

Universidade Federal de Uberlândia
Faculdade de Odontologia

Crisnicaw Veríssimo

Influência do tipo de reconstrução corono-radicular e remanescente dentário no comportamento biomecânico de incisivos tratados endodonticamente

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia, como parte dos requisitos para obtenção do título de Mestre em Odontologia.

Área de concentração: Clínica Odontológica Integrada.

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

Uberlândia - MG

2012

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)

Sistema de Bibliotecas da UFU, MG, Brasil.

V564i Veríssimo, Crisnicaw, 1987-
2012 Influência do tipo de reconstrução corono-radicular e remanescente dentário no comportamento biomecânico de incisivos tratados endodonticamente / Crisnicaw Veríssimo. -- 2012.
137 f. : il.

Orientador: Paulo César de Freitas Santos Filho.
Dissertação (mestrado) - Universidade Federal de Uberlândia,
Programa de Pós-Graduação em Odontologia.
Inclui bibliografia.

1. Odontologia - Teses. 2. Materiais dentários - Teses. 3.
Biomecânica - Teses. I. Santos Filho, Paulo César de Freitas,
1983- . II. Universidade Federal de Uberlândia. Programa de
Pós-Graduação em Odontologia. III. Título.

CDU: 616.314

Universidade Federal de Uberlândia
Faculdade de Odontologia

Crisnicaw Veríssimo

Influência do tipo de reconstrução corono-radicular e remanescente dentário no comportamento biomecânico de incisivos tratados endodonticamente

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia, como parte dos requisitos para obtenção do título de Mestre em Odontologia.

Área de concentração: Clínica Odontológica Integrada.

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

Banca Examinadora:

Prof. Dr. Carlos José Soares - Faculdade de Odontologia - UFU
Prof. Dr. Luís Roberto Marcondes Martins – Universidade Estadual de Campinas - UNICAMP

Uberlândia – MG
2012



SERVIÇO PÚBLICO FEDERAL
MINISTÉRIO DA EDUCAÇÃO
UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA

ATA DA COMISSÃO JULGADORA DA 218^a DEFESA DE MESTRADO DO CD CRISNICAW VERISSIMO DO PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA DA UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA.

Às quatorze horas do dia vinte e três de fevereiro do ano de dois mil e doze, reuniu-se a Comissão Julgadora aprovada pelo Colegiado do Programa de Pós-Graduação da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia, para o julgamento da Dissertação de Mestrado apresentada pelo aluno CRISNICAW VERISSIMO com o título: "*Influência do tipo de reconstrução corono-radicular e remanescente dentário no comportamento biomecânico de incisivos tratados endodonticamente*". O julgamento do trabalho foi realizado em sessão pública compreendendo a exposição, seguida de arguição pelos examinadores. Encerrada a arguição, cada examinador, em sessão secreta, exarou o seu parecer. A Comissão Julgadora, após análise do Trabalho, verificou que o mesmo encontra-se em condições de ser incorporado ao banco de Dissertações e Teses da Biblioteca desta Universidade. Acompanham este relatório os pareceres individuais dos membros da Comissão Julgadora. Esta defesa de Dissertação de Mestrado Acadêmico é parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Mestre. O competente diploma será expedido após cumprimento dos demais requisitos, conforme as normas do Programa, legislação e regulamentação da UFU. Nada mais havendo a tratar foram encerrados os trabalhos às 18 horas e 00 minutos. Foi lavrada a presente ata que após lida e achada conforme foi assinada pela Banca Examinadora.

Uberlândia, 23 de fevereiro de 2012

Prof. Dr. Paulo César de Freitas Santos Filho
Titulação: Doutor
Universidade Federal de Uberlândia - UFU

Aprovado
Aprovado/Reprovado

Prof. Dr. Carlos José Soares
Titulação: Doutor
Universidade Federal de Uberlândia - UFU

Prof. Dr. Luís Roberto Marcondes Martins
Titulação: Doutor
Universidade Estadual de Campinas - UNICAMP

Aprovado
Aprovado/Reprovado

Prof. Dr. Luís Roberto Marcondes Martins
Titulação: Doutor
Universidade Estadual de Campinas - UNICAMP

DEDICATÓRIA

À DEUS,

Obrigado meu Senhor, por tudo que tem oferecido de bom na minha vida. Agradeço ao senhor a cada instante por esta conquista. Pelo amparo nos momentos difíceis, pela proteção e por sempre iluminar os meus caminhos.

Aos meus pais, Hudson e Daguimar,

Obrigado Pai e Mãe! Esta conquista é de vocês. Obrigado pela dedicação, pelo apoio, carinho e pelo amor incondicional que vocês me dão. Se eu consegui chegar até este ponto, é porque sempre que fecho meus olhos lembro-me de vocês, de cada exemplo dado durante a minha vida, isso me serve de inspiração para enfrentar as dificuldades e seguir em frente nos meus estudos e na minha carreira. Mais uma vez, obrigado pela confiança depositada em mim. Amo vocês.

Ao meu irmão Saulo,

Tenho muito orgulho de ter você como irmão, apesar da distância existente entre a gente durante este período, agradeço por cada momento que estive com você. Agradeço pelo carinho que você sempre teve comigo.

“Mano você é a letra, eu sou a melodia”.

Ao meu amor, Rebeca,

Meu amor, muito obrigado pelo seu companheirismo, paciência e cumplicidade durante esta etapa tão importante da minha vida. Você se tornou uma pessoa muito especial para mim, amiga, dedicada, carinhosa, enfim, esta conquista também é sua. Te amo!

Aos meus queridos Avós, Odete e Waldney, Osvaldo e Tereza e Avó Maria,

Obrigado pelo carinho e amor que sempre demonstraram por mim! Ao meu Avô Waldney e a minha avó Tereza, de onde estiverem, dedico a vocês está conquista.

A minha FAMÍLIA,

Deixo aqui a minha gratidão a todos os meus familiares, tios, tias, primos e primas e em especial a minha afilhada Isadora. Agradeço por cada momento em que me apoiaram e torceram por mim durante esta caminhada.

Agradecimentos Especiais

Ao Professor Paulo César de Freitas Santos Filho (PC),

"Chefe", muito obrigado por sua orientação e amizade. Ser seu aluno de mestrado foi e sempre será uma honra para mim. Você é um exemplo de profissional e ser humano, sempre de bom humor e disposto a ajudar qualquer pessoa, tenho em você um exemplo a ser seguido. Tenho certeza que além de meu professor, orientador, nos tornamos grandes amigos. Agradeço pela confiança depositada em mim e pela enorme participação na minha formação acadêmica. Espero poder retribuir um dia todas as oportunidades que você me ofereceu e que possamos continuar trabalhando juntos. Que Deus sempre ilumine os seus caminhos.

Muito Obrigado PC!

Ao Professor Carlos José Soares,

Admiro muito o seu profissionalismo, sua preocupação e o trabalho desenvolvido por você na Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia. Fazer parte da Dentística, do grupo de Biomecânica e trabalhar ao seu lado é uma honra. Muito obrigado pela amizade, e por todas as oportunidades que o senhor me ofereceu durante este mestrado, a sua preocupação em relação aos alunos da Dentística é admirável.

Aos Amigos e Professores Murilo e Paulo Vinícius,

Agradeço a vocês pela amizade, pelos conselhos e pelo convívio. Vocês são amigos que levarei pra toda a vida. Muito obrigado por fazer parte do meu crescimento pessoal e profissional.

Às amigas e professoras Veridiana e Gisele,

Muito obrigado por todos os momentos que passamos durante estes dois anos e durante a minha graduação. Aprendi muito com vocês. A relação de vocês com os alunos vão muito além da relação Aluno-Professor. Muito obrigado pela amizade de vocês!

Ao Professor Adérito Soares da Mota,

Agradeço por acreditar em mim durante a graduação, pela oportunidade que você me ofereceu no meio da pesquisa durante a iniciação científica.

Obrigado por entender as escolhas que eu fiz durante este período.

Conte sempre comigo!

Ao irmão, Rodrigo Dantas Pereira (JAIBA),

Valeu por tudo Jaíba, você é um amigo que levarei para a vida toda!

Muito obrigado por sua amizade.

Aos queridos amigos da Pós-graduação, Luiz Fernando, Roberta, Lorraine, Rodrigo Jaíba, Maiolino e Aline Bicalho, Euridsse Sulemane, Everton, João Paulo Servato, Analice, Michelle, Fabrícia, Mário Serra, Morgana Guilherme, Danilo Maldonado, Talita Sousa, Júlio Bisinoto, Sara, Josemar Cristhiane Leão, Giovana Milito, Luisa Cavalcante, Manuella Verdineli e Rayssa Zanata e Marcos,

É engraçado ver que em tão pouco tempo nos tornamos uma verdadeira família! Durante estes dois anos existiram momentos que ficarão marcados para sempre na minha memória. Agradeço a todos vocês pela amizade e convivência. Amigos para sempre é o que nos iremos ser.....

Ao Professor Paulo Cézar Simamoto Júnior,

A sua disponibilidade, seus conselhos e apoio foram fundamentais para o desenvolvimento desta pesquisa. Um professor que é exemplo de dedicação, de profissionalismo e compromisso com a Universidade. A forma como você conduz seus trabalhos é contagiente. Muito obrigado!

Aos Professores Alfredo Júlio Fernandes Neto, Flávio Domingues das Neves, Denildo de Magalhães, Ricardo Prado, Paulo Quagliatto e Roberto Elias,

Tenho muito orgulho de ter sido aluno de vocês. Espero poder retribuir trabalhando para o crescimento da Faculdade de Odontologia da Universidade

Federal de Uberlândia, uma instituição de ensino que foi construída sobre os ombros de vocês.

Ao Professor Márcio Teixeira,

O seu apoio e da direção Hospital Odontológico foi fundamental no desenvolvimento desta pesquisa. Muito Obrigado.

Aos Professores da FOUFU,

Esta conquista é de todos vocês que participaram da minha formação como Cirurgião-Dentista.

Aos amigos do CTI, Jorge, Pedro, Marcelo, Taka, Coragem, Grilo, Thaty e Afonso,

A ajuda de vocês foi fundamental para o desenvolvimento desta dissertação. Agradeço pela receptividade, pela amizade e por todos os esforços feitos durante o desenvolvimento da fase de Elementos Finitos aplicada neste trabalho. Vocês representam um exemplo a ser seguido por todo centro de pesquisa, pela seriedade, compromisso e qualidade dos serviços prestados.

À minha grande amiga Gabriela Mesquita,

Gabi, muito obrigado por tudo o que você fez por mim durante a minha iniciação científica. Você é a principal responsável por minha vontade em seguir a carreira de docente e pesquisador. Trabalhar com você foi muito gratificante e engrandecedor.

Aos amigos e amigas, Marina Roscoe, Andrea Dolores, Bruno Reis, Bruno Barreto, Lucas Zago, Luís Raposo, João Lyra e Lucas Dantas,

Amigos que de diversas formas ajudaram na realização deste trabalho.
Obrigado pela amizade de vocês.

Aos amigos da Graduação FOUFU, Luiz Fernando, Daniel Araújo, Edgar Mendes e Fernando Braz,

Cada um seguiu seu caminho após a formatura. Mas de alguma forma todos vocês estiveram presentes durante este período. Obrigado pela torcida e pela amizade de vocês! Aos 5%.

Às queridas amigas, Renata Rodrigues, Thaís Cristhina, Vanessa Cotian, Fernanda Gabriela, Ana Carolina, Polliana Martins, Camila Queiroz, Natália, Maiara Coletto e Lívia Fávaro,

Muito obrigado pelo apoio e por todos os momentos que vivi com vocês! Vocês foram muito importantes pela amizade que sempre demonstraram por mim. Muito Obrigado.

Aos Amigos da Escola Técnica de Saúde (ESTES),

Érica, Gabriel, Aline, Suelen, Vanessa, Carol, Juliana, André. Vocês foram fundamentais para a realização deste trabalho. Agradeço a vocês pelo excelente trabalho realizado nesta dissertação. Desejo sucesso na carreira profissional de todos vocês.

Ao Amigo Fausto Takeo,

Obrigado pela fundamental ajuda e dedicação para a realização deste trabalho. Desejo muito sucesso na sua carreira.

Ao Senhor Advaldo,

Sua ajuda foi imprescindível para realização deste trabalho. Muito obrigado pela ajuda e principalmente por sua amizade.

À Daniela, Graça, Aline e Lílian,

Vocês sempre atenderam aos meus pedidos com atenção e paciência. Muito obrigado pela dedicação de vocês.

Aos alunos de iniciação científica da Dentística, Fernanda Stein, Jéssica, Silas, Carlla Martins, Gisele Rodrigues, Fernanda Pereira, Marcela, Laryssa Assis, Larissa Vasconcelos e Flávia Cássia,

Vocês foram muito importantes durante a minha formação como docente. Sucesso a todos vocês!

Aos alunos de graduação da FOUFU pela honra de poder participar de seu desenvolvimento profissional.

Agradecimentos

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

Ao Programa de Pós-Graduação

À CAPES

Ao Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer (CTI)

A Escola técnica de Saúde (ESTES – UFU)

Ao **CNPq** pela indispensável bolsa de estudos e à **FAPEMIG** pelo suprimento das necessidades deste trabalho.

Às empresas **FGM, ÂNGELUS, LABORDENTAL E 3M ESPE**, pela doação dos materiais indispensáveis para esta pesquisa.

Epígrafe

**"Se você quer ser bem sucedido, precisa ter dedicação total,
buscar seu último limite e dar o melhor de si mesmo"**

Ayrton Senna da Silva

SUMÁRIO

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS.....	1
RESUMO.....	2
ABSTRACT.....	5
1- INTRODUÇÃO.....	8
2- REVISÃO DE LITERATURA.....	14
2.1- Influência do tratamento endodôntico nas propriedades físicas, químicas e biomecânicas da dentina.....	15
2.2- Efeito da presença do remanescente dentário (ferrule effect).....	23
2.3- Efeito do tipo de reconstrução corono-radicular no comportamento biomecânico.....	32
3- PROPOSIÇÃO.....	46
4- MATERIAIS E MÉTODOS.....	48
4.1- MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS.....	49
4.1.1- Protocolo de geração do modelo tridimensional.....	49
4.1.2- Simulação das formas de tratamento.....	54
4.1.3- Geração dos retentores intrarradiculares.....	55
4.1.4- Geração dos modelos variando a quantidade de remanescente coronário.....	58
4.1.5- Geração das coroas restauradoras.....	59
4.1.6- Análise por elementos finitos.....	61
4.2- FASE EXPERIMENTAL.....	66
4.2.1- Seleção, padronização e seccionamento das amostras.....	66
4.2.2- Designação dos Grupos Experimentais.....	67
4.2.3- Tratamento endodôntico.....	67
4.2.4- Inclusão e simulação do ligamento periodontal.....	69
4.2.5- Preparo do conduto radicular para os retentores intrarradiculares.....	71
4.2.6- Cimentação dos pinos de fibra de vidro.....	71
4.2.7- Confecção do núcleo de preenchimento em resina composta.....	72
4.2.8- Confecção e cimentação dos núcleos metálicos fundidos.....	75
4.2.9- Preparo e moldagem dos núcleos.....	76
4.2.10- Enceramento e confecção das coroas metálicas.....	78
4.2.11- Confecção das coroas cerâmicas.....	79
4.2.12- Cimentação das coroas restauradoras.....	80
4.3- Ensaio mecânico de extensometria.....	81
4.4- Ensaio mecânico de resistência à fratura.....	84
4.4.1- Classificação do padrão de fratura.....	85
5- RESULTADOS.....	88
5.1- Análise da distribuição das tensões.....	88
5.2- Extensometria.....	100
5.3- Resistência à fratura e padrão de fratura.....	103

6- DISCUSSÃO.....	106
7- CONCLUSÕES.....	114
8- REFERÊNCIAS.....	116
9- ANEXOS.....	124

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

% - Porcentagem

± - Mais ou menos

µS - Microdeformação

ARE- ausência de remanescente coronário

CC- coroa em cerâmica pura reforçada por alumina

CM- coroa metálica

Fig. - Figura

Hig - Hígido

min - minutos

mm - Unidade de comprimento (milímetro)

mm/min - Unidade de velocidade (milímetro por minuto)

mm² - Unidade de área (milímetro quadrado)

MPa - força / área (Mega Paschoal)

mW/cm²- Unidade de densidade de energia (miliwatts por centímetro quadrado)

N - Unidade de pressão - carga aplicada (Newton)

NiCr- níquel cromo

NMF- núcleo metálico fundido

Nº - Número

º - unidade de angulação (grau)

ºC - Unidade de temperatura (graus Celsius)

p - Probabilidade

PFV- pino de fibra de vidro

PVC - Polivinil cloreto rígido

RE1- Remanescente coronário de 1 mm

RE2- Remanescente coronário de 2 mm

α- Nível de confiabilidade

Ω - ohms

RESUMO

O objetivo deste estudo foi avaliar a influência do tipo de coroa, retentor e a quantidade de remanescente coronário na distribuição de tensões, deformação, resistência à fratura e padrão de fratura de incisivos centrais tratados endodonticamente. Para geração do modelo 3D foi selecionado incisivo central superior hígido. A geometria do esmalte e dentina foi mapeada com scanner de contato 3D. A dentina foi seccionada longitudinalmente no sentido mesio-distal e realizado o escaneamento do espaço negativo referente à polpa. Os arquivos *.STL foram exportados para programa Bio-CAD (Rhinoceros-3D) para modelagem com superfícies NURBS. Os modelos foram exportados para o programa de elementos finitos (FEMAP-NeiNastran), onde foi realizado a malhagem, inserção das propriedades mecânicas e condições de contorno. Foram gerados 13 modelos: incisivo hígido e 12 modelos de acordo com os 3 fatores em estudo: tipo de retentor em dois níveis: pino de fibra de vidro (PFV) e núcleo moldado fundido (NMF), tipo de coroa restauradora em dois níveis: coroa cerâmica (CC) ou coroa metálica (CM) e remanescente coronário em três níveis: remanescente de 2 mm (RE2), remanescente de 1 mm (RE1) e ausência de remanescente (ARE). Foi simulada aplicação de pressão constante no valor de 100N. Os resultados foram analisados pelo critério de von Mises e tensão máxima principal. 120 raízes bovinas foram tratadas endodonticamente e divididas em 12 grupos ($n=10$) de acordo com os mesmos fatores da análise por elementos finitos. Um carregamento contínuo de 0 a 100 N foi aplicado na superfície palatina em um ângulo de 135° em 5 amostras de cada para mensurar a deformação radicular na superfície vestibular e proximal seguido do carregamento contínuo até a fratura dos espécimes ($n=10$). Os dados foram analisados por ANOVA 3-way e teste de Tukey HSD ($p<0,05$). As CC e CM associadas ao pino de fibra de vidro demonstraram distribuição homogênea das tensões pela dentina radicular. O NMF demonstrou altas concentrações de tensões no interior do canal radicular. Diferenças significantes foram encontradas entre os valores de resistência à fratura: CCPFV– ARE: $607,3\pm64,9$ B,b; RE1: $890,5\pm180,9$ A,a; RE2: $922,8\pm106,2$ A,a; CC-NMF– ARE: $724,5\pm82,3$ B,b; RE1: $916,2\pm104,74$ A,a; RE2: $1026,1\pm240,6$ A,a; CMPFV– ARE: $653,6\pm150,8$ AB,b; RE1: $670,7\pm123,5$ B,ab; RE2:

793,9 \pm 133,3 B,a; CM-NMF– ARE: 749,7 \pm 179,0 A,b; RE1: 829,9 \pm 179,03 A,a; RE2: 913,6 \pm 220,0 A,a. Os dentes restaurados com PFV associados com coroas cerâmicas apresentaram padrão de fratura favoráveis. A ausência de remanescente determinou maiores valores de deformação na face vestibular. Na superfície proximal os menores valores de deformação foram observados na presença de RE2. A deformação proximal não foi influenciada pelo fator remanescente nos grupos CC-NMF. Pode-se concluir que a presença do RE1 e RE2 influenciou positivamente na deformação, padrão de distribuição de tensão, resistência e padrão de fratura independente do tipo de reconstrução corono-radicular. Na ARE, a associação entre CC e PFV apresentou melhor comportamento biomecânico. PFV associados ao preenchimento em resina composta apresentaram distribuição homogênea das tensões pela dentina radicular. A utilização de NMF associados a coroas metálicas e cerâmicas promoveram altas concentrações de tensão no interior do canal radicular.

Palavras-Chave: Remanescente coronário, tipos de reconstrução interna e coroa restauradora, deformação e resistência à fratura, análise de tensões, dentes tratados endodonticamente.

ABSTRACT

The aim of this study was to evaluate the influence of the crown, post type and amount of remaining coronal in stress distribution, strain, fracture resistance and mode of failure root filled incisors. A sound maxillary central incisor was selected to generate the 3D model. Enamel and dentin geometry was scanned with 3D-contact scanner. The dentin was longitudinally sectioned in the mesio-distal direction and the scanning was performed in negative space on the pulp. The *.STL files were exported to Bio-CAD program (Rhinoceros-3D) for NURBS modeling. The models were exported to the finite element software (FEMAP-NeiNastran) for mesh generation, mechanical properties insertion and boundary conditions. It were generated 13 models: Sound tooth and 12 models according to 3 factors under study: post type: glass fiber post (GFP) and Cast post-and-cores (CPC); Crown type: ceramic crown (Cc) or metal crown (Mc) and remaining coronal structure: Without remaining coronal structure (W); 1.0 mm of remaining coronal structure (R1); and 2.0 mm of remaining coronal structure (R2). It was simulated 100N loading application on the palatal surface. The results were evaluated by the von Mises criteria and maximum principal stress. 120 Bovine roots were endodontically treated and divided into 12 groups ($n=10$) according to the same factors of finite element analysis. A continuous loading from 0 to 100 N was applied in 5 samples on the palatal surface at an angle of 135° to measure the strain on buccal and proximal root surface followed by loading until fracture ($n = 10$). Data were analyzed by three-way ANOVA and Tukey HSD test ($p <0.05$). The Cc and Mc associated with the glass fiber post showed homogeneous stress distribution for root dentin. The CPC showed high stress concentrations within the root canal. Significant differences were found between the values of fracture resistance: Cc-GFP – W: 607,2±64,9 B,b; R1:890,4±180,9 A,a; R2:922,7±106,2 A,a; Cc-CPC – W:724,5±82,3 AB,b; R1:916,2±104,7 A,a; R2:1026,1±240,6 A,a; Mc-GFP – W: 653,6±150,8 AB,b; R1:670,7±123,54 B,ab; R2:793,8±133,3 B,a; Mc-CPC – W:749,7±179,0 A,b; R1:829,9±179,03 A,a; R2:913,6±220,0 A,a. The teeth restored with Cc associated with PFV showed favorable mode of failure. The absence of remaining coronal structure increased values of micro-strain on the buccal surface. Smallest micro-strain values were observed in proximal surface.

on the presence of R2. The micro-strain values on proximal surface were not influenced by the height of the remaining in Cc-CPC groups. It can be concluded that the presence of R1 and R2 had a positive effect on pattern of stress distribution, strain, fracture resistance and mode of failure regardless the crown and post type. In the absence of remaining coronal, the association between Cc and GFP showed better biomechanical behavior. PFV associated with composite resin showed homogeneous stresses distribution by root dentin. The use of CPC associated with metallic or ceramic crowns promoted high stress concentrations within the root canal.

Key-words: Remaining coronal structure, type of internal reconstruction and crown restoration, strain and fracture resistance, stress analysis, root filled teeth.

INTRODUÇÃO

1- INTRODUÇÃO

A reabilitação estética e funcional de dentes tratados endodonticamente tem sido alvo de diversos estudos que buscam compreender as diferentes propriedades físicas, químicas e biomecânicas existentes entre dentes vitais e dentes não vitais, e assim indicar o complexo restaurador mais próximo das propriedades mecânicas do dente hígido (Helfer et al., 1972; Huang et al., 1992; Zhi-Yue & Yu-Xing, 2003; Lang et al., 2006; Soares et al., 2007; Santos-Filho, 2009). As alterações promovidas pelo tratamento endodôntico nestas propriedades associadas à utilização de retentores intrarradiculares são responsáveis pelo alto índice de falhas biomecânicas ocorridas, caracterizadas por fraturas radiculares que invariavelmente levam a exodontia do elemento dentário (Zhi-Yue & Yu-Xing, 2003; Kishen et al., 2004; Tang et al., 2010). Neste sentido, estudos buscaram avaliar o teor de umidade em dentes vitais e não vitais, e em 1972 (Helfer et al.) postularam que dentes tratados endodonticamente apresentam 9% menos teor de umidade em relação aos dentes vitais. Consequentemente, no ambiente da polpa vital e túbulos dentinários adjacentes, a presença de água abundante resulta no aumento da viscoelasticidade dentinária facilitando a absorção e distribuição das tensões antes que ocorra a fratura (Tang et al., 2010). Outras alterações nas propriedades físicas e mecânicas da dentina radicular podem ser atribuídas a modificações na matriz orgânica dentinária, composta principalmente por fibrilas colágenas tipo I, pela ação das soluções irrigantes empregadas na desinfecção do canal radicular tais como o EDTA, hidróxido de cálcio e o hipoclorito de sódio (Saleh & Ettman, 1999; Grigoratos et al., 2001; Dietschi et al., 2007; Soares et al., 2007; Pascon et al., 2009).

A resistência do dente tratado endodonticamente está diretamente relacionada à quantidade de estrutura dentária remanescente sendo este um fator determinante na longevidade do tratamento restaurador (Libman & Nicholls, 1995; Zhi-Yue & Yu-Xing, 2003; Akkayan, 2004; Kishen et al., 2004; Ichim et al., 2006; Da Silva et al., 2010). A altura do remanescente dentário foi inicialmente denominada por diversos autores como férula. A etimologia da

palavra férula, do inglês (Ferrule), tem origem provavelmente da combinação das palavras do latim ferro (ferrum) e pulseira (viriola). O conceito original de férula se refere a um recobrimento de metal fundido em torno da superfície coronária do dente destinada ao reforço da estrutura na região cervical. Um efeito protetor, ou “Ferrule effect” ocorre devido ao remanescente dentário resistir às tensões resultantes das forças de alavancas exercidas pelo retentor, do efeito de cunha e das forças laterais exercidas durante a inserção e função do retentor intrarradicular (Stankiewicz & Wilson, 2002). Dessa forma a preservação de estrutura dentária e a manutenção de 2 mm de remanescente coronário garantem aumento da resistência à fratura e melhor padrão de distribuição das tensões em dentes tratados endodonticamente (Sorensen & Engelman, 1990; Libman & Nicholls, 1995; Zhi-Yue & Yu-Xing, 2003; Akkayan, 2004; Tan et al., 2005; Ichim et al., 2006; Ng et al., 2006; Varvara et al., 2007; Santos-Filho, 2009; Da Silva et al., 2010).

Outro aspecto importante a ser considerado na reabilitação de dentes tratados endodonticamente é a opção restauradora, sendo que esta escolha também está relacionada com a quantidade e a qualidade da estrutura coronária remanescente. Retentores intrarradiculares associados a coroas protéticas constituem uma opção para dentes com perda substancial de estrutura coronária e eram utilizados teoricamente como reforço para a estrutura dentária durante os anos de 1960 a 1970 (Al-Omri & Al-Wahadni, 2006). Entretanto pesquisas científicas rejeitaram esta premissa e demonstraram que nesta situação, o retentor tem como função principal fornecer retenção ao núcleo de preenchimento e por consequência, a coroa restauradora (Lovedahl & Nicholls, 1977; Sorensen & Martinoff, 1984; Sorensen & Engelman, 1990).

Diversos materiais e sistemas de retentores intrarradiculares têm sido propostos para a reabilitação de dentes com extensa perda estrutural (Theodosopoulou & Chochlidakis, 2009). Núcleos metálicos fundidos e retentores metálicos pré-fabricados possuem alto módulo de elasticidade em relação à dentina e têm sido utilizados por diversas décadas. No entanto, em

resposta a busca por estética ou por materiais com propriedades mecânicas semelhantes à dentina radicular, os retentores não-metálicos foram desenvolvidos e introduzidos no mercado. Pinos de resina epóxica reforçados por fibra de carbono, pinos de resina epóxica ou de metacrilato reforçados por fibra de vidro ou quartzo, pinos de zircônia e pinos reforçados com fibras de polietileno representam o grupo dos retentores não metálicos disponíveis atualmente (Goracci & Ferrari, 2011). Estudos clínicos e laboratoriais constataram que os pinos de fibra de vidro constituem excelente alternativa aos retentores metálicos e aos outros tipos de retentores não-metálicos, pelo módulo de elasticidade próximo ao da dentina, diminuindo assim os riscos de falhas catastróficas (Nakamura et al., 2006; Santos-Filho et al., 2008; Soares et al., 2008a; Theodosopoulou & Chochlidakis, 2009; Santos et al., 2010; de Sousa Menezes et al., 2011; Goracci & Ferrari, 2011).

Coroas metalocerâmicas têm sido utilizadas por muito tempo na odontologia restauradora, porém a evolução das cerâmicas odontológicas permitiu o desenvolvimento de coroas em cerâmica livres de metal (McLean, 2001). Frente a isso, (Potiket et al., 2004) avaliaram e compararam a resistência à fratura de diferentes sistemas em cerâmica pura e descobriram que não há diferença significante em relação a coroas metalocerâmicas. Esta evolução das cerâmicas odontológicas foi feita com a dispersão de cristais cerâmicos com alta resistência e elevado módulo de elasticidade entre a matriz vítreia contribuindo para o aumento da resistência mecânica destes materiais (McLean, 2001). No entanto, os resultados sobre a resistência mecânica de coroas em cerâmica pura em relação às coroas metalocerâmicas ainda são bastante controversos na literatura científica (Potiket et al., 2004). Além disso, estudos relacionados à presença de remanescente dentário e retentores intrarradiculares utilizam em sua maioria coroas totais metálicas e metalocerâmicas para avaliação dos resultados (Sorensen & Engelman, 1990; Libman & Nicholls, 1995; Isidor et al., 1999; Al-Hazaimeh & Gutteridge, 2001; Zhi-Yue & Yu-Xing, 2003; Varvara et al., 2007; Santos-Filho et al., 2008), dessa forma o efeito da interação entre o tipo de retentor, tipo de coroa e do

remanescente coronário no comportamento biomecânico de dentes tratados endodonticamente permanecem controversos.

Na análise biomecânica da estrutura dentária e materiais restauradores, os ensaios mecânicos destrutivos são importantes meios de análise do comportamento do dente em situações de aplicação de cargas pontuais e de alta intensidade (Soares et al., 2004; Soares et al., 2006; Santos-Filho et al., 2008). Vários estudos têm empregado esta metodologia para análise da resistência à fratura e classificação do padrão de fratura de dentes tratados endodonticamente (Sorensen & Engelman, 1990; Libman & Nicholls, 1995; Akkayan & Gulmez, 2002; Heydecke et al., 2002; Zhi-Yue & Yu-Xing, 2003; Varvara et al., 2007; Santos-Filho et al., 2008; Da Silva et al., 2010). No entanto, esta metodologia apresenta limitações para obtenção de informações do comportamento estrutural interno do complexo dente-restauração durante a aplicação de carga, pois como consequência desta, são geradas tensões que resultam em deformações microestruturais até que o regime elástico da estrutura seja ultrapassado levando a ruptura (Soares et al., 2006). Neste caso, para análise do comportamento biomecânico da estrutura como um todo e da interferência de pequenos fatores no processo restaurador torna-se necessária a associação com metodologias não-destrutivas experimentais como o ensaio de extensometria (Reeh et al., 1989; Soares et al., 2006; Silva, 2007; Santos-Filho et al., 2008; Soares et al., 2008b; Ma et al., 2009; Da Silva et al., 2010) que é capaz de quantificar as deformações da estrutura frente a uma aplicação de carga pontual de baixa intensidade por meio de sensores elétricos conhecidos como strain-gauges, ou ensaios computacionais como o método de elementos finitos (Ausiello et al., 2001; Pierrisnard et al., 2002; Toparli, 2003; Ichim et al., 2006; Soares et al., 2008c; Eraslan et al., 2009; Santos-Filho, 2009; Santos et al., 2010; Ausiello et al., 2011; Dejak & Mlotkowski, 2011).

O método de elementos finitos é uma análise numérica computacional desenvolvida pela engenharia e teve origem entre os anos de 1950 e 1960. Durante este período o foco principal era a indústria aeroespacial. Porém, a partir de 1960 surgiram os primeiros softwares comerciais (ASKA, NASTRAN,

Stardyne, etc.), e a partir deste período novos softwares foram desenvolvidos. O método então passou a ser amplamente empregado em diversas áreas do conhecimento, bem como na bioengenharia (Hughes et al., 2005). Esta análise numérica pode ser considerada como o método mais compreensível para calcular a complexa condição da distribuição das tensões em diversos materiais, inclusive nos odontológicos (Versluis & Tantbirojn, 2009). A complexidade do método de elementos finitos envolve diversos fatores dentre eles o tipo de análise: bidimensional ou tridimensional. A decisão em utilizar um modelo 2D ou 3D depende de muitos fatores inter-relacionados mas principalmente em relação a complexidade das estruturas avaliadas. Neste sentido, a análise bidimensional apresenta algumas limitações na investigação do comportamento biomecânico e a modelagem tridimensional é mais indicada, pois permite maior fidelidade e confiabilidade na análise do padrão de distribuição das tensões (Romeed et al., 2006; Soares, 2008; Santos-Filho, 2009; Ausiello et al., 2011; Barreto, 2011; Poiate et al., 2011).

Diante deste contexto foram formuladas as hipóteses de que a quantidade de remanescente dentário e o tipo de reconstrução corono-radicular influenciam na deformação, resistência à fratura, padrão de fratura e padrão de distribuição das tensões em incisivos centrais superiores tratados endodonticamente.

REVISÃO DE LITERATURA

2.1- REVISÃO DE LITERATURA

2.1- Influência do tratamento endodôntico nas propriedades físicas, químicas e biomecânicas da dentina.

No ano de 1972, Helfer et al. conduziram um estudo com o objetivo de determinar o teor de umidade de um dente desvitalizado como um dos possíveis fatores que contribuem para a fragilidade destes dentes. Para o delineamento experimental do estudo, 45 cães foram submetidos a procedimentos endodônticos para a remoção da polpa dentária. Os dentes do hemi-arco direito tiveram as polpas dentárias extirpadas enquanto os dentes do hemi-arco esquerdo tiveram os tecidos pulpar preservados e considerados como grupo controle. Os grupos dentários experimentais e controles (1º, 2º e 3ºs Incisivos, caninos, 1º, 2º e 3ºs pré-molares, e 1º e 2ºs molares) foram extraídos de quatro em quatro semanas durante um período de 24 semanas. Após as extrações, o terço cervical de cada dente foi utilizado para realização dos testes. Foram utilizados dois testes para a determinação do teor de umidade dos dentes (Análise Térmica Diferencial e Determinação Gravimétrica Indireta). Os autores encontraram que os tecidos calcificados de dentes desvitalizados contêm 9% menos umidade em relação aos tecidos calcificados dos dentes com polpas vitalizadas.

Reeh et al. em 1989, delinearam um estudo a fim de comparar as contribuições dos procedimentos endodônticos e restauradores, para a diminuição da resistência mecânica de pré-molares superiores. Inicialmente os autores afirmaram que dentes tratados endodonticamente são mais susceptíveis à fratura como resultado da perda de estrutura dentária e vitalidade pulpar. Para execução da metodologia, 42 pré-molares superiores foram selecionados e incluídos em anéis de nylon de forma que 2 mm da superfície radicular permanecesse exposta. Dois extensômetros foram colados no esmalte acima da junção amelo-cementária nas superfícies vestibular e lingual. Sob controle da aplicação de carga, cada dente foi submetido a um carregamento de 37 N/s durante 3 segundos. A rigidez relativa das cúspides, como uma medida da resistência dos dentes, foi avaliada em uma das duas

séries de procedimentos realizados em sequência: (1) dente Hígido, acesso endodôntico, instrumentação, obturação, e preparo cavitário MOD, ou (2): dente hígido, preparo cavitário oclusal, preparo cavitário de duas superfícies, preparo cavitário MOD, acesso endodôntico, instrumentação e obturação. Os autores observaram que os resultados indicam que procedimentos endodônticos possuem efeito sobre os dentes, reduzindo a rigidez relativa em 5%. Os mesmos ainda concluíram que as maiores perdas na resistência estão relacionadas com a perda da integridade das cristas marginais. O preparo cavitário MOD resultou em média uma perda de 63% na rigidez relativa das cúspides.

No ano de 1992, Huang et al. realizaram um estudo com o objetivo de determinar se existem diferenças significativas entre as propriedades mecânicas da dentina humana de dentes não-vitais tratados e da dentina de dentes vitais. Espécimes de dentina ($n= 262$) foram obtidos a partir de 54 dentes humanos vitais e 24 dentes tratados endodonticamente recém-extraídos. Estas amostras foram submetidas a diferentes condições experimentais (úmida, seca por ar, desidratada e reidratada). Ensaios de compressão, tração, e testes de impacto foram realizados para medir as propriedades mecânicas destes espécimes. Todos os dados obtidos foram analisados estatisticamente com testes t . Os resultados demonstraram que a desidratação da dentina aumenta o módulo de Young, o limite de proporcionalidade (em compressão), e especialmente a resistência máxima (em ambos os testes compressão e tração). Uma desidratação substancial acarreta alterações nos padrões de fratura dos espécimes de dentina sobre cargas estáticas de tração e compressão. A resistência à compressão e à tração da dentina de tratados dentes não-vitais obtidos neste estudo não parecem ser significativamente diferentes das características normais da dentina ($p> 0,05$), enquanto os valores médios de módulo de elasticidade e o limite de proporcionalidade em ensaios de compressão são menores. Cinquenta por cento dos espécimes de dentina de dentes não-vitais tratados endodonticamente apresentaram uma maior deformação plástica do que a dentina normal em compressão. Os autores concluíram que os resultados

deste estudo não suportam a teoria de que a desidratação após o tratamento endodôntico, por si só enfraquece a estrutura da dentina, em termos de resistência à compressão e à tração. Outras propriedades mecânicas de dentes tratados endodonticamente, no entanto, podem não ser as mesmas dos dentes vitalizados.

O estudo in-vitro realizado por Saleh & Ettman em 1999, teve o objetivo de avaliar a influência das soluções irrigantes utilizadas no tratamento endodôntico sobre a microdureza da dentina radicular humana. Oitenta incisivos superiores com ausência de trincas e cáries, similaridade anatômica e dimensões relativas semelhantes foram selecionados para a execução da metodologia. As coroas foram removidas no nível da junção cimento-esmalte com o auxilio de um disco diamantado. Os tecidos pulparos foram removidos e os canais radiculares instrumentados com uma técnica retrospectiva até limas #50. O terço coronário foi instrumentado com uma broca Gates-Glidden #3. Durante a instrumentação os canais radiculares foram irrigados com uma solução salina normal a cada instrumento utilizado. O primeiro grupo teve os canais radiculares irrigados com uma solução a base de H_2O_2 a 3% e NaOCl a 5%. O segundo grupo foi irrigado com uma solução a base de EDTA a 17%. 1 ml de cada solução foi aplicada no lúmen do canal por 60 segundos. Por fim as raízes foram seccionadas em três segmentos com 3 mm de comprimento representando os terços coronais, médio e apical. Cada segmento radicular recebeu duas séries de endentações em torno do espaço pulpar feitas a 500 μm e a 1 mm da interface pulpo-dentinária, sendo a endentação realizada com uma carga de 100g durante 15s. Os dados foram submetidos à análise estatística por ANOVA e teste de Scheffe. Os autores encontraram que a irrigação com H_2O_2 /NaOCl e EDTA diminuíram os valores de microdureza da dentina radicular, sendo que a irrigação com EDTA promoveu maior redução da microdureza em relação ao H_2O_2 /NaOCl.

Em 2001, Grigoratos et al. buscaram avaliar o efeito de soluções a base de hipoclorito de sódio a 3 e 5% e a base de Hidróxido de cálcio, individualmente e consecutivamente, sobre a resistência flexural e módulo de

elasticidade da dentina. Barras de dentina padronizadas nas dimensões de 1mm x 1mm x 11,7mm foram obtidas a partir de dentes humanos recentemente extraídos. Após a obtenção das amostras, as mesmas foram divididas em 5 grupos experimentais e um controle. O grupo controle consistiu em barras de dentina armazenadas em solução salina até o momento do teste. As barras de dentina dos grupos experimentais foram tratadas pela exposição às seguintes soluções: Grupo 2 – NaOCl a 3%, 2horas; Grupo 3 – NaOCl a 5%, 2 horas; Grupo 4 – Solução saturada de Ca(OH)₂, 1 semana; Grupo 5 – NaOCl a 3% por 2 horas e em solução saturada de Ca(OH)₂ por uma semana; Grupo 6 – NaOCl a 5% por 2 horas e em solução saturada de Ca(OH)₂ por uma semana. Após o tratamento dos espécimes os mesmos foram submetidos ao teste de flexão de três pontos e a partir dos valores obtidos foram calculados o módulo de elasticidade e a resistência flexural da dentina. Os dados foram submetidos à análise estatística e os autores encontraram que as soluções de hipoclorito de sódio a 3 e 5% diminuíram o módulo de elasticidade e a resistência flexural da dentina não existindo diferença estatisticamente significante entre os grupos. A exposição ao hidróxido de cálcio reduziu a resistência flexural, porém não apresentou efeito significante sobre o módulo de elasticidade. Os autores ainda concluíram que a associação entre o hipoclorito de sódio e o hidróxido de cálcio apresentaram valores estatisticamente semelhantes à utilização de apenas hipoclorito de sódio a 3 e 5%.

Em 2003, Lertchirakarn et al. avaliaram pelo método de elementos finitos os fatores que afetam a distribuição das tensões no canal radicular na ocorrência de fratura radiculares verticais. Inicialmente os autores relataram que a fraturas radiculares verticais parecem ser resultado das tensões geradas no interior do canal radicular e tipicamente ocorrem na direção vestíbulo-lingual. Secções radiculares de incisivos centrais superiores e inferiores foram simuladas computacionalmente variando de acordo com o tamanho e forma do canal radicular: oval e circular, com a morfologia radicular e com a espessura de dentina. Modelos similares foram construídos com base em secções transversais de dentes fraturados clinicamente ou experimentalmente. A análise por elementos finitos demonstrou que a curvatura do canal radicular é

mais importante do que a morfologia radicular externa, em termos de concentração de tensões, e que a redução da espessura de dentina aumenta a magnitude das tensões geradas. Os autores ainda concluíram que os modelos baseados nas fraturas radiculares demonstraram uma forte similaridade entre a distribuição das tensões de tração e os padrões de fratura.

Kishen et al. em 2004 avaliaram a perspectiva biomecânica da predileção à fratura de dentes restaurados com pinos e núcleos utilizando métodos computacionais, experimentais e análise fractográfica. Os experimentos foram realizados em três etapas. Na primeira etapa, uma análise computacional tridimensional de elementos finitos foi realizada para avaliar a resposta biomecânica da dentina sobre carregamento de tração. Na segunda etapa, o teste experimental de resistência à tração foi utilizado para avaliar a resposta à fratura da estrutura dentinária frente à tensão-deformação. Por fim, uma análise fractográfica foi conduzida utilizando microscopia confocal e microscopia eletrônica de varredura (MEV) para examinar a dentina dos espécimes fraturados durante o ensaio experimental e os espécimes de dentes restaurados com retentores intrarradiculares fraturados clinicamente. Os experimentos realizados mostraram correlação da resposta tensão-deformação na estrutura dentinária com a formação de trincas e fraturas catastróficas em dentes tratados endodonticamente restaurados com retentores intrarradiculares. Os autores observaram que a dentina interna demonstrou altas deformações, enquanto a dentina externa demonstrou alta tensão durante o teste de resistência à tração. Isto implica que a energia concentrada no material, será distribuída por todo o interior da dentina, dessa forma há menos possibilidade de aumento das tensões na dentina externa, o que pode levar à falha da estrutura dentinária. Os mesmos ainda concluíram que na reabilitação de dentes tratados endodonticamente com um aumento da perda de dentina interna, o fator resistência à fratura contribuída pelo comprometimento da dentina interna, a torna predisponente à fratura catastrófica.

Em 2006, Lang et al. investigaram a influência dos passos realizados em um tratamento endodôntico na rigidez e no padrão de deformação dos dentes

por meio da interferometria. Vinte incisivos centrais superiores livres de trincas e cáries foram obtidos, com aprovação pelo comitê de ética, de pacientes submetidos a procedimentos cirúrgicos. Estes dentes foram submetidos ao tratamento endodôntico e após cada passo a deformabilidade dos dentes foi determinada pela interferometria. Os dentes foram fixados em uma montagem especial e submetidos a uma carga de 3,75 N (5% da média da carga mastigatória) utilizando um dispositivo piezoeléctrico com força controlada. A força foi aplicada em um ângulo de 135° em relação ao longo eixo do dente e a deformação resultante dos dentes e das raízes foram determinadas. Inicialmente foi feita esta determinação para o dente hígido (controle), e em seguida as medições foram realizadas após cada um dos passos: acesso coronário, instrumentação do canal radicular pelas normas ISO (40, 60, 80 e 110), preparo para um pino cônicó e preparo para um pino paralelo. Os autores concluíram que qualquer remoção de tecido duro no canal radicular aumenta a deformabilidade radicular e que o acesso coronário, bem como o preparo para o retentor resultam em aumentos significativos da deformabilidade radicular. Consequentemente, um tratamento minimamente invasivo se faz necessário não apenas em preparamos cavitários, mas também quando as raízes estão sujeitas a instrumentação.

Soares et al. em 2007, realizaram um estudo para verificar a influência do tratamento endodôntico nas propriedades mecânicas da dentina radicular. Foram selecionados oitenta incisivos centrais bovinos com forma, diâmetro e idade semelhantes. Os dentes foram seccionados transversalmente com um disco diamantado para obtenção de raízes com 18 mm de comprimento. Do total de amostras, quarenta não receberam tratamento endodôntico. As demais 40 amostras foram instrumentadas com o auxílio de uma lima Kerr nº 50 a 1 mm do ápice. Uma técnica retrospectiva foi utilizada com limas de aço inoxidável do tipo Kerr, e brocas Gates-Glidden 2 – 4 com irrigação constante de uma solução de hipoclorito de sódio (NaOCl) a 1%. Após a instrumentação, as amostras foram obturadas com gutta percha e um cimento endodôntico a base de óxido de zinco e eugenol. Os espécimes foram avaliados imediatamente (t1), 7 (t2), 15 (t3) e 30 dias (t4) após o tratamento endodôntico

e no mesmo período para os grupos que não receberam o tratamento endodôntico. As amostras foram seccionadas transversalmente em duas metades, uma delas submetida ao ensaio mecânico de resistência flexural de 4 pontos com espécimes em formato de barra e a outra ao ensaio de resistência à tração com espécimes em forma de ampulheta. Os resultados demonstraram que o tratamento endodôntico influenciou na resistência flexural e a tração da dentina radicular, sendo potencializada pelo tempo. Os autores relataram uma redução significante na resistência flexural da dentina para os grupos com tratamento endodôntico apenas após 15 dias e uma redução da resistência à tração após 7 dias em relação ao grupo que não recebeu tratamento endodôntico e foi avaliado imediatamente. Os mesmos ainda afirmaram que as alterações nas propriedades mecânicas de dentes tratados endodonticamente podem ser atribuídas a alguns fatores como alterações na matriz orgânica dentinária pela ação do hipoclorito de sódio, desidratação em dentes não vitais e a ação química do eugenol presente em alguns cimentos endodônticos.

No mesmo ano, Dietschi et al. realizaram uma revisão sistemática da literatura com o objetivo de identificar as alterações macro e micro-estruturais envolvendo a reabilitação de dentes tratados endodonticamente. Os autores encontraram evidências de que a perda da vitalidade acompanhada pelo tratamento endodôntico afetam o comportamento biomecânico dos dentes. Os mesmos ainda afirmaram que a resistência dos dentes é diminuída pela perda dos tecidos coronários, devido a lesões cariosas e procedimentos restauradores. Do ponto de vista da reabilitação, os autores consideraram que a conservação da estrutura coronária, em especial na região cervical onde o efeito férula pode ser obtido, o uso de procedimentos restauradores adesivos a nível coronário e radicular e o uso de materiais para pinos e núcleos com propriedades similares a dentina correspondem a melhor abordagem na reabilitação de dentes tratados endodonticamente.

No ano de 2009, Pascon et al. em revisão de literatura, buscaram avaliar o efeito do hipoclorito de sódio sobre as propriedades mecânicas da dentina radicular. Os autores realizaram a revisão nas bases de dados Cochrane,

Embase, Pubmed e Web of Science buscando artigos de 1984 a 2008. Como critério de inclusão, foram estudos que avaliaram o efeito do hipoclorito de sódio como solução irrigante no tratamento endodôntico. 55 artigos foram obtidos inicialmente, e após a avaliação pelos critérios de inclusão apenas nove artigos foram incluídos para a discussão. Os autores concluíram que existe uma forte evidência na literatura de que o hipoclorito de sódio altera as propriedades mecânicas da dentina (Microdureza, Rugosidade, Módulo de elasticidade e Flexural) quando utilizado como solução irrigante.

Por meio de revisão de literatura, Tang et al. em 2010 buscaram identificar os fatores de risco envolvidos com as potenciais fraturas em dentes tratados endodonticamente. Os mesmos classificaram estes fatores como: Fatores de risco controlados e não controlados. A redução das propriedades mecânicas da estrutura dentária resultantes de processos patológicos e fisiológicos está entre os fatores de risco não controlados. Os autores relataram que o módulo de elasticidade e a resistência à fratura podem ser reduzidos não apenas pela perda de estrutura dentária e rizogênese incompleta, mas também pelas alterações dentinárias relacionadas ao envelhecimento e perda de vitalidade pulpar. No ambiente da polpa vital e túbulos dentinários adjacentes, a presença de água abundante resulta no aumento da viscoelasticidade dentinária e também facilita a absorção e distribuição das tensões antes que ocorra a fratura. Os mesmos ainda relataram que o uso em altas concentrações e por um período prolongado do hipoclorito de sódio (NaOCl) ou ácido etilenodiaminotetracético (EDTA) produzem efeitos adversos nas propriedades físicas da dentina radicular como diminuição da resistência flexural, módulo de elasticidade e microdureza. Dentre os fatores de risco controlados estão: Dentes com rizogênese incompleta, abertura coronária, preparo do canal radicular, irrigação do canal radicular, obturação, restauração do acesso coronário, preparo do espaço para o retentor, restauração coronária e utilização destes dentes como pilares. Frente a estes fatores os autores concluíram que dentes com formação radicular completa requerem uma mínima remoção de tecido hígido durante a abertura coronária, instrumentação

do canal radicular, preparo do espaço para o pino e para a restauração coronária.

2.2- Efeito da presença do remanescente dentário (Ferrule Effect).

O estudo in-vitro realizado por Sorensen & Engelman em 1990, teve como objetivo avaliar a resistência à fratura de dentes anteriores tratados endodonticamente com vários designs e alturas de remanescente coronário. Foram avaliados seis grupos: G1- ombro de 90º, ausência de extensão coronária e manutenção de 1 mm de estrutura dentária axial (quantidade de estrutura dentária entre a parede interna do canal e superfície externa do dente na margem do preparo); G2- ombro de 90º sem extensão coronária; G3- ombro inclinado de 130º da base do preenchimento á margem e toda estrutura dentária acima do ângulo da linha axio-gengival foi removida; G4- ombro de 90º que termina em bisel de 60º com 1mm de largura, sem extensão coronária; G5- preparado com ombro de 90º que termina em bisel de 60º com 1mm de largura e 1mm de extensão coronária, uma configuração de junção de topo foi preparada na junção preenchimento-dente; G6- ombro de 90º que termina em bisel de 60º com 1mm de largura, e uma extensão coronária de 2mm, um contrabisel de 60º e 1mm de largura preparado no nível da junção preenchimento-dente. Os núcleos metálicos foram fundidos em liga de prata-paládio. As coroas restauradoras também foram confeccionadas em liga metálica. Os dentes foram submetidos ao ensaio de resistência à fratura e os autores concluíram que um milímetro de estrutura dentinária acima da margem coronária aumentou substancialmente a resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente, ao passo que o contrabisel em ambas as junções preenchimento-dente ou a margem coronária não foi efetivo. A espessura da estrutura dentária axial na margem coronária não melhorou apreciavelmente a resistência à fratura.

No ano de 1995, Libman & Nicholls publicaram um artigo que avaliou diferentes alturas de férula em dentes restaurados com núcleos metálicos e fundidos. 25 incisivos centrais humanos foram divididos em 5 grupos experimentais: Controle: Sem núcleo metálico e fundido restaurado com coroa

metálica; Grupo 1: Restaurado com núcleo metálico e fundido e coroa metálica com 0,5 mm de férula; Grupo 2: Restaurado com núcleo metálico e fundido e coroa metálica com 1 mm de férula; Grupo 3: Restaurado com núcleo metálico e fundido e coroa metálica com 1,5 mm de férula e Grupo 4: Restaurado com núcleo metálico e fundido e coroa metálica com 2 mm de férula. Os dentes foram submetidos à ciclagem mecânica com uma carga de 4 kg aplicada em um ângulo de 135° em relação ao longo eixo do dente em um total de 72 ciclos por minuto. Um extensômetro foi colado na superfície lingual dos dentes a fim de determinar falhas preliminares determinadas pelos autores como fraturas e trincas ocorridas na linha de cimentação. Os autores concluíram que a incorporação de 1,5 a 2 mm de férula aumentam significativamente o número de ciclos necessários para que uma falha preliminar aconteça quando comparado aos grupos com menos de 1,5 mm de férula.

Em 1999, Isidor et al. realizaram um estudo para avaliar a influência da extensão do retentor e da altura da férula na resistência ao carregamento cíclico (fadiga) de dentes restaurados com pinos pré-fabricados de titânio (Parapost) e coroas totais. Noventa incisivos bovinos com dimensões semelhantes foram incluídos em blocos de resina acrílica com ligamentos periodontais artificiais simulados com silicone. Foram utilizadas as combinações das extensões dos pinos de 5 mm, 7,5 mm e 10 mm, e da férula de 0 mm, 1,25 mm, e 2,5 mm para formar 9 grupos experimentais ($n=10$). Os retentores foram cimentados com cimento de fosfato de zinco. Núcleos de preenchimento em resina composta foram confeccionados seguidos da confecção de coroas totais. Os corpos de prova foram submetidos a um carregamento cíclico de 400 N, com uma frequência de um carregamento por segundo em uma angulação de 45° em relação ao longo eixo do dente. Todos os espécimes falharam, porém duas amostras apresentaram fratura radicular. Uma grande variação foi observada nos resultados entre os vários grupos experimentais. A análise não paramétrica 2-way aplicada para grupos revelou que o aumento do comprimento da férula aumentou de forma significativa a resistência à fratura na ciclagem mecânica ($P <0,01$), enquanto o aumento do comprimento do pino não aumentou a resistência à fratura ($P = 0,44$). Os

autores concluíram que a altura da férula é mais importante do que a extensão do retentor no aumento da resistência à fratura na ciclagem mecânica de dentes com coroas totais.

Em 2001, Al-Hazaimeh & Gutteridge conduziram um estudo in-vitro para investigar o efeito da presença férula sobre a resistência à fratura de incisivos centrais restaurados com pinos pré-fabricados paralelos de titânio (Parapost) e núcleos em resina composta. 20 incisivos centrais superiores foram selecionados e tiveram as coroas removidas a 2 mm da junção cimento-esmalte. Todos os dentes foram restaurados com pinos metálicos pré-fabricados com uma extensão de 10 mm deixando um remanescente apical de 4 a 5 mm. Os dentes foram subdivididos em dois grupos ($n=10$) de acordo com o preparo da férula: (A) férula de 2 mm e (B) sem férula. Todos os dentes foram restaurados com coroas metálicas fundidas em liga de paládio-prata. Os espécimes foram incluídos em um cilindro metálico com gesso e submetidos a um carregamento compressivo em um ângulo de 135° em relação ao longo eixo do dente até a fratura. O grupo A apresentou um valor médio da resistência à fratura de 1407 N, enquanto o grupo B apresentou um valor médio de 1218 N. A análise estatística não demonstrou diferenças estatisticamente significantes entre os grupos, dessa forma os autores concluíram que de acordo com as condições utilizadas no estudo o preparo da férula não demonstrou nenhum benefício em termos de resistência à fratura.

Em 2002, Stankiewicz & Wilson realizaram uma revisão da literatura a respeito do efeito da férula. Os autores relataram os aspectos teóricos envolvendo a presença da férula. A férula constitui-se em um anel ou um recobrimento de metal fundido em torno da superfície coronal do dente destinada ao reforço. A palavra férula (Ferrule) tem origem, provavelmente, da combinação das palavras do latim ferro (ferrum) e pulseira (viriola). Um efeito protetor, ou “Ferrule effect” ocorre devido à férula resistir às tensões resultantes das forças de alavancas exercidas pelo retentor, do efeito de cunha dos retentores cônicos e das forças laterais exercidas durante a inserção do retentor. Os autores concluíram que de maneira geral, a presença da férula é

desejável, porém esta não deve ser fornecida à custa da estrutura dentinária radicular remanescente.

Em 2003, Zhi-Yue & Yu-Xing perceberam que os estudos envolvendo o tipo de configuração dos retentores e a presença da férula ainda estavam controversos. Frente a isso, os mesmos avaliaram a resistência à fratura de incisivos centrais superiores restaurados com coroas metalocerâmicas variando a configuração do pino e a altura da férula. 48 incisivos centrais superiores humanos foram tratados endodonticamente e divididos em 4 grupos ($n=12$). Os seguintes tratamentos foram avaliados: Grupo A- Restaurados com coroas metalocerâmicas (controle); Grupo B- 2 mm de férula restaurado com núcleo metálico fundido; Grupo C- Ausência de férula e núcleo metálico fundido e grupo D- 2 mm de férula restaurado com pino metálico pré-fabricado e núcleo em resina composta. Todas as amostras foram restauradas com coroas metalocerâmicas. As amostras foram submetidas ao ensaio de resistência à fratura com um carregamento tangencial na superfície lingual em um ângulo de 135° em relação ao longo eixo do dente. Os resultados indicaram diferenças estatisticamente significantes entre os 4 grupos estudados, sendo que o grupo B (férula de 2mm/núcleo metálico e fundido) apresentou o maior valor de resistência à fratura. Não houve diferença estatística entre os demais grupos experimentais. Os autores concluíram que nem todos os retentores avaliados melhoraram a resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente. O preparo com 2 mm de férula em dentina melhoraram efetivamente a resistência à fratura de incisivos centrais superiores restaurados com núcleos metálicos e fundidos.

No ano de 2004 Akkayan, comparou a resistência à fratura e modo de fratura de dentes tratados endodonticamente com três diferentes alturas de férula (1,0 mm, 1,5 mm e 2,0 mm) e restaurados com quatro sistemas de pinos estéticos (Pinos de fibra de quartzo, fibra de vidro, fibra de vidro/zircônia e zircônia), preenchimento em resina composta e coroa metálica de liga níquel-cromo. 123 caninos superiores tiveram suas coroas removidas seguido da realização tratamento endodôntico. Todos os retentores foram cimentados com

um cimento resinoso convencional e restaurados com coroas metálicas em Ni-Cr. Os espécimes foram submetidos a um carregamento contínuo em um ângulo de 130° em relação ao longo eixo em uma velocidade de 1 mm/min até a fratura. Os autores encontraram que um aumento do remanescente dentário de 1 a 1,5 mm em dentes restaurados com pinos de fibra de vidro e carbono não aumenta significativamente os valores de resistência à fratura. Entretanto, a presença de 2 mm de férula aumentou a resistência à fratura independente do sistema de retenção avaliado. Quanto ao padrão de falha, fraturas abaixo do terço cervical foram encontradas em maior número para os dentes restaurados com pinos de zircônia.

Tan et al. em 2005 perceberam que a efetividade de uma férula circunferencial e uniforme estava bem descrita na literatura, entretanto o efeito de uma férula circunferencial não uniforme na resistência à fratura era desconhecida. Para realização do estudo experimental, 50 incisivos centrais foram divididos aleatoriamente em 5 grupos (n=10): CRN- sem tratamento endodôntico; RCT- Restaurado com coroa; RCT/CRN- Sem retentor restaurado com coroa; 2 FRL- 2 mm de férula restaurado com núcleo metálico e fundido; 0,5/2 FRL- férula não uniforme (2 mm na vestibular e lingual e 0,5 na proximal) e 0 FRL- ausência de férula restaurado com núcleo metálico e fundido. As amostras foram armazenadas por 72 horas em um ambiente com 100% de umidade e submetidas ao teste de resistência à fratura. Os resultados demonstraram que incisivos centrais tratados endodonticamente e restaurados com núcleos metálicos e fundidos com uma férula uniforme não diferem estatisticamente dos grupos CRN e RCT/CNR. Os autores ainda encontraram que a presença de uma férula uniforme promove uma maior resistência à fratura comparada a uma férula não uniforme.

Ichim et al. em 2006, realizou um estudo através do método de elementos finitos com o objetivo de analisar o efeito da altura do remanescente coronário sobre a resistência mecânica e distribuição de tensões dentro da raiz para explicar as variações no padrão de fratura. Um modelo foi gerado a partir do scaneamento de um incisivo central hígido e a partir deste foram simuladas

restaurações com pino/núcleo/coroa com diferentes alturas de remanescentes coronários (0,0 mm, 0,5 mm, 1,0 mm, 1,5 mm e 2,0 mm). Ele observou que com o aumento do remanescente coronário diminui o deslocamento da coroa e a máxima redução desse deslocamento foi observada na altura de 1,5 mm. Em modelos com férula, maiores níveis de tensão de tração foram desenvolvidas na dentina interna e no terço médio radicular palatino na margem cervical do preparo. Com o aumento do remanescente coronário as áreas de tensões de tração no terço médio radicular palatino são ampliadas em direção à margem cervical. Os autores concluíram que o remanescente coronário aumentou a resistência mecânica da restauração coroa/preenchimento/pino reduzindo o potencial de deslocamento (vestibular e rotação axial) e tensão compressiva dentro da dentina vestibular e na parede do canal, entretanto a férula cria uma grande área de dentina sob tensão de tração o que pode ser uma condição favorável para o desenvolvimento da fratura. Foi sugerido, então, que a altura da férula deve ser determinada individualmente para cada caso baseado no diâmetro cervical vetíbulo-lingual da raiz.

No mesmo ano Al-Omri & Al-Wahadni investigaram o efeito de diferentes sistemas de pinos/núcleos e quantidade de remanescente coronário. 120 dentes uni-radiculares tratados endodonticamente, incluindo pré-molares, caninos e incisivos, foram divididos em 4 grupos: A, B, C e D. Cada grupo consistiu de 30 dentes. Cada grupo foi então subdividido em subgrupos ($n=10$) de acordo com o tipo de retentor (pinos pré-fabricados de titânio (Radix-Anker), fibra de carbono (C-Post) e fibra de vidro (GF)). Os dentes de cada grupo foram preparados com remanescentes coronários de 0, 2, 3 e 4 mm. Após a cimentação dos retentores as amostras não foram restauradas com coroas totais sendo submetidas diretamente ao teste de resistência à fratura. A aplicação de carga foi aplicada diretamente no preenchimento, não foi confeccionado coroa semelhante a prévios estudos, para simplificação e para intensificar o efeito do carregamento. Embora, isto interfira na distribuição das tensões dentro do dente, na magnitude resistência à fratura e no padrão de fratura das amostras. A resistência à fratura dos dentes pertencentes aos subgrupos do grupo com remanescente de 2 mm não foi estatisticamente

significante. O padrão de fratura predominante foram fraturas radiculares oblíquas e verticais do preenchimento e dentina coronária. No grupo sem férula o padrão de fratura dominante foi fratura radicular vertical obliqua e fratura do preenchimento, demonstrando que o padrão de fratura do dente não está relacionado à quantidade de remanescente dentinário quando o mesmo é maior do que 2mm. A presença de dentina coronária remanescente melhorou a resistência à fratura do dente restaurado com pino pré-fabricado de fibra de vidro e metálico quando comparado ao grupo sem remanescente.

Ainda no ano de 2006, Ng et al. avaliaram a resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente variando a localização do remanescente coronário. 50 incisivos centrais superiores foram selecionados e distribuídos em 5 grupos experimentais de acordo com a localização do remanescente coronário: (1) 360° de remanescente coronário de 2 mm, (2) remanescente coronário localizado na palatina,(3) na vestibular,(4) na proximal e (5) sem remanescente. Os grupos 2, 3 e 4 apresentavam metade da estrutura coronária (180°). As raízes foram restauradas com um retentor pré-fabricado de fibra de carbono e coroas totais. Os espécimes foram submetidos a um carregamento contínuo até a fratura. As médias de resistência à fratura foram 607 N, 782 N, 358 N, 375N e 172N para os grupos 1, 2, 3, 4 e 5 respectivamente. O padrão de falha predominante para os grupos com remanescente coronário foram fraturas oblíquas da superfície palatina para vestibular enquanto o grupo sem remanescente predominaram falhas adesivas do pino. Os autores concluíram que para restaurar dentes tratados endodonticamente que não apresentam uma estrutura coronária circunferencial completa entre o núcleo e o término do preparo, a localização da férula pode afetar a resistência à fratura.

Em 2007, Varvara et al. avaliaram o efeito de 3 diferentes técnicas restauradoras variando a quantidade de remanescente dentinário sobre a resistência e padrão de fratura em dentes tratados endodonticamente. Três grupos de 40 incisivos superiores foram subdivididos em 4 subgrupos ($n=10$) de acordo com a altura da dentina coronária residual definida como: 0, 2, 4 e 5 mm. Os dentes foram restaurados internamente com resina composta

(Controle), núcleo metálico e fundido em liga de cromo-cobalto (grupo CCPC) e pinos de fibra de carbono (grupo CFP). Todos os dentes foram restaurados com coroas metálicas. As amostras foram submetidas ao teste de resistência à fratura. Os valores médios em newtons para os remanescentes de 0, 2, 4 e 5 foram: 88, 143, 154 e 202 para o grupo controle; 230, 264, 364 e 383 para o grupo CCPC e 153, 235, 346 e 357 para o grupo CFP, respectivamente. Os autores concluíram que um aumento na altura da dentina coronária residual prove um grande aumento na resistência à fratura. A resistência à fratura para o grupo CCPC foi similar ou levemente maior do que o grupo CFP na presença dos remanescentes de 2, 4 e 5. Em contrapartida, o padrão de falha foi mais favorável para os grupos controle e CFP, enquanto falhas catastróficas ocorreram com maior frequência no grupo CCPC.

Em um estudo in-vitro Sendhilnathan & Nayar em 2008, investigaram a influência do tipo de pino e a presença de férula sobre a resistência à fratura de incisivos tratados endodonticamente. Sessenta incisivos centrais superiores foram selecionados e agrupados em 6 grupos experimentais ($n=10$): grupo A- Hígido; grupo B- restaurado com coroas metalocerâmicas/sem retentor; grupo C- 2mm de férula/Núcleo metálico fundido; grupo D- Sem férula/Núcleo metálico fundido; grupo E- 2 mm de férula/pino pré-fabricado de titânio associado ao preenchimento em resina composta e grupo F- sem férula/pino pré-fabricado de titânio associado ao preenchimento em resina composta. As amostras foram submetidas ao ensaio mecânico de resistência à fratura. Os dados foram submetidos a uma análise estatística por Anova one-way e teste de Tukey para comparação das médias para cada grupo. Os autores encontraram que a presença de férula tem um papel significante na resistência à fratura de incisivos restaurados com núcleos metálicos e fundidos. Os dentes restaurados com núcleos metálicos e fundidos apresentaram os maiores valores de resistência à fratura.

Em 2009, Eraslan et al. realizaram um estudo a fim de comparar o efeito da presença da férula com diferentes alturas sobre a distribuição das tensões na dentina e no complexo dente-restauração através da análise por elementos

finitos. Um modelo tridimensional simulando um incisivo central tratado endodonticamente restaurado com coroa em cerâmica pura foi construído para a análise por elementos finitos. Os modelos foram construídos variando a férula em três níveis: NF- sem férula; 1F- férula de 1 mm; 2F- férula de 2 mm. Os autores ainda variaram o tipo de retentor: pino de fibra de vidro e pino cerâmico de óxido de zircônia. Uma análise estrutural linear e estática foi empregada na qual todos os materiais foram considerados isotrópicos e homogêneos. Uma carga de 300 N foi aplicada na superfície palatina em um ângulo de 135° e a solução foi realizada no software Ansys v.10.0. Os resultados foram avaliados quantitativamente e qualitativamente pelo critério de von Mises. Os autores encontraram que a presença da férula resulta em menores valores de tensão na dentina quando comparada a ausência de férula e que o aumento do módulo de elasticidade do material do retentor aumenta as tensões existentes na dentina, alterando o local da tensão máxima da superfície dentinária para o pino.

Ma et al., em 2009 perceberam que não havia evidências na literatura para sugerir que a altura da férula para coroas em cerâmica pura fosse diferente da necessária para coroas metálicas ou metalocerâmicas. Frente a esta lacuna na literatura, um estudo in-vitro foi delineado com o objetivo de avaliar o número de ciclos necessários para promover uma falha prematura em uma coroa em cerâmica pura cimentada com cimento resinoso na presença de diferentes alturas de férula. Cinquenta incisivos centrais foram divididos em 3 grupos ($n=5$) com férulas de 0 mm, 0,5 mm e 1 mm, respectivamente. Foram cimentados pinos de fibra de vidro (ParaPost FiberWhite) associados ao preenchimento coronário com resina composta. Cada espécime foi preparado com um comprimento axial de 7 mm e ombro de 1 mm em torno do preparo. As coroas restauradoras foram feitas com uma cerâmica prensada (IPS Empress 2) e cimentadas em todas as amostras com um cimento resinoso (VarioLink II). Um extensômetro foi colado na superfície lingual sobre a interface dente-coroa a fim de determinar falhas prematuras. Em seguida as amostras foram submetidas a um ensaio de fadiga mecânica, com uma aplicação de 6 kg em um ângulo de 135 graus em relação ao longo eixo do dente em um total de 2,5

ciclos por segundo. A média do número de ciclos necessários para promover uma falha prematura para cada grupo foi: 213 (sem férula), 155,137 (férula de 0,5 mm) e 262,872 (férula de 1 mm). Os dados foram submetidos à análise estatística e foram determinadas diferenças entre os grupos sem férula e férula de 0,5 mm, e entre os grupos sem férula e férula de 1 mm, mas não entre o grupo 1mm de férula e o 0,5 mm de férula. Os autores concluíram que o mínimo de 1 mm de férula é recomendado quando da utilização de procedimentos adesivos para o núcleo de preenchimento associado a cimentação de coroas em cerâmica pura.

Em 2011, Sherfudhin et al. avaliaram o efeito de diferentes alturas de remanescentes coronários na resistência e padrão de fratura de pré-molares tratados endodonticamente restaurados com pinos de fibra e coroas em cerâmica pura. Cinquenta pré-molares hígidos foram tratados endodonticamente e restaurados com pinos de fibra de vidro associado ao preenchimento em resina composta e recobrimento com coroas em cerâmica pura. Os dentes foram divididos em 5 grupos de acordo com os diferentes designs e alturas de remanescentes coronários: grupo 1: 1mm de férula circunferencial com ausência de pino; grupo 2- 1 mm de férula circunferencial, grupo 3- 2 mm de férula não uniforme na vestibular e 1 mm na lingual; grupo 4- 3 mm de férula não uniforme na vestibular e 2 mm na lingual e grupo 5- sem férula. Todas as amostras foram restauradas com cerâmicas prensadas (E max, Ivoclar-Vivadent). Os espécimes foram submetidos ao ensaio de resistência à fratura e os resultados demonstraram que o aumento da férula não influenciou a resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente restaurados com pinos de fibra de vidro e coroas em cerâmica pura.

2.3- Efeito do tipo de reconstrução corono-radicular no comportamento biomecânico.

Em 1993, Assif et al. realizaram um estudo experimental com o objetivo de avaliar a influência do design do retentor na resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente restaurados com coroas totais. 41 pré-molares hígidos foram selecionados e divididos aleatoriamente em três grupos de 10

dentes e um grupo com 11 dentes. Nos três grupos, os dentes foram seccionados a 2 mm coronalmente em relação a junção cimento-esmalte. Os dentes foram restaurados de com núcleos metálicos fundidos convencionais (grupo 1), núcleos metálicos e fundidos cilíndricos (grupo 2), núcleos metálicos e fundidos cilíndricos com extremidade cônicia (grupo 3). O grupo 4 não recebeu retentor intrarradicular e o acesso endodôntico foi restaurado com cimento de ionômero de vidro. Após 7 dias da cimentação com um cimento a base de fosfato de zinco, todos os grupos incluindo o grupo controle receberam preparos para coroa total com o termino cervical na junção cimento-esmalte. As amostras foram submetidas ao ensaio de resistência à fratura. Os autores encontraram que o design do núcleo metálico e fundido não influenciou a resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente quando os materiais constituintes do pino e do núcleo apresentam mesma rigidez.

Em 2001, McLean publicou um artigo de revisão sobre a evolução das cerâmicas odontológicas no século XX. O autor relatou que a introdução de porcelanas queimadas a vácuo e a adesão as ligas metálicas introduzida por Weinstein et al em 1960 foi um avanço fundamental da odontologia estética e que a partir desta técnica foram desenvolvidas as próteses metalocerâmicas. A partir da década de 70, os estudos foram conduzidos a fim de reforçar as infraestruturas metálicas. Em 1976 Mclean e Sced produziram o primeiro sistema cerâmico com infraestruturas reforçadas. Neste sistema, a superfície da infraestrutura de platina foi reforçada com 2,0 μ m de estanho. Ainda na década de 70, novas técnicas foram desenvolvidas com a utilização de porcelanas reforçadas por cristais de alumina para confecção de coroas metalocerâmicas "Colarless". A dispersão de cristais cerâmicos com alta resistência e elevado módulo de elasticidade entre a matriz vítreia promoveu o reforço das cerâmicas odontológicas. Estes materiais cerâmicos com alta concentração de alumina contêm geralmente 95% de óxido de alumina e como apresentam alta resistência, possibilitam a confecção de infraestruturas que após infiltração com vidro de lantâno de sódio de baixa fusão podem receber a aplicação de cerâmicas de revestimento. A alumina sinterizada foi aplicada inicialmente na odontologia na forma de perfis pré-fabricados para confecção

de coroas e pequenas próteses fixas. A técnica de “Slip-casting” consiste na ciência da preparação e aplicação de uma suspensão estável na fabricação de estruturas sólidas, em camadas, sobre um modelo com uma superfície porosa com capacidade de absorver a fase líquida por meio de capilaridade. O aprimoramento desta técnica permitiu o desenvolvimento de copings com alta resistência mecânica representada inicialmente pelo sistema cerâmico In-Ceram (Vita Zahnfabrik). Um sistema conhecido comercialmente como Procera All-Ceramic System utiliza porcelana com alta concentração de alumina e apresenta alta resistência. As infra-estruturas são confeccionadas por meio da compactação de pó de alumina em alta concentração ($\text{Al}_2\text{O}_3 > 99,9\%$) por meio de uma técnica de pressurização a seco em troqueis com dimensões maiores do que os preparos dentais. O autor afirmou que no século XXI, o desafio para produzir cerâmicas altamente resistentes sem prejuízo na translucidez poderá ser resolvido, porém as coroas metalocerâmicas provavelmente ainda serão utilizadas por um longo tempo.

No ano de 2002, Akkayan & Gulmez perceberam que havia pouco conhecimento na literatura a respeito da resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente restaurados com os recém-desenvolvidos sistemas de pinos estéticos. Frente a isso, um estudo in-vitro foi desenvolvido para comparar o efeito de um pino de titânio e três tipos de sistemas de pinos estéticos sobre a resistência à fratura e o padrão de fratura de dentes tratados endodonticamente. Quarenta caninos superiores humanos com dimensões estatisticamente semelhantes foram selecionados e tiveram suas coroas removidas no nível da junção cimento-esmalte. Os canais radiculares foram tratados endodonticamente e os dentes restaurados com pinos de titânio (grupo 1); pinos de fibra de quartzo (grupo 2); pinos de fibra de vidro (grupo 3) e pinos de zircônia (grupo 4). Todos os retentores foram cimentados com um sistema adesivo (Single Bond 2) e um cimento resinoso de natureza dual (Rely X ARC). Todos os dentes foram restaurados com núcleos em resina composta e coroas metálicas cimentadas com cimento de ionômero de vidro. As amostras foram incluídas em resina acrílica e um carregamento compressivo foi aplicado em um ângulo de 130 graus em relação ao longo eixo do dente até

a fratura do espécime. O teste de análise de variância (One-way) e de tukey foram utilizados para determinar as diferenças existentes entre os grupos experimentais. As médias dos valores de resistência à fratura (Kg) foram de 66,95, 91,20, 75,90 e 78,91 para os grupos 1, 2, 3 e 4, respectivamente. A análise estatística demonstrou diferenças estatisticamente significantes entre os grupos com exceção dos grupos 3 e 4. Os dentes restaurados com pinos de fibra de quartzo apresentaram os maiores valores de resistência à fratura ($p<,001$). Quanto ao padrão de fratura, os autores verificaram que os pinos de fibra de vidro e fibra de quartzo apresentaram fraturas favoráveis ao reparo, devido ao módulo de elasticidade semelhante à estrutura dentinária, enquanto os pinos de titânio e zircônia apresentaram maior incidência de fraturas catastróficas.

No mesmo ano, Heydecke et al. conduziram um estudo a fim de comparar a resistência à fratura de incisivos superiores tratados endodonticamente restaurados com diferentes sistemas de pinos e núcleos. Sessenta e quatro incisivos centrais foram selecionados e divididos em quatro grupos ($n=16$): grupo 1- pinos de titânio e preenchimento em resina composta; grupo 2- pinos de zircônia e preenchimento em resina composta; grupo 3- pinos de zircônia e núcleo de cerâmica termo-prensada e grupo 4- núcleo metálico fundido em liga de ouro (controle). Todas as amostras apresentavam 2 mm de férula. Todos os retentores foram cimentados com um cimento resinoso e restaurados com coroas totais. Os espécimes foram submetidos a 1,2 milhões de ciclos mecânicos (30N) em um simulador mecânico de mastigação. Simultaneamente foi realizada uma termo-ciclagem variando a temperatura entre 5 e 55°C por 60 segundos com uma pausa intermediária de 12 segundos. Todas as amostras que não fraturaram durante a ciclagem mecânica foram submetidas ao ensaio de resistência à fratura em uma velocidade de 1,5 mm/min até a fratura da amostra. Os índices de sobrevivência após a simulação mastigatória foram de 93,8% para os grupos restaurados com pinos de titânio e para os pinos de zircônia e preenchimento em resina composta, 100% para o grupo restaurado com pino de zircônia e preenchimento em cerâmica e 87,5% para o grupo controle. As médias de

resistência à fratura foram 450 N, 503 N, 521 N e 408 N para os grupos 1,2,3 e 4 respectivamente sendo que não foram encontradas diferenças estatisticamente significantes entre os grupos. Os autores concluíram que pinos de zircônia associados a núcleos cerâmicos podem ser recomendados como alternativa aos núcleos metálicos e fundidos.

Ainda no ano de 2002, Pierrisnard et al. avaliaram pelo método de elementos finitos o efeito de diferentes métodos de reconstruções corono-radiculares sobre a distribuição das tensões nos tecidos dentários. Sete modelos tridimensionais foram criados para este estudo através da simplificação de um dente uni-radicular restaurado com coroa total. Os modelos foram construídos com dois níveis de perda de estrutura coronária: perda completa da dentina coronária (ausência de férula) e perda parcial com 2 mm de dentina coronária (férula de 2mm). Os dentes com dois diferentes graus de perda de estrutura coronária foram modelados por quatro técnicas restauradoras diferentes: pino e núcleo fundido em Ni-Cr, pino em Ni-Cr e núcleo de preenchimento em resina composta, pino de fibra de carbono associado ao núcleo de preenchimento em resina composta e restauração em resina composta sem a presença de retentor intrarradicular. Os modelos foram avaliados pelo software de elementos finitos CADSAP (CADLM, Gif sur Yvette, França) em um computador compatível, onde uma carga oblíqua em um ângulo de 30° e intensidade de 100 N foram aplicadas na coroa. O software indicou as tensões para cada modelo (locais das tensões de tração induzindo trincas e tensões compressivas) comparando a intensidade máxima observada, localização e concentração. Os autores observaram que a região cervical foi o local onde houve maior concentração de tensões. A tensão de tração na cervical excedeu 230 Pa quando na ausência de férula e menor do que 140 Pa com a presença da férula. A concentração das tensões na região cervical foi maior quando o pino de Ni-Cr estava associado ao núcleo de resina composta (254 Pa), comparado com pinos de Ni-Cr (235 Pa), em dentes com ausência de férula. A ausência do retentor intrarradicular aumentou a concentração de tensões em 5% (139 Pa) a mais do que aquela apresentada pela combinação Ni-CR/resina composta e 26% maior do que aquela gerada pela combinação

do pino de fibra de carbono e resina composta. Os mesmos concluíram que a presença de férula parece minimizar o efeito mecânico do nos materiais de reconstrução sobre a intensidade das tensões na região cervical. A presença dos retentores é benéfica para dentes com férula de 2 mm e quanto maior o módulo de elasticidade dos materiais, menor o nível de tensão em dentina.

Potiket et al. em 2004 avaliaram e compararam a resistência à fratura de diferentes sistemas em cerâmica pura feitas com três tipos diferentes de dois sistemas cerâmicos utilizando espessuras de 0,4 e 0,6 mm para os copings de óxido de alumínio e zircônia. Coroas metalocerâmicas foram utilizadas como grupo controle. Os autores concluíram que não há diferença significante na resistência a fratura em dentes preparados com copings de 0,4 e 0,6 mm de óxido de alumínio ou copings com 0,6 mm com zircônia em relação a coroas metalocerâmicas. Não foi observada diferença significante na resistência à fratura de dentes restaurados com coroas totais cerâmicas e metalocerâmicas.

Zarone et al. em 2006, avaliaram, pelo método de elementos finitos, o comportamento biomecânico de incisivo central superior restaurado com pino e coroa comparado com o dente hígido. Foi utilizado modelo tri-dimensional de incisivo, no qual foi aplicada força estática arbitrária de 10 N, num ângulo de 125º em relação à superfície palatina da coroa. Diferentes materiais e configurações foram testados: dente restaurado com pino de fibra de vidro, cimentado com cimento resinoso e com coroa cerâmica feldspática; dente restaurado com pino de fibra de vidro, cimentado com cimento resinoso e com coroa em alumina; dente restaurado com pino de fibra de vidro envolvido por resina e núcleo de resina composta confeccionado no sistema CAD-CAM, fixado com cimento resinoso, com coroa feldspática; dente restaurado com pino de fibra de vidro envolvido por resina e núcleo de resina composta confeccionado no sistema CAD-CAM, fixado com cimento resinoso, com coroa em alumina; dente restaurado com pino de fibra de vidro envolvido por cerâmica feldspática, núcleo e coroa em cerâmica feldspática confeccionada no sistema CAD-CAM, fixado com cimento resinoso; dente restaurado com pino

de fibra de vidro envolvido por cerâmica com alumina, núcleo e coroa em cerâmica com alumina confeccionado no sistema CAD-CAM, fixado com cimento resinoso. Os autores observaram que materiais com alto módulo de elasticidade alteram fortemente o comportamento biomecânico comparado com o dente natural. As áreas críticas de concentração de tensões são: interface entre restauração, cimento e dentina; canal radicular e superfície vestibular e lingual. Os materiais com propriedades mecânicas semelhantes àquelas da dentina melhoram o comportamento biomecânico do dente restaurado, reduzindo as áreas de concentração de tensões.

Em 2006, Nakamura et al. por meio da análise por elementos finitos, avaliou a distribuição de tensão em incisivos centrais tratados endodonticamente e restaurados com retentores intrarradiculares e coroas em cerâmica pura. Quatro tipos de modelos bidimensionais foram criados de acordo com a extensão (1/3 da raiz e 2/3 da raiz) e diâmetro (1/3 da raiz e 2/3 da raiz) do pino. Os modelos foram restaurados com núcleos metálicos e fundidos em liga de ouro, pino pré-fabricado metálico e núcleo em resina composta e pino de fibra de vidro e núcleo em resina composta. O pino de fibra de vidro foi considerado como uma estrutura anisotrópica, isto é, suas propriedades físicas na direção longitudinal são diferentes das propriedades da direção transversal. Um carregamento de 200 N foi aplicado na superfície palatina na superfície incisal em um ângulo de 135°. Os modelos foram analisados pelo critério de tensão máxima principal. Os autores encontraram que o pino de fibra de vidro produz menores valores de tensão de tração na dentina radicular e na extremidade do retentor comparado aos retentores metálicos. Os pinos curtos e com maiores diâmetros produziram os maiores valores de tensão de tração. Estes achados sugerem que o uso de maior extensão do retentor e pinos de fibra é eficaz para reduzir as tensões de tração que irão levar a fraturas radiculares.

Ainda em 2006, Romeed et al. compararam a utilização de modelos bidimensionais e tridimensionais aplicados ao método de elementos finitos no comportamento biomecânico de pré-molares restaurados com coroas totais

submetidos a condições similares de carregamento. Os autores relataram que a decisão em utilizar um modelo bidimensional ou tridimensional depende de muitos fatores inter-relacionados e que a análise bidimensional apresenta algumas limitações, em particular, na investigação do comportamento biomecânico de estruturas complexas. Três modelos bidimensionais (modelo 1: secção mesio-distal; modelo 2: secção vestíbulo-lingual e modelo 3: modelo da composição da estrutura) e um tridimensional de um segundo pré-molar superior foram desenvolvidos no software de elementos finitos (PATRAN package). Todos os materiais foram considerados isotrópicos, lineares e homogêneos e as mesmas condições de contorno foram aplicadas para os modelos. Os autores concluíram frente à análise dos resultados que a análise tridimensional é necessária para melhor entendimento do comportamento biomecânico de dentes restaurados.

Santos-Filho et al. em 2008 avaliaram a influência de diferentes extensões e tipos de retentores intrarradiculares na deformação por meio do método de extensometria e na resistência à fratura de incisivos bovinos tratadas endodonticamente. 135 raízes bovinas foram restauradas com três tipos de retentores (pino de fibra de vidro associado a preenchimento em resina composta; pino pré-fabricado metálico associado a preenchimento em resina composta e núcleo metálico fundido em liga de Ni-Cr). Todas as amostras foram restauradas com coroa metálica em liga de Ni-Cr. A extensão dos retentores foi de: 5,0 mm, 7,5 mm e 10 mm. Os autores afirmaram que a deformação foi sempre maior na face vestibular independente do tipo e extensão do retentor. A diminuição da extensão do pino para 5,0 mm nos dentes restaurados com núcleo metálico fundido e pino pré-fabricado metálico resultou em aumento significativo da deformação, principalmente na face proximal. Os valores de resistência indicaram que a extensão do pino foi fator significante para estes e não significante para os restaurados com pino de fibra de vidro. Quanto ao padrão de fratura, nos dentes restaurados com núcleos metálicos e fundidos e pinos pré-fabricados metálicos prevaleceram fraturas radiculares enquanto nos pinos de fibra de vidro prevaleceram fraturas do núcleo de preenchimento. Na extensão de 10,0 mm o núcleo metálico

demonstrou maior resistência à fratura do que o pino de fibra de vidro, porém este apresentou efetividade nas três extensões avaliadas.

Santos-Filho em 2009 realizou um estudo com o objetivo de desenvolver um protocolo de modelagem tridimensional com aplicabilidade ao método de elementos finitos e avaliar o comportamento biomecânico de um incisivo central superior tratado endodonticamente restaurado com núcleos metálicos e fundidos e pinos de fibra de vidro associado ao preenchimento coronário em resina composta e coroas totais em cerâmica. Para construção do modelo um incisivo central superior hígido foi selecionado e o esmalte e a dentina foram escaneados e mapeados por um scanner de contato. Os arquivos STL gerados a partir dos escaneamento foram exportados para um software de Bio-CAD (Rhino 3D). Neste software foram geradas superfícies NURBS e os volumes de cada estrutura. Os modelos foram exportados para um software de elementos finitos onde a malha de cada estrutura foi gerada empregando um elemento sólido quadrático. Foram gerados 17 modelos, sendo um do dente hígido e 16 modelos de acordo com os 4 fatores em estudo: tipo de retentor em dois níveis: pino de fibra de vidro (PFV) e núcleo moldado fundido (NMF), extensão do retentor em dois níveis: 7,0mm (7,0) e 12,0mm (12,0), remanescente coronário em dois níveis: remanescente de 2,0mm (RE) e ausência de remanescente (ARE), enfraquecimento do canal radicular em dois níveis: ausência de enfraquecimento (AENF) e presença de enfraquecimento (ENF). Os resultados obtidos mostraram que o modelo tridimensional desenvolvido é adequado para a análise por elementos finitos. O autor concluiu que o pino de fibra de vidro apresenta distribuição homogênea das tensões mais semelhante ao dente hígido, enquanto o núcleo metálico e fundido apresentou grande concentração de tensão no interior do canal radicular. O fator extensão do retentor intrarradicular influenciou isoladamente apenas a distribuição de tensões do núcleo metálico e fundido. A presença de remanescente coronário sempre melhorou a distribuição das tensões. O enfraquecimento do canal radicular teve maior impacto na distribuição de tensões.

Em 2009 Theodosopoulou & Chochlidakis em revisão sistemática da literatura, buscaram determinar quais sistemas de pinos e núcleos são mais bem sucedidos quando usados *in vivo* para restaurar dentes tratados endodonticamente. De acordo com trabalhos com altos níveis de evidência clínica, os autores concluíram que os pinos de carbono são significativamente melhores do que pinos fundidos com ligas metálicas. Pinos de fibra de vidro são significativamente melhores do que pinos metálicos rosqueáveis e moderadamente melhores do que pinos com fibra de quartzo. Pinos de fibra de carbono são significativamente piores do que pinos metálicos com ligas preciosas.

No ano de 2010, Da Silva et al. avaliaram a influência do tipo de pino, núcleo, coroa restauradora e da presença de férula na deformação, resistência e padrão de fratura de dentes anteriores tratados endodonticamente. 180 raízes bovinas foram tratadas endodonticamente e divididas em 2 grupos ($n=90$) e de acordo com a presença ou ausência de férula. Cada grupo foi subdividido em 3 subgrupos ($n=30$). Os dentes foram reconstruídos com núcleo metálico fundido em Ni-Cr; pino de fibra de vidro e preenchimento coronário com resina composta e pino de fibra de vidro associado a reforço coronário de fibra de vidro. Metade das amostras ($n=15$) de cada subgrupo foi restaurada com coroas metálicas e metade restaurada com cerâmica reforçada por cristais de alumina. 5 espécimes foram submetidos ao teste de extensometria, com aplicação contínua de carga de 0 a 100N para mensurar a deformação radicular nas superfícies vestibular e proximal seguido de um carregamento contínuo até a fratura. Os dados foram analisados usando ANOVA em 3 níveis e teste de Tukey ($p=0.05$). A análise estatística demonstrou que a resistência à fratura e a deformação vestibular e proximal são influenciadas pelos fatores e suas interações. Os autores encontraram que o fator remanescente coronário não influenciou significativamente os valores de resistência à fratura e deformação vestibular para os grupos restaurados com coroas cerâmicas independente da reconstrução corono-radicular. A coroa metálica associada à presença de remanescente resulta em deformação estatisticamente inferior e maior resistência à fratura que os grupos sem férula, independente do tipo de

sistema de reconstrução corono-radicular. O núcleo metálico fundido demonstrou menor deformação do que o pino de fibra de vidro e o pino de fibra de vidro associado ao núcleo pré-fabricado em fibra, quando empregado coroa metálica. Os grupos com férula e coroa metálica produziram fraturas que envolveram o terço coronário e médio da raiz, por outro lado nos grupos sem férula e coroa metálica predominaram fraturas que envolveram o núcleo de preenchimento e terço coronário da raiz. Os grupos restaurados com coroas cerâmicas não apresentaram variação no padrão de fratura. A presença da férula melhora o comportamento mecânico dos dentes restaurados com coroas metálicas independente do tipo de reconstrução radicular.

Al-Omri et al. em 2010, realizaram uma revisão sistemática da literatura sobre a resistência à fratura de dentes restaurados com reabilitações retidas por retentores intrarradiculares. A revisão foi feita compreendendo o período de 1960 a 2010 no PubMed/MEDLINE, Cochrane e Scopus. Foram utilizadas palavras chaves simples ou combinadas (resistência à fratura, pinos endodônticos, pinos de fibra, cimentação adesiva e dentes tratados endodonticamente). Estudos in-vitro (laboratoriais, estudos de análises de tensões por métodos computacionais de elementos finitos e fotoelasticidade) foram incluídos na revisão bem como estudos clínicos controlados (RCT), retrospectivos, prospectivos, descritivos e revisões da literatura. Os autores encontraram que diversos fatores podem influenciar a resistência à fratura de dentes restaurados com retentores intrarradiculares. Sendo que alguns desses fatores aumentam a resistência à fratura como: Perda limitada de estrutura dentária, obtenção do efeito férula, utilização de retentores com propriedades físicas similares a dentina e utilização de técnicas adesivas para a cimentação do retentor e restauração coronária. Fraturas radiculares irreparáveis têm sido frequentemente relatadas como o padrão mais catastrófico de falha associada à inserção de retentores, especialmente quando estes são rígidos. Os autores ainda afirmam uma mudança de paradigma, anteriormente, o argumento existente na literatura era a favor de reforçar os dentes pela utilização de retentores. Atualmente, há um consenso entre os pesquisadores de que os pinos não reforçam a estrutura dentária, mas pelo contrário, a sua inserção

envolve um procedimento que normalmente sacrifica a estrutura e reduz a resistência à fratura desses dentes.

Santos et al. em 2010 testaram a hipótese de que pinos de fibra de vidro, pelo baixo modulo de elasticidade, poderiam proporcionar menores riscos de fraturas radiculares e de falhas adesivas apesar do aumento da tensão radicular. Uma análise por elementos finitos foi realizada com os softwares MSC.Patran (pré e pós-processamento) e MSC.Marc (solução). Um modelo tridimensional de um pré-molar foi desenvolvido com um canal radicular oval com as dimensões obtidas por revisão de literatura. Para simulação do tratamento endodôntico e tratamento protético, a câmara pulpar foi permaneceu com 2 mm e o canal radicular com 1,5mm. A gutta-percha foi inserida no terço apical e pinos (metálicos e fibra de vidro) foram simulados com a presença do cimento resinoso. Nos modelos restaurados com núcleos metálicos, o pino foi uniformemente adaptado ao canal radicular e a camada de cimento resinoso simulada com 0,1 mm de espessura. Para os modelos restaurados com pinos de fibra de vidro, a espessura de cimento variou de 0,1 a 0,6 mm devido à forma circular do retentor. Todos os materiais foram considerados lineares, isotrópicos e homogêneos com exceção do pino de fibra de vidro considerado uma estrutura ortotrópica. Os contatos entre os retentores foram considerados como perfeitamente aderidos (bonded) ou completamente não aderidos (non-bonded). O coeficiente de atrito estabelecido para o contato “non-bonded” foi de 0,3. Um carregamento de 300 N foi aplicado no centro da cúspide vestibular em um ângulo de 45 graus em relação ao longo eixo do dente. Os autores também calcularam o risco de fratura dividindo o valor da tensão máxima principal em cada material pela resistência máxima à tração. Os autores encontraram que as tensões ao longo da interface com pinos metálicos induzem maiores tensões comparados aos pinos de fibra de vidro. A distribuição de tensões nas raízes dos modelos “bonded” foi similar ao dente hígido e apresentaram risco de fraturas relativamente baixos. O risco de fratura para os modelos “non-bonded” foram maiores do que os modelos “bonded”, especialmente para os pinos de fibra de vidro. Dessa forma, quando falhas adesivas ocorrem, as tensões radiculares produzidas pelos pinos de fibra de

vidro são maiores do que nos dentes restaurados com pinos metálicos. Os autores concluíram que o baixo módulo de elasticidade dos pinos de fibra de vidro diminui o risco de falhas adesivas devido aos baixos valores de tensão na interface pino/cimento e que dentes restaurados com pinos de fibra de vidro ainda estariam menos propensos a fraturas, porque os riscos de fratura do núcleo em compósito e do pino foram maiores que os da raiz.

Goracci & Ferrari em 2011 realizaram uma revisão da literatura buscando evidências mais recentes e confiáveis sobre os diferentes sistemas de pinos intrarradiculares. Foi feita uma busca eletrônica de artigos na língua inglesa, na MEDLINE acessados através do PubMed. A busca foi feita utilizando palavras chaves e a limitada a artigos publicados nos últimos 10 anos em revistas odontológicas com fator de impacto. Os autores concluíram que as evidências clínicas e labororiais disponíveis validam a utilização de pinos de fibra como uma alternativa aos pinos metálicos além de serem preferíveis em relação aos demais tipos de retentores não metálicos, como os pinos de zircônia. Os mesmos ainda afirmaram que a preservação de estrutura dentária, a utilização de retentores com propriedades similares à dentina e uma efetiva adesão ao canal radicular são os fatores principais para o sucesso do desempenho clínico de dentes tratados endodonticamente.

Rinke et al. em 2011 realizaram um estudo clínico retrospectivo para avaliar a performance de coroas do sistema In-ceram Alumina em um período de 18,6 anos de acompanhamento. 113 pacientes atenderam aos critérios de inclusão da pesquisa e foram tratados na Universidade de Gottingen entre os anos de 1991 e 1999 com o sistema In-ceram alumina. Entretanto, 80 pacientes (39 mulheres e 41 homens) participaram da avaliação final entre março de 2009 e fevereiro de 2010. 163 coroas anteriores e 109 coroas posteriores foram avaliadas apresentando um período médio de observação de $13,5 \pm 3,6$ anos em um total de 18,6 anos. As avaliações incluíram: presença de fratura do coping, fissuras e trincas na cerâmica de recobrimento, cárries recorrentes, perda de retenção e complicações biológicas (tratamentos endodônticos e periodontais). O índice de sobrevivência das coroas foi avaliado

pelo teste de Kaplan-meier e o teste de regressão de Cox foi aplicado para avaliar a influência da localização das coroas (anterior ou posterior). Os autores encontraram que o índice de sobrevivência e as taxas de sucesso para coroas totais do sistema In-ceram foram influenciadas significativamente pelo local da restauração, sendo que restaurações anteriores demonstraram maior probabilidade de sobrevivência. Os mesmos ainda concluíram que os índices de sobrevivência de coroas reforçadas por alumina são semelhantes aos índices de coroas metalocerâmicas publicados na literatura.

Ainda em 2011, Dejak & Mlotkowski compararam pelo método de elementos finitos, a resistência de dentes restaurados com núcleos metálicos fundidos com os restaurados com pinos de fibra de vidro. Um modelo tridimensional de um incisivo central superior foi gerado a partir de um escaneamento a laser e deu origem aos modelos experimentais. Foram gerados 5 modelos: dente hígido; restaurado com uma coroa cerâmica; restaurado com pino de fibra de vidro; restaurado com núcleo metálico com liga de ouro e restaurado com núcleo metálico com liga de níquel-cromo. Todos os modelos foram restaurados com coroas em cerâmica pura. A malha de cada estrutura foi gerada no software Ansys v10.0 utilizando elementos com contato colado (Targe 170 e Conta 174). Uma análise não-linear foi aplicada e cada modelo foi submetido a um carregamento vertical e oblíquo de 100 N. O critério de von Mises modificado foi utilizado para avaliar o dente restaurado, a cerâmica e a resina composta, enquanto o critério de Tsai-Wu foi utilizado para o pino de fibra de vidro. O critério de von Mises foi utilizado para as ligas metálicas (ouro e níquel-cromo) e a tensão equivalente encontrada nos modelos foi comparada com a resistência a tração dos respectivos materiais. Os autores encontraram que as tensões nos dentes restaurados com pinos de fibra de vidro reduziram 21%, enquanto a tensão dos dentes restaurados com Ni-Cr reduziram 25% comparado ao dente hígido. A tensão equivalente nos pinos metálicos foi muito maior do que nos pinos de fibra de vidro, porém não excede a resistência à tração desses materiais. Os autores concluíram que a utilização de núcleos metálicos resulta em uma diminuição das tensões na dentina quando comparado aos pinos de fibra de vidro.

PROPOSIÇÃO

3- PROPOSIÇÃO

O presente estudo teve como objetivo avaliar a influência dos diferentes sistemas de reconstrução corono-radicular bem como da quantidade de remanescente coronário na deformação, resistência à fratura, padrão de fratura e padrão de distribuição das tensões em incisivos centrais tratados endodonticamente, variando:

- (1) Remanescente coronário em três níveis:
 - a- Ausência de remanescente coronário (ARE).
 - b- Remanescente coronário de 1mm (RE1).
 - c- Remanescente coronário de 2 mm (RE2).
- (2) Tipo de retentor intrarradicular em dois níveis:
 - a- Núcleo metálico e fundido (NMF) .
 - b- Pino de fibra de vidro (PFV).
- (3) Tipo de coroa restauradora em dois níveis:
 - a- Coroa metálica em Ni-Cr (CM).
 - b- Coroa cerâmica reforçada por alumina (CC).

MATERIAIS E MÉTODOS

4- MATERIAIS E MÉTODOS

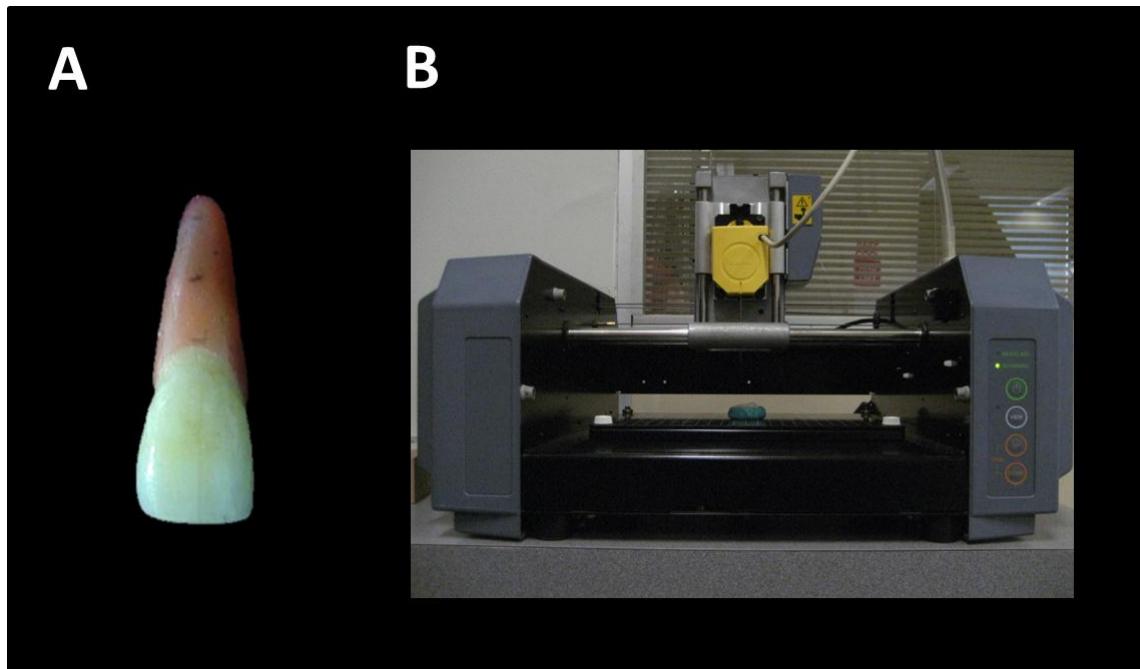
O presente estudo foi composto por duas fases de execução. A primeira consistiu na utilização do método de elementos finitos tridimensional para análise do padrão de distribuição de tensões no complexo restaurador e na estrutura dentária remanescente. A segunda fase foi composta pela análise laboratorial da deformação pelo método de extensometria e da resistência mecânica do complexo dente-restauração pela resistência à fratura e análise do padrão de fratura.

4.1- Método de Elementos Finitos

4.1.1- Protocolo de geração do modelo tridimensional.

O modelo tridimensional (3D) do incisivo central superior hígido utilizado neste estudo foi desenvolvido por Santos-Filho em 2009. Desde a sua confecção até os dias de hoje foram feitas modificações e simplificações na sua geometria a fim de aprimorar as análises pelo método de elementos finitos.

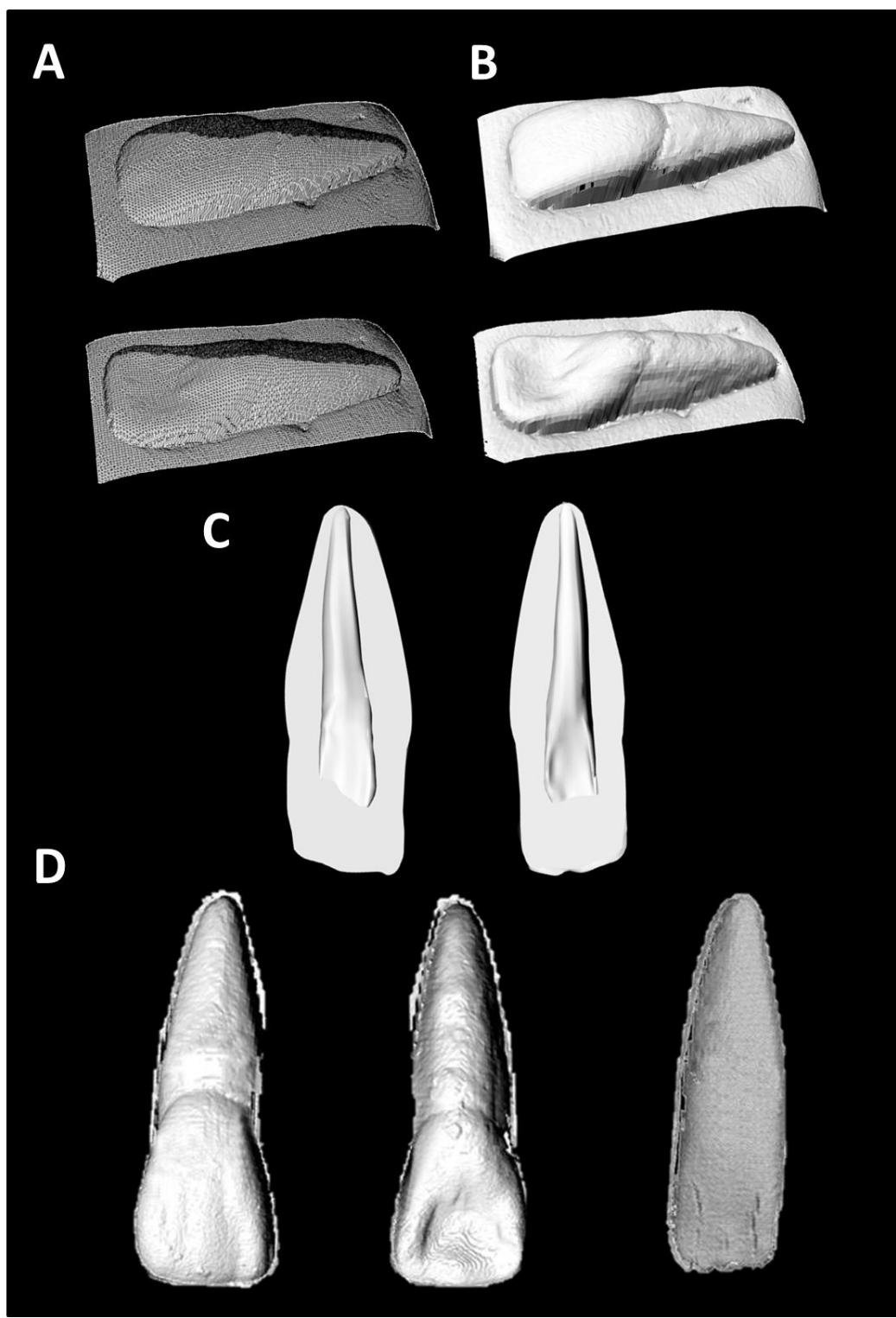
Para geração do modelo inicial, incisivos centrais superiores foram extraídos na Clínica de Cirurgia e Traumatologia Buco-Maxilo-Facial da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia com indicação de exodontia por doença periodontal e prévio consentimento dos pacientes, por meio de aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa da mesma instituição (217/06, Anexo 1). Os dentes hígidos, livres de trinca, desgaste e cárie, foram armazenados em solução de água destilada e timol a 37°C. Dentre 50 dentes hígidos, um incisivo central superior hígido foi selecionado por (Santos-Filho, 2009) para construção do modelo tridimensional do dente hígido e posterior simulação das formas de tratamento (Figura 1A). O incisivo central foi posicionado em um Scanner de contato (MDX-40, Roland, Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer – CTI, Campinas, SP, Brasil) (Figura 1B). Este equipamento gerou o contorno externo do dente, por meio de calibração em 0,2 mm para cada traçado da ponta de contato sobre a superfície. A geometria externa foi arquivada em arquivos com extensão do tipo STL (Stereolitográficos) em computador acoplado ao scanner (Figura 2).



Santos-Filho 2009

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

Após a obtenção da geometria externa em arquivos *.STL da coroa e raiz do incisivo, a raiz foi protegida com cera utilidade e o esmalte foi imerso em uma solução de ácido clorídrico a 10% (Santos-Filho, 2009) em um pote dappen de forma que apenas o esmalte da coroa permanecesse em contato com o ácido clorídrico, evitando assim o desgaste da porção radicular. O esmalte foi totalmente removido após degradação em solução de ácido durante 10 minutos e a remoção do mesmo foi confirmada por meio da análise visual em lupa estereoscópica 40X (Leica, Hanau, Alemanha). Após a confirmação da completa remoção do esmalte, o scaneamento foi novamente realizado para obtenção da geometria externa da dentina coronária (Figura 2).



Santos-Filho 2009

Figura 2- Arquivos *.STL (Stereolitográficos). (A) Malha de triângulos da geometria externa da superfície vestibular e palatina; (B) *.STL renderizado para visualização dos marcos anatômicos do incisivo central superior; (C) Seccionamento da dentina para

obtenção dos volumes da polpa dentária; (D) Arquivos *.STL da superfície vestibular, palatina e da dentina.

Os arquivos *.STL do esmalte e da dentina foram exportados para o software Bio-CAD (Rhinoceros 3D 4.0; McNeel North America, Seattle, WA, USA) para geração do modelo tridimensional que serviu como padrão do dente hígido. Neste programa foram geradas superfícies NURBS (Non Uniform Rational Bazier Spline), próprias para modelagem de estruturas complexas e bio-modelagens, baseada na malha triangular do *.STL. Sobre esta malha foram selecionados pontos em marcos anatômicos (cristas marginais, colo dentário, equador protético, circunferência radicular, entre outros) e regiões estratégicas da estrutura que serviram de referência para criação de linhas interconectadas em seus pontos de origem e extremidades. Posteriormente, estas linhas foram utilizadas para a criação das superfícies (*Network surface*). Após a criação destas superfícies foram gerados os volumes das estruturas internas e externas do dente através de operações booleanas e outras ferramentas específicas do software (*Join*, *offset*, entre outras), formando um sólido do dente digitalizado (Figura 3).

Para a geração da polpa dentária, o dente foi seccionado longitudinalmente no sentido mesio-distal e a geometria da câmara pulpar foi gerada de acordo com o contorno externo da mesma e do canal radicular. Concluindo a geração do modelo hígido, foi realizada a simulação do ligamento periodontal e inclusão em cilindro de resina acrílica, simulando condições de estudos laboratoriais (Santos-Filho, 2009). O ligamento periodontal foi simulado com 0,3 mm de espessura (Figura 4).

O modelo abaixo foi gerado com base na geometria do incisivo central gerado por Santos-Filho em 2009, este evoluiu com algumas simplificações realizadas na sua superfície externa, removendo detalhes anatômicos da superfície sem que houvesse um prejuízo na identidade do modelo, tornando-o mais simples. Desta forma, o processo de discretização do modelo e processamento dos dados se tornaram mais ágeis para a utilização nesta pesquisa.

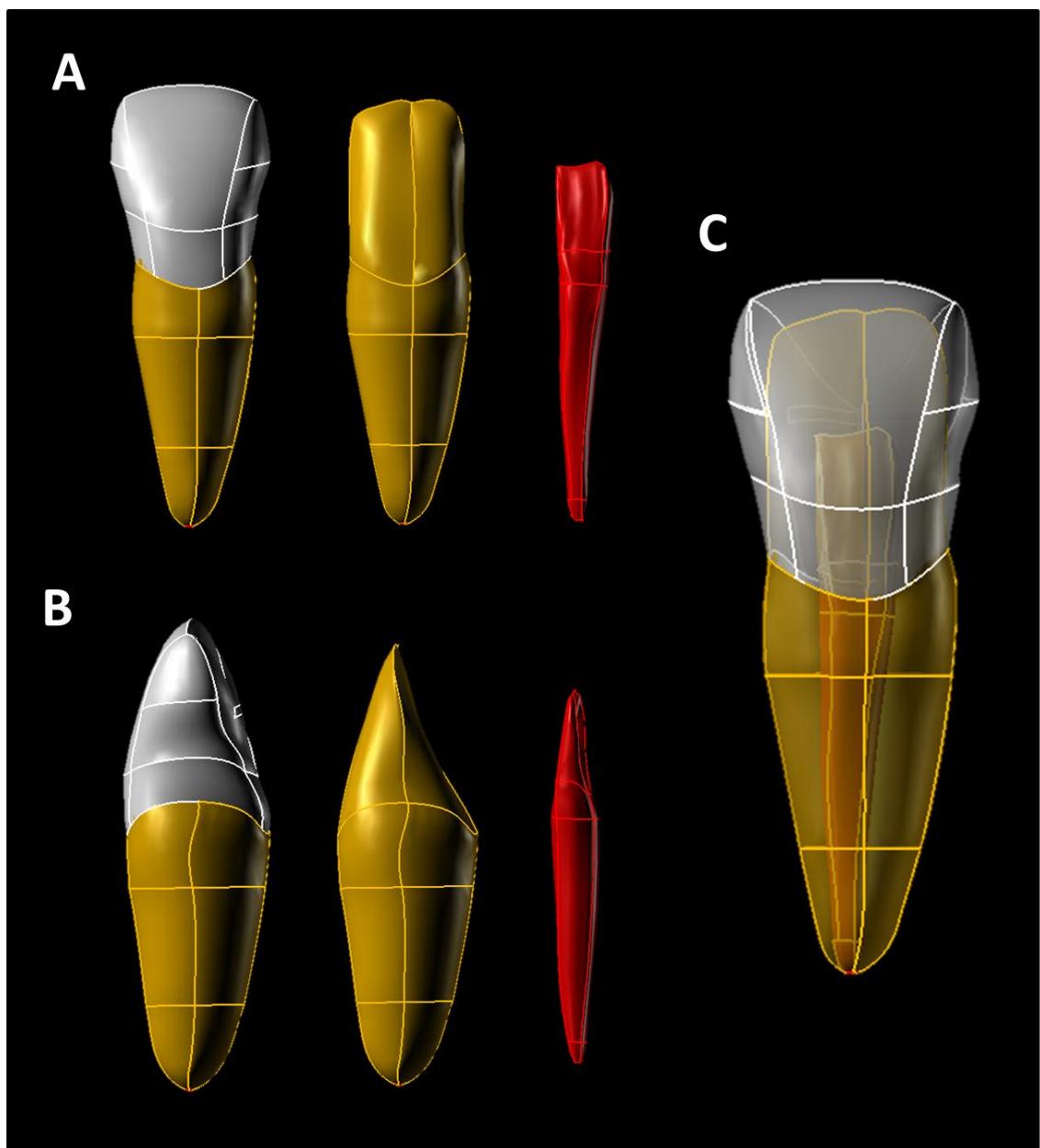


Figura 3- Modelo Hígido gerado pelo protocolo Bio-CAD. (A) Vista frontal do modelo; (B) Vista lateral do Modelo; (C) Modelo concluído com determinação dos volumes internos.

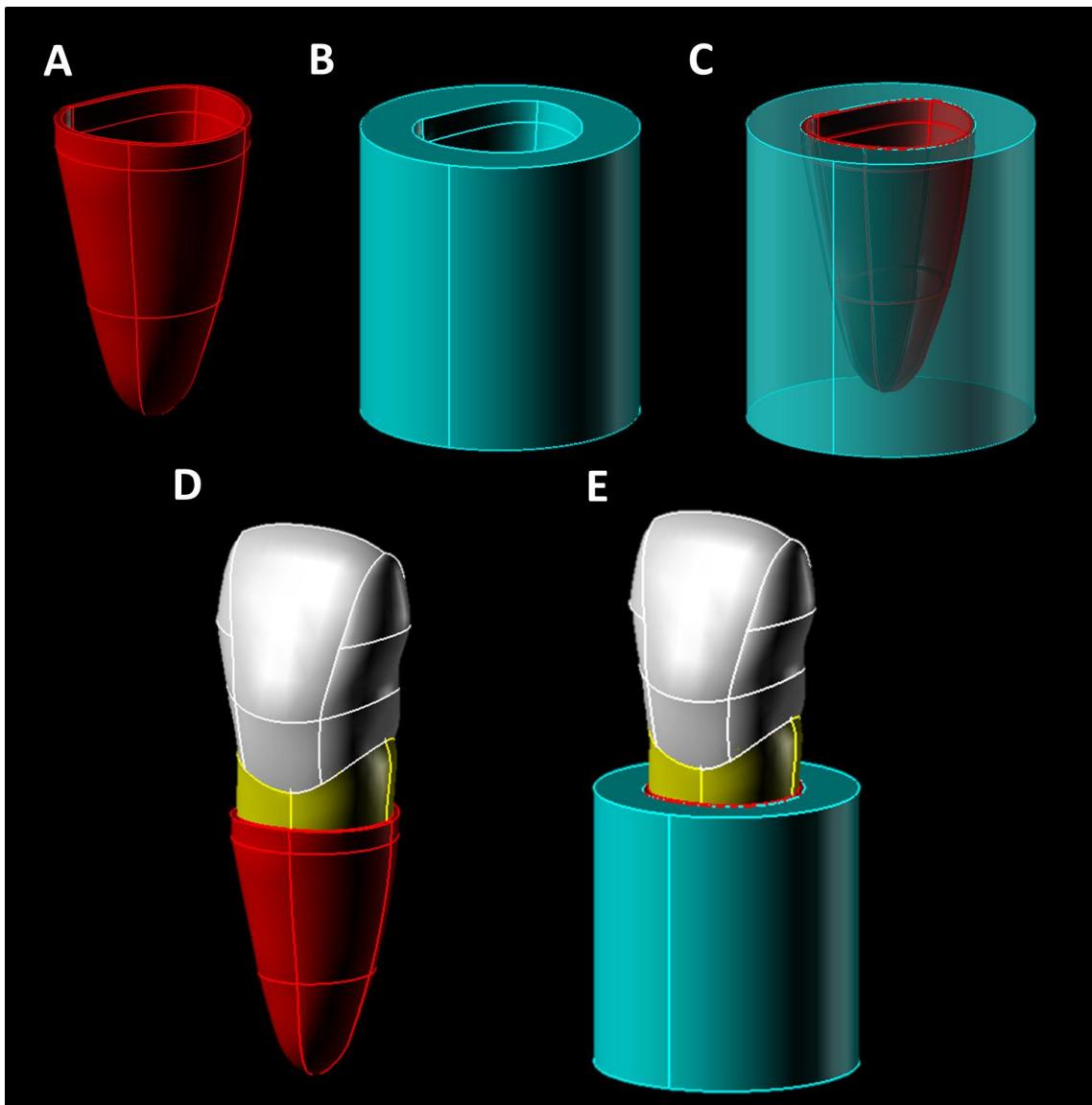


Figura 4- Simulação do ligamento periodontal. (A) Geometria externa do ligamento periodontal (0,3mm de espessura); (B) Geometria do cilindro; (C) Conjunto cilindro e ligamento (Inclusão); (D) Conjunto dente e ligamento; (E) Conjunto dente, ligamento e cilindro.

4.1.2- Simulação das formas de tratamento.

A partir do modelo tridimensional do incisivo central hígido, foram simuladas as diferentes formas de tratamentos restauradores. A partir da associação entre dois tipos de retentores intrarradiculares, dois tipos de coroas restauradoras e três alturas de remanescente dentário foram obtidos 12 modelos numéricos. Esta associação está descrita na tabela 1.

Tabela 1- Designação dos Grupos Experimentais e modelos computacionais

Fator em Estudo	Grupo	Descrição
Remanescente coronário	ARE	Ausência de remanescente
	RE1	Remanescente de 1 mm
	RE2	Remanescente de 2 mm
Tipo de coroa restauradora	CM	Coroa metálica em liga de Ni-Cr
	CC	Coroa cerâmica reforçada por alumina
Tipo de retentor Intrarradicular	PFV	Pino de fibra de vidro
	NMF	Núcleo metálico fundido

4.1.3- Geração dos retentores intrarradiculares.

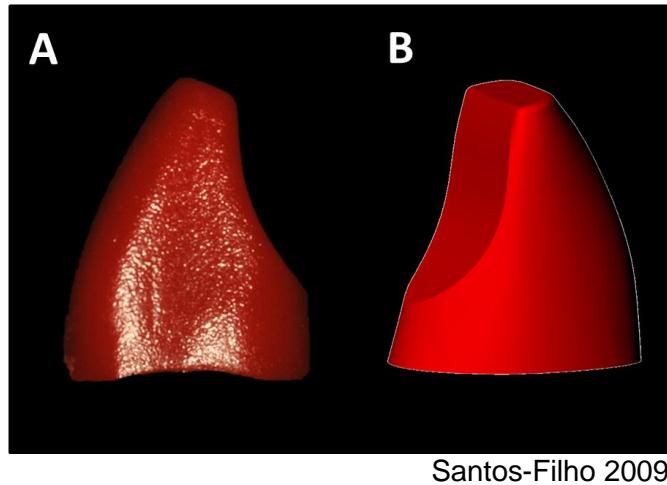
O pino White Post DC n° 3 (FGM Produtos Odontológicos, Joinville, SC, Brasil) foi utilizado para a simulação da geometria tridimensional do pino de fibra de vidro (PFV). Este pino teve suas medidas e angulações mensuradas utilizando um paquímetro digital (Mitutoyo, Tokyo, Japão) e os dados inseridos no programa de Bio-CAD (Rhinoceros 3D 4.0; McNeel North America, Seattle, WA, USA). Através destas medidas o modelo tridimensional do pino de fibra de vidro foi construído de forma a representar a sua geometria real (Figura 5).



Santos-Filho 2009

Figura 5- (A) Pino de fibra de vidro (White Post DC n°3); (B) Modelo tridimensional do pino de fibra de vidro.

Para geração do núcleo de preenchimento em resina composta e padronização deste com o núcleo metálico e fundido, foi utilizado como padrão o núcleo pré-fabricado (Nucleojet, Ângelus, Londrina, PR, Brasil). Este foi scanneado em scanner de contato (MDX-40, Roland, CTI, SP, Brasil) e teve seus contornos externos gerados, com uma calibração de 0,2 mm para cada traçado. A geometria externa foi arquivada em arquivos *.STL e exportada para o software de Bio-CAD (Rhinoceros 3D 4.0; McNeel North America, Seattle, WA, USA) para criação das linhas de referência, superfícies e volumes (Figura 6).



Santos-Filho 2009

Figura 6- (A) Nucleojet (Ângelus, Londrina, PR, Brasil); (B) Modelo tridimensional do núcleo de preenchimento.

Através de operações booleanas no software de Bio-CAD foram gerados os modelos dos retentores intrarradiculares. O modelo do NMF foi obtido atribuindo propriedades da liga de Ni-Cr ao pino e ao núcleo de preenchimento no software de Pré-Processamento (Femap v.10.2, Velocity Series, Siemens PLM Software, USA) e atribuindo um tipo específico de contato entre os sólidos, o contato colado (Bonded). Dessa forma, do ponto de vista da análise numérica, dois sólidos com mesmas propriedades e contato colado, se tornam apenas uma estrutura (Figura 7).

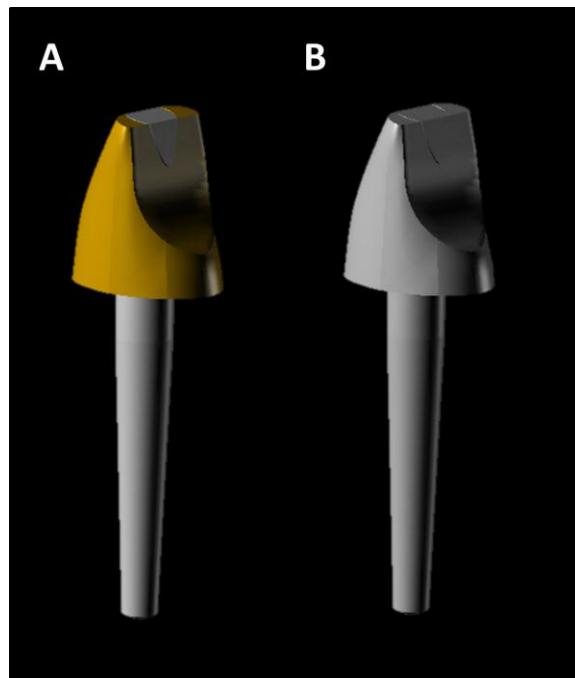


Figura 7- (A) modelo tridimensional do pino de fibra de vidro associado com núcleo de preenchimento em resina composta; (B) Modelo tridimensional do núcleo metálico e fundido.

4.1.4- Geração dos modelos variando a quantidade de remanescente coronário.

O fator remanescente coronário foi avaliado em três níveis, sendo um modelo com ausência de remanescente coronário (ARE), um com remanescente coronário de 1 mm (RE1) e por fim o remanescente coronário de 2 mm (RE2). O padrão do dente hígido utilizado possui uma raiz com comprimento de 13,0 mm. A partir desta raiz foram gerados três modelos segundo os remanescentes coronários (Figura 8). O remanescente foi simulado com um preparo em ombro arredondado com 1,5 mm de desgaste em toda sua extensão e expulsividade sequencial da parede externa do núcleo de preenchimento simulado. Nos modelos com ausência de remanescente e remanescente de 1 mm a extensão de 2,0 e 1,0 mm, respectivamente, foram adicionadas na porção inferior do núcleo de preenchimento.

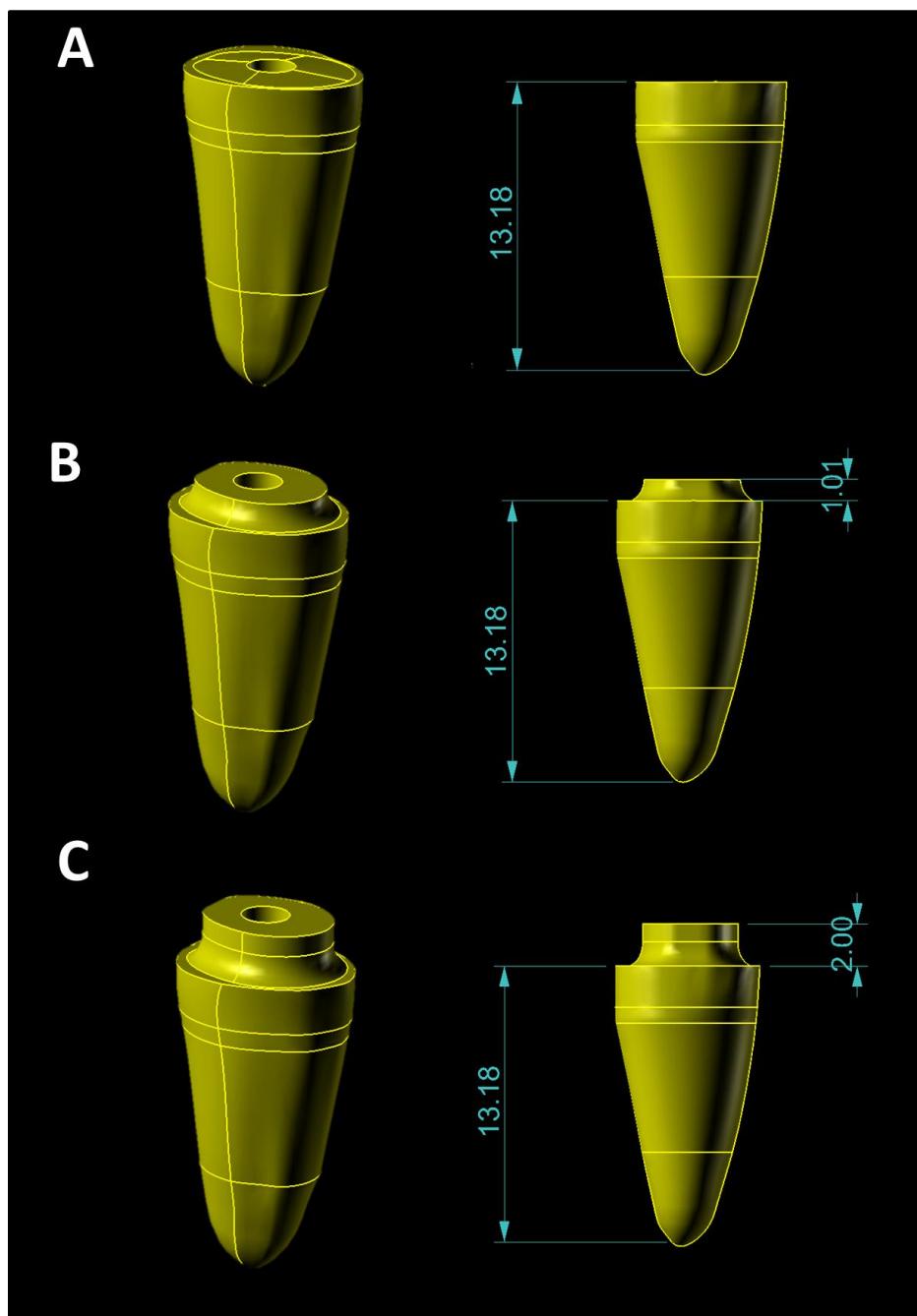


Figura 8. Modelos tridimensionais das raízes com diferentes remanescentes coronários. (A) Modelo com ausência de remanesciente coronário (ARE); (B) Modelo com remanesciente coronário de 1 mm (RE1); (C) Modelo com remanesciente coronário de 2 mm (RE2).

4.1.5- Geração das coroas restauradoras.

O fator tipo de coroa restauradora foi avaliado em dois níveis, sendo uma coroa metálica em Ni-Cr (CM) e outra em cerâmica pura com infraestrutura reforçada por alumina (CC). Para a geração da coroa metálica, foi utilizada a geometria da coroa do incisivo central hígido. Na superfície palatina, foi simulado um nicho para aplicação de carga com espessura de 1 mm em uma angulação de 135° em relação ao longo eixo do dente, semelhante à amostra utilizada nos testes labororiais de extensometria e resistência à fratura. A coroa cerâmica foi simulada com uma infraestrutura cerâmica reforçada por alumina na espessura de 0,5 mm segundo as recomendações do fabricante para dentes anteriores (Vitro-Ceram Alumina, Ângelus, Londrina, PR, Brasil) (Figura 9). As coroas restauradoras permaneceram com 1,5 mm de espessura em torno do núcleo, e 2 mm da extremidade superior do núcleo de preenchimento a superfície incisal. A altura sentido cervico-apical foi determinada em 10 mm.

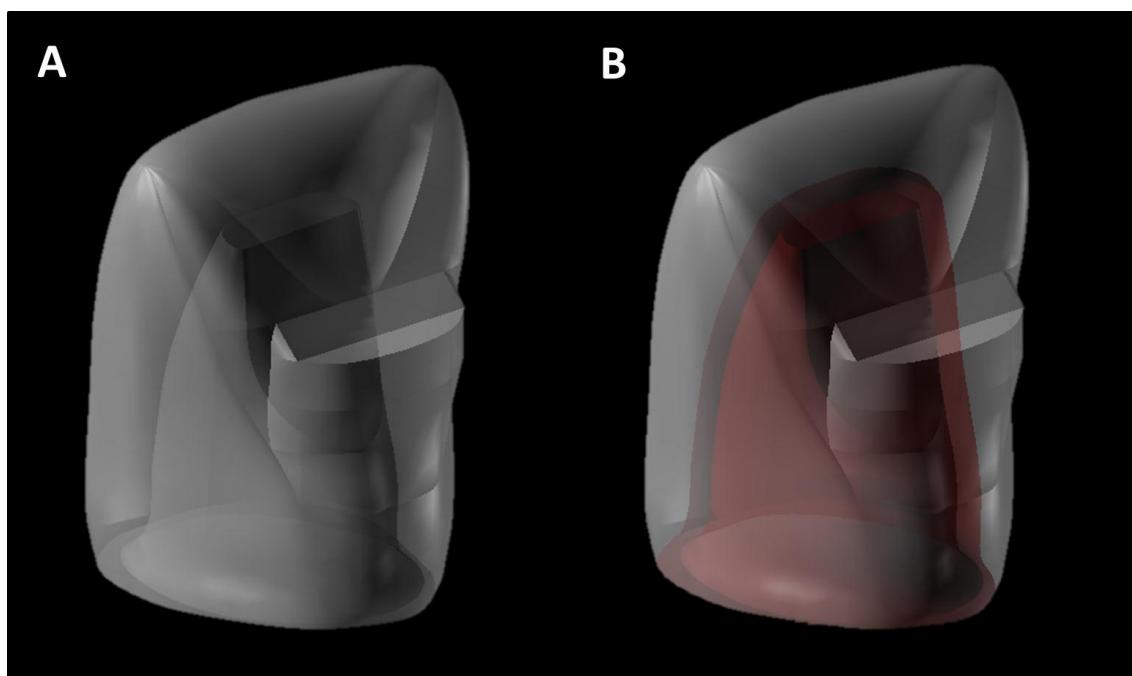


Figura 9- (A) Coroa restauradora em Ni-Cr; (B) Coroa restauradora em cerâmica reforçada por alumina.

4.1.6- Análise por Elementos Finitos

Os modelos gerados no software de Bio-CAD foram exportados em arquivos *.STEP para o software de pré-processamento (Femap 10.2; Velocity Series, Siemens PLM Software, USA), onde a malha de cada estrutura foi gerada empregando um elemento sólido do tipo quadrático de 10 nós (Figura 10). Devido à presença de superfícies irregulares e complexas, tais como as empregadas em bio-modelagens, o processo de discretização ou malhagem do modelo foi realizado utilizando ferramentas específicas do software para promover homogeneidade e conectividade da malha. A quantidade de elementos e nós de cada modelo está descrita na tabela 2. Neste software foram determinadas as condições de contorno, etapa importante na simulação dos contatos (simples ou colado) existentes entre as estruturas, aplicação de carga e restrição de deslocamento do modelo (Figura 11). A análise empregada foi estrutural, linear e elástica e todos os materiais e estruturas foram considerados lineares, homogêneos e isotrópicos com exceção do pino de fibra de vidro que foi considerado como uma estrutura ortotrópica. As propriedades utilizadas para alimentar os modelos foram obtidas através de revisão de literatura, e estão descritas na tabela 3. As propriedades ortotrópicas do pino de fibra de vidro também foram obtidas por revisão de literatura e estão descritas na tabela 4. Foi aplicada pressão constante de 100 N, normal à superfície, na região do nicho previamente definida no CAD. A restrição de deslocamento dos modelos foi realizada na base e na superfície lateral do cilindro. Após a definição das condições de contorno dos modelos, os mesmos foram exportados para o módulo de processamento do software (NeiNastran 64 bits Solver, NoranEngineering, USA) para geração da solução do modelo em uma máquina DELL Precision T7400 workstation (Win7 64bit, 32GB RAM, 2 processadores Xeon E5420). Após a resolução dos cálculos pelo software, os modelos foram novamente exportados para o modulo de pós-processamento do software (Femap v.10.2; Velocity Series, Siemens PLM Software, USA) para análise qualitativa das tensões e de coerência dos deslocamentos. A análise qualitativa dos modelos foi realizada empregando o critério de von Mises e Tensão máxima principal.

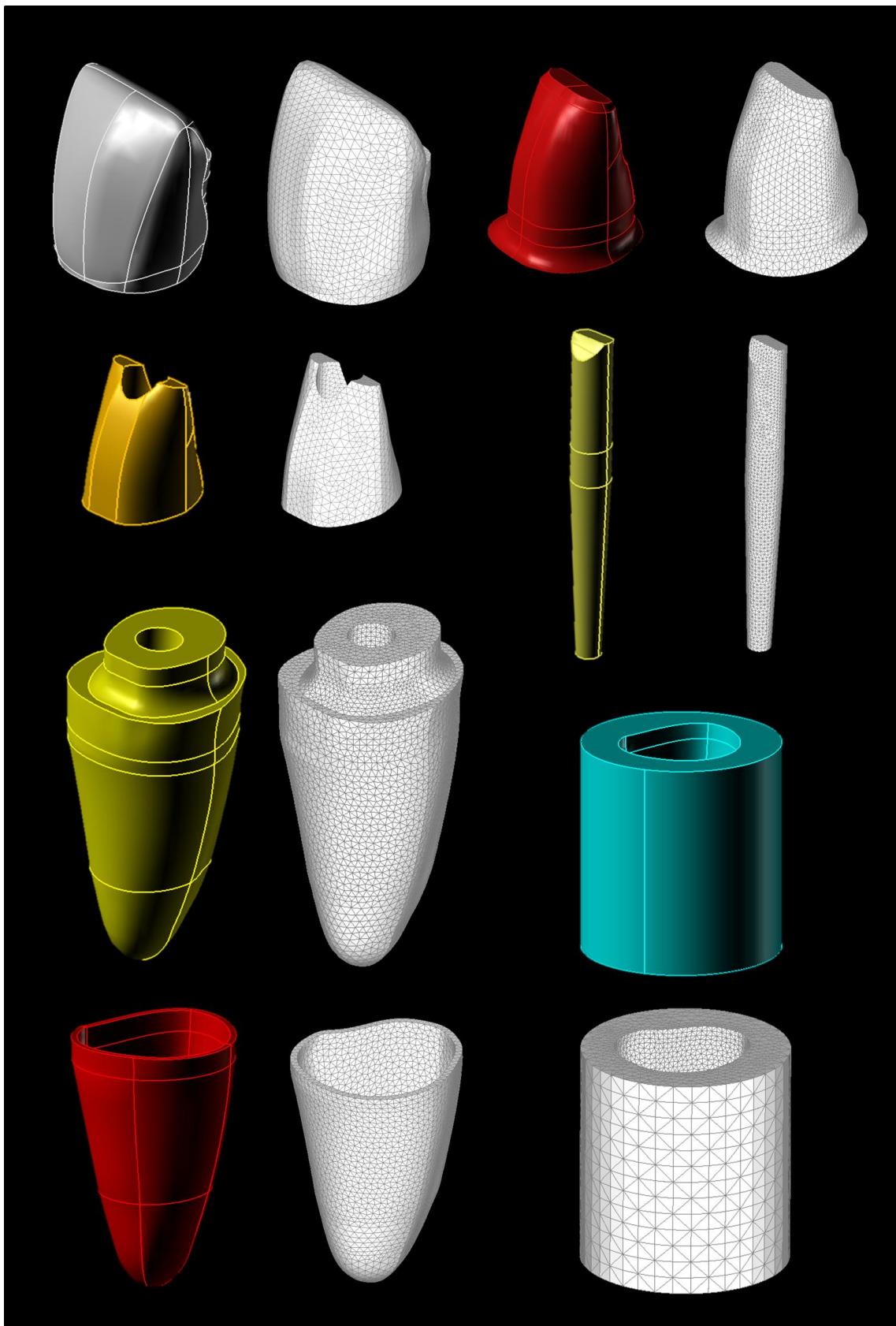


Figura 10- Malha de cada estrutura gerada no software de pré-processamento.

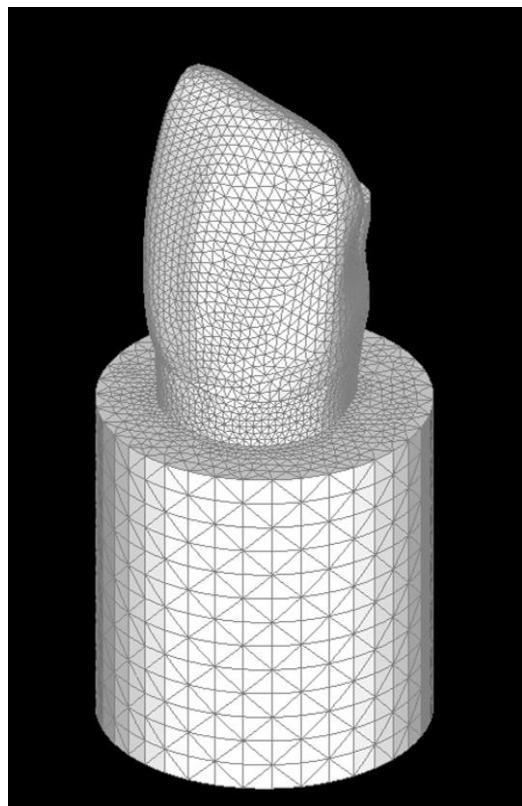


Figura 11- Característica da malha gerada na estrutura. Observa-se conectividade, controle dos elementos (tamanho, forma e refinamento) e homogeneidade.

Tabela 2- Número de elementos e nós dos modelos numéricos.

Modelos	Elementos	Nós
Hígido	132958	204672
CM-PFV-ARE	408941	601000
CM-PFV-RE1	252099	379434
CM-PFV-RE2	250459	376686
CM-NMF-ARE	408941	601000
CM-NMF-RE1	252099	379434
CM-NMF-RE2	250459	376686
CC-PFV-ARE	376439	550970
CC-PFV-RE1	279840	426749
CC-PFV-RE2	270835	412884
CC-NMF-ARE	374391	547651
CC-NMF-RE1	279840	426749
CC-NMF-RE2	270835	412884

Tabela 3- Propriedades mecânicas das estruturas consideradas isotrópicas, lineares e homogêneas.

Estrutura	Módulo de elasticidade (Gpa)	Coeficiente de Poisson	Referências
Esmalte	84,1	0,33	Zarone et al., 2006
Dentina	18,0	0,31	Rees et al., 1994
Polpa	0,02	0,45	Ersoz, 2000
Poliéter	0,05	0,45	Soares et al., 2008a
Resina de Poliestireno	13,5	0,31	Soares et al., 2008a
Resina Composta	15,8	0,24	Joshi et al., 2001
Liga NiCr	205	0,33	Toparli, 2003
Cerâmica feldspática	69	0,3	Zarone et al., 2006
Cerâmica reforçada com Alumina	418	0,22	Jones et al., 1972; Zarone et al., 2006

Tabela 4. Propriedades mecânicas do pino de fibra de vidro, como estrutura ortotrópica.

Propriedade*	Pino de fibra de vidro
EX (Mpa)	37000
EY (Mpa)	9500
EZ (Mpa)	9500
η_{XY}	0,34
η_{YZ}	0,27
η_{XZ}	0,34
Gxy (Mpa)	3544,8
Gxz (Mpa)	1456,7
Gzx (Mpa)	3544,8

*(Asmussen et al., 1999)

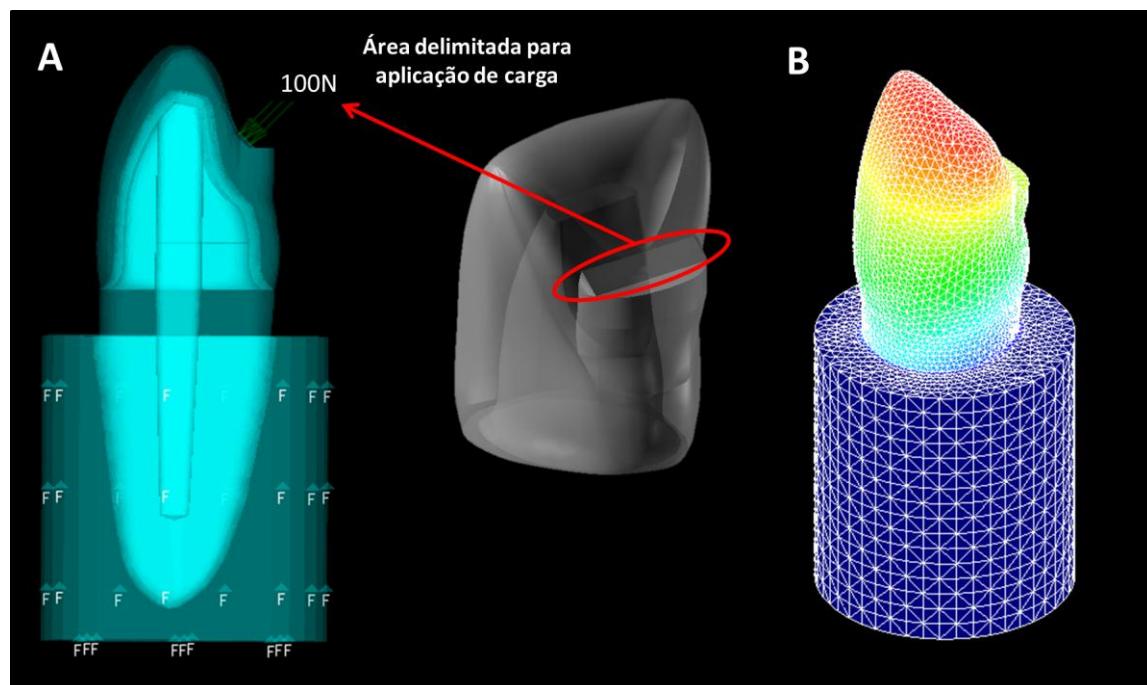


Figura 12- Condições de contorno. (A) Aplicação de carga (100N) na superfície palatina e representação da restrição de deslocamento imposta ao modelo; (B)

Visualização do padrão do deslocamento do modelo após a solução no módulo de processamento do software NeiNastran Solver (análise de coerência).

4.2- Fase Experimental

4.2.1- Seleção, padronização e seccionamento das amostras.

Para a execução dos testes laboratoriais empregados neste estudo, em torno de 600 raízes bovinas foram extraídas em um frigorífico (Frigorífico Real, BR-050, Km 81, s/n, Uberlândia, MG) com avaliação sanitária pelo ministério da saúde e consentimento de um médico veterinário responsável. Após a extração, os dentes foram armazenados em solução aquosa tamponada de Timol a 0,2% (Pharmacia Biopharma, Uberlândia, Brasil). Posteriormente, os mesmos foram limpos com curetas periodontais e submetidos à profilaxia com pedra pomes e água, sendo então, armazenados em água destilada e refrigeração a 4°C. O processo de seleção das raízes seguiu basicamente os critérios de idade, tamanho e formas semelhantes. A padronização do volume radicular das amostras foi feita com base nos diâmetros vestíbulo-lingual (R), mésio-distal (r) e no comprimento (H) das raízes previamente determinados em 13, 14 e 15 mm de cada amostra, segundo a fórmula matemática apresentada na (figura 13). A partir da média e do desvio padrão, foi calculado o coeficiente de variação, permitindo uma variação de volume menor que 10%. Após esta padronização foram selecionadas 120 raízes bovinas para utilização nos ensaios laboratoriais.

Os 120 dentes foram seccionados com o auxílio de um disco diamantado de dupla face (KG Sorensen Indústria e Comercio LTDA, São Paulo, Brasil) sob jato de água constante, para a remoção da porção coronária de maneira que o remanescente radicular permanecesse com os comprimentos de 13 mm ($n=40$), 14 mm ($n=40$) e 15 mm ($n=40$). A determinação inicial destes comprimentos permitiu a diferenciação dos três tipos de remanescentes coronários estudados. Na ausência de remanescente foram utilizadas raízes com 13 mm de comprimento enquanto as raízes com 14 e 15 mm forneceram os remanescentes coronários de 1 e 2 mm respectivamente (Figura 13).

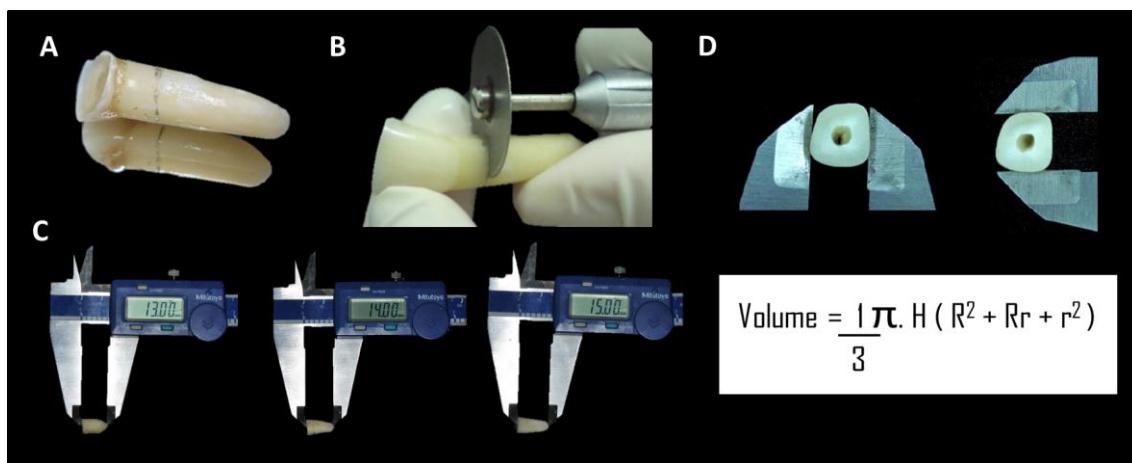


Figura 13- Seleção, seccionamento e padronização das amostras. (A) Incisivo bovino; (B) Seccionamento com disco diamantado de dupla face; (C) Remanescentes radiculares de 13, 14 e 15 mm de comprimento (D) Cálculo do volume das amostras segundo a fórmula matemática.

4.2.2- Designação dos Grupos Experimentais

As raízes foram divididas em 3 grupos ($n=40$) de acordo com a quantidade de remanescente dentário: Ausência de remanescente (ARE), remanescente de 1 mm (RE1) e remanescente de 2 mm (RE2) . As mesmas foram subdivididas novamente em 6 grupos ($n=20$) de acordo com o tipo de retentor intrarradicular: Pino de fibra de vidro (PFV) e núcleo metálico fundido (NMF). Por fim, os grupos foram novamente subdivididos de acordo com o tipo de coroa restauradora: Coroa metálica (CM) e Coroa cerâmica reforçada por alumina (CC), totalizando 12 grupos experimentais ($n=10$).

4.2.3- Tratamento endodôntico

A remoção do tecido pulpar remanescente foi feita com o auxilio de limas do tipo Kerr nº 25 (Dentsply Malleiffer, Ballaigues, Suíça). Após a remoção desse tecido, os canais radiculares foram instrumentados com técnica retrospectiva utilizando brocas do tipo gates-glidden nº 2, 3 e 4. No preparo do canal radicular, as brocas gates-glidden nº 2, 3 e 4 (Dentsply Malleiffer, Ballaigues, Suíça) foram empregadas de forma sequencial. A gates-glidden nº 2 atravessou todo o canal radicular, a nº 3 chegou até o ápice sem atravessá-lo

e a nº 4 foi empregada apenas na extensão onde se realizará o alívio (Figura 14). Para a desinfecção dos condutos radiculares foi utilizada para irrigação uma solução de hipoclorito de sódio a 1% e soro fisiológico, sendo a irrigação final realizada com soro fisiológico. Feita a instrumentação dos canais, os mesmos foram irrigados com solução e secados com cones de papel absorvente, então foi feita a obturação dos canais radiculares com um cimento endodôntico a base de hidróxido de cálcio (Sealer 26, Dentsply, Petrópolis, RJ, Brasil) através da técnica de condensação lateral. Logo após a obturação dos condutos radiculares foi realizado o alívio do canal radicular com calcadores de Paiva (Duflex, Rio de Janeiro, Brasil) aquecidos ao rubro para os diferentes remanescentes coronários (ARE, RE1 e RE2) de 10, 11 e 12 mm respectivamente, possibilitando desta forma remanescente obturador de no mínimo 3,0mm. (Fig. 15).

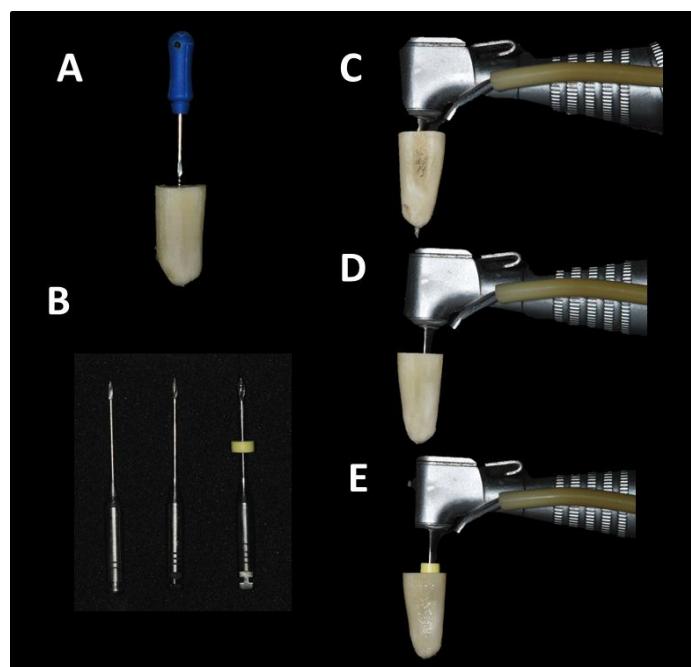


Figura 14- Instrumentação dos canais radiculares. (A) remoção do tecido pulpar com lima kerr; (B) Brocas Gattes-Gliden; (C) Gattes-Gliden nº 2; (D) Gattes-Gliden nº 3; (E) Gattes-Gliden nº 4.

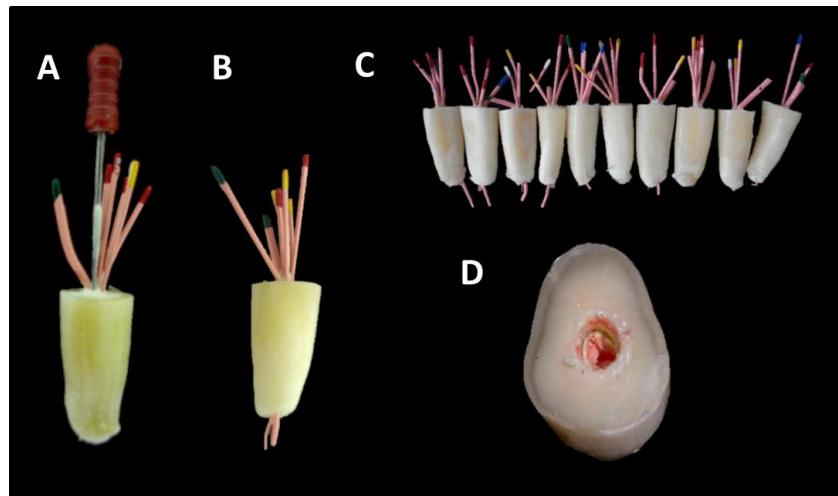


Figura 15. (A) Obturação dos canais através da técnica de condensação lateral; (B) Obtenção da amostra obturada com trespasso na região apical; (C) Amostras obturadas; (D) Conduto aliviado com remanescente de 3 mm de gutta-percha.

4.2.4- Inclusão e simulação do ligamento periodontal

Para a simulação do ligamento periodontal e das condições de movimentação dentária, as amostras foram incluídas em resina de poliestireno e o ligamento periodontal simulado com material de moldagem a base de poliéster (Impregum F, 3M ESPE, St. Paul, USA), segundo a técnica descrita por (Soares et al., 2005). Inicialmente o dente foi demarcado com grafite distando 4 mm apicalmente do limite coronário para o remanescente de 2 mm (RE2), 3 mm para o remanescente de 1 mm (RE1) e para as amostras com ausência de remanescente coronário (ARE) a demarcação foi feita distando 2 mm apicalmente deste limite. A porção radicular foi recoberta com cera rosa 7 com uma espessura de 0,3 mm em toda sua extensão. A verificação desta espessura foi feita utilizando um paquímetro digital (Mitutoyo, Tokyo, Japão). Em seguida as raízes foram fixadas com cera pegajosa a um delineador protético e com o auxilio de lima endodôntica fixada à haste do delineador, as mesmas foram inseridas no canal radicular proporcionando alinhamento entre a direção do conduto e coroa. A base móvel do delineador protético foi colocada perpendicularmente à direção do conduto radicular, e sobre esta, foi posicionado um cilindro de PVC com 13,0 mm de altura e 25,0 mm de diâmetro

e filme radiográfico com perfuração central compatível com o volume da raiz. O dente foi posicionado e fixado ao filme radiográfico com cera rosa. Este conjunto foi removido do delineador e posicionado em uma placa de madeira com perfurações de 20 mm de diâmetro. Após estes procedimentos, resina a base de poliestireno auto-polimerizável (Aerojet, São Paulo, Brasil) foi manipulada de acordo com as recomendações do fabricante e vertida no interior do cilindro de PVC (Fig 16). Após a presa química da resina de poliestireno, o conjunto foi removido da placa de madeira. Os dentes foram removidos dos alvéolos artificiais e limpos com água e jatos de bicarbonato. A inserção do material de moldagem para simulação do ligamento periodontal foi feita momentos antes da realização dos ensaios mecânicos de extensometria e resistência à fratura. O material de moldagem (Impregum F, 3M ESPE, St. Paul USA) foi manipulado segundo as recomendações do fabricante e inserido no alvéolo artificial seguido da inserção do dente. O mesmo foi mantido sob pressão digital até que a marcação feita inicialmente com o grafite coincida com a superfície do cilindro de resina de poliestireno.

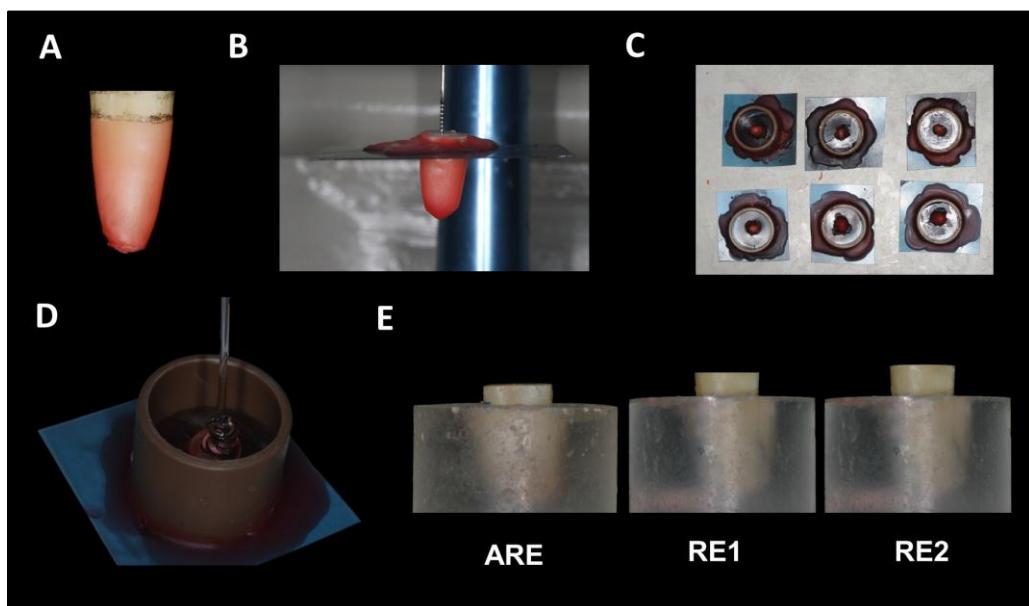


Figura 14. (A) Amostra com a porção radicular recoberta por cera rosa na espessura de 3 mm; (B) Amostra posicionada no delineador protético; (C) Amostras posicionadas no cilindro de PVC; (D) Resina de poliestireno vertida no cilindro; (E) Amostras incluídas.

4.2.5- Preparo do conduto radicular para os retentores intrarradiculares.

O preparo do conduto radicular para os dois tipos de retentores intrarradiculares (PFV e NMF) foi feito utilizando brocas do sistema de pinos de fibra de vidro (Whitepost DC nº 3, FGM Produtos Odontológicos, Joinville, SC, Brasil) com diâmetro coronário de 2,0 mm e apical de 1,25 mm, na extensão correspondente ao alívio (Figura 15). O preparo foi feito para que o retentor permanecesse com uma extensão de 10 mm no interior do canal radicular, para tanto o mesmo feito com 10, 11 e 12 mm segundo os diferentes remanescentes coronários, ARE, RE1 e RE2, respectivamente.

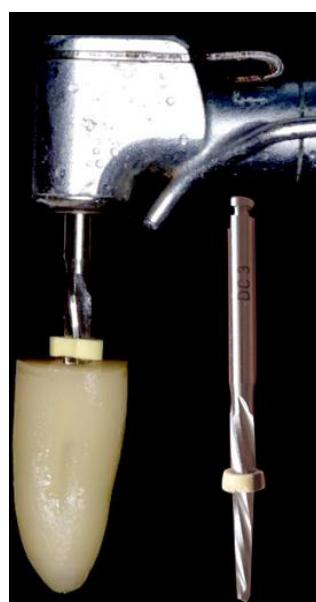


Figura 15. Preparo do conduto com a broca do sistema de pinos White-post DC #3.

4.2.6- Cimentação dos pinos de fibra de vidro

Pinos de fibra de vidro White-post DC nº 3 (FGM Produtos Odontológicos, Joinville, SC, Brasil) foram cimentados utilizando um cimento resinoso dual autoadesivo Rely X U100 (3M ESPE, Saint Paul, USA). Os pinos de fibra de vidro foram submetidos a um tratamento de superfície antes da cimentação. Os mesmos tiveram a sua superfície limpa com álcool 70% e foram silanizados com um agente de união (Prosil, FGM Produtos Odontológicos, Joinville, SC, Brasil) a fim de promover uma ligação entre a fase inorgânica do retentor e a fase orgânica do cimento resinoso. Em seguida, os

condutos radiculares foram irrigados profusamente com água destilada e secos com pontas de papel absorvente (Tanari, Manacapuru, AM, Brasil). O cimento resinoso foi manipulado segundo as recomendações do fabricante, inserido no canal radicular com o auxilio de lima endodôntica e levado juntamente com o retentor em posição. Após a inserção do pino de fibra de vidro, foi feita a fotoativação por 40 segundos nas faces incisal, vestibular e palatina com uma unidade fotopolimerizadora de LED com intensidade de luz de 800 mW/cm^2 (Radii-Cal, SDI, Austrália).

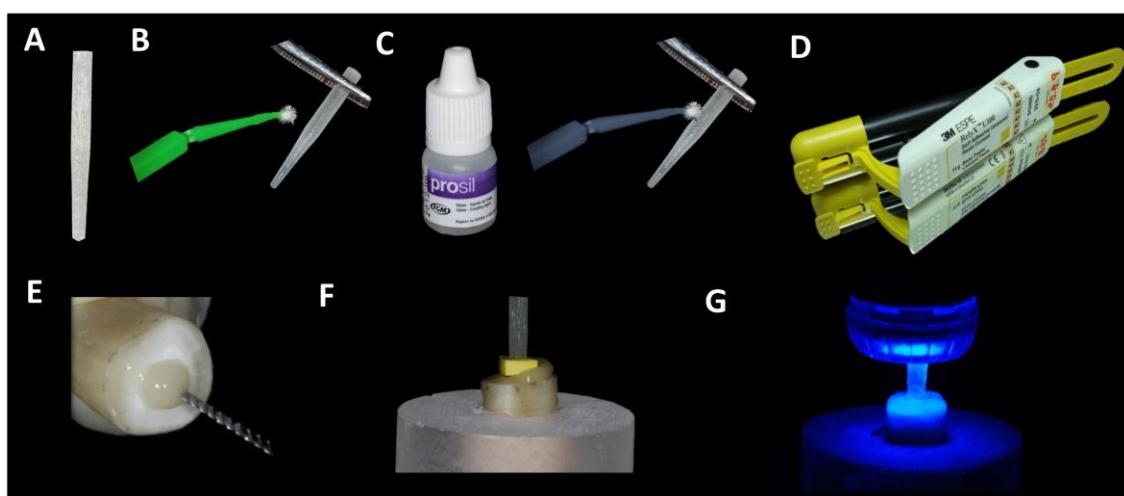


Figura 16. (A) seleção do pino; (B) Limpeza da superfície do pino com álcool 70%; (C) Silanização; (D) Cimento resinoso autoadesivo; (E) secagem do conduto radicular; (F) Inserção do cimento no conduto radicular; (G) Cimentação do pino; (H) fotopolimerização.

4.2.7- Confecção do núcleo de preenchimento em resina composta

Após a cimentação dos pinos de fibra de vidro, passou-se para a confecção dos núcleos de preenchimento em resina composta nanoparticulada (Filtek Z350, 3M ESPE, St Paul, USA). Para padronização da forma dos núcleos de preenchimento foram confeccionados modelos em Bio-CAD (Computer Assisted Desing; Rhino3D, Rhinoceros, USA) de uma placa contendo em sua superfície a geometria dos núcleos pré-fabricados (Nucleojet,

Ângelus, Londrina, PR, Brasil) com a extensão axial de 6, 7 e 8 mm de acordo com os diferentes remanescentes dentários. A partir dos modelos em Bio-CAD, foi feita uma prototipagem rápida por SLS (Selective Laser Sintering) para obtenção dos sólidos. O processamento por SLS utiliza como material o náilon, o qual é sinterizado seletivamente por um raio de laser de CO₂ em um objeto sólido (CTI – Centro de tecnologia da Informação Renato Archer, Campinas, SP, BRASIL). Uma matriz de acetado de 0,3 mm de espessura foi posicionada em uma plastificadora à vácuo para a moldagem da geometria dos núcleos prototipados (Figura 17). Procedeu-se então com a confecção dos núcleos em resina composta, inicialmente o remanescente dentário foi condicionado com ácido fosfórico a 37% (SDI, Austrália) por 15 segundos, seguida da aplicação de um sistema adesivo convencional de 3 passos (Adper Scotch Bond Multi-purpose, 3M ESPE, St. Paul, USA) com o auxílio de um microbrush (Cavibrush, FGM, Joinville, Brasil) para a hibridização do substrato dentinário. Uma camada do componente nº 1 Primer foi aplicada sobre a dentina por 20 segundos seguida da aplicação de uma camada do adesivo e então fotoativado por 20 segundos. Após a aplicação do sistema adesivo foi feita a reconstrução do núcleo de preenchimento em resina composta pela técnica incremental. Por fim, a matriz de acetato com a forma negativa do núcleo foi isolada com gél hidrossolúvel e posicionada sobre o último incremento de resina composta seguido da fotopolimerização (Figura 18).

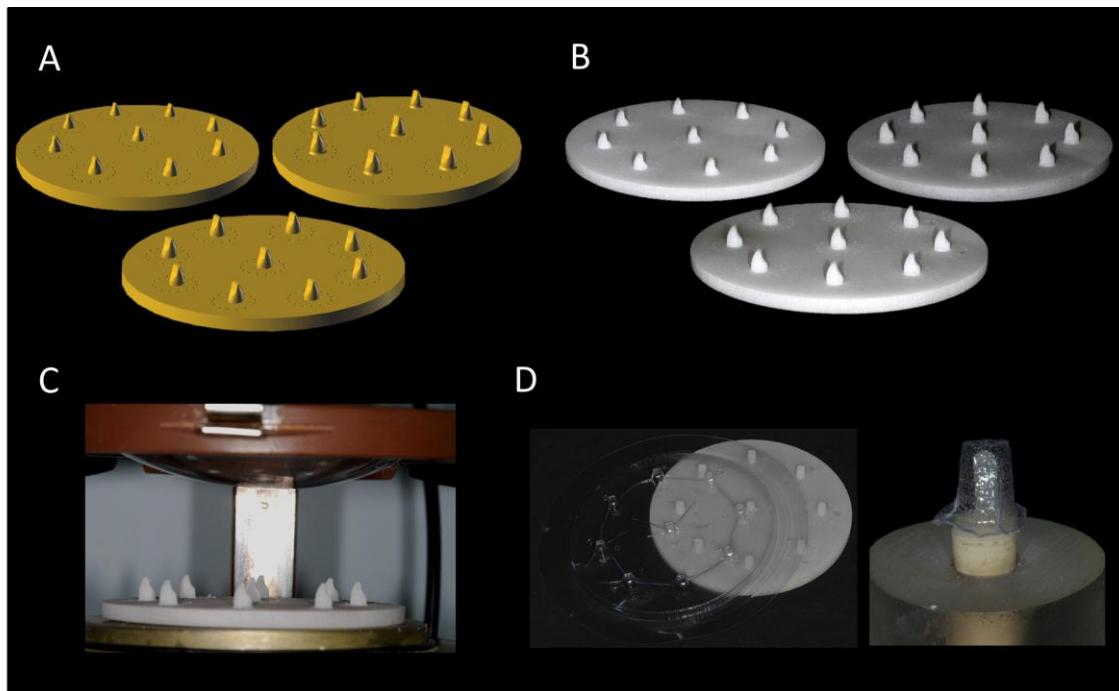


Figura 17. (A) Modelos em BIO-CAD; (B) Guia prototipado com as dimensões do núcleo de preenchimento de 6, 7 e 8 mm; (C) Protótipo posicionado em plastificadora à vácuo; (D) Matriz de acetado após remoção da plastificadora à vácuo e em posição para restauração.

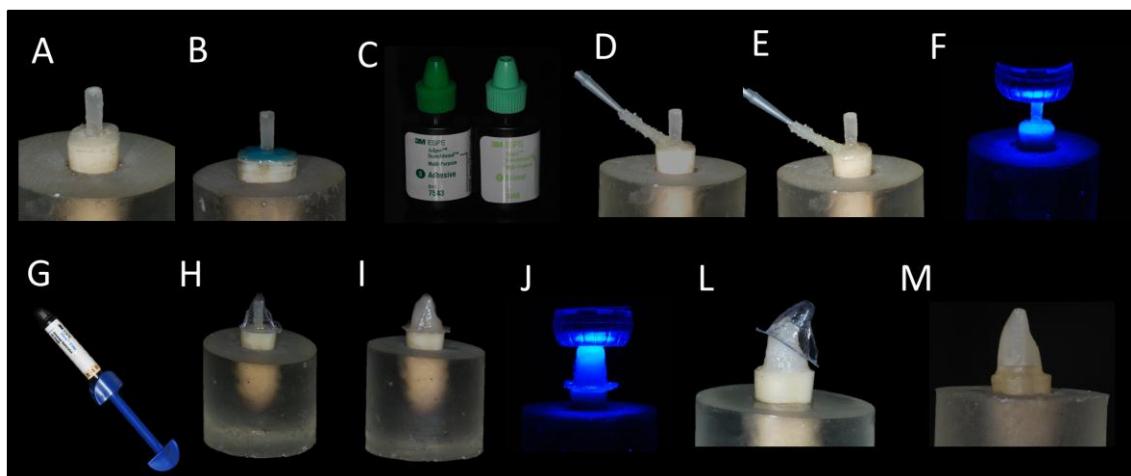


Figura 18. (A) Pino de fibra de vidro; (B) Condicionamento ácido; (C) Sistema adesivo convencional de 3 passos; (D) Aplicação do primer; (E) Aplicação do sistema adesivo; (F) fotopolimerização do sistema adesivo; (G) Resina Composta; (H) Matriz de acetato;

(I) Matriz de acetato posicionada sobre o último incremento de resina composta; (J) Fotopolimerização da resina composta; (L) Remoção da matriz; (M) Restauração concluída.

4.2.8- Confecção e cimentação dos núcleos metálicos fundidos

A moldagem dos núcleos metálicos fundidos foi realizada com pino em policarbonato (Pinjet, Ângelus, Londrina, PR, Brasil), núcleo pré-fabricado em policarbonato (Nucleojet, Ângelus, Londrina, PR, Brasil) e resina acrílica ativada quimicamente (Duralay, Polidental, Coita, SP, Brasil), com 6,0 mm de altura na porção coronária para os grupos com (RE2), 7,0 mm para os grupos com (RE1) e 8 mm para os grupos (ARE), totalizando altura do preparo das paredes axiais com 8,0 mm da mesma forma que os núcleos em resina composta. Os padrões em resina foram incluídos e fundidos em liga metálica a base de Ni-Cr (FIT CAST-SB Plus, Curitiba, PR, Brasil). Após a fundição, os núcleos metálicos fundidos foram cimentados seguindo o mesmo tratamento dos pinos de fibra de vidro (Figura 19).

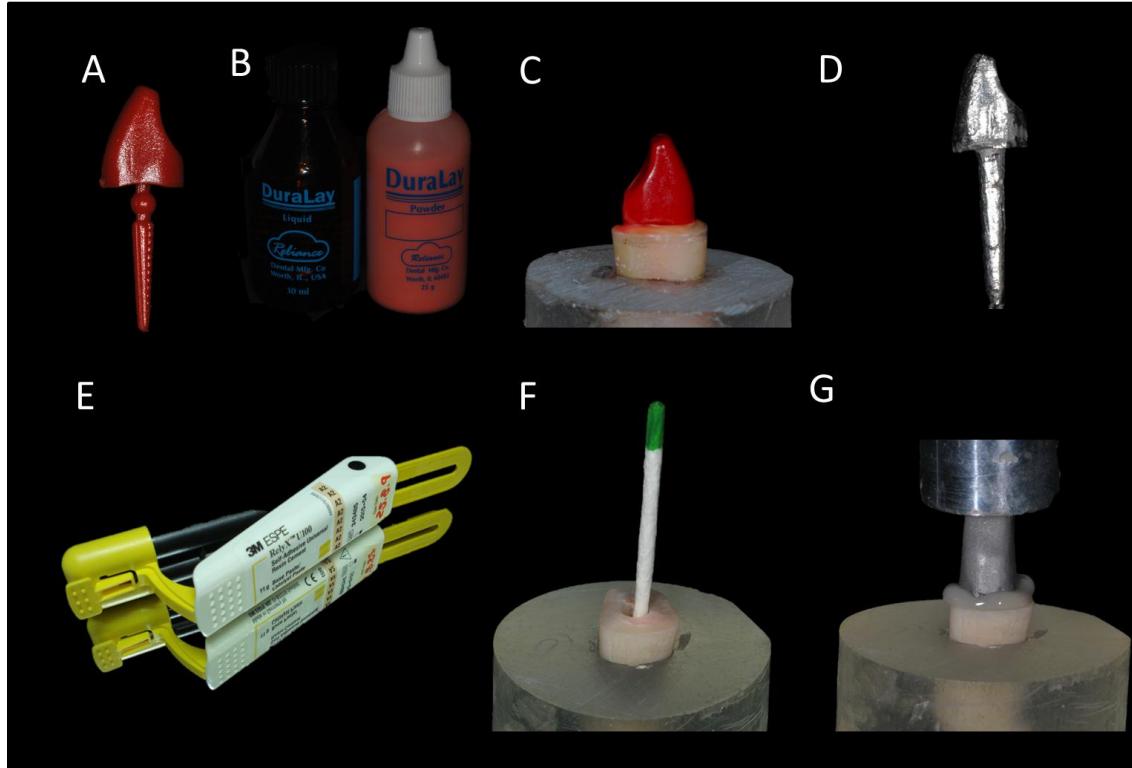


Figura 19. (A) Pinjet/Núcleo-jet; (B) Resina acrílica ativada quimicamente; (C) Moldagem do conduto radicular, (D) Núcleo metálico fundido em liga de Ni-Cr; (E) Cimento resinoso autoadesivo; (F) Secagem do conduto; (G) Cimentação.

4.2.9- Preparo e moldagem dos núcleos

Após a conclusão dos núcleos de preenchimento em resina composta e cimentação dos núcleos metálicos e fundidos, os remanescentes coronários (ARE, RE1 e RE2) foram preparados com ponta diamantada nº 4138 (KG Sorensen) em alta rotação, confeccionando término cervical definido, nítido e em ombro arredondado na espessura de 1,5 mm (Figura 20). A moldagem dos núcleos foi feita utilizando material de moldagem à base de poliéster (Impregum F, 3M Espe, Saint Paul, EUA) a fim de obter troqueis com maior qualidade de detalhes. O material de moldagem foi manipulado de acordo com as especificações do fabricante e inserido em um dispositivo de moldagem feito a partir de cápsulas de amálgama vazias. Após a moldagem dos núcleos, os moldes foram vazados com gesso especial tipo IV e após o período de 1 hora, os modelos foram removidos dos moldes para enceramento das coroas metálicas e aplicação da pasta de alumina (Figura 21).

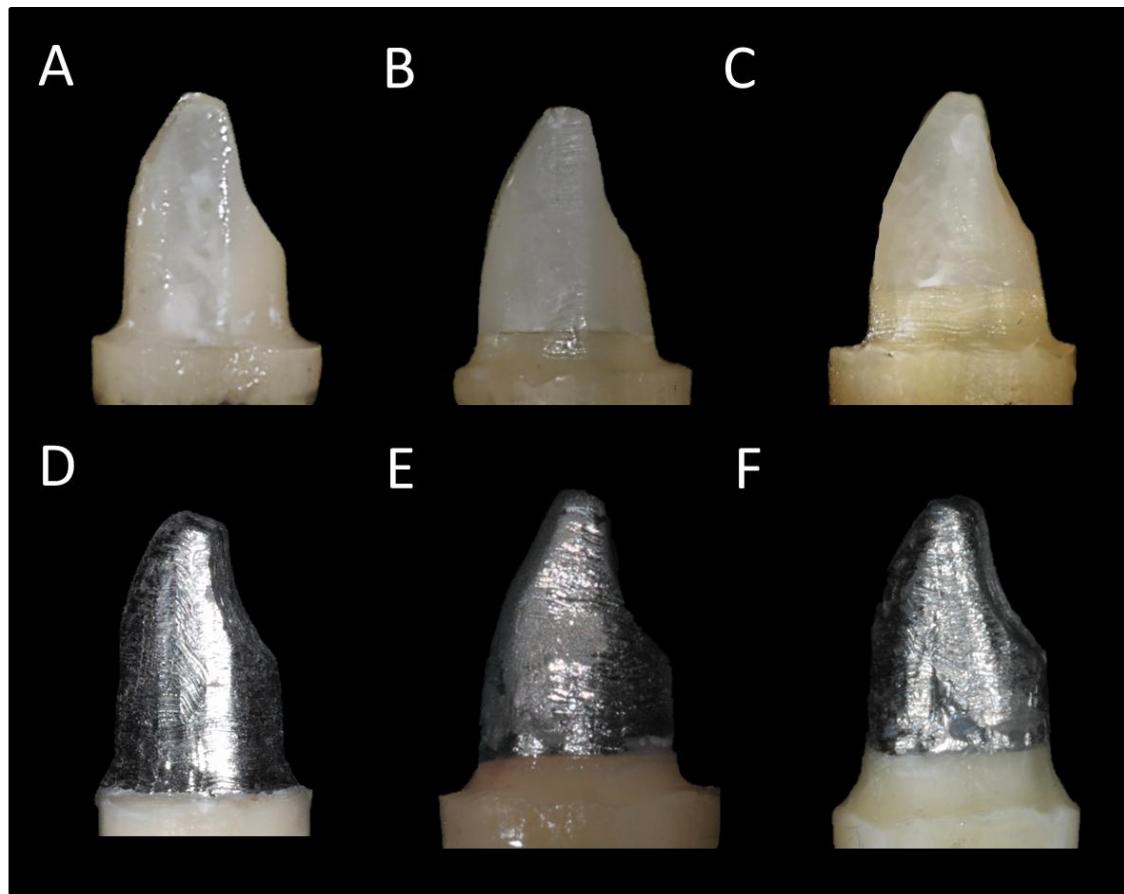


Figura 20- Preparo do término cervical. (A) PFV-ARE; (B) PFV-RE1; (C) PFV-RE2; (D) NMF-ARE; (E) NMF-RE1; (F) NMF-RE2.

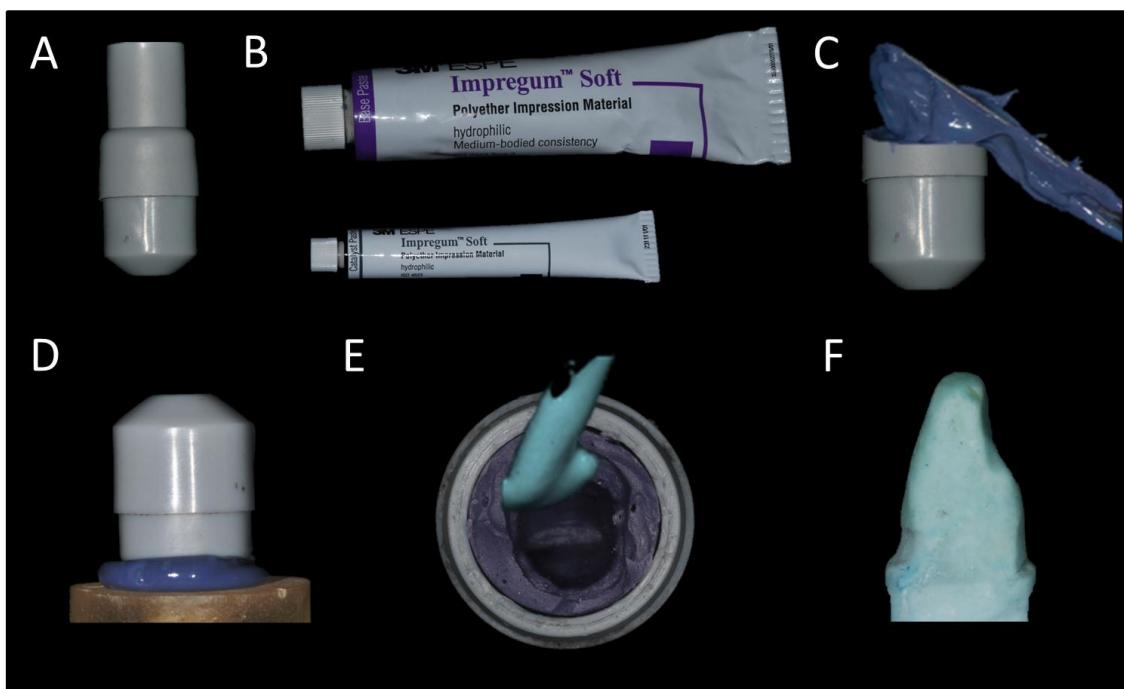


Figura 21. (A) Dispositivo de moldagem; (B) Material de Moldagem; (C) Inserção do material de moldagem no dispositivo; (E) Aplicação do gesso; (F) Modelo de gesso do núcleo de preenchimento.

4.2.10- Enceramento e confecção das coroas metálicas

Para obtenção de coroas com a geometria padronizada, um dispositivo foi criado no software de Bio-CAD (Rhino 3D 4.0, Rhinoceros, USA) e prototipado segundo a técnica de prototipagem rápida por SLS, já descrita anteriormente, e matrizes das coroas com forma e tamanhos semelhantes foram obtidas. O dispositivo foi fechado com tampas que se soltam e então vaselinados para facilitar a remoção do material de moldagem. Após esse procedimento, um material de moldagem a base de silicone (Aerojet, São Paulo, Brasil) foi utilizado para a moldagem das coroas prototipadas (Figura 22). Esse guia de silicone foi utilizado posteriormente para inserção da cera de fundição em uma fase líquida de forma que permitisse a colocação dos troqueis em posição, obtendo-se os padrões de cera que posteriormente foram fundidos em uma liga de Ni-Cr (FIT CAST-SB Plus, Curitiba, PR, Brasil) (Figura 23).

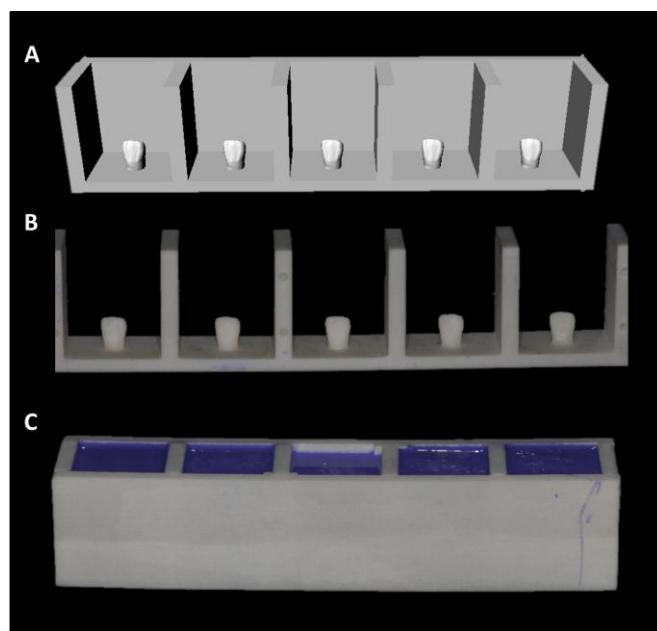


Figura 22. (A) Modelo em Bio-CAD da Matriz com a geometria das coroas; (B) Matriz prototipada; (C) Inserção do silicone para moldagem das coroas.

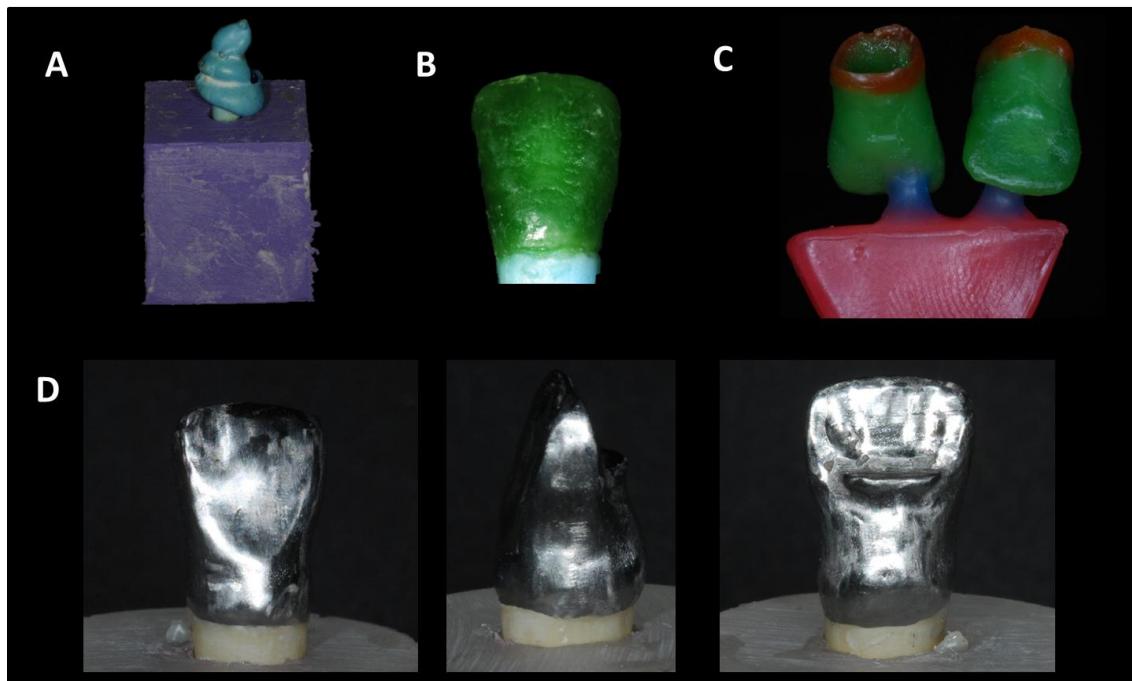


Figura 23. (A) troquel posicionado no guia de silicone com a cera para fundição no estado líquido; (B) Padrão em cera (vista frontal); (C) Padrão em cera pronto para a inclusão e fundição; (D) Coroa metálica.

4.2.11- Confecção das coroas cerâmicas

As coroas em cerâmica pura foram construídas com infra-estrutura confeccionada no sistema de alumina infiltrada com vidro (Vitro-Ceram/Alumina, Angelus) segundo as recomendações do fabricante para aplicação da pasta de alumina, sinterização e infiltração do vidro. As infraestruturas de alumina foram revestidas por uma cerâmica feldspática com coeficiente de expansão térmica compatível com o sistema Vitro-Ceram (Cerabien, Noritake CO.,Inc, Japão).

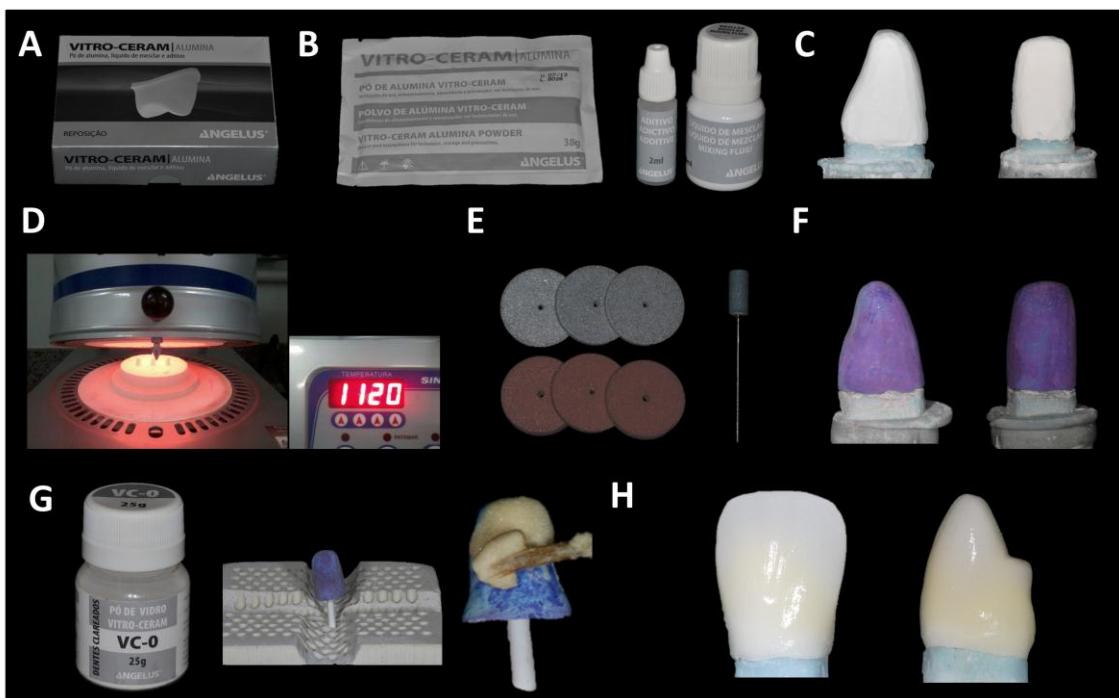


Figura 24- Confecção das coroas cerâmicas. (A) Sistema Vitro-Ceram; (B) Pó de alumina, aditivo e líquido de mesclar; (C) Aplicação da pasta de alumina; (D) Sinterização; (E) Discos abrasivos para acabamento do coping; (F) Detecção de trincas; (G) Infiltração do vidro; (H) Coroa finalizada com aplicação da cerâmica feldspática.

4.2.12- Cimentação das coroas restauradoras

As coroas metálicas e cerâmicas foram jateadas com partículas de óxido de alumínio 50 µm por 60 segundo com 2 bars de pressão, lavadas com spray ar-agua e secas com jatos de ar. A cimentação das coroas restauradoras foi feita com um cimento resinoso autoadesivo (Rely X U100, 3M ESPE, St. Paul, Brasil) para os dois tipos de coroas restauradoras sobre pressão de 500g.



Figura 25- Cimentação das coroas restauradoras

4.3- Ensaio mecânico de extensometria

Cinco amostras de cada subgrupo, com volume e formas semelhantes foram selecionadas para o ensaio de extensometria. Neste ensaio, foram empregados dois extensômetros tipo PA-06-040AB-120LEN (Excel Sensores, SP, Brasil) com fator de sensibilidade (Gage factor) de 2,17 por amostra. Estes extensômetros apresentam como material de base polyimida e filme metálico de constantan, com auto-compensação da temperatura para aço, grelha com 1 mm², resistência elétrica de 120 Ω e fios de cobre soldados nos terminais.

Os extensômetros foram fixados na face externa da dentina radicular com adesivo de cianoacrilato (Super Bonder, Loctite, Brasil), sendo um na face proximal na direção horizontal e outro na face vestibular na direção vertical, posicionados a 1 mm do término cervical (Santos-Filho et al., 2008) (Figura 26). Os fios dos extensômetros foram conectados ao sistema de aquisição de dados (ADS0500IP, Lynx, SP, Brasil). A deformação da amostra aferida por cada extensômetro foi obtida separadamente pela ligação dos mesmos à placa de aquisição de dados com configuração de ½ ponte de Wheatstone por canal. Nesta configuração, cada extensômetro referente às faces proximal e vestibular foram conectados a outros extensômetros correspondentes em uma amostra

passiva (fora do processo de aplicação de carga), no sentido de promover uma compensação de temperatura (Figura 27).

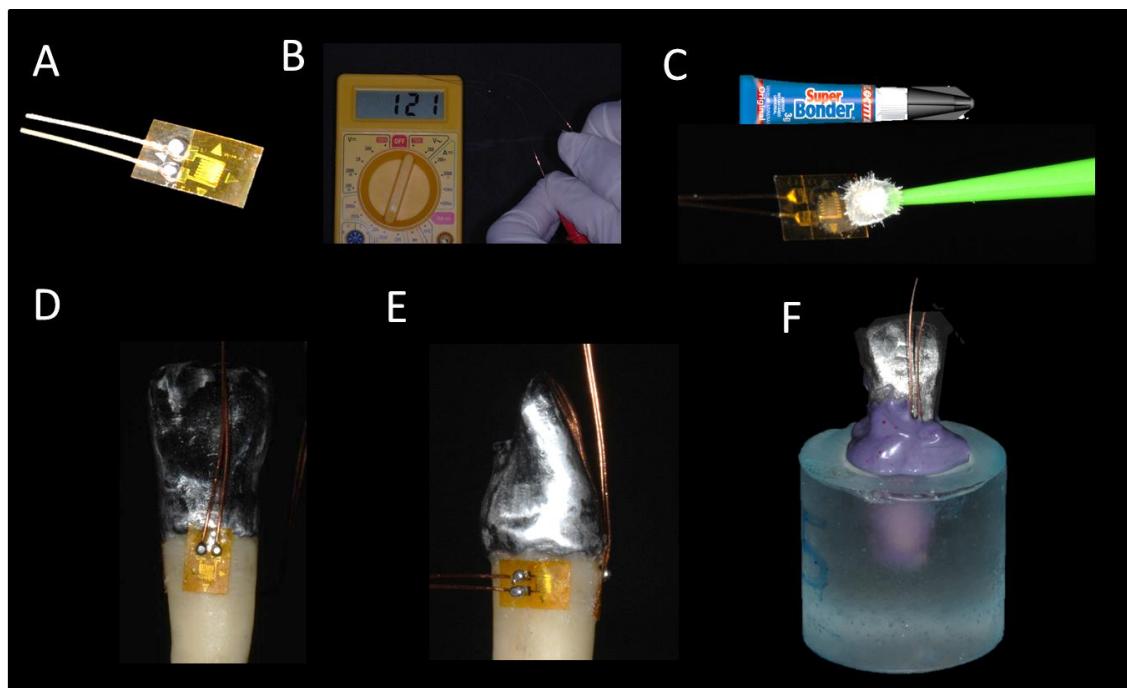


Figura 26- (A) Extensômetro PA-06-040AB-120LEN; (B) Mensuração da resistência do extensômetro; (C) Adesivo de cianoacrilato para colagem; (D) Extensômetro fixado na face vestibular; (E) Extensômetro fixado na face proximal; (F) Simulação do ligamento periodontal com material de moldagem a base de poliéster.

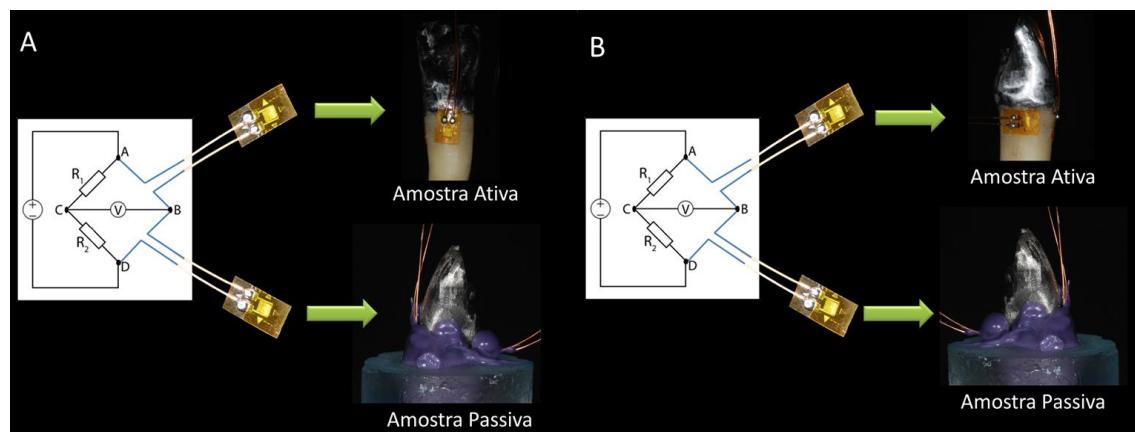


Figura 27- Meia-ponte de Wheatstone. (A) Esquema ilustrativo da análise de micro-deformação da superfície vestibular utilizando sistema de meia-ponte de Wheatstone; (B) Esquema ilustrativo da análise de micro-deformação da superfície proximal utilizando sistema de meia-ponte de Wheatstone.

As amostras foram inseridas em um dispositivo metálico, posicionadas na máquina de ensaio mecânico (EMIC, 2000DL, São Jose dos Pinhais, Brasil) e submetidas à aplicação de carga de compressão em um ângulo de 135° em relação ao longo eixo do dente. Este ângulo foi selecionado, pois simula a média do ângulo de contato existente entre os incisivos superiores e inferiores em uma chave de oclusão classe I e tem sido utilizado em diversos estudos (McDonald et al., 1990). Um carregamento contínuo de 0 a 100 N, sob velocidade de 0,5 mm/min foi aplicado sobre um nicho na face palatina para verificar a deformação da estrutura (Santos-Filho et al., 2008). A aplicação de carga também foi monitorada pelo sistema de aquisição de dados, pela conexão da EMIC ao canal da placa em uma configuração de ponte completa. Os dados obtidos por meio da placa de aquisição de dados foram capturados por meio de um software específico (AQDADOS, Lynx, São Paulo, SP. Brasil) (Figura 28). Foi medida a deformação na horizontal, sentido vestíbulo-lingual e na vertical, sentido cervico-apical, sendo obtidos dois valores de deformação por amostra. Durante a aplicação de carga a placa de aquisição de dados coletou 1 nível de micro-deformação (μ S) a cada 0,3 segundos (4 Hertz). Após o teste, as cinco amostras selecionadas foram reintegradas aos seus grupos de origem para serem submetidas ao teste de resistência à fratura. Os dados foram avaliados estatisticamente por meio de 3-way ANOVA e teste de Tukey HSD.

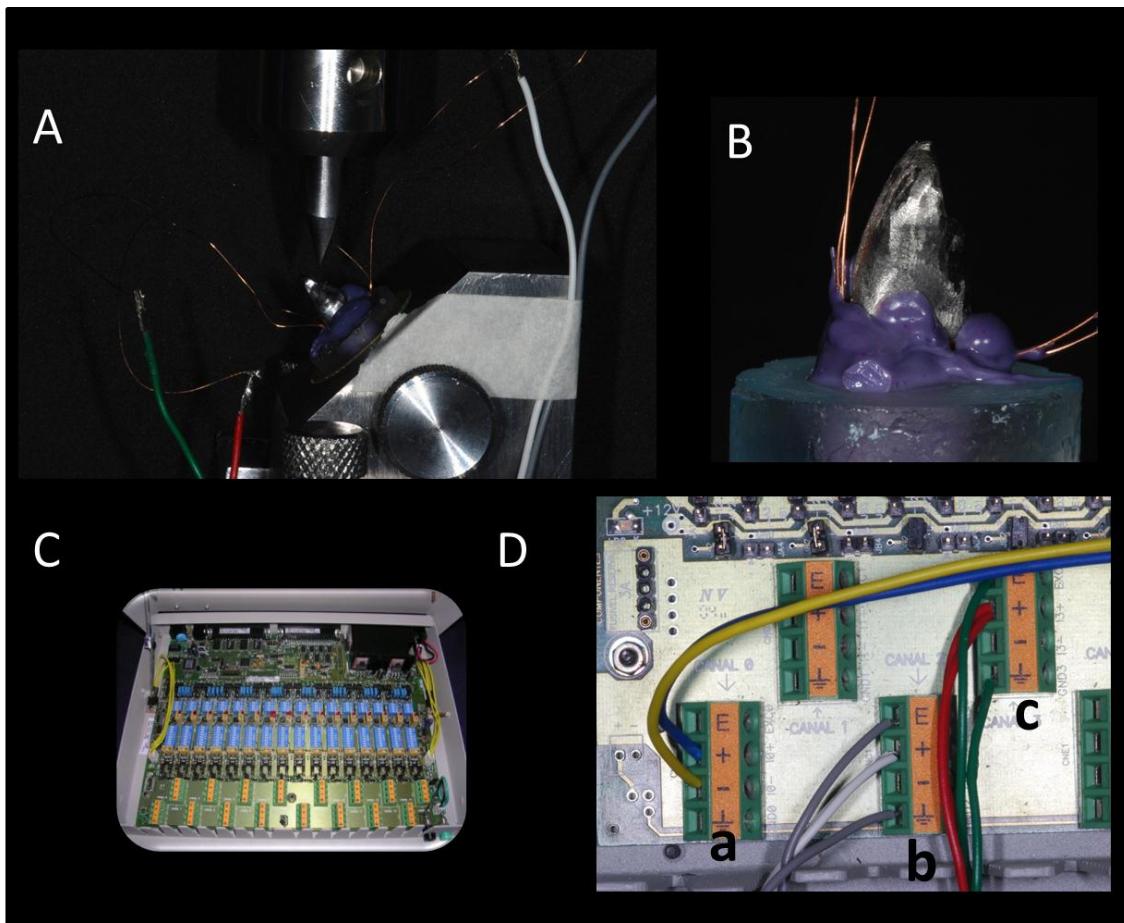


Figura 28- (A) Carregamento tangencial de compressão (Amostra ativa); (B) Amostra passiva; (C) Placa de aquisição de dados; (D-a) Ligação da EMIC no canal em ponte completa; (D-b,c) Ligação dos extensômetros nos canais em $\frac{1}{2}$ ponte de Wheatstone.

4.4- Ensaio mecânico de resistência à fratura

As amostras foram posicionadas em dispositivo metálico, posicionadas na máquina de ensaio mecânico (EMIC, 2000DL, São José dos Pinhais, Brasil) e submetidos a um carregamento compressivo por meio de ponta na forma de lâmina de faca com espessura de 0,1 mm na ponta ativa em uma velocidade de 0,5 mm/min até a fratura. A força requerida em Newtons para causar a fratura do espécime foi mensurada por meio de célula de carga de 500 Kgf através de um software específico (TESC; EMIC) (Figura 29). Os valores de resistência à fratura foram analisados estatisticamente por meio de 3-way ANOVA e teste de Tukey HSD, considerando-se os três fatores em estudo:

Remanescente coronário em três níveis, tipo de coroa restauradora e tipo de retentor intrarradicular.

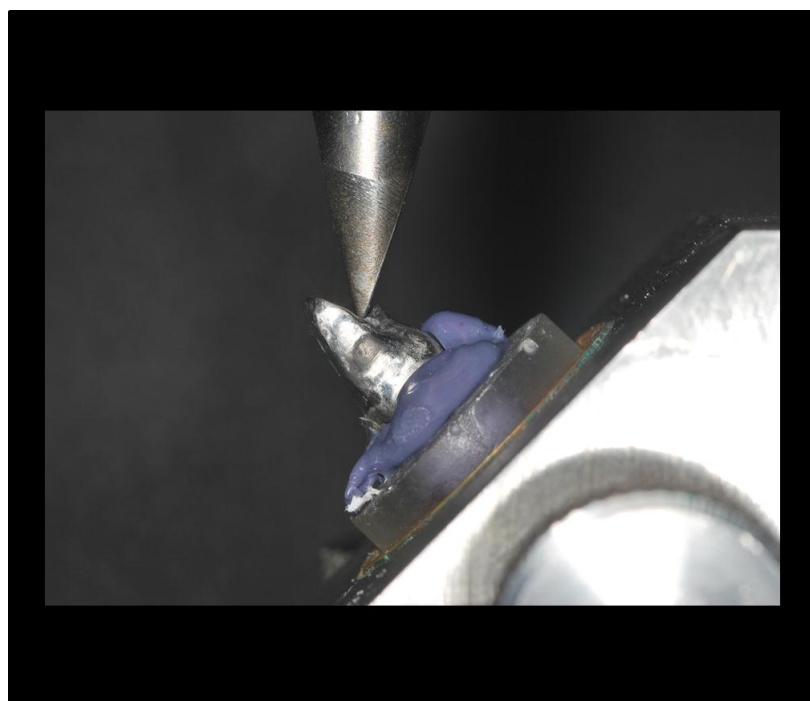


Figura 29- Resistência à Fratura.

4.4.1- Classificação do padrão de fratura

As amostras submetidas ao teste de resistência à fratura foram analisadas para determinar o padrão de fratura usando uma modificação da classificação proposta por Zhi-Yue & Yu-Xing (2003):

I – Fratura com envolvimento do núcleo de preenchimento ou retentor, II – Fratura radicular no terço cervical, III – Fratura radicular no terço médio, IV – Fratura radicular no terço apical, V – Fratura Longitudinal.

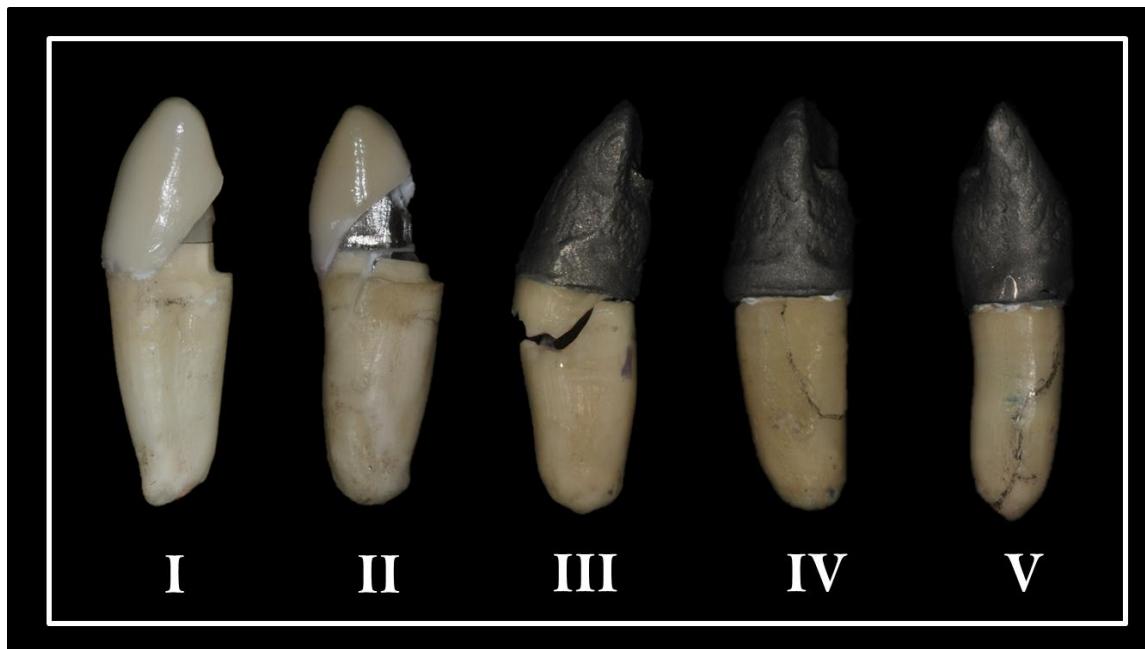


Figura 30- Classificação do padrão de fratura.

RESULTADOS

5- RESULTADOS

5.1- Análise da distribuição das tensões

A análise da distribuição das tensões foi realizada de forma qualitativa por meio da comparação de imagens pelos critérios de von Mises e Tensão Máxima Principal (TMP). O critério de von Mises é um critério de falha que demonstra a transmissão da energia na estrutura, enquanto o critério de Tensão Máxima Principal discrimina o campo das tensões de tração (positivas) e de compressão (negativas). Antes da análise da distribuição das tensões foi feita análise de coerência do padrão de deslocamento dos modelos e estes se mostraram viáveis e coerentes para visualização dos resultados. As imagens foram agrupadas de acordo com os fatores em estudo e comparadas ao modelo do dente hígido. Primeiramente as imagens foram analisadas de acordo com o tipo de coroa restauradora (CM ou CC) isolando tipo de retentor intrarradicular (PFV e NMF), seguida da comparação das diferentes alturas de remanescentes coronários (ARE, RE1 e RE2) com os sistemas de reconstrução corono-radicular.

As tensões geradas no modelo hígido (Hig) são distribuídas uniformemente em toda a dentina radicular (Figura 31). Frente à aplicação de carga, a estrutura dentária hígida tende a transmitir a energia gerada do ponto de aplicação no esmalte para a dentina coronária por meio da junção amelodentinária e desta para a dentina radicular, criando uma zona nula de tensões no centro da estrutura dentária, e subsequentemente transmitindo estas tensões para as estruturas de suporte como o ligamento periodontal e a inclusão.

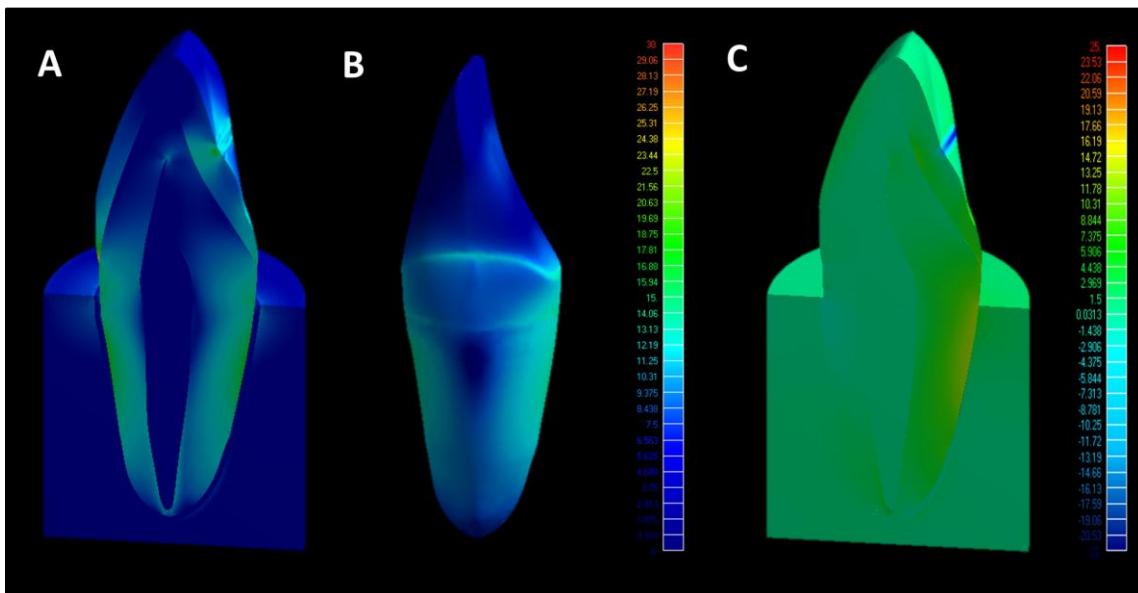


Figura 31- Resultados da análise de tensões do dente hígido. (A) Análise de tensões pelo critério de von Mises; (B) Distribuição das tensões pela dentina coronária e radicular; (C) Análise de tensões pelo critério de tensão máxima principal.

Analizando primeiramente o fator coroa restauradora, nos dentes restaurados com coroas em cerâmica pura reforçadas por alumina (CC) os pinos de fibra de vidro (PFV) apresentaram distribuição homogênea das tensões (figura 32). Os núcleos metálicos e fundidos (NMF) concentraram as tensões no interior do canal radicular na interface pino-dentina, sendo que estas foram observadas em maior intensidade para o modelo CC-ARE-NMF (figura 34A). Os mesmos ainda apresentaram grande concentração de tensões de tração no interior do canal radicular, sendo que estas foram diminuídas com o aumento do remanescente coronário (figura 35). O melhor padrão de distribuição das tensões foi observado para o modelo CC-PFV-RE2 (figura 32C). Na associação com ambos retentores as tensões foram concentradas na coroa restauradora na região do coping de alumina, porém em maior intensidade para os modelos restaurados com PFV (figura 36), sendo que estas diminuíram com o aumento progressivo do remanescente coronário. A maior concentração de tensões no coping foi observada para o modelo CC-ARE-PFV (figura 36A). Para o NMF, as tensões foram concentradas no coping em maior intensidade na ARE, e de forma similar para os RE1 e RE2.

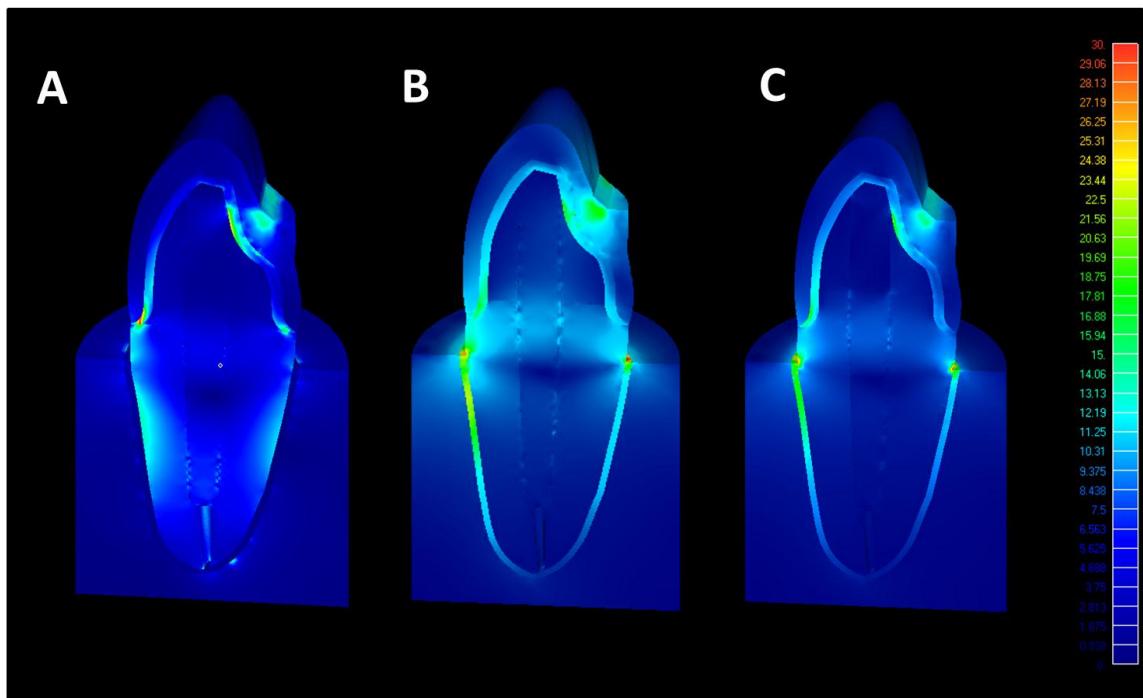


Figura 32- Análise de tensões pelo critério de von Mises; (A) modelo CC-ARE-PFV; (B) modelo CC-RE1-PFV; (C) modelo CC-RE2-PFV.

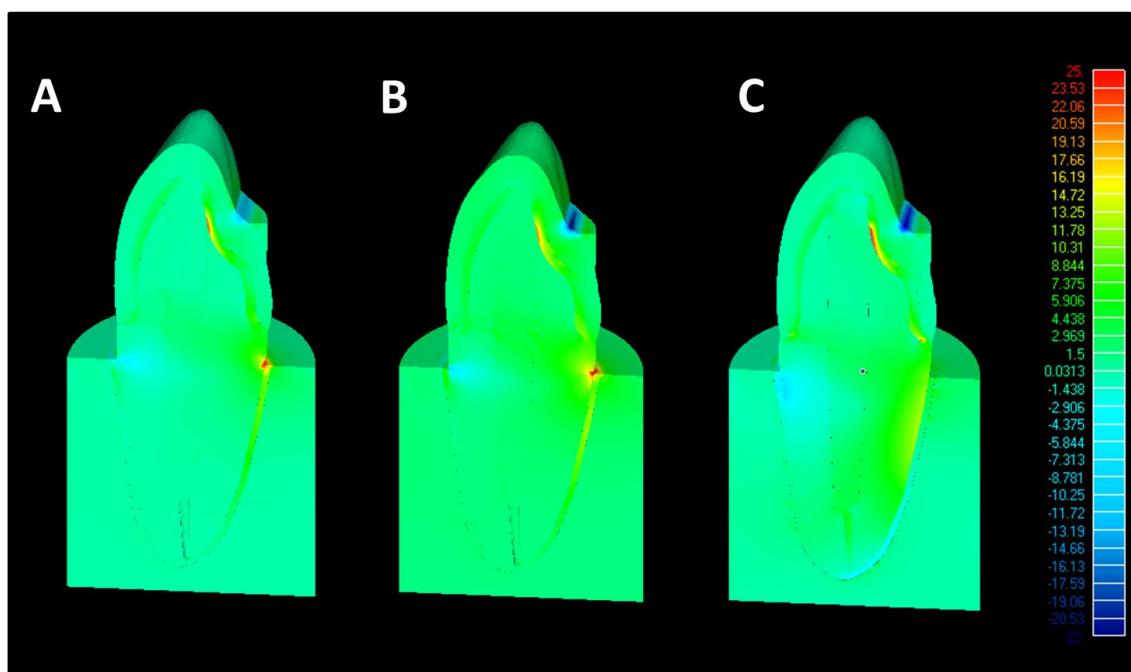


Figura 33- Análise de tensões pelo critério de Tensão máxima principal; A cor azul representa tensões compressão enquanto a cor vermelha representa tensões de tração. (A) modelo CC-ARE-PFV; (B) modelo CC-RE1-PFV; (C) modelo CC-RE2-PFV.

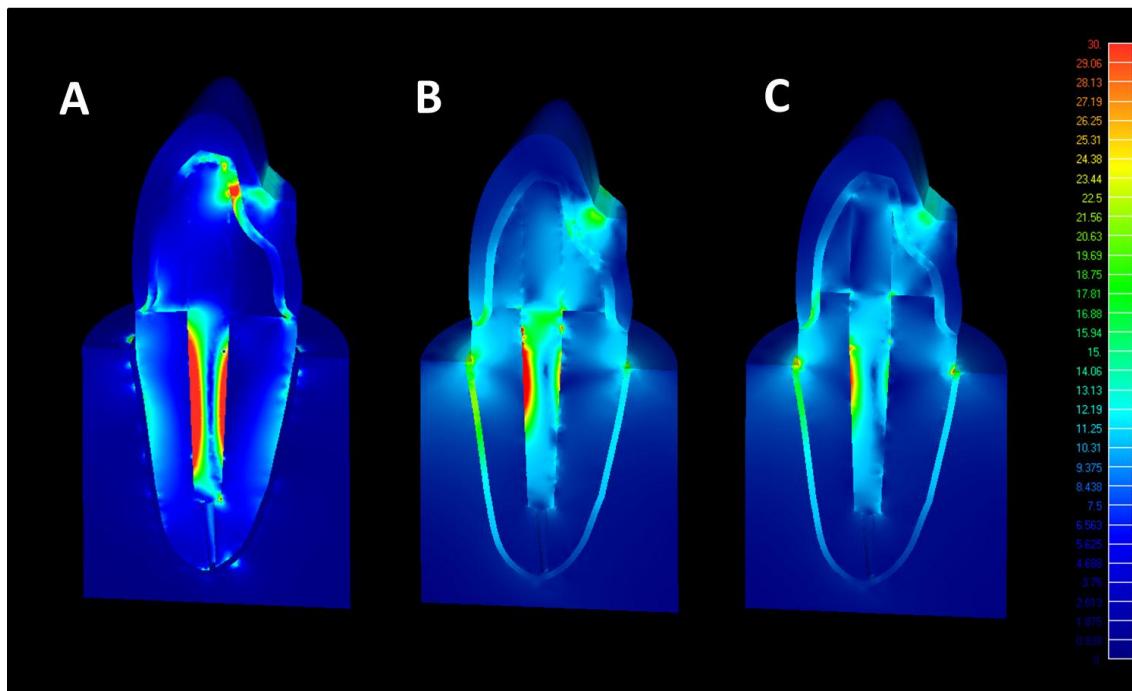


Figura 34- Análise de tensões pelo critério de von Mises; (A) modelo CC-ARE-NMF; (B) modelo CC-RE1-NMF; (C) modelo CC-RE2-NMF.

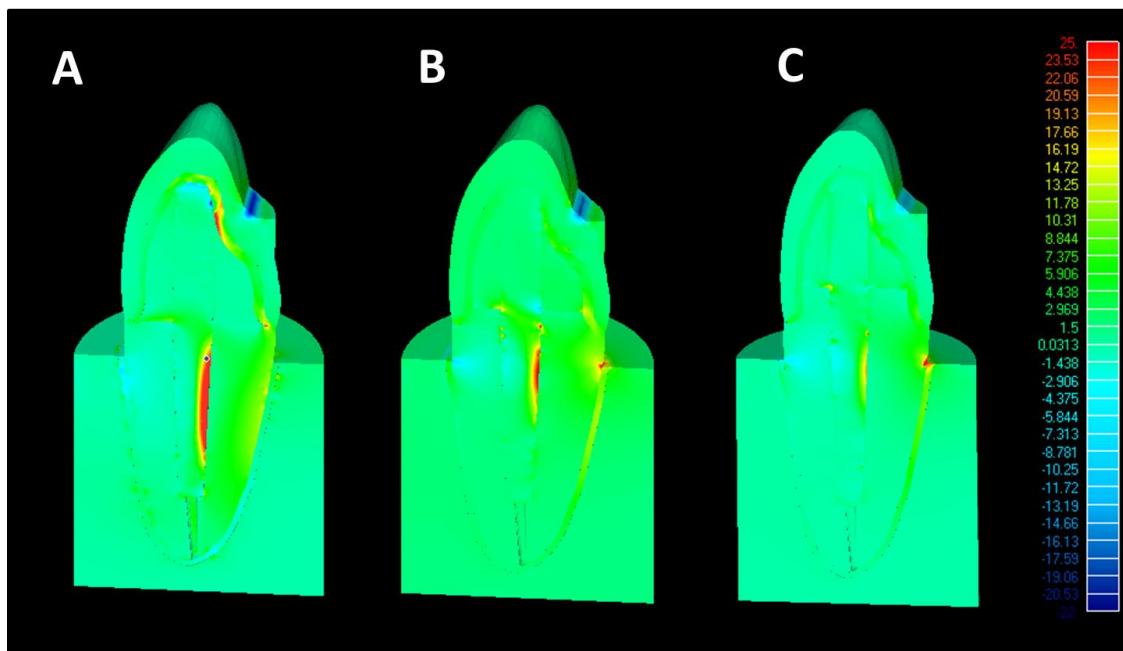


Figura 35- Análise de tensões pelo critério de Tensão máxima principal; A cor azul representa tensões compressão enquanto a cor vermelha representa tensões de tração. (A) modelo CC-ARE-NMF; (B) modelo CC-RE1-NMF; (C) modelo CC-RE2-NMF.

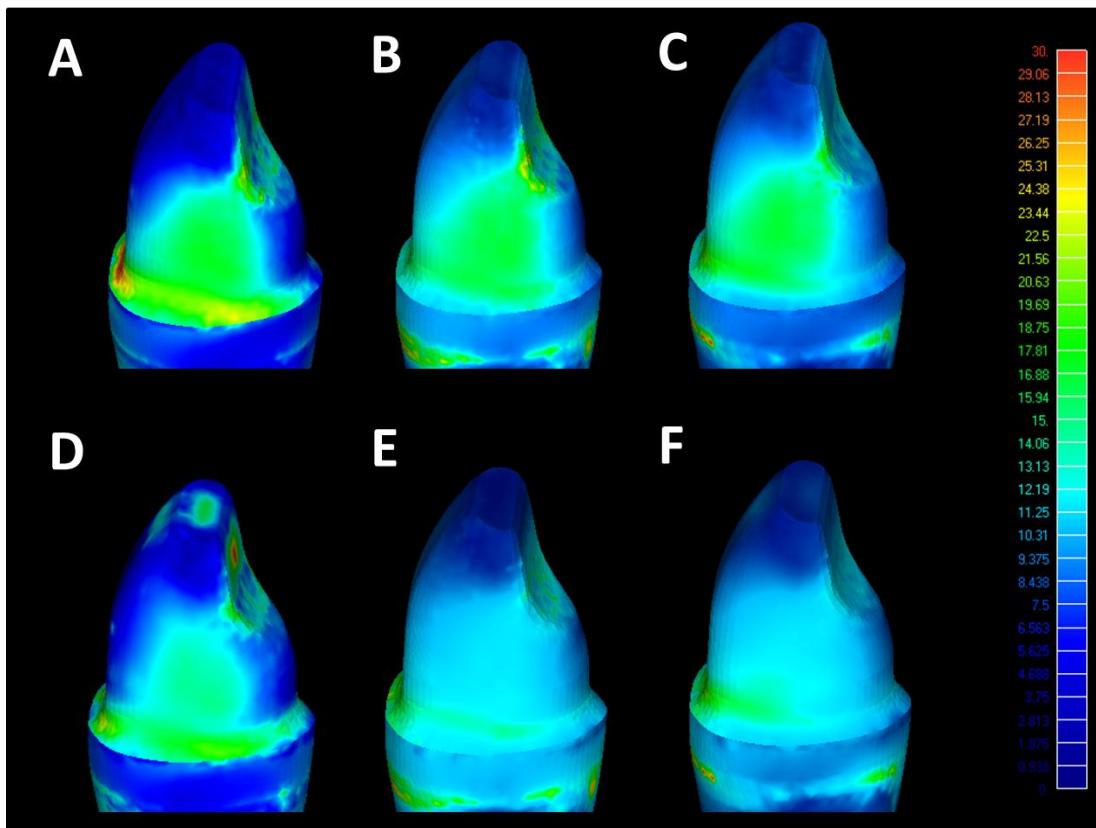


Figura 36- Concentração de tensões pelo critério de von Mises no coping de alumina.
 (A) modelo CC-ARE-PFV; (B) modelo CC-RE1-PFV; (C) modelo CC-RE2-PFV (D)
 modelo CC-ARE-NMF; (E) modelo CC-RE1-NMF; (F) modelo CC-RE2-NMF.

A utilização de CC na associação com PFV criou uma zona livre de concentração de tensões no material de preenchimento em resina composta (figura 37) de forma similar a dentina coronária do dente hígido (figura 31C), independentemente da altura do remanescente coronário. No entanto o núcleo metálico não apresentou este comportamento, apresentando um campo de tensões diferente para o remanescente de um e dois milímetros (figura 37). O modelo CC-ARE-NMF concentrou tensões apenas na base do núcleo na face vestibular e na extremidade superior do mesmo (figura 37D).

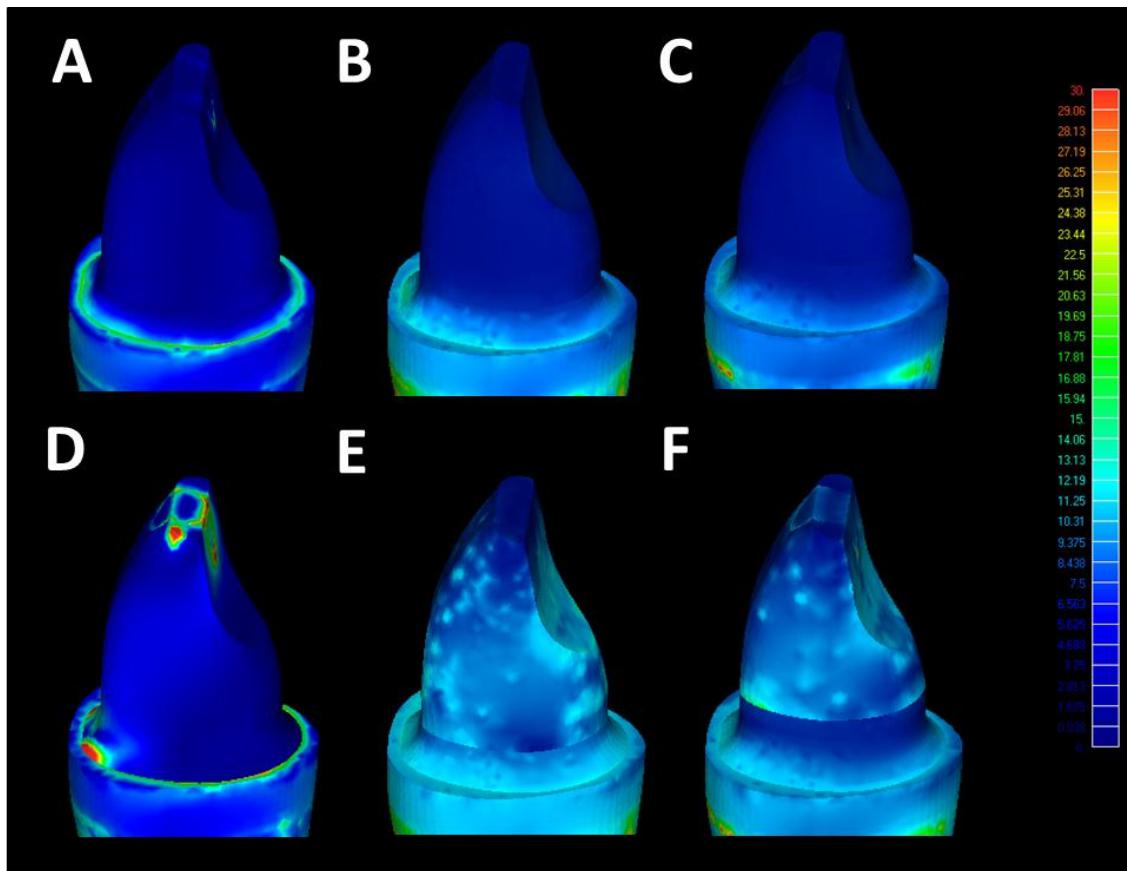


Figura 37- Distribuição do campo de tensões para os núcleos de preenchimento restaurados com coroas em cerâmica pura. (A) modelo CC-ARE-PFV; (B) modelo CC-RE1-PFV; (C) modelo CC-RE2-PFV; (D) modelo CC-ARE-NMF; (E) modelo CC-RE1-NMF; (F) modelo CC-RE2-NMF.

Nos modelos restaurados com CM foi observado um padrão de distribuição de tensões distintos das CC quando associados aos remanescentes coronários. Neste caso, o PFV também apresentou distribuição homogênea das tensões, enquanto o núcleo metálico fundido concentrou as tensões no interior do canal radicular (figura 38 e 40). Pelo critério de tensão máxima principal, o NMF apresentou altos níveis de tensão de tração na interface pino-dentina, em maior intensidade do que os modelos restaurados com CC (figura 41). No entanto as tensões de tração no interior do canal foram similares nos modelos com 1 e 2 mm de remanescente. O modelo CM-ARE-NMF apresentou maior concentração de tensões no interior do canal radicular (figura 41C). Avaliando o campo de tensões no núcleo de preenchimento foi observado que o núcleo tanto em resina composta como em liga de Ni-Cr

apresentam pontos de maiores valores de tensão em sua superfície. Este comportamento é mais uniforme para o PFV (figura 42).

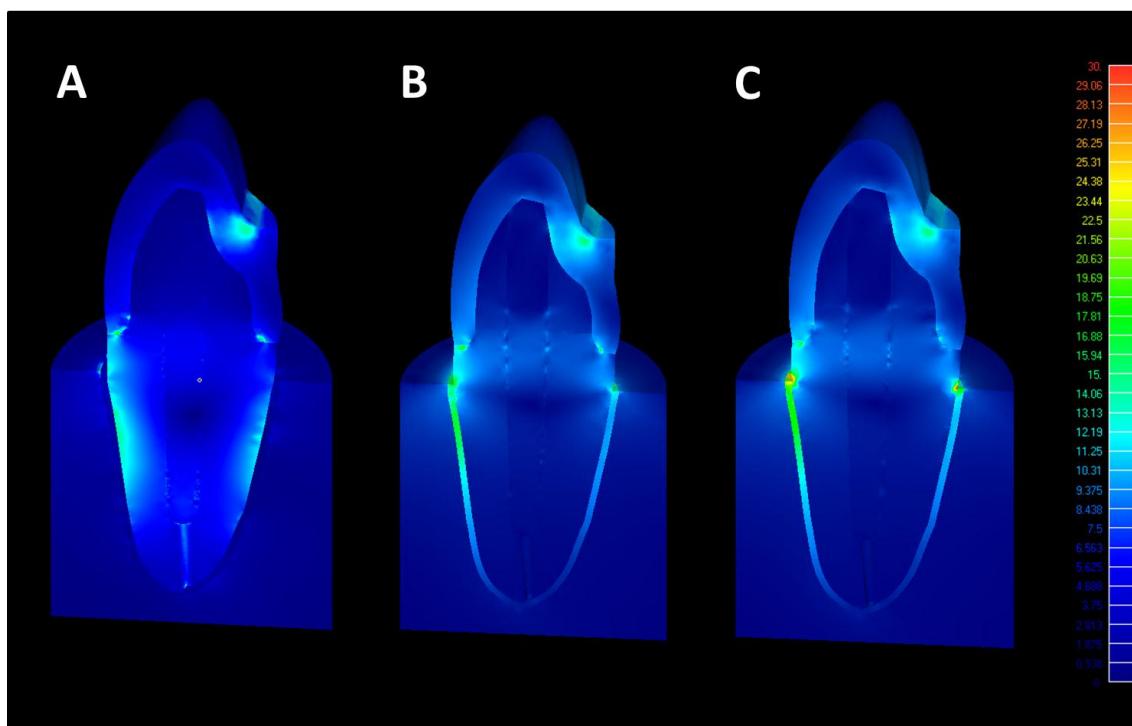


Figura 38- Análise de tensões pelo critério de von Mises; (A) modelo CM-ARE-PFV; (B) modelo CM-RE1-PFV; (C) modelo CM-RE2-PFV.

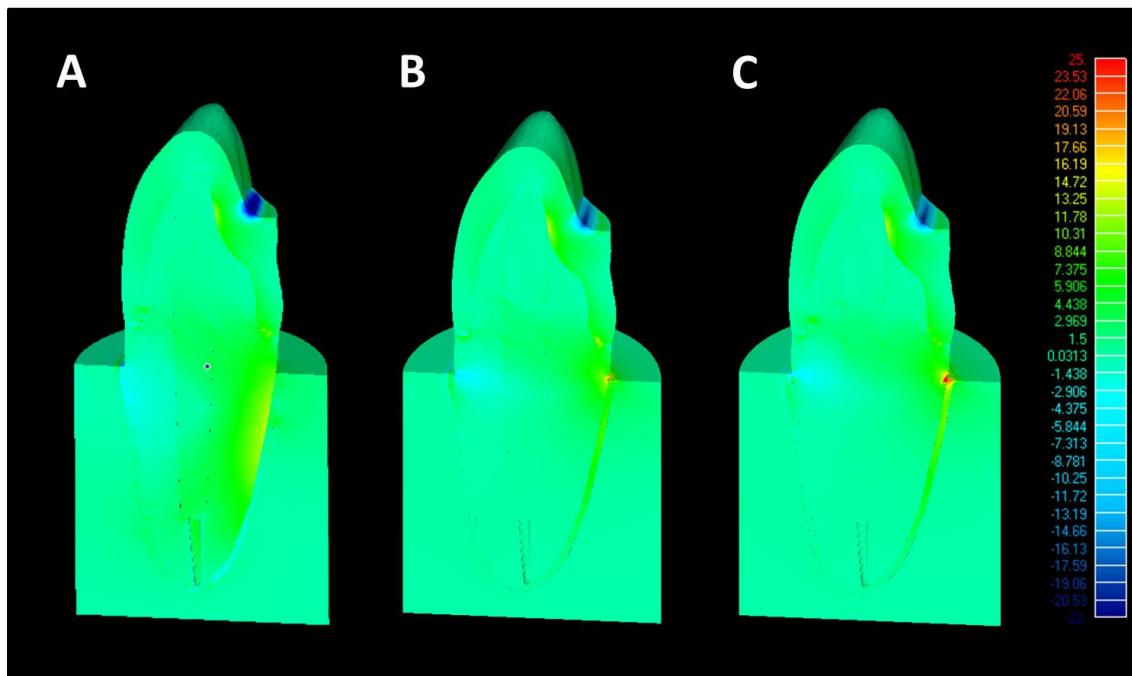


Figura 39- Análise de tensões pelo critério de Tensão máxima principal; A cor azul representa tensões compressão enquanto a cor vermelha representa tensões de tração. (A) modelo CM-ARE-PFV; (B) modelo CM-RE1-PFV; (C) modelo CM-RE2-PFV.

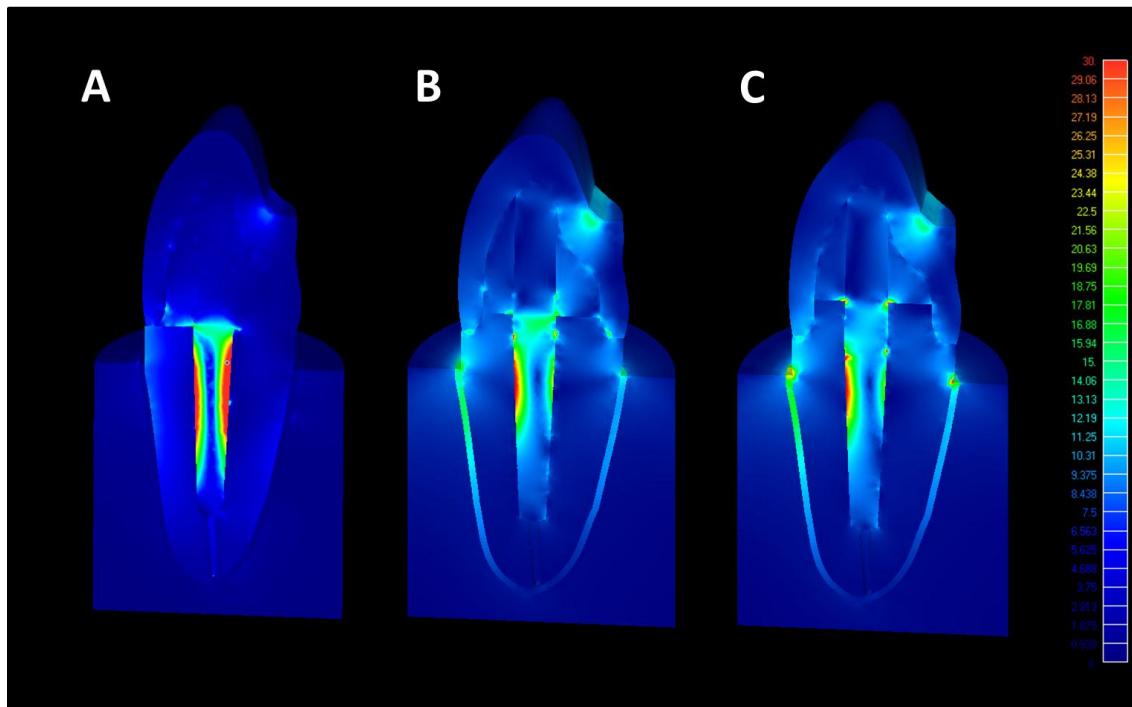


Figura 40- Análise de tensões pelo critério de von Mises; (A) modelo CM-ARE-NMF; (B) modelo CM-RE1-NMF; (C) modelo CM-RE2-NMF.

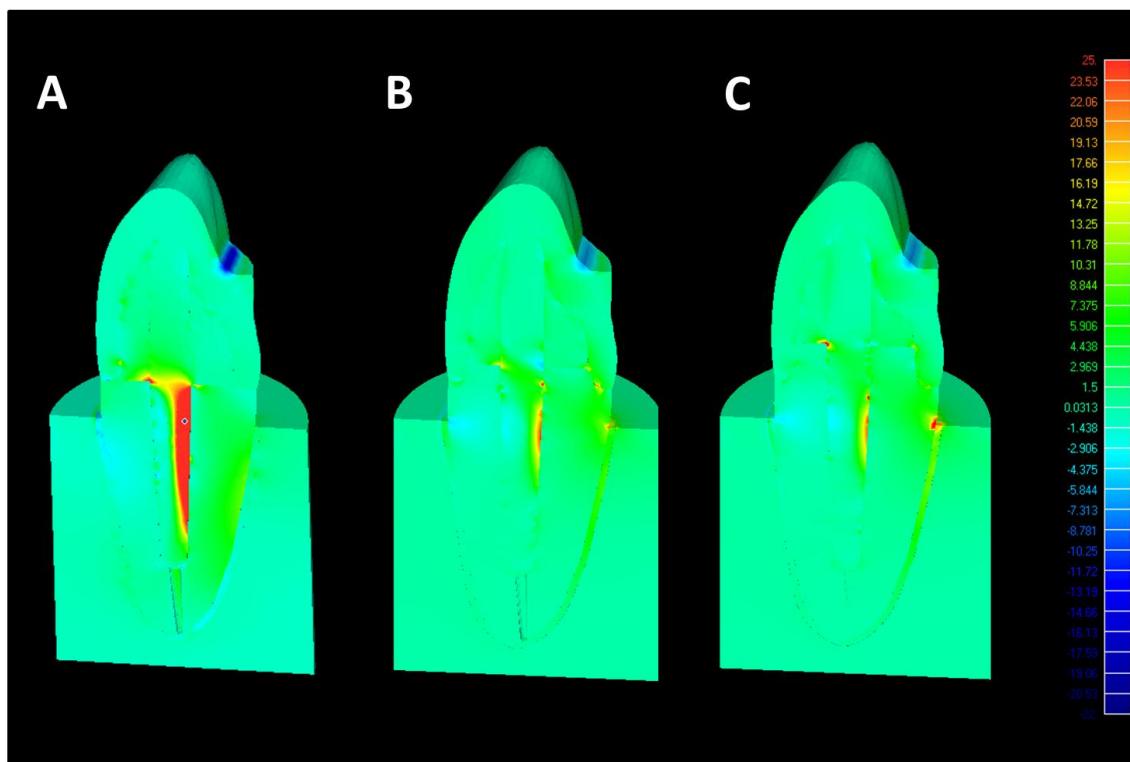


Figura 41- Análise de tensões pelo critério de Tensão máxima principal; A cor azul representa tensões compressão enquanto a cor vermelha representa tensões de tração. (A) modelo CM-ARE-NMF; (B) modelo CM-RE1-NMF; (C) modelo CM-RE2-NMF.

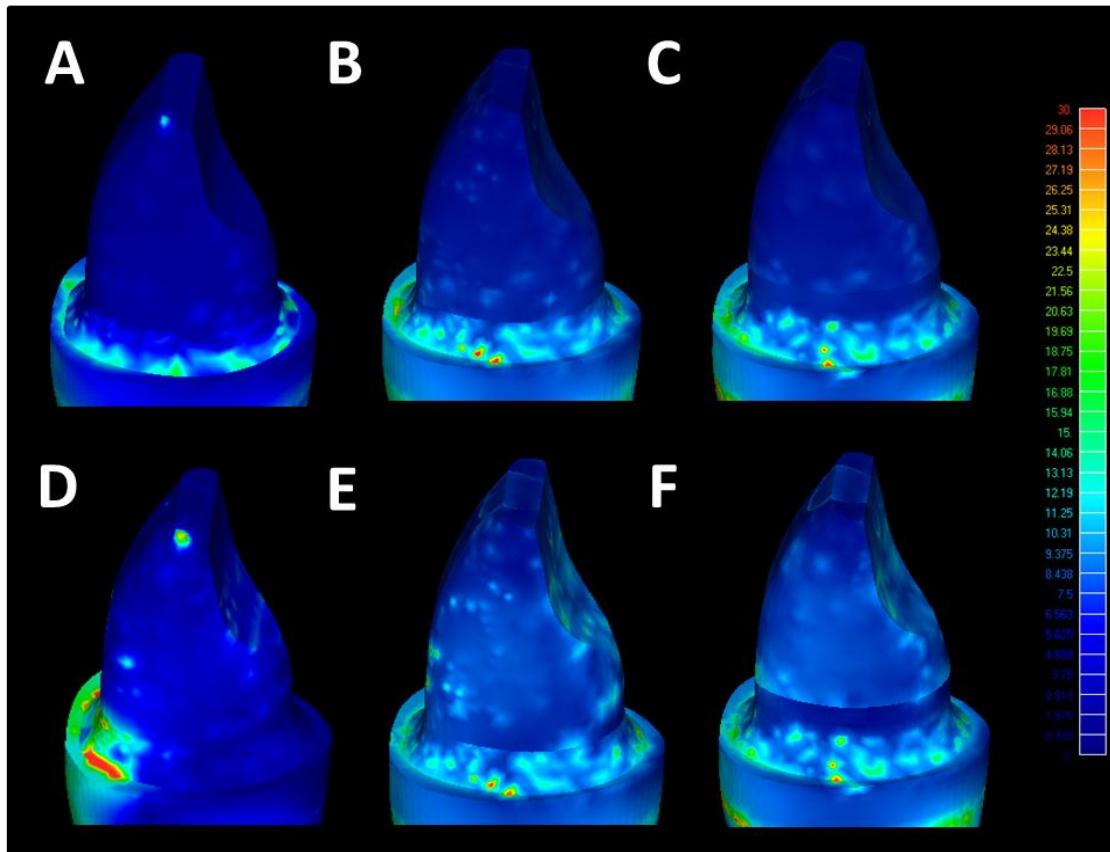


Figura 42- Distribuição do campo de tensões em von Mises para os núcleos de preenchimento restaurados com coroas metálicas. (A) modelo CM-ARE-PFV; (B) modelo CM-RE1-PFV; (C) modelo CM-RE2-PFV; (D) modelo CM-ARE-NMF; (E) modelo CM-RE1-NMF; (F) modelo CM-RE2-NMF.

Neste estudo, o remanescente coronário foi o fator de maior impacto na distribuição das tensões na raiz associado ao complexo restaurador utilizado. A utilização de CM solicita em maior intensidade a estrutura dental remanescente, tanto para o PFV quanto para o NMF (figura 43). Ainda nos modelos restaurados com CM, as tensões são concentradas no 1º mm do remanescente, independentemente do tipo de retentor (figura 43-H-I-L-M). Entretanto o padrão de distribuição de tensões na ausência de remanescente foi distinto em relação ao tipo de retentor. O modelo CM-ARE-NMF apresentou alta concentração de tensões dentina radicular interna e externa na região cervical e vestibular (figura 43J) enquanto o modelo CM-ARE-PFV distribuiu as tensões de forma homogênea para a dentina radicular externa (figura 43G). Para os remanescentes de 1 e 2 mm independentemente do tipo reconstrução

corono-radicular também foram concentradas tensões na dentina radicular externa no terço cervical.

Nos modelos reabilitados com coroas em cerâmica pura as tensões foram uniformemente distribuídas pelo término cervical do remanescente coronário para o pino de fibra de vidro (figura 43). A associação entre o NMF e CC promove maior concentração de tensões no terço cervical na presença do RE1. Na ausência de remanescente as tensões foram concentradas na base de sustentação do coping de alumina sobre a estrutura dentária para o pino de fibra de vidro (figura 43A). O modelo CC-ARE-NMF, apresentou esse mesmo comportamento associado a tensões no interior do canal radicular (figura 43D), porém em menor intensidade do que no modelo CM-ARE-NMF.

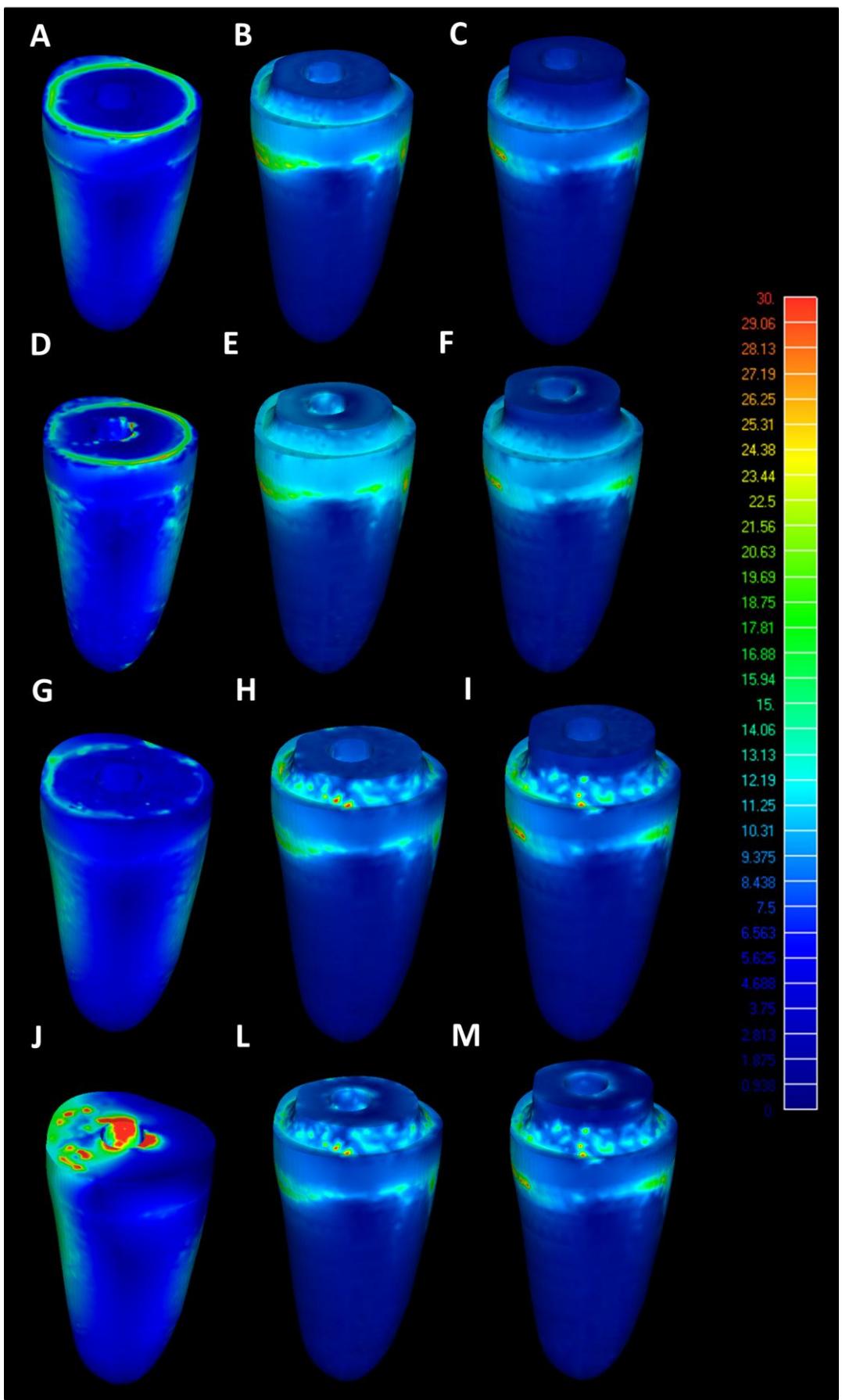


Figura 43- Distribuição das tensões pelo critério de von Mises na estrutura dental remanescente. (A) modelo CC-ARE-PFV; (B) modelo CC-RE1-PFV; (C) modelo CC-RE2-PFV; (D) modelo CC-ARE-NMF; (E) modelo CC-RE1-NMF; (F) modelo CC-RE2-NMF. (G) modelo CM-ARE-PFV; (H) modelo CM-RE1-PFV; (I) modelo CM-RE2-PFV; (J) modelo CM-ARE-NMF; (L) modelo CM-RE1-NMF; (M) modelo CM-RE2-NMF.

A análise do padrão de deslocamento dos modelos demonstrou que o aumento progressivo da altura da estrutura dentária contribui com a diminuição do deslocamento do modelo independentemente do tipo reconstrução corono-radicular utilizada (gráfico 1). Entretanto com a utilização de coroas metálicas, a presença de 1 e 2 mm de remanescente coronário produziram deslocamentos semelhantes independentemente do tipo de retentor. A presença de 2 mm de remanescente produziram os menores deslocamentos dos modelos. O maior deslocamento foi observado no modelo CM-ARE-NMF.

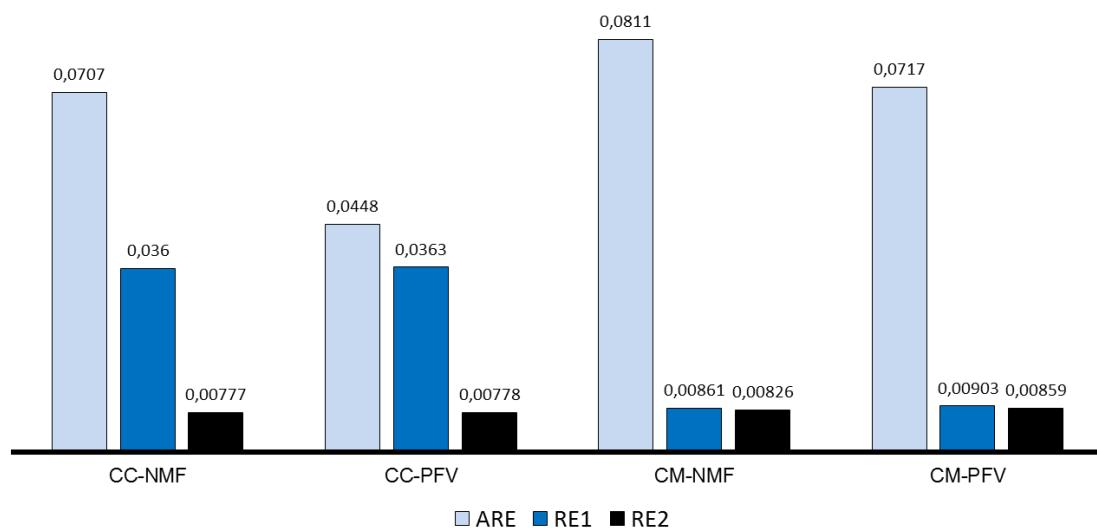


Gráfico 1- Deslocamento total (mm) dos modelos.

5.2- Extensometria

A análise de ANOVA 3-way para os dados de micro-deformação na face vestibular indicou que o fator remanescente coronário ($p=0,002$) e a interação entre coroa e remanescente ($p=0,11$) foram significantes. Os fatores isolados

coroa ($p=0,433$) e retentor ($p=0,133$), a interação entre dois fatores, coroa e retentor ($p=0,588$), retentor e remanescente ($p=0,052$) bem como a interação entre os três fatores ($p=0,069$) não foram estatisticamente significantes.

A tabela 5 apresenta os valores médios e desvio padrão da deformação na face vestibular da raiz para todos os grupos experimentais. Avaliando o fator remanescente coronário, os maiores valores de micro-deformação foram observados para os grupos ARE com exceção dos grupos CCPFV em que os valores foram estatisticamente semelhantes independentemente da quantidade de remanescente coronário. Na ausência de remanescente coronário, o grupo CMPFV apresentou maiores valores de deformação em relação ao CCPFV. Comparando o fator reconstrução corono-radicular, não houve diferenças estatisticamente significantes para os grupos CM independentemente do tipo de retentor, exceto na presença do RE2 onde o grupo NMF apresentou menores valores de deformação em relação ao PFV. Com a utilização de coroas cerâmicas os valores de micro-deformação dos grupos PFV e NMF foram estatisticamente semelhantes mantendo o fator quantidade de remanescente coronário.

Tabela 5. Médias (desvio padrão) (μS) dos valores de micro-deformação da face vestibular para os diferentes grupos experimentais

Remanescente dentário	Coroa Metálica		Coroa Cerâmica	
	PFV	NMF	PFV	NMF
ARE	666,0 (231,2) A, a	618,7 (189,1) A, a	342,0 (106,4) B, a	540,2 (128,2) AB, a
RE1	433,4 (363,6) A, b	466,8 (176,7) A, a	518,4 (44,4) A, a	314,7 (93,7) A, b
RE2	397,5 (138,8) A, b	149,0 (71,9) B, b	469,9 (153,8) A, a	347,8 (86,2) AB, ab

Letras diferentes (Letras maiúsculas – comparação nas linhas; letras minúsculas – comparação nas colunas) indicam diferença estatística ao teste de Tukey HSD ($p<0,05$).

A análise de ANOVA 3-way para os dados de deformação na face proximal revelou que os fatores isolados coroa ($p=0,000$), retentor ($p=0,025$), e a interação entre os fatores coroa e remanescente ($p=0,004$) e ainda a interação entre os três fatores ($p=0,014$) foram significantes. O fator isolado remanescente ($p=0,151$) bem como a interação entre dois fatores coroa e retentor ($p=0,133$) e retentor e remanescente ($p=0,313$) não foram significantes.

A tabela 6 apresenta os valores médios e desvio padrão da deformação na face proximal da raiz para todos os grupos experimentais. O teste de Tukey HSD indicou que não houve diferença significante na deformação dos grupos restaurados com CC e CM associados ao NMF comparando os diferentes remanescentes coronários. Entretanto os valores para os grupos CCNMF foram significativamente menores. Avaliando o remanescente coronário de 2 mm, a deformação no grupo CMPFV foi significativamente maior que nos grupos CMNMF, CCPFV e NMF, entretanto os valores de micro-deformação para os grupos com coroas cerâmicas foram estatisticamente semelhantes. Os valores médios dos grupos CMPFVARE e RE1 foram semelhantes estatisticamente em relação aos grupos CMNMFARE e RE1 e aos grupos CCPFVARE e RE1.

Tabela 6. Médias (desvio padrão) (μS) dos valores de micro-deformação da face proximal para os diferentes grupos experimentais

Remanescente dentário	Coroa Metálica		Coroa Cerâmica	
	PFV	NMF	PFV	NMF
ARE	134,9 (81,0) AB, b	153,3 (30,3) A, a	173,8 (38,8) A, a	55,4 (26,2) B, a
RE1	113,5 (59,1) AB, b	169,4 (77,0) A, a	105,5 (45,3) AB, ab	42,4 (13,6) B, a
RE2	294,1 (140,2) A, a	178,9 (106,8) B, a	72,6 (33,9) C, b	54,0 (22,96) C, a

Letras diferentes (Letras maiúsculas – comparação nas linhas; letras minúsculas – comparação nas colunas) indicam diferença estatística ao teste de Tukey HSD ($p<0,05$).

5.3- Resistência à fratura e padrão de fratura

A análise de ANOVA 3-way para os dados de resistência à fratura indicou que os fatores coroa ($p=0,005$), retentor ($p=0,000$), remanescente ($p=0,000$) e a interação entre coroa e remanescente ($p=0,015$) foram estaticamente significantes. A interação dos fatores coroa e retentor ($p=0,442$), retentor e remanescente ($p=0,959$), bem como a interação entre os três fatores ($p=0,498$) não foram significantes.

A tabela 7 apresenta os valores médios e desvio padrão da resistência à fratura para os grupos experimentais. Avaliando o fator remanescente coronário, os menores valores de resistência à fratura foram observados para os grupos ARE independentemente do tipo reconstrução corono-radicular. Os maiores valores de resistência à fratura foram observados nos grupos RE2, entretanto estes foram estaticamente semelhantes com os grupos RE1. Comparando o fator reconstrução corono-radicular, observou-se que a resistência à fratura dos grupos NMF não foi significativamente influenciada pelo fator coroa restauradora. A resistência à fratura dos grupos PFV foi maior quando associadas a coroas metálicas, porém na ausência de remanescente coronário as médias foram estaticamente semelhantes. Os grupos CMRE1 e CMRE2 apresentaram valores de resistência à fratura estaticamente semelhantes independentemente do tipo de retentor e em relação aos grupos CCNMF RE1 e RE2.

Tabela 7. Médias (desvio padrão) (N) de resistência à fratura para os diferentes grupos experimentais

Remanescente dentário	Coroa Metálica		Coroa Cerâmica	
	PFV	NMF	PFV	NMF
ARE	607,3 (65,0) B, b	724,5 (82,3) AB, b	653,7 (150,8) AB, b	749,8 (179,0) A, b
RE1	890,5 (180,9) A, a	916,3 (104,7) A, a	670,7 (123,5) B, ab	829,0 (134,3) A, a
RE2	922,8 (106,6) A, a	1026,1 (240,6) A, a	793,9 (133,4) B, a	913,6 (220,0) A, a

Letras diferentes (Letras maiúsculas – comparação nas linhas; letras minúsculas – comparação nas colunas) indicam diferença estatística ao teste de Tukey HSD ($p<0,05$).

A distribuição do padrão de fratura está descrita na figura 44. Os grupos CCPFV apresentam distribuição de padrão de fratura semelhante, com maior frequência de fraturas envolvendo o núcleo de preenchimento e a coroa restauradora. Nos grupos CCNMF predominam fraturas da coroa restauradora e do terço cervical radicular. Os grupos CM-NMF apresentam fraturas radiculares no terço cervical, médio e longitudinais com predominância de fraturas do terço cervical e médio. Por outro lado nos grupos CM-PFV predominam fraturas do núcleo de preenchimento e no terço cervical para os remanescentes ARE e RE1. Nos grupos RE2 predominaram fraturas do tipo I e II com exceção do grupo CMPFVRE2 onde predominaram fraturas do tipo I, II e III.

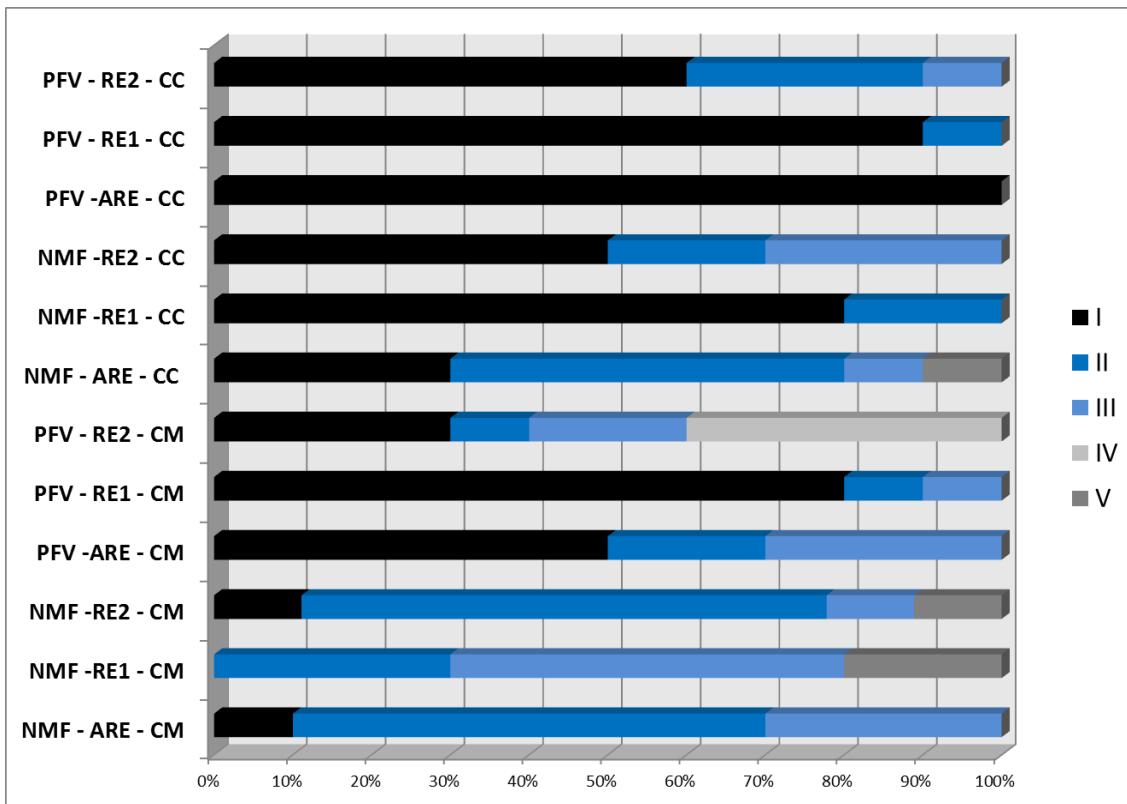


Figura 44- Distribuição do padrão de fratura para os grupos experimentais.

DISCUSSÃO

6- DISCUSSÃO

As hipóteses testadas neste estudo foram aceitas, tendo em vista que a quantidade de remanescente dentário e o tipo de reconstrução corono-radicular influenciam de diferentes formas na deformação, resistência à fratura, padrão de fratura e padrão de distribuição das tensões em incisivos centrais superiores tratados endodonticamente.

Ensaios laboratoriais destrutivos, tais como a resistência à fratura, são empregados com alta frequência em avaliações de materiais odontológicos e estruturas dentárias apresentando grande credibilidade na literatura, no entanto estes testes apresentam limitações no fornecimento de informações ultraestruturais e biomecânicas dos espécimes no momento da fratura (Reeh et al., 1989). Dessa forma, a associação com análises computacionais, como o método de elementos finitos e metodologias não destrutivas experimentais, como a extensometria é imprescindível para análise biomecânica da estrutura como um todo. A associação destas metodologias prevê a visualização das tensões e a quantificação das deformações geradas em uma estrutura frente à aplicação de carga de baixa intensidade, predizendo os possíveis locais de iniciação de uma falha biomecânica. A transmissão das tensões para a extremidade da trinca fornece energia para a sua propagação, sendo que a velocidade na qual a trinca é alimentada depende da deformação do material adjacente à mesma (Kishen et al., 2004). Sendo assim, a resistência à fratura pode ser aumentada por algum mecanismo que aumente a quantidade de energia requerida para a propagação da trinca inicial (Kishen et al., 2004).

Na análise por elementos finitos, a decisão em utilizar um modelo 2D ou 3D depende de muitos fatores inter-relacionados mas principalmente em relação a complexidade das estruturas avaliadas. Neste sentido, a análise bidimensional apresenta algumas limitações na investigação do comportamento biomecânico e a modelagem tridimensional é mais indicada, pois permite maior fidelidade e confiabilidade na análise do padrão de distribuição das tensões (Romeed et al., 2006; Soares, 2008; Santos-Filho, 2009; Ausiello et al., 2011; Barreto, 2011; Poiate et al., 2011). Neste estudo

devido à complexidade das estruturas envolvidas foi proposto o desenvolvimento de uma análise tridimensional para maior fidelidade dos resultados encontrados. Foram feitas algumas simplificações da análise 3D na geometria do incisivo central a fim de torná-lo mais ágil na resolução dos cálculos matemáticos em relação ao modelo gerado por (Santos-Filho, 2009). A utilização de contato colado (bonded) entre as estruturas com mesmo módulo de elasticidade foi aplicada ao núcleo metálico fundido para simplificação, e o mesmo apresentou resultados semelhantes aos resultados demonstrados por (Santos-Filho, 2009).

A análise da congruência e conectividade das malhas, coerência dos deslocamentos dos modelos mostraram que os mesmos são viáveis para a análise por elementos finitos 3D. A análise pelo critério de von Mises e tensão máxima principal demonstrou que o estado de distribuição de tensão do dente hígido é alterado após a perda da coroa clínica e a inserção de retentores intrarradiculares. Frente à aplicação de carga, a estrutura dentária hígida tende a transmitir a energia gerada do ponto de aplicação de carga no esmalte para a dentina coronária por meio da junção amelo-dentinária e desta para a dentina radicular, criando uma zona nula de tensões no centro da estrutura dentária (Zarone et al., 2006), e subsequentemente transmitindo-as para as estruturas de suporte como o ligamento periodontal e a inclusão em resina de poliestireno.

Teoricamente, na análise biomecânica quando um corpo ou estrutura é submetido à aplicação de carga, as tensões irão se concentrar na estrutura com maior módulo de elasticidade. Neste estudo foram utilizadas coroas em cerâmica reforçadas por cristais de alumina sendo que este reforço promove o aumento do módulo de elasticidade desta estrutura (McLean, 2001; Della Bona et al., 2008). Dessa forma, a análise por elementos finitos demonstrou que o tipo de coroa restauradora (cerâmica ou metálica) influenciou no padrão de distribuição de tensões independentemente do tipo de retentor intrarradicular. Os modelos restaurados com coroas cerâmicas associados com pinos de fibra de vidro e núcleo de preenchimento em resina composta apresentaram

distribuição homogênea das tensões para a dentina radicular (figura 32). Pelo critério de TMP os modelos apresentaram padrão de distribuição das tensões de tração e compressão de forma semelhante ao dente hígido (figura 33). Nesta situação o complexo restaurador com módulo de elasticidade próximo da estrutura dentinária fez com que as tensões fossem concentradas na região do coping de alumina criando uma zona nula de tensões no núcleo de preenchimento de forma semelhante à dentina coronária do modelo hígido (figuras 31,36 e 37). O aumento progressivo do remanescente dentário promoveu diminuição das tensões no coping muito provavelmente pelo menor deslocamento da estrutura observado para o remanescente de 2 mm (gráfico 1). Por outro lado a associação da coroa cerâmica com núcleos metálicos fundidos criou um complexo restaurador composto por materiais com alto módulo de elasticidade. Esta associação torna o complexo restaurador muito rígido, ou seja, sua flexibilidade é diminuída e consequentemente as tensões foram concentradas no interior do canal radicular na interface pino/dentina. A análise pelo critério de TMP ainda indicou grande concentração de tensões de tração no interior do canal radicular sendo que estas diminuem com o aumento do remanescente coronário. Esta característica também está relacionada com a diminuição da flexão do retentor intrarradicular (Ichim et al., 2006).

De acordo com a mesma teoria da proximidade dos valores de módulo de elasticidade do retentor com a dentina, os modelos CMPFV apresentaram distribuição homogênea das tensões pela dentina radicular enquanto o NMF apresentou altos índices de concentração de tensões no interior do canal radicular (figura 38 e 40). Entretanto, os modelos restaurados com coroas metálicas apresentaram padrão de distribuição distinto em relação às coroas cerâmicas sendo que esta diferença foi notada principalmente em relação ao remanescente dentário. A utilização de CM solicita em maior intensidade a estrutura dental remanescente, tanto para o PFV quanto para o NMF sendo que as tensões permanecem concentradas no 1º milímetro da estrutura dental remanescente (figura 43). Na ausência de remanescente coronário o núcleo metálico fundido apresentou o pior padrão de distribuição de tensões, com alta concentração de tensões na dentina radicular interna e externa na região

cervical e vestibular (figura 43J). O modelo CMNMFARE ainda apresentou alta concentração de tensões de tração no interior do canal radicular nesta mesma região o que pode ter contribuído para a ocorrência de fraturas do terço cervical na direção da face vestibular (Figura 43J) (Lertchirakarn et al., 2003) o que foi comprovado pela análise do padrão de fratura com maior porcentagem de fraturas do tipo II e III.

A análise quantitativa dos deslocamentos totais dos modelos descrita no gráfico I permite concluir que a presença de 2 mm de remanescente coronário contribui para os menores deslocamentos do modelo, demonstrando que a presença de remanescente diminui o deslocamento vestibular e axial do conjunto dente/restauração promovendo efeito anti-rotacional da coroa protética sendo que estes achados foram semelhantes aos encontrados por (Ichim et al., 2006).

A análise dos valores de deformação na face vestibular, onde o extensômetro captou as deformações no sentido cérvico-apical, demonstrou que o remanescente dentário influenciou os valores de forma significante. Assim como na análise por elementos finitos, a extensometria demonstrou que a presença de remanescente diminui a tendência de deslocamento da coroa e retentor contribuindo para menores valores de tensão de compressão na face vestibular. Dessa forma os maiores valores de deformação foram observados na ausência de remanescente. No entanto na associação da coroa cerâmica com o pino de fibra de vidro os valores de micro-deformação não foram influenciados pelo remanescente coronário. Isso pode ser explicado pelo fato das tensões estarem concentradas na região do coping, desta forma o extensômetro colado na direção vertical na região vestibular captou valores semelhantes para as três alturas de remanescente.

Os valores de deformação na face proximal parecem ter maior relevância, pois a maioria das fraturas inicia-se nessa região estabelecendo relação com o padrão de fratura (Santos-Filho et al., 2008). Lertchirakarn et al., em 2003 relataram que as fraturas radiculares verticais parecem ser resultado das tensões geradas no interior do canal radicular e tipicamente ocorrem na

direção vestíbulo-lingual. Entretanto como os extensômetros são colados na superfície radicular externa, as deformações coletadas pelos mesmos são menores devido as maiores tensões e deformações permanecerem no interior do canal radicular. Neste estudo a deformação proximal foi influenciada pelos fatores isolados coroa e retentor e pela interação entre os três fatores. Neste sentido os valores de deformação para os grupos CMNMF e CCNMF não foram influenciados pelo remanescente devido às tensões estarem concentradas em maior intensidade no interior do canal radicular e no coping de alumina para as coroas cerâmicas justificando os menores valores de deformação encontrados. A utilização de pinos de fibra de vidro devolve os movimentos flexurais naturais do dente de forma similar ao dente hígido, dessa forma associados a coroas metálicas essa movimentação promove maiores valores de deformação para os grupos com PFV.

Diversos autores relataram que preservação de estrutura dentária e a manutenção de 1,5 a 2 mm de remanescente coronário garantem um aumento da resistência à fratura e um melhor padrão de distribuição das tensões em dentes tratados endodonticamente (Sorensen & Engelman, 1990; Libman & Nicholls, 1995; Zhi-Yue & Yu-Xing, 2003; Akkayan, 2004; Tan et al., 2005; Ichim et al., 2006; Ng et al., 2006; Varvara et al., 2007; Eraslan et al., 2009; Santos-Filho, 2009; Da Silva et al., 2010) entretanto, a associação com coroas cerâmicas permanece controverso. Os resultados encontrados neste estudo demonstraram que a manutenção de 1 a 2 mm de estrutura coronária aumenta a resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente independentemente do tipo de reconstrução corono-radicular. A análise por elementos finitos associados aos resultados de resistência à fratura permite concluir que a utilização de coroas metálicas para avaliação do efeito do remanescente dentário é mais apropriada, pois as tensões estão concentradas em maior intensidade no remanescente isolando de forma mais adequada o fator em estudo. Em contrapartida, esta tensão em maior intensidade está relacionada com padrões de fratura desfavoráveis, o que foi demonstrado pela distribuição dos mesmos. Nesta situação o NMF promoveu maior porcentagem de falhas desfavoráveis devido às altas concentrações de tensões de tração no interior

do canal radicular serem transferidas em maior intensidade para a origem da trinca (Kishen et al., 2004).

Avaliando o fator reconstrução corono-radicular, os valores de resistência à fratura do NMF não foram influenciados pelo fator coroa restauradora muito provavelmente pela alta resistência conferida pela liga de Ni-Cr utilizada no retentor metálico. Apesar de apresentar os menores valores de resistência à fratura os grupos CCPFV apresentaram maior porcentagem de fratura favoráveis de acordo com diversos trabalhos na literatura (Varvara et al., 2007; Santos-Filho et al., 2008; Da Silva et al., 2010). A ocorrência destas fraturas favoráveis pode ser justificada, pela utilização de pinos e núcleos de baixo módulo de elasticidade associado a uma coroa protética de alto módulo de elasticidade, além da integração obtida entre a cerâmica, cimento resinoso e núcleo de preenchimento. Nesta situação um efeito protetor é obtido, pois as tensões permanecem concentradas no interior da coroa, na região do coping, e em situações de altas intensidades de carga as mesmas fraturam antes do pino, núcleo ou estrutura dentária. A utilização de PFV pode ainda ser justificada de acordo com (Santos et al., 2010) que afirmaram que o baixo módulo de elasticidade dos pinos de fibra de vidro diminui o risco de falhas adesivas devido aos baixos valores de tensão na interface pino/cimento e que dentes restaurados com pinos de fibra de vidro ainda estariam menos propensos a fraturas porque os riscos de fratura do núcleo em compósito e do pino são maiores que os da raiz e ainda por revisões sistemáticas da literatura como os dos autores (Theodosopoulou & Chochlidakis, 2009; Goracci & Ferrari, 2011) que afirmaram que os PFV representam uma excelente alternativa aos retentores metálicos.

No entanto, o presente estudo apresenta limitações como a aplicação de carga estática que não simula as forças presentes na cavidade bucal, onde as falhas biomecânicas ocorrem principalmente devido à fadiga mecânica. Além disso, a utilização de incisivos bovinos em substituição a dentes humanos constitui uma limitação apesar dos estudos afirmarem que eles possuem propriedades similares aos dentes humanos (Schilke et al., 1999). Os

resultados das diversas metodologias aplicadas neste estudo permitem afirmar que a conservação de estrutura dentária associada à determinação do material do retentor e coroa protética baseada em evidências científicas e bom senso profissional, buscando biomimetismo das características biomecânicas do dente hígido são imprescindíveis para a longevidade e sucesso clínico da reabilitação de dentes tratados endodonticamente.

CONCLUSÕES

7- CONCLUSÕES

Baseado nos resultados deste estudo in vitro e computacional as seguintes conclusões podem ser descritas:

1. A presença do remanescente dentário de 1 a 2 mm é fator determinante influenciando positivamente na deformação, padrão de distribuição de tensão, resistência e padrão de fratura independente do tipo de reconstrução corono-radicular.
2. Na ausência de remanescente coronário, a associação entre coroas cerâmicas e pinos de fibra de vidro apresentou melhor comportamento biomecânico correlacionando-se os resultados da deformação, distribuição das tensões, resistência e padrão de fratura.
3. Pinos de fibra de vidro associados ao preenchimento em resina composta apresentaram distribuição homogênea das tensões independentemente do tipo de coroa restauradora.
4. A utilização de núcleos metálicos e fundidos associados a coroas metálicas e cerâmicas promoveram altas concentrações de tensão no interior do canal radicular.
5. Os valores de resistência à fratura dos grupos restaurados com coroas cerâmicas e pinos de fibra de vidro não foram influenciados pela quantidade de remanescente coronário.

REFERÊNCIAS

8- REFERÊNCIAS

1. Akkayan B. An in vitro study evaluating the effect of ferrule length on fracture resistance of endodontically treated teeth restored with fiber-reinforced and zirconia dowel systems. **J Prosthet Dent.** 2004;92(2):155-62.
2. Akkayan B, Gulmez T. Resistance to fracture of endodontically treated teeth restored with different post systems. **J Prosthet Dent.** 2002;87(4):431-7.
3. Al-Hazaimeh N, Gutteridge DL. An in vitro study into the effect of the ferrule preparation on the fracture resistance of crowned teeth incorporating prefabricated post and composite core restorations. **Int Endod J.** 2001;34(1):40-6.
4. Al-Omiri MK, Al-Wahadni AM. An ex vivo study of the effects of retained coronal dentine on the strength of teeth restored with composite core and different post and core systems. **Int Endod J.** 2006;39(11):890-9.
5. Al-Omiri MK, Mahmoud AA, Rayyan MR, Abu-Hammad O. Fracture resistance of teeth restored with post-retained restorations: an overview. **J Endod.** 2010;36(9):1439-49.
6. Asmussen E, Peutzfeldt A, Heitmann T. Stiffness, elastic limit, and strength of newer types of endodontic posts. **J Dent.** 1999;27(4):275-8.
7. Assif D, Bitenski A, Pilo R, Oren E. Effect of post design on resistance to fracture of endodontically treated teeth with complete crowns. **J Prosthet Dent.** 1993;69(1):36-40.
8. Ausiello P, Apicella A, Davidson CL, Rengo S. 3D-finite element analyses of cusp movements in a human upper premolar, restored with adhesive resin-based composites. **J Biomech.** 2001;34(10):1269-77.
9. Ausiello P, Franciosa P, Martorelli M, Watts DC. Mechanical behavior of post-restored upper canine teeth: A 3D FE analysis. **Dent Mater.** 2011;27(12):1285-94.
10. Barreto BCF. Avaliação biomecânica de pré-molares superiores restaurados com diferentes monômeros resinosos. Piracicaba: Universidade Estadual de Campinas - UNICAMP; 2011.

11. Da Silva NR, Raposo LH, Versluis A, Fernandes-Neto AJ, Soares CJ. The effect of post, core, crown type, and ferrule presence on the biomechanical behavior of endodontically treated bovine anterior teeth. **J Prosthet Dent.** 2010;104(5):306-17.
12. de Sousa Menezes M, Queiroz EC, Soares PV, Faria-e-Silva AL, Soares CJ, Martins LR. Fiber post etching with hydrogen peroxide: effect of concentration and application time. **J Endod.** 2011;37(3):398-402.
13. Dejak B, Mlotkowski A. Finite element analysis of strength and adhesion of cast posts compared to glass fiber-reinforced composite resin posts in anterior teeth. **J Prosthet Dent.** 2011;105(2):115-26.
14. Della Bona A, Mecholsky JJ, Jr., Barrett AA, Griggs JA. Characterization of glass-infiltrated alumina-based ceramics. **Dent Mater.** 2008;24(11):1568-74.
15. Dietschi D, Duc O, Krejci I, Sadan A. Biomechanical considerations for the restoration of endodontically treated teeth: a systematic review of the literature--Part 1. Composition and micro- and macrostructure alterations. **Quintessence Int.** 2007;38(9):733-43.
16. Eraslan O, Aykent F, Yucel MT, Akman S. The finite element analysis of the effect of ferrule height on stress distribution at post-and-core-restored all-ceramic anterior crowns. **Clin Oral Investig.** 2009;13(2):223-7.
17. Ersöz E. Evaluation of stresses caused by dentin pin with finite elements stress analysis method. **J Oral Rehabil.** 2000;27(9):769-73.
18. Goracci C, Ferrari M. Current perspectives on post systems: a literature review. **Aust Dent J.** 2011;56 Suppl 1:77-83.
19. Grigoratos D, Knowles J, Ng YL, Gulabivala K. Effect of exposing dentine to sodium hypochlorite and calcium hydroxide on its flexural strength and elastic modulus. **Int Endod J.** 2001;34(2):113-9.
20. Helfer AR, Melnick S, Schilder H. Determination of the moisture content of vital and pulpless teeth. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol.** 1972;34(4):661-70.
21. Heydecke G, Butz F, Hussein A, Strub JR. Fracture strength after dynamic loading of endodontically treated teeth restored with different post-and-core systems. **J Prosthet Dent.** 2002;87(4):438-45.

22. Huang TJ, Schilder H, Nathanson D. Effects of moisture content and endodontic treatment on some mechanical properties of human dentin. *J Endod.* 1992;18(5):209-15.
23. Hughes TJR, Cottrell JA, Bazilevs Y. Isogeometric analysis: CAD, finite elements, NURBS, exact geometry and mesh refinement. *Comput Methods Appl Mech Engrg.* 2005;194(4135-41195).
24. Ichim I, Kuzmanovic DV, Love RM. A finite element analysis of ferrule design on restoration resistance and distribution of stress within a root. *Int Endod J.* 2006;39(6):443-52.
25. Isidor F, Brondum K, Ravnholz G. The influence of post length and crown ferrule length on the resistance to cyclic loading of bovine teeth with prefabricated titanium posts. *Int J Prosthodont.* 1999;12(1):78-82.
26. Jones DW, Jones PA, Wilson HJ. The modulus of elasticity of dental ceramics. *Dent Pract Dent Rec.* 1972;22(5):170-3.
27. Joshi S, Mukherjee A, Kheur M, Mehta A. Mechanical performance of endodontically treated teeth. *Finite Elements in Analysis and Design.* 2001;37(587-601).
28. Kishen A, Kumar GV, Chen NN. Stress-strain response in human dentine: rethinking fracture predilection in postcore restored teeth. *Dent Traumatol.* 2004;20(2):90-100.
29. Lang H, Korkmaz Y, Schneider K, Raab WH. Impact of endodontic treatments on the rigidity of the root. *J Dent Res.* 2006;85(4):364-8.
30. Lertchirakarn V, Palamara JE, Messer HH. Patterns of vertical root fracture: factors affecting stress distribution in the root canal. *J Endod.* 2003;29(8):523-8.
31. Libman WJ, Nicholls JI. Load fatigue of teeth restored with cast posts and cores and complete crowns. *Int J Prosthodont.* 1995;8(2):155-61.
32. Lovdahl PE, Nicholls JI. Pin-retained amalgam cores vs. cast-gold dowel-cores. *J Prosthet Dent.* 1977;38(5):507-14.
33. Ma PS, Nicholls JI, Junge T, Phillips KM. Load fatigue of teeth with different ferrule lengths, restored with fiber posts, composite resin cores, and all-ceramic crowns. *J Prosthet Dent.* 2009;102(4):229-34.

34. McDonald AV, King PA, Setchell DJ. In vitro study to compare impact fracture resistance of intact root-treated teeth. **Int Endod J.** 1990;23(6):304-12.
35. McLean JW. Evolution of dental ceramics in the twentieth century. **J Prosthet Dent.** 2001;85(1):61-6.
36. 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;25(1):145-50.
37. Ng CC, Dumbrigue HB, Al-Bayat MI, Griggs JA, Wakefield CW. Influence of remaining coronal tooth structure location on the fracture resistance of restored endodontically treated anterior teeth. **J Prosthet Dent.** 2006;95(4):290-6.
38. Pascon FM, Kantovitz KR, Sacramento PA, Nobre-dos-Santos M, Puppin-Rontani RM. Effect of sodium hypochlorite on dentine mechanical properties. A review. **J Dent.** 2009;37(12):903-8.
39. 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;88(4):442-8.
40. Poiate IA, Vasconcellos AB, Mori M, Poiate E, Jr. 2D and 3D finite element analysis of central incisor generated by computerized tomography. **Comput Methods Programs Biomed.** 2011;104(2):292-9.
41. Potiket N, Chiche G, Finger IM. In vitro fracture strength of teeth restored with different all-ceramic crown systems. **J Prosthet Dent.** 2004;92(5):491-5.
42. Reeh ES, Messer HH, Douglas WH. Reduction in tooth stiffness as a result of endodontic and restorative procedures. **J Endod.** 1989;15(11):512-6.
43. Rees JS, Jacobsen PH, Hickman J. The elastic modulus of dentine determined by static and dynamic methods. **Clin Mater.** 1994;17(1):11-5.
44. Rinke S, Tsigaras A, Huels A, Roediger M. An 18-year retrospective evaluation of glass-infiltrated alumina crowns. **Quintessence Int.** 2011;42(8):625-33.
45. Romeed SA, Fok SL, Wilson NH. A comparison of 2D and 3D finite element analysis of a restored tooth. **J Oral Rehabil.** 2006;33(3):209-15.
46. Saleh AA, Ettman WM. Effect of endodontic irrigation solutions on microhardness of root canal dentine. **J Dent.** 1999;27(1):43-6.

47. Santos-Filho PC, Castro CG, Silva GR, Campos RE, Soares CJ. Effects of post system and length on the strain and fracture resistance of root filled bovine teeth. **Int Endod J.** 2008;41(6):493-501.
48. Santos-Filho PCF. Biomecânica restauradora de dentes tratados endodonticamente: Análise por elementos finitos. Piracicaba: Universidade Estadual de Campinas; 2009.
49. Santos AF, Meira JB, Tanaka CB, Xavier TA, Ballester RY, Lima RG, et al. Can fiber posts increase root stresses and reduce fracture? **J Dent Res.** 2010;89(6):587-91.
50. Schilke R, Bauss O, Lisson JA, Schuckar M, Geurtzen W. Bovine dentin as a substitute for human dentin in shear bond strength measurements. **Am J Dent.** 1999;12(2):92-6.
51. Sendhilnathan D, Nayar S. The effect of post-core and ferrule on the fracture resistance of endodontically treated maxillary central incisors. **Indian J Dent Res.** 2008;19(1):17-21.
52. Sherfudhin H, Hobeich J, Carvalho CA, Aboushelib MN, Sadig W, Salameh Z. Effect of different ferrule designs on the fracture resistance and failure pattern of endodontically treated teeth restored with fiber posts and all-ceramic crowns. **J Appl Oral Sci.** 2011;19(1):28-33.
53. Silva GR. Resistência à fratura, padrão de fratura e deformação de raízes com canais excessivamente alargados restauradas com diferentes pinos e técnicas. Uberlândia: Universidade Federal de Uberlândia; 2007.
54. 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;95(6):421-9.
55. Soares CJ, Martins LR, Pfeifer JM, Giannini M. Fracture resistance of teeth restored with indirect-composite and ceramic inlay systems. **Quintessence Int.** 2004;35(4):281-6.
56. 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;19(1):11-6.

57. Soares CJ, Santana FR, Silva NR, Preira JC, Pereira CA. Influence of the endodontic treatment on mechanical properties of root dentin. **J Endod.** 2007;33(5):603-6.
58. Soares CJ, Soares PV, de Freitas Santos-Filho PC, Castro CG, Magalhaes D, Versluis A. The influence of cavity design and glass fiber posts on biomechanical behavior of endodontically treated premolars. **J Endod.** 2008a;34(8):1015-9.
59. Soares PV. Análise do complexo tensão-deformação e mecanismo de falha de pré-molares superiores com diferentes morfologias radiculares e redução seqüencial de estrutura dental. Piracicaba: Faculdade de Odontologia da Universidade Estadual de Campinas; 2008.
60. Soares PV, Santos-Filho PC, Gomide HA, Araujo CA, Martins LR, Soares CJ. Influence of restorative technique on the biomechanical behavior of endodontically treated maxillary premolars. Part II: strain measurement and stress distribution. **J Prosthet Dent.** 2008b;99(2):114-22.
61. Soares PV, Santos-Filho PC, Martins LR, Soares CJ. Influence of restorative technique on the biomechanical behavior of endodontically treated maxillary premolars. Part I: fracture resistance and fracture mode. **J Prosthet Dent.** 2008c;99(1):30-7.
62. Sorensen JA, Engelman MJ. Ferrule design and fracture resistance of endodontically treated teeth. **J Prosthet Dent.** 1990;63(5):529-36.
63. Sorensen JA, Martinoff JT. Intracoronal reinforcement and coronal coverage: a study of endodontically treated teeth. **J Prosthet Dent.** 1984;51(6):780-4.
64. Stankiewicz NR, Wilson PR. The ferrule effect: a literature review. **Int Endod J.** 2002;35(7):575-81.
65. Tan PL, Aquilino SA, Gratton DG, Stanford CM, Tan SC, Johnson WT, et al. In vitro fracture resistance of endodontically treated central incisors with varying ferrule heights and configurations. **J Prosthet Dent.** 2005;93(4):331-6.
66. Tang W, Wu Y, Smales RJ. Identifying and reducing risks for potential fractures in endodontically treated teeth. **J Endod.** 2010;36(4):609-17.

67. Theodosopoulou JN, Chochlidakis KM. A systematic review of dowel (post) and core materials and systems. **J Prosthodont.** 2009;18(6):464-72.
68. Toparli M. Stress analysis in a post-restored tooth utilizing the finite element method. **J Oral Rehabil.** 2003;30(5):470-6.
69. Varvara G, Perinetti G, Di Iorio D, Murmura G, Caputi S. In vitro evaluation of fracture resistance and failure mode of internally restored endodontically treated maxillary incisors with differing heights of residual dentin. **J Prosthet Dent.** 2007;98(5):365-72.
70. Versluis A, Tantbirojn D. Relationship between shrinkage and stress. A, D, editor. Hershey, PA: IGI Global; 2009.
71. Zarone F, Sorrentino R, Apicella D, Valentino B, Ferrari M, Aversa R, et al. Evaluation of the biomechanical behavior of maxillary central incisors restored by means of endocrowns compared to a natural tooth: a 3D static linear finite elements analysis. **Dent Mater.** 2006;22(11):1035-44.
72. Zhi-Yue L, Yu-Xing Z. Effects of post-core design and ferrule on fracture resistance of endodontically treated maxillary central incisors. **J Prosthet Dent.** 2003;89(4):368-73.

9- ANEXOS

ANEXO I

Aprovação do comitê de ética em pesquisa para a execução do trabalho realizado por Santos-Filho em 2009, o qual deu origem aos arquivos STL utilizados no presente estudo.



Universidade Federal de Uberlândia
Pró-Reitoria de Pesquisa e Pós-Graduação
COMITÉ DE ÉTICA EM PESQUISA - CEP
Av. João Naves de Ávila, nº 2160 - Bloco J - Campus Santa Mônica - Uberlândia-MG -
CEP 38400-089 - FONE/FAX (34) 3239-4131

PARECER DO COMITÉ DE ÉTICA EM PESQUISA Nº 381/06

Registro CEP: 217/06

Projeto Pesquisa: "Mapeamento do comportamento biomecânico de pré-molares superiores com redução seqüencial de estrutura dental"

Pesquisador Responsável: Carlos José Soares.

De acordo com as atribuições definidas na Resolução CNS 196/96, o CEP manifesta-se pela aprovação do projeto de pesquisa proposto.

Situação: O protocolo não apresenta problemas de ética nas condutas de pesquisa com seres humanos, nos limites da redação e da metodologia apresentadas.

O CEP/UFU lembra que:

- a- segundo a Resolução 196/96, o pesquisador deverá arquivar por 5 anos o relatório da pesquisa e os Termos de Consentimento Livre e Esclarecido, assinados pelo sujeito de pesquisa.
- b- poderá, por escolha aleatória, visitar o pesquisador para conferência do relatório e documentação pertinente ao projeto.
- c- a aprovação do protocolo de pesquisa pelo CEP/UFU dá-se em decorrência do atendimento a Resolução 196/96/CNS, não implicando na qualidade científica do mesmo.

Data para entrega do Relatório Parcial: janeiro/2007

Data para entrega do Relatório Final: janeiro/2008

08 de dezembro de 2006.

Sandra Terezinha de Farias Furtado
Profa. Dra. Sandra Terezinha de Farias Furtado
Coordenadora do CEP/UFU

Orientações ao pesquisador:

(Para parecer Aprovado ou Aprovado com Recomendações)

- O sujeito da pesquisa tem a liberdade de recusar-se a participar ou de retirar seu consentimento em qualquer fase da pesquisa, sem penalização alguma e sem prejuízo ao seu cuidado (Res. CNS 196/96 - Item IV.1.f) e deve receber uma cópia do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido, na íntegra, por ele assinado (Item IV.2.d).
- O pesquisador deve desenvolver a pesquisa conforme delineada no protocolo aprovado e descontinuar o estudo somente após análise das razões da descontinuidade pelo CEP que o aprovou (Res. CNS Item III.3.z), aguardando seu parecer, exceto quando perceber risco ou dano não previsto ao sujeito participante ou quando constatar a superioridade de regime oferecido a um dos grupos da pesquisa (Item V.3) que requeram ação imediata.
- O CEP deve ser informado de todos os efeitos adversos ou fatos relevantes que alterem o curso normal do estudo (Res. CNS Item V.4). É papel do pesquisador assegurar medidas imediatas adequadas frente a evento adverso grave ocorrido (mesmo que tenha sido em outro centro) e enviar notificação ao CEP e à Agência Nacional de Vigilância Sanitária – ANVISA – juntamente com seu posicionamento.
- Eventuais modificações ou emendas ao protocolo devem ser apresentadas ao CEP de forma clara e sucinta, identificando a parte do protocolo a ser modificada e suas justificativas. Em caso de projetos do Grupo I ou II apresentados anteriormente à ANVISA, o pesquisador ou patrocinador deve enviá-las também à mesma, junto com o parecer aprovatório do CEP, para serem juntadas ao protocolo inicial (Res. 251/97, item III.2.e). O prazo para entrega de relatório é de 120 dias após o término da execução prevista no cronograma do projeto, conforme norma da Res. 196/96 CNS.

ANEXO II. Resultado de 3-way ANOVA para os dados de deformação na face vestibular

Source	Type III Sum of Squares	df	Mean Square	F	p
Corrected Model	1103063,729(a)	11	100278,521	3,567	,001
Intercept	11578322,602	1	11578322,602	411,803	,000
Coroa	17588,061	1	17588,061	,626	,433
Retentor	65663,139	1	65663,139	2,335	,133
Remanescente	396917,636	2	198458,818	7,059	,002
Coroa * Retentor	8365,968	1	8365,968	,298	,588
Coroa * Remanescente	277787,179	2	138893,590	4,940	,011
Retentor *	177305,327	2	88652,663	3,153	,052
Remanescente					
Coroa * Retentor *	159436,421	2	79718,210	2,835	,069
Remanescente					
Error	1349577,183	48	28116,191		
Total	14030963,515	60			
Corrected Total	2452640,913	59			

ANEXO III. Resultado de 3-way ANOVA para os dados de deformação na face proximal

Source	Type III Sum of Squares	df	Mean Square	F	p
Corrected Model	282587,237(a)	11	25689,749	5,683	,000
Intercept	998369,702	1	998369,702	220,864	,000
Coroa	121673,762	1	121673,762	26,917	,000
Retentor	24204,835	1	24204,835	5,355	,025
Remanescente	17787,828	2	8893,914	1,968	,151
Coroa * Retentor	10564,778	1	10564,778	2,337	,133
Coroa * Remanescente	55428,320	2	27714,160	6,131	,004
Retentor * Remanescente	10758,418	2	5379,209	1,190	,313
Coroa * Retentor *	42169,296	2	21084,648	4,664	,014
Remanescente					
Error	216973,979	48	4520,291		
Total	1497930,919	60			
Corrected Total	499561,217	59			

ANEXO IV. Resultado de 3-way ANOVA para os dados de resistência à fratura

Source	Type III Sum of Squares	df	Mean Square	F	p
Corrected Model	1844213,157(a)	11	167655,742	7,230	,000
Intercept	78394705,426	1	78394705,426	3380,628	,000
Coroa	188665,009	1	188665,009	8,136	,005
Retentor	321828,240	1	321828,240	13,878	,000
Remanescente	1081256,503	2	540628,251	23,314	,000
Coroa * Retentor	13803,719	1	13803,719	,595	,442
Coroa *	204140,023	2	102070,011	4,402	,015
Remanescente					
Retentor *	1950,602	2	975,301	,042	,959
Remanescente					
Coroa * Retentor *	32569,062	2	16284,531	,702	,498
Remanescente					
Error	2504454,582	108	23189,394		
Total	82743373,164	120			
Corrected Total	4348667,739	119			