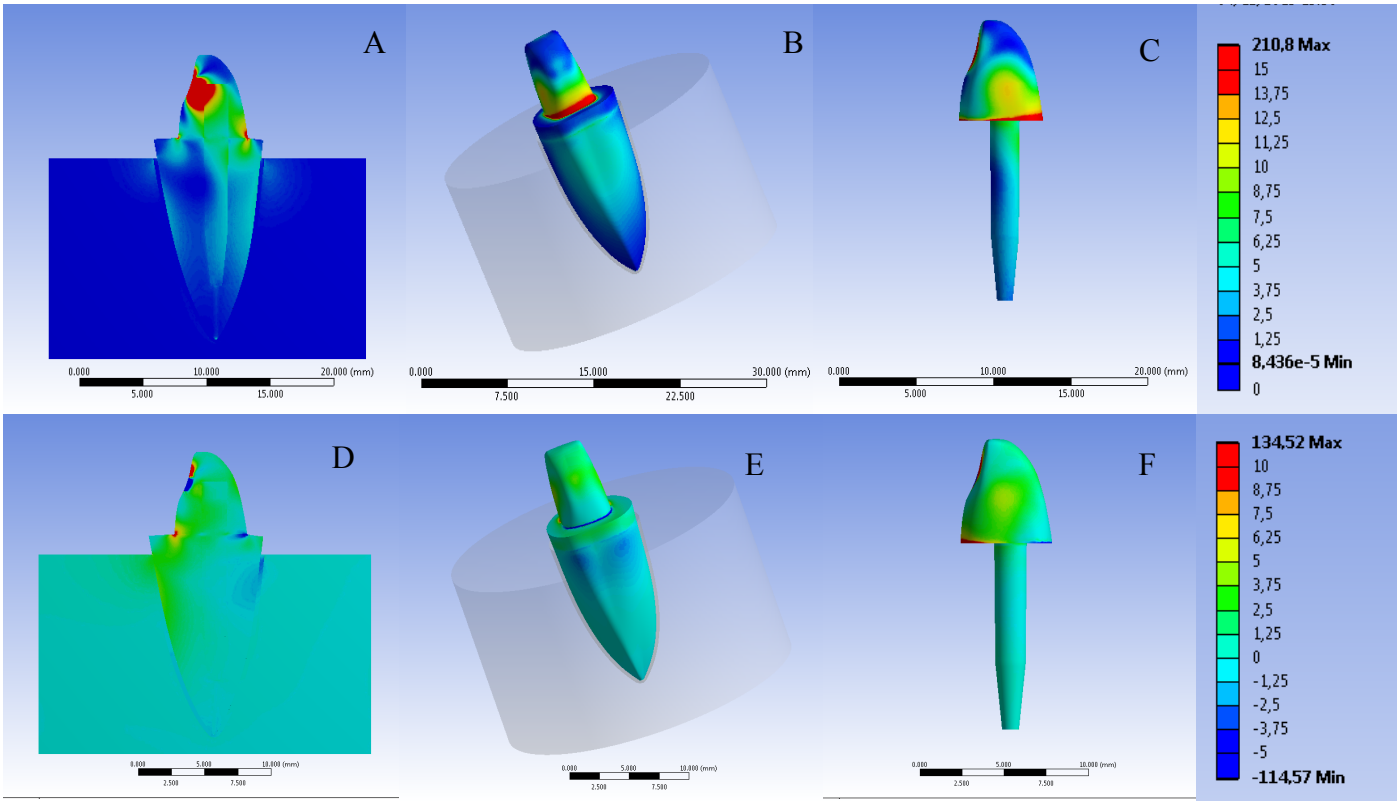

Figure 5 – Stress distribution using von Mises and maximum principal criteria for FG group. A, Areas of σ_{vM} stress concentration inside core, post and core/dentin interface. B, Stress concentration (σ_{vM}) at external root dentin. C, High levels of σ_{vM} stress all long the post with high concentration at core/dentin interface. D, High tensile stress concentration (S1) at palatal dentin. Area of compressive stress (S1) at buccal dentin. F, Tensile stress (S1) concentration inside the core at the palatal region.

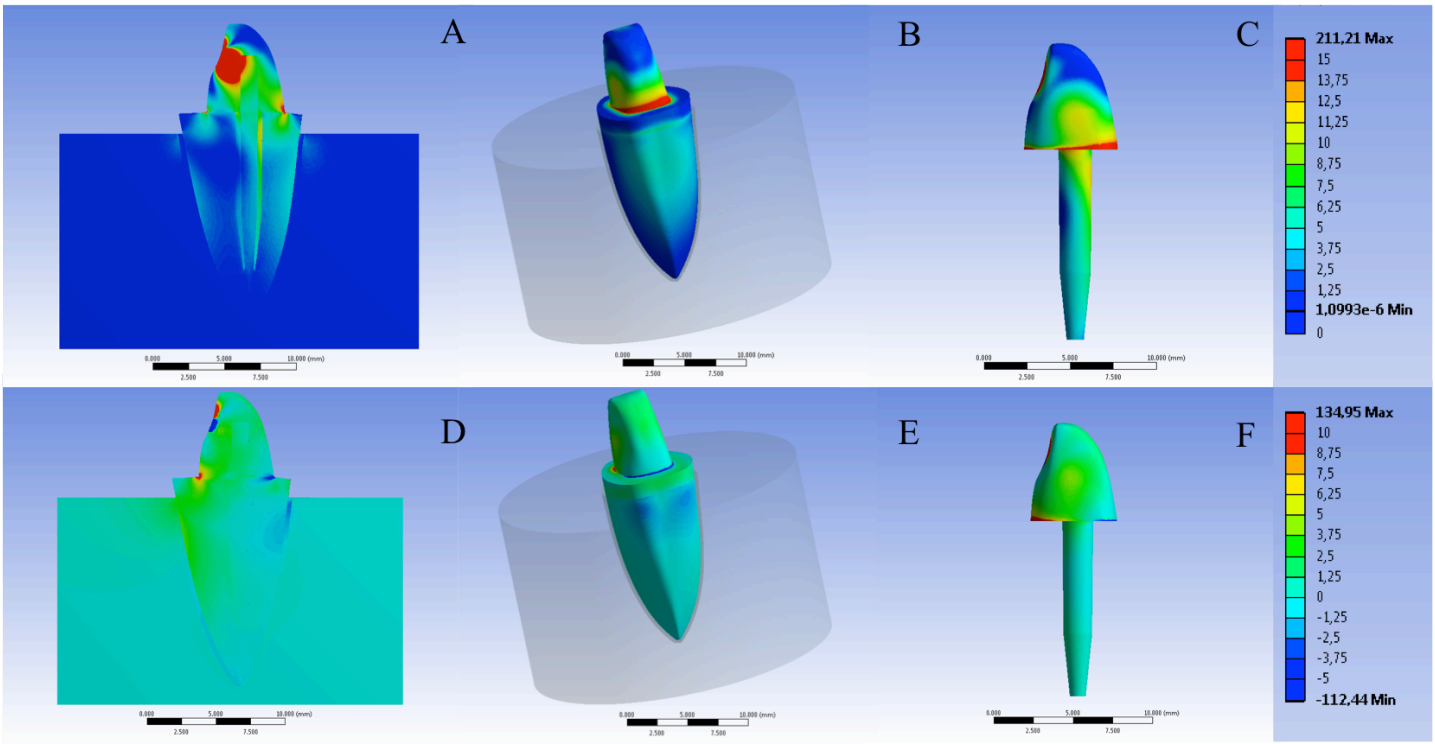

Figure 6 – Stress distribution using von Mises and maximum principal criterions for FG+RC group. A, High levels of σ_{vM} stress concentration at the relining composite resin around fiber post. B, Stress concentration (σ_{vM}) at the external root dentin. C, The highest levels of σ_{vM} stress all long the post with high concentration at core/dentin interface. D, Tensile stress concentration (S1) at palatal site of root dentin. E, Small area of compressive stress (S1) at the buccal root dentin. F, Tensile stress (S1) concentration inside the core.

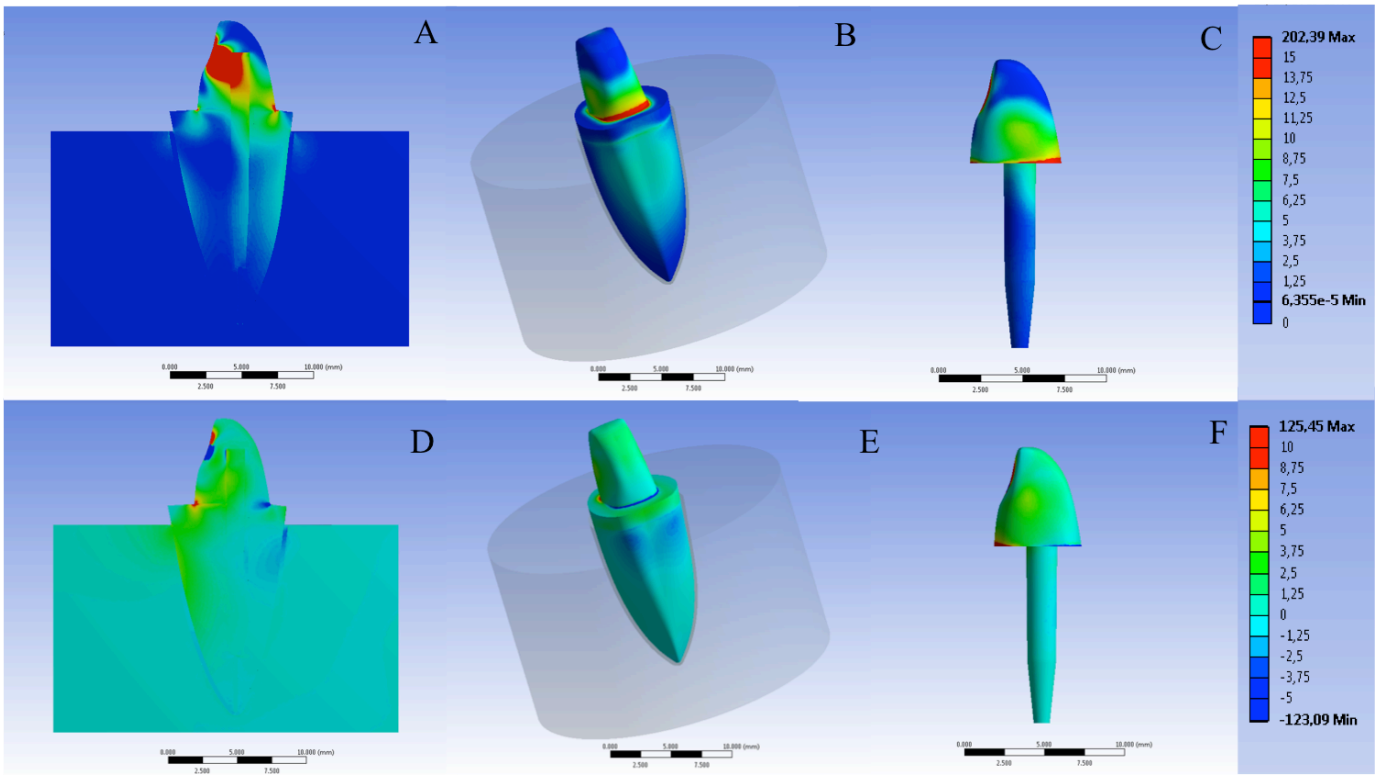

Figure 7 – Stress distribution using von Mises and maximum principal criterions for FG+EXP group. A, Areas of σ_{vM} stress concentration inside core, around post and at the core/dentin interface. B, Stress concentration (σ_{vM}) at external root dentin. C, Low σ_{vM} stress concentration around the post. D, Tensile stress concentration (S1) at palatal site of root dentin. E, Small area of compressive stress (S1) at the buccal root dentin. F, Presence of tensile stress (S1) inside the core, although lower than other fiber post groups.

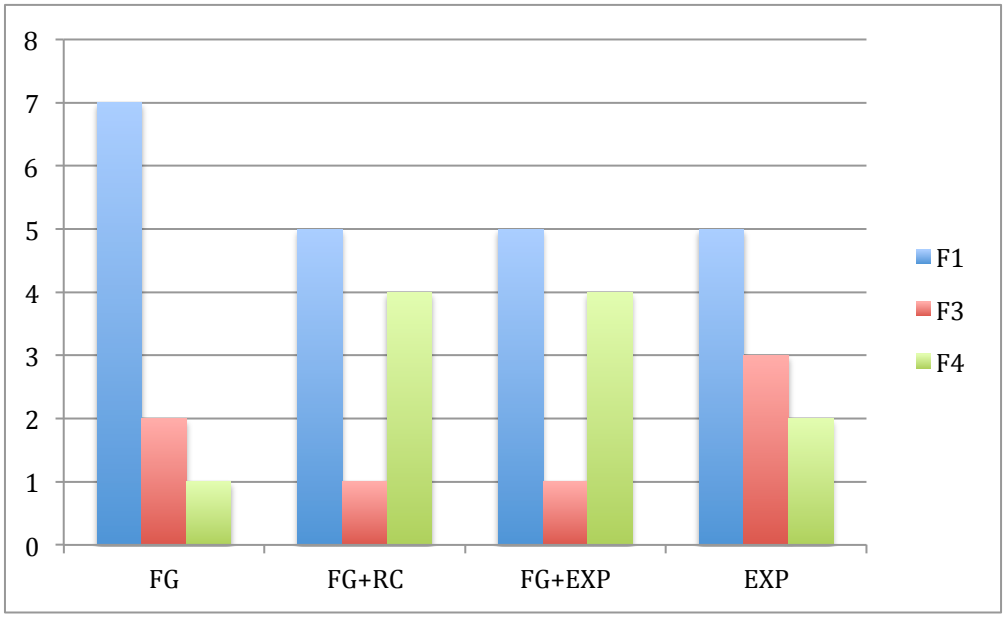

Figure 8 – Failure mode for all groups.

4 CONSIDERAÇÕES FINAIS

O compósito experimental mostrou-se um excelente material para o reembasamento de pinos de fibra de vidro industrializados, com alto valor de resistência à fratura em incisivos bovinos tratados endodônticamente. Além disso, a distribuição de tensões no método de elementos finitos mostrou-se mais homogênea quando o compósito experimental foi utilizado para confecção de pinos personalizados ou no reembasamento de pinos industrializado. Nesse último caso, não houve concentração de tensões no compósito com distribuição de tensões para a interface pino/dentina favorecendo os altos valores de resistência à fratura. Todos os tipos de pinos de fibra de vidro testados (personalizado, anatomizado e industrializados) apresentaram padrão de fratura semelhante e distribuição de tensões σ_{max} em regiões similares.

Estudos futuros são necessários para investigar o comportamento desse novo material, simulando outras situações clínicas, como raízes fragilizadas, presença de remanescente coronário (férula), e/ou pinos mais curtos. Além disso, coroas clínicas devem ser incluídas através de coroas protéticas para que o comportamento desses material reproduza melhor condições clínicas reais. Apesar de o compósito experimental ter apresentado bons resultados quando utilizado para reeembasar pinos de fibra de vidro industrializados, modificações em sua composição podem favorecer ainda mais o desempenho biomecânico desse material. Para isso análises a respeito do comprimento das fibras, tratamento superficial das fibras e monômeros resinosos utilizados poderiam possibilitar a criação de um material com maior resistência, mas com a distribuição de tensões homogênea já encontrada.

REFERÊNCIAS

AKSORNMUANG, J. et al. Effects of C-factor and resin volume on the bonding to root canal with and without fibre post insertion. **J Dent** [S.I.], v. 39, n. 6, p. 422-9, Jun 2011.

AL-OMIRI, M. K. et al. Fracture resistance of teeth restored with post-retained restorations: an overview. **J Endod** [S.I.], v. 36, n. 9, p. 1439-49, Sep 2010.

ASMUSSEN, E.; PEUTZFELDT, A.; HEITMANN, T. Stiffness, elastic limit, and strength of newer types of endodontic posts. **J Dent** [S.I.], v. 27, n. 4, p. 275-8, May 1999.

BELLI, S. et al. Monoblocks in root canals: a finite elemental stress analysis study. **Int Endod J** [S.I.], v. 44, n. 9, p. 817-26, Sep 2011.

BIJELIC, J. et al. Fracture load of tooth restored with fiber post and experimental short fiber composite. **Open Dent J** [S.I.], v. 5, p. 58-65, 2011.

BITENCOURT, E. M. C. **Influência do tipo e composição de pinos de fibra de vidro confeccionados por diferentes técnicas na resistência e padrão de fratura de incisivos bovinos**. 2011. (Mestrado), Universidade Federal de Goiás, Goiânia.

BITTER, K. et al. Randomized clinical trial comparing the effects of post placement on failure rate of postendodontic restorations: preliminary results of a mean period of 32 months. **J Endod** [S.I.], v. 35, n. 11, p. 1477-82, Nov 2009.

CASTRO, C. G. et al. Fracture resistance and mode of failure of various types of root filled teeth. **Int Endod J** [S.I.], v. 45, n. 9, p. 840-7, Sep 2012.

CHUANG, S. F. et al. Influence of post material and length on endodontically treated incisors: an in vitro and finite element study. **J Prosthet Dent** [S.I.], v. 104, n. 6, p. 379-88, Dec 2010.

CLAVIJO, V. G. et al. Fracture strength of flared bovine roots restored with different intraradicular posts. **J Appl Oral Sci** [S.I.], v. 17, n. 6, p. 574-8, Nov-Dec 2009.

COELHO, C. S. et al. Finite element analysis of weakened roots restored with composite resin and posts. **Dent Mater J** [S.I.], v. 28, n. 6, p. 671-8, Nov 2009.

DA SILVA, N. R. et al. The effect of post, core, crown type, and ferrule presence on the biomechanical behavior of endodontically treated bovine anterior teeth. **J Prosthet Dent** [S.I.], v. 104, n. 5, p. 306-17, Nov 2010.

DE SOUSA MENEZES, M. et al. Fiber post etching with hydrogen peroxide: effect of concentration and application time. **J Endod** [S.I.], v. 37, n. 3, p. 398-402, Mar 2011.

DIETSCHI, D. et al. Biomechanical considerations for the restoration of endodontically treated teeth: a systematic review of the literature, Part II (Evaluation of fatigue behavior, interfaces, and in vivo studies). **Quintessence Int** [S.I.], v. 39, n. 2, p. 117-29, Feb 2008.

FARAH, J. W.; CLARK, A. E.; AINPOUR, P. R. Elastomeric impression materials. **Oper Dent** [S.I.], v. 6, n. 1, p. 15-9, 1981.

FERRARI, M. et al. Post placement affects survival of endodontically treated premolars. **J Dent Res** [S.I.], v. 86, n. 8, p. 729-34, Aug 2007.

GAROUSHI, S.; VALLITTU, P. K.; LASSILA, L. V. Continuous and short fiber reinforced composite in root post-core system of severely damaged incisors. **Open Dent J** [S.I.], v. 3, p. 36-41, 2009.

GORACCI, C.; FERRARI, M. Current perspectives on post systems: a literature review. **Aust Dent J** [S.I.], v. 56 Suppl 1, p. 77-83, Jun 2011.

GRANDINI, S. et al. SEM evaluation of the cement layer thickness after luting two different posts. **J Adhes Dent** [S.I.], v. 7, n. 3, p. 235-40, Autumn 2005.

GRANDINI, S.; SAPIO, S.; SIMONETTI, M. Use of anatomic post and core for reconstructing an endodontically treated tooth: a case report. **J Adhes Dent** [S.I.], v. 5, n. 3, p. 243-7, Fall 2003.

HAYASHI, M. et al. Static and fatigue fracture resistances of pulpless teeth restored with post-cores. **Dent Mater** [S.I.], v. 24, n. 9, p. 1178-86, Sep 2008.

ICHIM, I.; KUZMANOVIC, D. V.; LOVE, R. M. A finite element analysis of ferrule design on restoration resistance and distribution of stress within a root. **Int Endod J** [S.I.], v. 39, n. 6, p. 443-52, Jun 2006.

JOSHI, S. et al. Mechanical performance of endodontically treated teeth. **Finite Elem Anal Des** [S.I.], v. 37, p. 587-601, 2001.

KO, C. C. et al. Effects of posts on dentin stress distribution in pulpless teeth. **J Prosthet Dent** [S.I.], v. 68, n. 3, p. 421-7, Sep 1992.

LANZA, A. et al. 3D FEA of cemented steel, glass and carbon posts in a maxillary incisor. **Dent Mater** [S.I.], v. 21, n. 8, p. 709-15, Aug 2005.

MAGNE, P. et al. Stress distribution of inlay-anchored adhesive fixed partial dentures: a finite element analysis of the influence of restorative materials and abutment preparation design. **J Prosthet Dent** [S.I.], v. 87, n. 5, p. 516-27, May 2002.

MATTOS, C. M. et al. Numerical analysis of the biomechanical behaviour of a weakened root after adhesive reconstruction and post-core rehabilitation. **J Dent** [S.I.], v. 40, n. 5, p. 423-32, May 2012.

MIURA, J. et al. Multiscale analysis of stress distribution in teeth under applied forces. **Dent Mater** [S.I.], v. 25, n. 1, p. 67-73, Jan 2009.

NAKAMURA, T. et al. Stress analysis of endodontically treated anterior teeth restored with different types of post material. **Dent Mater J** [S.I.], v. 25, n. 1, p. 145-50, Mar 2006.

NAUMANN, M. et al. Risk factors for failure of glass fiber-reinforced composite post restorations: a prospective observational clinical study. **Eur J Oral Sci** [S.I.], v. 113, n. 6, p. 519-24, Dec 2005.

NAUMANN, M. et al. Randomized controlled clinical pilot trial of titanium vs. glass fiber prefabricated posts: preliminary results after up to 3 years. **Int J Prosthodont** [S.I.], v. 20, n. 5, p. 499-503, Sep-Oct 2007.

SANTOS-FILHO, P. C. et al. Effects of post system and length on the strain and fracture resistance of root filled bovine teeth. **Int Endod J** [S.I.], v. 41, n. 6, p. 493-501, Jun 2008.

SHEN, C.; OH, W. S.; WILLIAMS, J. R. Effect of post-silanization drying on the bond strength of composite to ceramic. **J Prosthet Dent** [S.I.], v. 91, n. 5, p. 453-8, May 2004.

SOARES, C. J. et al. Influence of cavity preparation design on fracture resistance of posterior Leucite-reinforced ceramic restorations. **J Prosthet Dent** [S.I.], v. 95, n. 6, p. 421-9, Jun 2006.

SOARES, C. J. et al. Influence of root embedment material and periodontal ligament simulation on fracture resistance tests. **Braz Oral Res** [S.I.], v. 19, n. 1, p. 11-6, Jan-Mar 2005.

SOARES, C. J. et al. The influence of cavity design and glass fiber posts on biomechanical behavior of endodontically treated premolars. **J Endod** [S.I.], v. 34, n. 8, p. 1015-9, Aug 2008.

SOARES, P. V. et al. Non-carious cervical lesions: influence of morphology and load type on biomechanical behaviour of maxillary incisors. **Aust Dent J** [S.I.], v. 58, n. 3, p. 306-14, Sp 2013.

STAFFORD, C. M. et al. A buckling-based metrology for measuring the elastic moduli of polymeric thin films. **Nat Mater** [S.I.], v. 3, n. 8, p. 545-50, Aug 2004.

THEODOSOPOULOU, J. N.; CHOCHLIDAKIS, K. M. A systematic review of dowel (post) and core materials and systems. **J Prosthodont** [S.I.], v. 18, n. 6, p. 464-72, Aug 2009.

ZICARI, F. et al. Mechanical properties and micro-morphology of fiber posts. **Dent Mater** [S.I.], v. 29, n. 4, p. e45-52, Apr 2013.

APÊNDICE A

Análise estatística das regiões avaliadas para o critério de von Mises

Oneway ANOVA

Descriptives

			Mean	Std. Deviation	Std. Error	95% Confidence Interval for Mean		Minimum	Maximum
						Lower Bound	Upper Bound		
Interface pino/raiz	EXP	49	3,6478	1,15885	,16555	3,3149	3,9806	2,64	6,10
	FG	49	5,6220	1,34267	,19181	5,2364	6,0077	2,81	8,06
	FG+EXP	49	3,8822	1,48884	,21269	3,4546	4,3099	2,67	6,61
	FG+RC	49	9,2051	1,82718	,26103	8,6803	9,7299	6,38	11,98
	Total	196	5,5893	2,66585	,19042	5,2137	5,9648	2,64	11,98
Interface núcleo/raiz	EXP	49	7,1602	3,96591	,56656	6,0211	8,2993	3,77	23,30
	FG	49	7,1761	4,78947	,68421	5,8004	8,5518	3,78	25,41
	FG+EXP	49	7,0629	3,57853	,51122	6,0350	8,0907	3,84	20,57
	FG+RC	49	7,0410	4,42858	,63265	5,7690	8,3131	3,73	22,84
	Total	196	7,1101	4,18348	,29882	6,5207	7,6994	3,73	25,41
Linha média longitudinal pino	EXP	49	2,9388	1,43397	,20485	2,5269	3,3507	,98	6,42
	FG	49	4,4476	1,28786	,18398	4,0776	4,8175	2,91	6,45
	FG+EXP	49	4,3961	1,70870	,24410	3,9053	4,8869	2,81	8,49
	FG+RC	49	3,8829	1,24659	,17808	3,5248	4,2409	2,03	6,20
	Total	196	3,9163	1,54428	,11031	3,6988	4,1339	,98	8,49

ANOVA

		Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Interface pino/raiz	Between Groups	968,178	3	322,726	148,365	,000
	Within Groups	417,643	192	2,175		
	Total	1385,820	195			
Interface núcleo/raiz	Between Groups	,680	3	,227	,013	,998
	Within Groups	3412,114	192	17,771		
	Total	3412,794	195			
Linha média longitudinal pino	Between Groups	71,987	3	23,996	11,722	,000
	Within Groups	393,047	192	2,047		
	Total	465,034	195			

Post Hoc Tests

Homogeneous Subsets

Interface pino/raiz

	Grupo	N	Subset for alpha = 0.05		
			1	2	3
Tukey HSD	EXP	49	3,6478		
	FG + EXP	49	3,8822		
	FG	49		5,6220	
	FG + RC	49			9,2051
	Sig.		,860	1,000	1,000

Interface núcleo/raiz

	Grupo	N	Subset for alpha = 0.05
			1
Tukey HSD	FG + RC	49	7,0410
	FG + EXP	49	7,0629
	EXP	49	7,1602
	FG	49	7,1761
	Sig.		,999

Linha média longitudinal pino

	Grupo	N	Subset for alpha = 0.05	
			1	2
Tukey HSD	EXP	49	2,9388	
	FG + RC	49		3,8829
	FG + EXP	49		4,3961
	FG	49		4,4476
	Sig.		1,000	,209

APÊNDICE B

Análise estatística das regiões avaliadas para o critério de Máxima Principal

Oneway ANOVA

Descriptives

			Mean	Std. Deviation	Std. Error	95% Confidence Interval for Mean		Minimum	Maximum
						Lower Bound	Upper Bound		
Dentina Palatina	EXP	49	-3,2631	,60668	,08667	3,0888	3,4373	1,71	4,30
	FG	49	-3,3863	,45955	,06565	3,2543	3,5183	1,99	4,22
	FG+EXP	49	-3,3714	,42755	,06108	3,2486	3,4942	2,70	4,27
	FG+RC	49	-3,3947	,41374	,05911	3,2759	3,5135	2,69	4,16
	Total	196	-3,3539	,48223	,03445	3,2859	3,4218	1,71	4,30
Dentina Vestibular	EXP	49	-1,0733	1,60252	,22893	-1,5336	-,6131	-8,12	-,03
	FG	49	-1,2049	1,51845	,21692	-1,6411	-,7688	-9,17	-,19
	FG+EXP	49	-1,2110	1,63687	,23384	-1,6812	-,7409	-8,34	-,21
	FG+RC	49	-1,1724	1,57559	,22508	-1,6250	-,7199	-8,71	-,15
	Total	196	-1,1654	1,57269	,11233	-1,3870	-,9439	-9,17	-,03

ANOVA

		Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Dentina Palatina	Between Groups	,552	3	,184	,789	,501
	Within Groups	44,795	192	,233		
	Total	45,347	195			
Dentina Vestibular	Between Groups	,596	3	,199	,079	,971
	Within Groups	481,707	192	2,509		
	Total	482,303	195			

APÊNDICE C

Análise estatística do teste de Resistência à Fratura e Padrão de Fratura

Case Processing Summary

	Grupos	Cases					
		Valid		Missing		Total	
		N	Percent	N	Percent	N	Percent
Resistência	FG	10	100,0%	0	0,0%	10	100,0%
	FG+RC	10	100,0%	0	0,0%	10	100,0%
	FG+EXP	10	100,0%	0	0,0%	10	100,0%
	EXP	10	100,0%	0	0,0%	10	100,0%

Tests of Normality

	Grupos	Kolmogorov-Smirnov			Shapiro-Wilk		
		Statistic	df	Sig.	Statistic	df	Sig.
Resistência	FG	,267	10	,042	,839	10	,043
	FG+RC	,174	10	,200	,949	10	,653
	FG+EXP "	,171	10	,200	,935	10	,496
	EXP	,275	10	,031	,878	10	,124

Oneway ANOVA

Descriptives

	N	Mean	Std. Deviation	Std. Error	95% Confidence Interval for Mean		Minimum	Maximum
					Lower Bound	Upper Bound		
FG	10	620,7200	59,29140	18,74959	578,3055	663,1345	550,92	702,76
FG+RC	10	452,7570	81,63648	25,81572	394,3578	511,1562	341,70	578,12
FG+EXP	10	669,5500	107,71164	34,06141	592,4977	746,6023	517,40	824,99
EXP	10	506,5460	27,07708	8,56252	487,1762	525,9158	477,14	563,83
Total	40	562,3932	113,55227	17,95419	526,0775	598,7090	341,70	824,99

ANOVA

	Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Between Groups	300236,015	3	100078,672	17,780	,000
Within Groups	202634,549	36	5628,737		
Total	502870,564	39			

Post Hoc Tests

Multiple Comparisons

Dependent Variable: Resistência

Tukey HSD

(I) grupos	(J) grupos	Mean Difference (I-J)	Std. Error	Sig.	95% Confidence Interval	
					Lower Bound	Upper Bound
FG	FG+RC	167,96300	33,55216	,000	77,5994	258,3266
	FG+EXP	-48,83000	33,55216	,474	-139,1936	41,5336
	EXP	114,17400	33,55216	,009	23,8104	204,5376
FG+RC	FG	-167,96300	33,55216	,000	-258,3266	-77,5994
	FG+EXP	-216,79300	33,55216	,000	-307,1566	-126,4294
	EXP	-53,78900	33,55216	,390	-144,1526	36,5746
FG+EXP	FG	48,83000	33,55216	,474	-41,5336	139,1936
	FG+RC	216,79300	33,55216	,000	126,4294	307,1566
	EXP	163,00400	33,55216	,000	72,6404	253,3676
EXP	FG	-114,17400	33,55216	,009	-204,5376	-23,8104
	FG+RC	53,78900	33,55216	,390	-36,5746	144,1526
	FG+EXP	-163,00400	33,55216	,000	-253,3676	-72,6404

Homogeneous Subsets

Resistência

Tukey HSD

Grupos	N	Subset for alpha = 0.05	
		1	2
FG+RC	10	452,7570	
EXP	10	506,5460	
FG	10		620,7200
FG+EXP	10		669,5500
Sig.		,390	,474

APÊNDICE D

Análise estatística do Padrão de Fratura

Hypothesis Test Summary

	Null Hypothesis	Test	Sig.	Decision
1	The distribution of padraofratura is the same across categories of grupos.	Independent-Samples Kruskal-Wallis Test	,595	Retain the null hypothesis.

Asymptotic significances are displayed. The significance level is ,05.

ANEXO A

Parecer Comitê de Ética Universidade Federal de Goiás

Prezada Pesquisadora Amanda Vessoni Barbosa Kasuya,

Comunicamos que o Protocolo n. 005/13, intitulado Análise Computacional da Distribuição de Tensões por Elementos Finitos e Resisteências a Fratura de Pinos de Fibra de Vidro Industrializados e Pinos com Fibra Curta em Resina de Metacrilato., foi Aprovado pela Comissão de Ética no Uso de Animais/CEUA-PRPPG-UFG.

Reiteramos a importância desse Parecer Consustanciado, e lembramos que o(a) pesquisador(a) responsável deverá encaminhar à CEUA-PRPPG-UFG um Relatório Final baseado na conclusão do estudo e na incidência de publicações decorrentes deste, de acordo com o disposto na Lei nº. 11.794 de 08/10/2008, e Resolução Normativa nº. 01, de 09/07/2010 do Conselho Nacional de Controle de Experimentação Animal-CONSEA.

Atenciosamente

Comissão de Ética no Uso de Animais/CEUA
Pró-Reitoria de Pesquisa e Pós-Graduação/PRPPG
Universidade Federal de Goiás/UFG
(62)3521-1215

ANEXO B

Guide for Authors – The International Journal of Prosthodontics

The International Journal of Prosthodontics will consider for publication original articles on relevant prosthodontic clinical research and patients` oral rehabilitative needs. The submitted articles must not have been published or submitted for publication elsewhere. Articles may be submitted as Long (LC) or Short Communications (SC), with both formats undergoing identical review processes. Papers dealing with the clinical manegement of prosthodontic patients or clinically relevant biomaterials investigations are more lokely to be accepted as LCs, while laboratory investigations, piloto r preliminar studies, and case history reports should be preferably submitted as SCs. The Editor-in-Chief reserves the right to request than an author change a submission from LC toa n SC, or vice versa.

Review/editing of manuscripts. Manuscripts will be reviewed by the editor-in-chief, one associate editor, and onde or two reviewers or consultants with expertise within the scope of the article. Papers that draw conclusions from statical evidence may be reviewed by a statical consultant. The Publisher reserves the right to edit accepted manuscripts to fit the space available anto to ensure conciseness, clarity, and stylistic consistency, subject to the author-s final approval.

Adherence to guidelines. Manuscripts that are not prepared in accordance with these guidelines will be returned to the author before review.

Manuscript Preparation. The Jounal will follow as much as possible the recommendations of the International Committee of Medical Jounals Editors (Vancouver Group) in regard to preparation of manuscripts and authorship (Uniform Requirements for Manuscripts Submmitted to Biomedical Journals , update October 2008; www.icmje.org).

Short Communications. Short Communications must not exceed 700 words, 4 ilustrations with concise legends, and 5 references.

Manuscripts should be typed double-spaced with 1-inch margin all around. Number all pages. Do not include author names as headers or footers on pages.

- **Title page.** This should include the title of the article (descriptive but as concise as possible) and the name, degrees, title, professional affiliation, and full address must also be provided for the corresponding author, who will be assumed to be the first-listed author unless otherwise note. If the paper was presented before an organized group, the name of the organization, location, and dathe should be included.
- **Abstract/key words.** For Long Communications, include a maximum 250-words structured abstract (with headings Aims, Methods, Results, Conclusions) and 5 key words. Short Communications should include a 100-words abstract that can be published on PubMed.
- **Introduction.** Summarize the rationale and purpose of the study, giving only pertinente references, Clearly state the working hypothesis.
- **Materials and Methods.** Present materials and methods in suficiente detail to allow confirmation of the observation. Published methods should be referenced and discussed only briefly, unless modifications have been made. Indicate the statical methods used, if applicable.
- **Results.** Present results in a logical sequence in the text, tables, and illustrations. Do not repeat in detail data or other relevant studies; point out the implications of the findings and their limitations.
- **Acknowledgments.** Acknowledge persons who have made substantive contributions to the study. Specify grant or other financial support, citing the name of the supporting organizations and grant number.
- **Figure Legends**. Figure legends should be grouped at the end of the text and typed double-spaced.
- **Abbreviations.** The fuul term for which an abbreviation stands should preced its firt use in the text unless it is a standard unit of measurement.
- **Trade names.** Generic terms are to be used whenever possible, but trade names and manufacturer should be included parenthetically at first mention.

References

- All references must be cited in the text, numbered in order of appearance.

- The reference list should be appear at the end of the article in numeric sequence.
- Do not include unpublished data or personal communications in the reference list. Cite such references parenthetically in the text and include a date.
- Avoid using abstracts as references.
- Provide complete information for each reference, including names of all authors (up to six). If the reference is to parto f a book, also include the title of the chapter and names of book`s editor(s).

Journal reference style:

1. Zitzmann NU, Rohner U, Weiger R, Krastl G. When to choose which retention elemento to use removable dental prostheses. Int J Prosthodont 2009;22:161-167.

Book reference style:

1. Jacob RF. Clinical management of the edentulous maxillectomy patient. In: Taylor TD (ed). Clinical Maxillofacial Prosthetics. Chicago: Quintessence, 2000:85-102.

Illustrations and Tables

- All illustrations and tables should be numbered and cited in the text in order of appearance.
- Illustrations and tables sould be embedded in the Word document.
- All illustrations and tables sould be gouped at the end of the text.
- High-resolution digital images or original slides must be sent to Publisher`s office upon acceptance of the article.
- *Note that article acceptance is pensing receipt of acceptable original art.*

Mandatory Submission Form

The mandatory Submission Form must be signed by all authors and faxed to the Publisher`s office (+630 736 3634).

Permissions and Waivers

- Permissions of author and Publisher must be obtained for the direct use of material (text, fotos, drawings) under copyright that does not belong to the author.

- Waivers must be obtained for photographs showing persons. When such waivers are not supplied, faces will be cropped to prevent identification.
- Permissions and waivers should be faxed along with the Mandatory Submission Form to the Publisher`s office (+630 736 3634).