



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
"JÚLIO DE MESQUITA FILHO"
Campus de São José dos Campos
Instituto de Ciência e Tecnologia

ALANA BARBOSA ALVES PINTO

**INFLUÊNCIA DA LOCALIZAÇÃO DAS PAREDES
REMANESCENTES NO COMPORTAMENTO EM FADIGA E
DISTRIBUIÇÃO DE TENSÃO DE INCISIVOS CENTRAIS
SUPERIORES RESTAURADOS COM COROAS TOTAIS SEM
PINO**

2022

ALANA BARBOSA ALVES PINTO

**INFLUÊNCIA DA LOCALIZAÇÃO DAS PAREDES REMANESCENTES
NO COMPORTAMENTO EM FADIGA E DISTRIBUIÇÃO DE TENSÃO
DE INCISIVOS CENTRAIS SUPERIORES RESTAURADOS COM
COROAS TOTAIS SEM PINO**

Dissertação apresentada ao Instituto de Ciência e Tecnologia, Universidade Estadual Paulista (Unesp), Campus de São José dos Campos, como parte dos requisitos para obtenção do título de MESTRE, pelo Programa de Pós-Graduação em ODONTOLOGIA RESTAURADORA.

Área: Prótese dentária. Linha de pesquisa: Desempenho de materiais reabilitadores protéticos.

Orientador: Prof. Assoc. Alexandre Luiz Souto Borges

Coorientador: João Paulo Mendes Tribst

São José dos Campos

2022

Instituto de Ciência e Tecnologia [internet]. Normalização de tese e dissertação [acesso em 2022]. Disponível em <http://www.ict.unesp.br/biblioteca/normalizacao>

Apresentação gráfica e normalização de acordo com as normas estabelecidas pelo Serviço de Normalização de Documentos da Seção Técnica de Referência e Atendimento ao Usuário e Documentação (STRAUD).

Pinto, Alana Barbosa Alves

Influência da localização das paredes remanescentes no comportamento em fadiga e distribuição de tensão de incisivos centrais superiores restaurados com coroas totais sem pino / Alana Barbosa Alves Pinto. - São José dos Campos : [s.n.], 2022.

76 f. : il.

Dissertação (Mestrado em Odontologia Restauradora) - Pós-Graduação em Odontologia Restauradora - Universidade Estadual Paulista (Unesp), Instituto de Ciência e Tecnologia, São José dos Campos, 2022.

Orientador: Alexandre Luiz Souto Borges

Coorientador: João Paulo Mendes Tribst

1. Fadiga. 2. Fécula. 3. Dente tratado endodonticamente. 4. Coroas dentárias. I. Borges, Alexandre Luiz Souto, orient. II. Tribst, João Paulo Mendes, coorient. III. Universidade Estadual Paulista (Unesp), Instituto de Ciência e Tecnologia, São José dos Campos. IV. Universidade Estadual Paulista 'Júlio de Mesquita Filho' - Unesp. V. Universidade Estadual Paulista (Unesp). VI. Título.

BANCA EXAMINADORA

Prof. Assoc. Dr. Alexandre Luiz Souto Borges (Orientador)

Universidade Estadual Paulista (UNESP)

Instituto de Ciência e Tecnologia

Campus São José dos Campos

Prof. Assoc. Dr. Tarcísio José de Arruda Paes Júnior

Universidade Estadual Paulista (UNESP)

Instituto de Ciência e Tecnologia

Campus São José dos Campos

Prof. Dr. Guilherme Schmitt de Andrade

Universidade Estadual do Oeste do Paraná (Unioeste)

Centro de Ciências Biológicas e da Saúde - curso de Odontologia

Campus Cascavel

São José dos Campos, 09 de agosto de 2022.

DEDICATÓRIA

Dedico a **Deus**, pois tudo que fui, sou e serei é proveniente de Sua infinita graça.

Aos meus **pais, João Alves Pinto Neto e Maria Lúcia Barbosa Pinto**, por serem meus maiores apoiadores nessa jornada acadêmica.

Ao meu irmão, **Lucas Barbosa Alves Pinto**, por ser meu melhor amigo em todas as horas e me ensinar todos os dias sobre resiliência profissional.

AGRADECIMENTOS

Primeiramente agradeço a **Deus**, que guiou meus sonhos e propósitos até aqui, me dando força para seguir em frente em todos os momentos.

Agradeço ao meu orientador **Professor Alexandre Luiz Souto Borges** que incentivou a iniciar meus passos na pós-graduação, me convidando em 2019 a ser aluna especial do mestrado acadêmico. No dicionário do google a palavra mestre apresenta alguns significados, como; pessoa dotada de excepcional saber, competência e indivíduo que ensina. Obrigada por seguir com maestria o propósito de um mestre.

Ao querido **professor Guilherme Schmitt de Andrade** que literalmente nasceu com o dom de ensinar. Obrigada por me ajudar em todos os momentos que precisei, me doando materiais, tempo e conhecimento. Não tenho outra coisa a dizer a não ser, obrigada, obrigada e obrigada.

Ao meu querido **coorientador João Paulo Mendes Tribst** por todas ligações, ajudas, paciência e cuidado. Você me deu forças em momentos que eu pensei que não ia conseguir. Obrigada.

Ao meu **grupo de pesquisa** agradeço por cada tempo doado para com este trabalho. Obrigada **Elisa Donária Aboucauch Grassi, Joyce Rodrigues de Souza, Raquel Coutinho de Moraes e Amjad Abu Hasna** por fazerem parte desse sonho que foi realizado.

À **CAPES - Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior** pela concessão da bolsa no período de março de 2020 à abril de 2021, RA no: POR190331.

À empresa **VOCO** ao apoio a pesquisa e ao avanço da ciência. Apoio essencial para a realização deste trabalho.

Aos queridos **professores Lafayette Nogueira Júnior e Tarcísio José de Arruda Paes Junior** que aceitaram participar da minha banca do EGQ e defesa,

respectivamente. A presença de vocês é de suma importância, pois os admiro muito como profissionais e acima de tudo como seres humanos.

Aos professores, mestres e doutores **Marco Antônio Bottino, Renata Marques de Melo Marinho, Rodrigo Máximo de Araújo e João Maurício Ferraz da Silva** que contribuíram com seu conhecimento, e que foram importantes nessa jornada.

Ao **Márcio, Taís e Marco Aurélio e Juliana Damasceno** que sempre se mostraram prestativos e solícitos comigo.

Agradeço imensamente aos amigos que fiz, vou levar imensamente todos no coração. Nem sempre os caminhos são fáceis, mas foram mais leves com vocês **Larissa Araújo Lopes Barreto, Elisa Donária Aboucauch Grassi, Barbara Fernandes Cardoso, Priscila Rossi Santos, Joyce Rodrigues de Souza, Elisa Camargo Kukulka, Raquel Coutinho de Moraes, Larissa mendes Campaner, Jadson Mathyas Domigos da Silva, Karina Barbosa Souza e Manassés Tércio Vieira Grangeiro,**

A todos os **colegas e professores da pós-graduação** que fizeram parte desse período tão importante de crescimento pessoal e profissional.

Ao **Instituto de Ciência e Tecnologia de São José dos Campos – ICT UNESP**, que tem sido minha segunda casa por longos anos, me proporcionando experiências e momentos incríveis. Serei eternamente grata.

E ao final, e não menos importante, meus queridos e amados **pais João Alves Pinto Neto e Maria Lúcia Barbosa Pinto** que se doaram nesses 2 anos e meio comigo, vivendo cada momento difícil e desfrutando das minhas conquistas. Sem vocês esse sonho não seria possível.

“A força não provém da capacidade física. Provém de uma vontade indomável.” Mahatma Gandhi

SUMÁRIO

| | |
|--|-----------|
| LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS | 8 |
| RESUMO | 9 |
| ABSTRACT | 10 |
| 1 INTRODUÇÃO | 11 |
| 2 REVISÃO DE LITERATURA..... | 13 |
| 2.1 Dentes tratados endodonticamente..... | 13 |
| 2.2 Férula..... | 14 |
| 2.3 Restauração protética de dentes tratados endodonticamente com ausência de retentores intrarradiculares..... | 17 |
| 2.4 Teste de fadiga acelerado em odontologia..... | 20 |
| 2.5 Análise por elementos finitos..... | 22 |
| 3 PROPOSIÇÃO | 25 |
| 4 MATERIAL E MÉTODOS..... | 26 |
| 4.1 Comportamento biomecânico - distribuição de tensões (análise por elementos finitos)..... | 26 |
| 4.1.1 Delineamento experimental..... | 26 |
| 4.1.2 Pré-processamento..... | 27 |
| 4.1.3 Processamento..... | 29 |
| 4.1.4 Análise por elementos finitos..... | 31 |
| 4.2 Comportamento em fadiga | 32 |
| 4.2.1 Delineamento experimental..... | 32 |
| 4.2.2 Seleção dos dentes..... | 33 |
| 4.2.3 Preparo biomecânico dos canais radiculares e obturação..... | 34 |
| 4.2.4 Inclusão na base de resina..... | 35 |

| | | |
|---------------|--|-----------|
| 4.2.5 | Desgaste das paredes remanescentes..... | 35 |
| 4.2.6 | Confeção dos núcleos e preparos para coroa total..... | 36 |
| 4.2.7 | Confeção das coroas..... | 40 |
| 4.2.8 | Cimentação das coroas..... | 43 |
| 4.2.9 | Ensaio de fadiga..... | 44 |
| 4.2.10 | Análise do modo de falha..... | 47 |
| 4.2.11 | Análise estatística..... | 47 |
| 5 | RESULTADO..... | 49 |
| 5.1 | Análise por elementos finitos..... | 49 |
| 5.1.1 | Análise da interface cimento/coroa..... | 50 |
| 5.1.2 | Análise da interface cimento/núcleo..... | 52 |
| 5.1.3 | Análise do núcleo..... | 54 |
| 5.1.4 | Análise do terço médio da raiz..... | 57 |
| 5.2 | Dados de sobrevivência do ensaio Stepwise Stress..... | 58 |
| 5.3 | Análise do modo de falha..... | 62 |
| 6 | DISCUSSÃO..... | 63 |
| 7 | CONCLUSÃO..... | 66 |
| | REFERÊNCIAS | 67 |

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

| | |
|------------|--|
| CAD/CAM | <i>Computer Aided Design / Computer Aided Machining</i> (Desenho assistido por computador / usinagem assistida por computador) |
| CTM | pino de fibra de vidro customizado de resina composta |
| DTE | Dentes Tratados Endodonticamente |
| EDTA | Ácido etilenodiamino tetra-acético |
| FEA | <i>Finite Element Analysis</i> (Análise por Elementos Finitos) |
| FER-0 | Sem férula e sem pino |
| FER-2 | Férula completa de 2mm sem pino |
| FER-MD | Férula de 2mm nas paredes proximais (Mésio-Distal) sem pino |
| FER-VP | Férula de 2 mm das paredes livres (Vestíbulo-Palatino) sem pino |
| FER/PIN-0 | Sem férula com pino |
| FER/PIN-2 | Férula completa de 2mm com pino |
| FER/PIN-MD | Férula de 2mm nas paredes proximais (Mésio-Distal) com pino |
| FER/PIN-VP | Férula de 2 mm das paredes livres (Vestíbulo-Palatino) com pino |
| Hz | Hertz |
| MPa | Megapascal |
| NaOCl | Hipoclorito de Sódio |
| UV | Radiação ultravioleta |
| PFV | Pino de Fibra de Vidro |
| UNI | Resina composta reforçada com fibra |

Pinto ABA. Influência da localização das paredes remanescentes no comportamento em fadiga e distribuição de tensão de incisivos centrais superiores restaurados com coroas totais sem pino [dissertação]. São José dos Campos (SP): Universidade Estadual Paulista (Unesp), Instituto de Ciência e Tecnologia; 2022.

RESUMO

Este estudo avaliou o efeito da ausência das paredes axiais residuais e/ou faces livres da estrutura coronária remanescente no comportamento biomecânico e em fadiga de incisivos centrais tratados endodonticamente com coroas totais e férula de 2 mm. Raízes de incisivos bovinos foram distribuídas em 4 grupos de $n = 10$: Férula completa de 2 mm (FER-2), remanescente com altura de 2 mm nas paredes vestibular e palatino (FER-VP); remanescente com altura de 2 mm nas paredes mesial e distal (FER-MD) ; ausência de férula (FER-0), associados ao fator ausência de pino. Os grupos foram submetidos ao ensaio de fadiga *stepwise stress* (50.000 ciclos/degrau; 5 Hz; carga=200N a 980N; degrau=40N, até a fratura). O carregamento foi feito por um aplicador em aço inoxidável com ponta arredondada, a 2 mm acima do cíngulo em um ângulo de 30°. Em um software de análise por elementos finitos (FEA), as distribuições de tensões foram avaliadas pelo o critério de Tensão Máxima Principal seguindo os mesmos parâmetros do ensaio *in vitro*, porém, associando os fatores experimentais a ausência e presença de pino, no qual os materiais foram considerados homogêneos, linearmente elásticos e isotrópicos, exceto os pinos de fibra de vidro, que foram considerados ortotrópicos e após o teste de convergência de malhas em 10%, obteve uma média de 72.719 elementos tetraedros e 128.756 nós. Para a fadiga, carga e o degrau da falha foram analisados pela estatística de Kaplan-Meier e Mantel-Cox (Log Rank test) ($\alpha=5\%$). Os dados de sobrevivência em função do carregamento oblíquo detectaram diferenças estatísticas entre as condições analisadas (Mantel-Cox Log-Rank test for trend, $X^2=0,015$, $df=1$, $p=0,901$), no qual, 100% das amostras sobreviveram ao carregamento até 200N. O modo de falha predominante foi fratura não restaurável 1/3 radicular. Os resultados de FEA demonstraram que não houve diferença significativa entre os grupos com e ausência de pinos, sendo possível verificar que realizar restaurações intrarradiculares sem pino em raízes não fragilizadas, com no mínimo 2 mm de altura e 1 mm de espessura de férula parcial ou total é uma boa opção de tratamento.

Palavras-chave: Fadiga. Férula. Dente tratado endodonticamente. Coroas dentárias.

Pinto ABA. Influence of the ferrule location on fatigue behavior and tension distribution of upper central incisors restored with full crowns without post [dissertation]. São José dos Campos (SP): São Paulo State University (Unesp), Institute of Science and Technology; 2022.

ABSTRACT

This study was divided in two part, in vitro and in silic, with the purpose to evaluate the effect of the absence of residual axial walls and/or free faces of the remaining coronary structure on the biomechanical behavior and fatigue of endodontically treated central incisors with total crowns. Forty roots of bovine incisors was be distributed in 4 groups (n = 10): complete ferrule of 2 mm (FER-2); remaining 2 mm high in the buccal and lingual walls (FER-VP); remaining 2 mm high in the mesial and distal walls (FER-MD); absence of ferrule (FER-0), all without post. The groups will be submitted to the stepwise stress fatigue test (172,000 cycles / step; 4 Hz; load = 200N to 450N; step = 50N, until the fracture). The load will be applied 2 mm above the cingulum (30 °) with a rounded steel tip. In silico test, the stress distributions was evaluated by the Maximum Principal Stress criterion following the parameters and groups of the in vitro test, and adding posts. The materials were considered homogeneous, linearly elastic and isotropic, except for the fiberglass posts, which were considered orthotropic. After the mesh convergence test at 10%, it obtained an average of 72,719 tetrahedral elements and 128,756 nodes. For fatigue, load and the failure step will be analyzed by the Kaplan-Meier and Mantel-Cox (Log Rank test) ($\alpha = 5\%$). The survival data as a function of oblique loading detected statistical differences between the conditions analyzed (Mantel-Cox Log-Rank test for trend, $X^2=0,015$, $df=1$, $p=0,901$), in which 100% of the samples survived loading up to 200N. The predominant failure mode was a non-repairable 1/3 root fracture. The FEA results showed that was no significant difference between the groups with and without posts. It was possible to verify that intrarradicular restorations without post on non fragile roots with at least 2mm in height and 1mm of partial or total ferrule thickness is a good treatment option.

Keywords: Fatigue. Ferrule. Endodontically treated teeth. Crowns

1 INTRODUÇÃO

A restauração protética de dentes tratados endodonticamente (DTE) com extensa perda de estrutura dental requer a confecção de um núcleo de preenchimento, que servirá de suporte e retenção para a coroa protética (Sokol, 1984). No entanto, em situações nas quais mais da metade do remanescente coronário foi perdido, retentores intrarradiculares têm sido indicados para reter o núcleo (Christensen, 2004).

Embora a função de um pino seja de oferecer retenção ao núcleo de preenchimento, e conseqüentemente para a coroa protética, a sua instalação pode expor o dente, já fragilizado, a riscos inerentes à técnica, tais como: perfuração radicular, ou alargamento excessivo do conduto durante o preparo (da Fonseca et al., 2018; Magne et al., 2016). Além disso, a não instalação de um retentor confere uma reversibilidade e preservação da estrutura dental (Lazari et al., 2018). Há evidências que os retentores intrarradiculares não tem potencial de reforçar o remanescente (Güth et al., 2016; Magne et al., 2016; Zicari et al., 2013), e que por terem um módulo de elasticidade (40GPa) maior que a da estrutura dental (18GPa), fazem com que a restauração possua um comportamento biomecânico não natural (Torres-Sánchez et al., 2013).

Por outro lado, considera-se que a quantidade de estrutura dental (efeito férula) afeta diretamente no prognóstico do tratamento protético dos DTE (Naumann et al., 2005). Sendo que a presença de uma margem de 2 mm de altura de remanescente dental sadio proporciona o efeito férula que protege a raiz contra fraturas verticais (Magne et al., 2017; Naumann et al., 2018). Outro fator que pode influenciar a longevidade do tratamento restaurador é a direção da carga oclusal (Al-Omiri et al., 2010; Al-Omiri et al., 2011; Naumann et al., 2005). Embora a intensidade da carga em dentes posteriores seja maior que nos anteriores, as falhas

em dentes anteriores extensamente comprometidos ocorrem por concentração de forças de tração geradas por componentes verticais e não por compressão (Torbjörner, Fransson, 2004).

Nesse sentido, estudos têm demonstrado que abordagem restauradora sem pino em dentes posteriores pareça promissora, mesmo sem férula, provavelmente devido às cargas serem axiais (Güth et al., 2016; Magne et al., 2016). No entanto, nem sempre na prática clínica é possível obter uma férula completa ou parcial com altura mínima de 2 mm devido à presença de cárie extensa ou fratura coronária. Nesses casos recomenda-se a extrusão ortodôntica ou cirurgia de aumento de coroa clínica para obter essa altura, porém ambos os métodos possuem desvantagens. O aumento da coroa clínica pode afetar a estética por alterar os níveis da margem gengival, e o tratamento ortodôntico pode demandar tempo, custo e desconforto ao paciente. Além disso, ambos os tratamentos diminuem o comprimento da raiz ancorada em osso alveolar, diminuindo assim o suporte periodontal (Meng et al., 2018; Santos Pantaleón et al., 2018).

Diante disso, casos de férula incompleta podem ser mais rotineiros clinicamente, no entanto, o efeito da localização das paredes remanescentes no comportamento mecânico dos DTE parecem ser controversos (Figueiredo et al., 2019; Samran et al., 2015; Santos Pantaleón et al., 2018). Além disso, estudos têm avaliado o efeito do desenho da férula na presença de pinos, sendo assim, uma vez que a utilização de pinos afeta negativamente o modo de falha (de Andrade et al., 2019; Lazari et al., 2018; Magne et al., 2017), estudos devem ser conduzidos no sentido de compreender o efeito da férula e da localização das paredes remanescentes em dentes sem retentores intrarradiculares expostos a cargas horizontais.

2 REVISÃO DE LITERATURA

Para um melhor entendimento e detalhamento da revisão de literatura, os temas foram separados por tópicos.

2.1 Dentes tratados endodonticamente

Dentes com tratamento endodôntico frequentemente constituem um desafio clínico, pois geralmente o dente sofreu grande perda de suporte dental, que pode ter sido ocasionado por lesões traumáticas, cariosas, corrosivas, abrasivas, por tratamentos invasivos ou pelo desgaste do próprio tratamento endodôntico (Jung, Ross, 2007). Em situações clínicas com extensa perda estrutural, existe a necessidade de confeccionar um núcleo de preenchimento para reter a restauração protética. Porém o preparo para receber um núcleo de preenchimento requer a remoção de estrutura dental adicional, e dependendo da quantidade de remanescente dental, pode ocorrer a necessidade de utilizar o pino intrarradicular (Sokol, 1984), que pode gerar um enfraquecimento dental relacionado ao desgaste durante o preparo (Mezzomo, Suzuki, 2002).

Através do método de extensometria Reeh ES, Messer HH, (1984) apontaram que o acesso à câmara pulpar reduz em 5% a resistência dos dentes às cargas oclusais. Essa hipótese inicialmente foi levantada por Black (1920), que alegava que isso ocorria por conta da desidratação dos túbulos dentinários durante a instrumentação do preparo pulpar (Helfer AR, Melnick S, 1972). Diante disso, os retentores intrarradiculares em dentes com extensa perda estrutural foram indicados inicialmente com o propósito de promover resistência ao remanescente

dental (Rosen, 1961). Contudo, Sedgley (1992) comprovaram através de testes de microdureza, resistência a tração e fratura que não há diferença relevante de dentes vitais e despolpados (Sedgley, 1992). Porém, dentes despolpados tratados endodonticamente e com retentores intrarradiculares foi observado que quanto maior o diâmetro do pino e maior desgaste da dentina, menor seria a resistência à fratura, pois uma diminuição da espessura das paredes dentinárias promove um aumento das distribuições de tensões, podendo gerar falhas catastróficas (Sathorn et al., 2005). Além disso, a anatomia do conduto radicular afeta a distribuição de tensão do remanescente, Versluis et al. (2006) observou que canais circulares são menos susceptíveis à fratura em relação aos ovalados (Versluis et al., 2006).

Diante disso é possível compreender que a redução à resistência mecânica de um dente com tratamento endodôntico ocorre em função da quantidade de remanescente dental e geometria do conduto radicular e não ao tratamento endodôntico. Sendo assim, grandes perdas de estrutura dental ocasionam primariamente uma fragilização do remanescente, mesmo sem o tratamento endodôntico (Dietschi et al., 2008).

2.2 Férula

Na prática, restaurar dentes endodonticamente tratados e com extensa perda coronal apresenta-se como um desafio clínico. Uma restauração bem sucedida requer requisitos, como, restabelecimento de forma, função e estética. Uma opção restauradora que atende a esses requisitos são as coroas totais. Porém, uma falha no processo restaurador pode ocasionar uma da fratura da restauração e/ou remanescente dentário (Stankiewicz, Wilson, 2002). Alguns estudos

demonstraram que a resistência à fratura aumenta quando um colar coronário (férula) está incorporado ao remanescente dental (Barkhordar et al., 1989).

Sorensen et al. (1990) definiram a férula como um colar coronário envolto das paredes circundantes em 360° a partir do término do preparo. Quando a férula é envolta por uma coroa total, a férula promove um efeito de proteção ao remanescente dental pela redução de tensões internas, neutralizando as forças de alavanca funcional; e o efeito cunha, quando utilizado pinos cônicos. Este efeito foi denominado efeito férula (Sorensen, 1990; Stankiewicz, Wilson, 2002). Ou seja, quando uma força é aplicada sobre dente e restauração, todo o conjunto se comporta como se fosse uma estrutura única e resiste às forças de tensão (Mamoun, 2014).

Para Sorensen et al. (1990) o tamanho ideal da férula capaz de promover uma adequada resistência a fratura é 2 mm de altura e 1 mm de espessura. Contudo, atualmente é preconizado que a altura entre 1,5 a 2 mm de férula é favorável a resistência à fratura, pois há evidências que quando esses dentes são restaurados com coroa total, a altura mínima anula o efeito biomecânico do núcleo e do tipo de pino (Juloski et al., 2012; Skupien et al., 2016). Quando há total ausência da férula, as forças de tensão são aplicadas na junção núcleo/retentor, tornando o dente mais propenso a fraturas (Morgano et al., 2004; Salameh et al., 2008).

Clinicamente, nem sempre é possível obter uma férula completa ou com altura mínima de 1,5 mm. Nesses casos, pode ser recomendado à extrusão ortodôntica ou uma cirurgia de aumento de coroa clínico, a fim de se obter uma altura mínima. Porém, ambas as situações tem pontos negativos. Quanto à extrusão ortodôntica, demanda tempo e custo prolongados ao tratamento e a cirurgia de aumento de coroa pode afetar a estética e alteração do nível da margem gengival. Além disso, ambos os procedimentos geram um encurtamento da raiz ancorado em osso alveolar, resultando em uma diminuição de suporte periodontal (Santos Pantaleón et al., 2017). Uma revisão de literatura de Juloski (2012)

recomenda que em situações clínicas que não é possível de se obter uma férula completa, uma férula parcial é considerada uma melhor opção do que a ausência total da mesma. Uma férula parcial apresenta uma menor resistência se comparada a uma férula completa, o prognóstico positivo tende a diminuir conforme diminui a quantidade de paredes coronárias remanescentes. Se não for possível obter uma férula, mesmo que parcial e nem por meios de extrusão ortodôntica ou aumento de coroa clínico, as chances de um insucesso clínico são muito prováveis (Juloski, 2012).

Em um estudo *In Vitro* de Sorensen e Engelman (1990), foi estudado o efeito de seis diferentes tipos de preparos à resistência à fratura. Todos os espécimes da pesquisa foram restaurados com pinos intrarradiculares, núcleos e coroas totais. Todos cimentados. Cada espécime foi carregado em 130° em relação ao seu longo eixo até que houvesse uma falha, sendo ela; deslocamento do núcleo/pino/coroa, ou fratura da raiz ou de algum componente protético. Um grupo com férula recebeu o preparo de um ombro inclinado de 130° da base do núcleo até a base do preparo, no qual não houve alteração na resistência à fratura ou falha. Dois grupos receberam um preparo de ombro de 90°, e um grupo de 60° com ausência de férula. O preparo de um bisel foi colocado na margem das coroas e foi avaliado que não houve aumento da resistência à fratura (De acordo com um estudo de Tjan e Whang (1985) que propuseram o preparo em bisel como forma de aumentar a resistência à fratura). Dois grupos tiveram uma carga média de falha diferente em relação aos outros quatro grupos. Esses dois grupos tinham um preparo de ombro de 90° cada e com uma linha de acabamento em chanfro de 60° 1 mm. Dentre esses dois grupos, um grupo continha férula de pelo menos 1 mm de altura e o outro de 2mm de altura. Sorensen e Engelman (1990) puderam constatar que a extensão e altura da férula são os fatores que realmente aumentam a resistência à fratura e não o tipo de preparo do ombro. Diante disso, eles

propuseram que deve ser preservado o máximo o possível do colar coronário e uma margem junta ao topo entre núcleo e dente deve ser usada.

Evidências clínicas e laboratoriais demonstraram que a presença da férula gera um aumento na resistência à falha em dentes tratados endodonticamente e com coroa total como opção restauradora. Contudo, a altura mínima para que o efeito tenha aumento significativo é de 1,5mm de altura. E em situações clínicas nos quais se necessita de coroa total em dentes tratados endodonticamente, é ideal uma férula completa, porém não à custa do remanescente dental. Sendo assim, é mais favorável a utilização de férula parcial, do que a ausência total da mesma.

2.3 Restauração protética de dentes tratados endodonticamente com ausência de retentores Intrarradiculares

A eleição quanto ao tipo de tratamento restaurador a ser empregado em dentes tratados endodonticamente deve ser feita após uma avaliação dos aspectos funcionais e estéticos, do suporte ósseo, saúde periodontal e principalmente em relação a quantidade de estrutura dental remanescente (Signore et al., 2009; Shillingburg et al., 1998; Mezzomo, 2002).

Assif et al. (1989) utilizaram a metodologia da fotoelasticidade para avaliar a distribuição de forças em torno do longo eixo da raiz de DTE associados ou não à presença de retentores intrarradiculares. Nos grupos associados à presença de retentores intrarradiculares, foi avaliado dois tipos de retentores, sendo eles: pinos paralelos cilíndricos e pinos cônicos parafusados. Na aplicação de forças de tração, foi constatado que a região apical da raiz teve maior concentração de estresse quando utilizados retentores cilíndricos, enquanto que nos retentores cônicos a maior concentração de estresse foi em região apical raiz e na junção

cimento-esmalte. Nos grupos não associados à presença de retentores, a maior região de estresse ocorreu em região cervical das restaurações protéticas e não mais no remanescente dental.

Os retentores intrarradiculares não têm o potencial de fornecer resistência e reforço ao remanescente dental. Alguns autores no passado sugeriram que retentores intrarradiculares teriam um efeito de reforço dental, podendo até mesmo dissipar as tensões ocasionadas pela distribuição de tensões e conseqüentemente aumentando a resistência de DTE (Silverstein, 1964; Sokol, 1984). Porém, os retentores intrarradiculares não têm o potencial de reforço. Na realidade, o preparo para receber um retentor intrarradicular acaba desgastando tecido dental para sua inserção e por conseqüência enfraquece o remanescente (Assif, Gorfil, 1994). Outro fator importante, é que quando o dente recebe uma carga, as regiões de tensão são maiores nas superfícies vestibulares e linguais das raízes, e o pino não tem potencial de minimizar a dissipação dessas forças (Mezzomo, 2002). Além de não ter potencial para dissipação de tensões, os retentores intrarradiculares tem um comportamento biomecânico não natural, pois o módulo de elasticidade dos materiais que preenchem o conduto são maiores que os fisiológicos da polpa e dentina (Torres-Sánchez et al., 2013).

Stockton (1999) constatou que dentes tratados endodonticamente associados à ausência de retentores intrarradiculares com presença de férula têm menores danos no remanescente dental em relação aos que receberam algum tipo de retentor intrarradicular. Além disso, a retenção e o suporte de uma coroa total de um DTE devem ser provenientes do interior do canal radicular. Diante disso, foi recomendado preservar o máximo o possível de remanescente dental, evitando o desgaste excessivo de dentina, principalmente em região vestíbulo-palatino, fator importante na resistência dental à fratura radicular (Fernandes, Dessai, 2001; Sevuk et al., 2002; Mezzomo, 2002).

Zhi-Yue e Yu-Xing (2003), realizaram um estudo *in vitro* com quarenta e oito incisivos centrais superiores humanos extraídos, a fim de comparar o efeito férula na resistência de DTE restaurados com coroas totais metalocerâmicas. Os dentes foram separados em 4 grupos, sendo eles, A) restaurado com coroas metalocerâmicas, B) e C) preparados com 2mm de dentina coronária remanescente, sendo grupo B) a receber retentores metálicos fundidos e o C) retentores pré-fabricados. O grupo C foi restaurado com retentores metálicos fundidos e não apresentava dentina coronária remanescente. Os resultados obtidos pelo estudo demonstraram que nem todos os grupos que receberam algum tipo de retentor intrarradicular obtiveram melhora na resistência à fratura. Apenas os grupos que receberam preparo de férula de 2mm apresentaram resistência à fratura.

Corroborando com estudos anteriores, De Carvalho et al. (2021) realizaram um estudo para avaliar a resistência e o modo de falha de incisivos tratados endodonticamente sem férula restaurados com coroas totais. Os espécimes foram separados em dois grupos, associados a ausência de férula e restaurados com coroas de resina composta e dissilicato de lítio. Os resultados dos testes de stepwise stress de ambos os grupos foram melhores quando comparados a estudos anteriores do mesmo grupo de pesquisa quando associados a presença de pinos intrarradiculares.

Além disso, em um ensaio de fadiga, de Carvalho et al. (2022) foi comparado a sobrevivência e o modo de falha de incisivos tratados endodonticamente com ausência de pino e férula em diferentes restaurações protéticas, com resina composta e coroas cerâmicas, com um grupo controle restaurados com os mesmos materiais, porém associados a presença de pinos. O resultado do estudo mostrou que dentes tratados endodonticamente com ausência de pinos melhorou a resistência das restaurações e minimizou as falhas de restauração.

Diante disso, a associação do uso de retentores intrarradiculares ao tratamento protético restaurador deve ser feito somente quando existe a necessidade de gerar algum tipo de retenção e não de resistência (Fernandes, Dessai, 2001).

2.4 Teste de fadiga acelerado em odontologia

A fadiga é um processo de esgotamento, causado por um esforço repetitivo ou por um trabalho intenso. A maioria dos materiais que estejam submetidos a tensões constantes irão falhar por um processo de fadiga. A fadiga ocorre quando um material atinge o pico máximo de tensão, e toda força aplicada acima desse pico de tensão leva-o à falha. Porém, não existe um tempo pré-determinado para que um material falhe, pois fatores como intensidade, tensão e condição ambiental interferem na capacidade de um material resistir ao processo de fadiga. Essa falha pode ser uma deformação, um desgaste e/ou uma fratura e o modo de tensão a gerar a falha pode ser estático, dinâmico ou cíclico (Baran et al., 2001).

O termo vida em fadiga se refere ao número de ciclos que um corpo recebe até levar ele à falha. Geralmente o processo de falha inicia-se em defeitos subcríticos pré-existentes no corpo do material, como pequenas fissuras, poros, defeitos e ranhuras (Baran et al., 2001; Gonzaga et al., 2011; Žagar et al., 2015). Os ciclos podem ser virtualmente infinitos para que as amostras falhem sob tensão constante (baixo fator de impacto sobre defeitos subcríticos). Já a resistência à fadiga de um material, é o valor da tensão que uma amostra sobrevive por um determinado número de ciclos de tensão (Asmussen, Jörgensen, 1982).

Todos os testes de fadiga que usam como critério ciclos para obtenção de resistência a fadiga ou falha por fadiga, necessitam de indicações de algumas

variáveis, como frequência de ciclos por segundos (Hertz), quantidade de ciclos à serem realizados e tipo de carga e teste a serem empregados (Tração, compressão e cisalhamento). As frequências de 1Hz e 2Hz são as mais utilizadas nos estudos, porém, com o advento de novas tecnologias, outras frequências tem sido empregadas. Porém, deve-se levar em consideração que a mastigação ocorre principalmente na faixa de 0,94 a 2,17 Hz (Po et al., 2011). Entretanto, em baixas frequências, a coleta de dados torna-se muito lenta. (Fraga et al., 2016).

O *stepwise stress*, é um teste mecânico que consiste em aplicar de forma crescente uma carga até que o material a ser estudado sofra falha por fadiga. A princípio, a amostra é submetida a ciclos pré-estabelecidos, para que ocorra o condicionamento da amostra com uma tensão pré-estabelecida não cause uma falha. Após o condicionamento da amostra, uma carga de baixa tensão a resistência à fadiga do material é executada. A ciclagem de cada ciclo é definida previamente ao estudo e ao fim de cada ciclo, quando houver resistência a falha por fadiga, um novo ciclo deve ser iniciado, com um aumento da tensão carga, gerando um estresse gradativo. O processo se repete até que a amostra frature, e todos os dados como número de ciclos e carga aplicada são registrados de modo que se possa realizar uma análise de sobrevivência (Collins, 1993).

Em odontologia, grande parte dos materiais restauradores, assim como esmalte e dentina, são friáveis ou quase friáveis. As exceções se dão em materiais compostos de metais, que são dúcteis. Independentemente do tipo ou categoria de material, quase todos os materiais podem sofrer falha por fadiga (Banatine et al., 1990). Um estudo sobre testes de fadiga em retentores intrarradiculares de Hayashi (2006) mostraram que pinos pré-fabricados reforçados por fibra de vidro falham com menores valores de tensão quando comparados aos pinos metálicos fundidos. Contudo, pinos metálicos tendem a transmitir um estresse maior para o remanescente dental, aumentando o risco de fratura radicular, levando uma falha catastrófica. Os pinos reforçados por fibra de vidro apresentam módulo de

elasticidade mais próximo da dentina quando comparado aos pinos metálicos, por conta disso, os pinos reforçados por fibra de vidro tendem ou deslocar, ou descimentar da restauração ou gerar fratura no retentor, não gerando grandes prejuízos à estrutura dental remanescente (Forberger et al., 2008).

De Andrade et al. (2020), realizou um estudo *in vitro* com 69 incisivos bovinos a fim de avaliar a influência de diferentes técnicas restauradoras com pinos intrarradiculares na sobrevivência à fadiga e no comportamento biomecânico. Os 69 dentes foram separados em três grupos, reforçado com resina composta, pino reforçado com fibra de vidro e fundição pino intrarradicular. Todos os grupos receberam um preparo de férula completa de 2mm de altura. Todas as amostras foram submetidas ao teste de fadiga por estresse gradativo até a fratura. Os resultados mostraram que não houve diferença estatística entre os grupos, e foi sugerido pelos autores que restaurações sem pinos podem ser uma opção para restaurar incisivos tratados endodonticamente quando houver férula completa.

Diante disso, é imprescindível realizar testes de fadiga na odontologia quando possível, a fim de prever possíveis falhas e problemáticas que possa ocorrer no trabalho *in vivo*.

2.5 Análise por Elementos Finitos

A análise por elementos finitos (FEA) é um sistema computacional criado para resolver equações através da discretização de um “corpo” a ser estudado em vários elementos. Esses elementos são constituídos por nós, que quando aplicado algum carregamento sobre eles, irá fornecer dados sobre o fenômeno que está acontecendo. Esses dados podem ser resultados de tensão (tração), deformação

(compressão), deslocamento (cisalhamento). Ou seja, o FEA gera informação quanto às áreas de concentração e picos de tensões, comportamento do objeto estudo frente a um carregamento e conseqüentemente, evita que testes *in vitro* e *in vivo* sejam realizados se os resultados não forem os esperados (Cook et al., 2002; Lotti, 2006).

A princípio, o FEA foi criado para resolver problemas estruturais oriundos da engenharia, mas com o avanço da tecnologia, o método de análise passou a ser usado em computadores e outras áreas foram englobando este tipo de estudo em suas metodologias, assim como a odontologia, dentro da chamada Bioengenharia. Com o avanço da tecnologia, cada vez mais a odontologia tem se tornado digital e possível de se aplicar dentro do FEA. Portanto, o FEA pode ser realizado previamente a um estudo laboratorial odontológico, de maneira a projetar e conduzir um estudo e evitar possíveis problemas, erros e custos desnecessários.

A técnica tem sido amplamente utilizada em áreas como ortodontia, próteses, implantes, preparos biomecânicos na endodontia e na avaliação de desempenho de materiais restauradores (Pessoa et al., 2006; Vasconcellos et al., 2011; Laganá et al., 1996).

Penteado et al. (2021) realizou um estudo de sobrevivência a fadiga utilizando dois tipos de pinos universais de resina, no qual, previamente ao estudo *in vitro*, realizou o estudo *in silico* (computacional). Os resultados do FEA mostraram que o menor estresse na dentina radicular ocorreu no sistema resina composta reforçada com fibra (UNI), enquanto o sistema pino de fibra de vidro customizado de resina composta (CTM) apresentou as maiores regiões de estresse na interface dentina e dentina-núcleo. Quando comparados os resultados *in silico*, com os *in vitro*, o teste de fadiga mostrou que a maior carga de falha por fadiga e o número de ciclos por falha foram encontrados no sistema UNI, enquanto os menores resultados foram encontrados no grupo CTM. Dados, tanto *in silico* quanto *in vitro* compatíveis.

Desse modo, é importante, sempre que possível, realizar testes por meio da análise por elementos finitos, a fim de prever possíveis resultados e grandes problemáticas na parte laboratorial.

3 PROPOSIÇÃO

O presente estudo tem como objetivos avaliar o efeito da localização e presença da férula na estrutura coronária remanescente no:

- a) Comportamento biomecânico, por meio da análise por elementos finitos de incisivos endodonticamente tratados restaurados com e sem pino;
- b) Sobrevivência em fadiga e média de carga para fratura em fadiga, através do ensaio do *stepwise stress*, em incisivos bovinos endodonticamente tratados restaurados por coroas totais sem pino.

As hipóteses nulas deste estudo foram:

- a) H_{01} : Não há diferença no comportamento mecânico entre os grupos com férula parcial e/ou total;
- b) H_{02} : Não há diferença na sobrevivência a fadiga entre os grupos com férula parcial e/ou total;
- c) H_{03} : Não há diferença na carga média à fratura entre os grupos com férula parcial e/ou total;
- d) H_{04} : Não Há diferença entre os modos de falha entre os grupos estudados.

4 MATERIAL E MÉTODOS

4.1 Comportamento biomecânico - Distribuição de tensões (Análise por elementos Finitos)

Através da Análise por Elementos Finitos (FEA) utilizando do software de engenharia computacional ANSYS (ANSYS 17.2, ANSYS Inc., Houston, TX, EUA) foi avaliado o efeito da presença e localização das paredes coronárias remanescentes na distribuição de tensão de incisivos superiores tratados endodonticamente restaurados com coroas totais com e sem retentores intrarradiculares.

4.1.1 Delineamento Experimental

O estudo seguiu um delineamento fatorial 4x2, considerando os seguintes fatores experimentais: presença e localização das paredes remanescentes em 4 níveis com presença de pino (P) e sem pino (SP). Os grupos estudados foram: férula completa de 2mm sem pino (FER-2), férula de 2 mm das paredes livres sem pino (FER-VP), férula de 2mm nas paredes proximais sem pino (FER-MD) e sem férula e sem pino (FER-0), e presença do retentor intrarradicular de Pino de Fibra de vidro; férula completa de 2mm com pino (FER/PIN-2), férula de 2mm das paredes livres com pino (FER/PIN-VP), férula de 2mm das paredes proximais com pino (FER/PIN-MD) e sem férula com pino (FER/PIN-0). Totalizando 8 grupos (Figura 1).

Figura 1 - Desenho esquemático dos fatores a serem estudados



Legenda: A) fator experimental: presença e localização das parades remanescentes em 4 níveis (FER-2: férula completa de 2 mm FER-VL: remanescente com altura de 2 mm nas paredes vestibular e lingual; FER-MD: remanescente com altura de 2 mm nas paredes mesial e distal; FER-0: ausência de férula) B) fator experimental: presença e tipo de retentor intrarradicular em 2 níveis (P: pino de fibra de vidro duplo cônico; SP: sem pino).

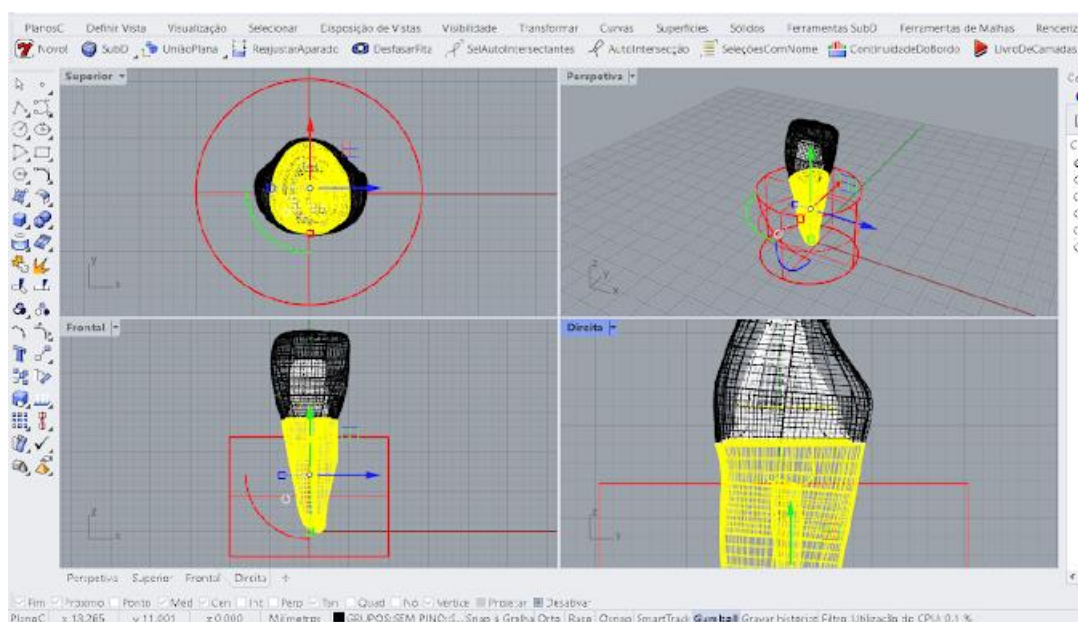
Fonte: Elaborado pelo autor.

4.1.2 Pré-processamento

Os modelos 3D dos grupos estudados foram baseados nos utilizados no ensaio de fadiga. Para isso, foi utilizado um modelo tridimensional de um incisivo central superior previamente validado, contendo: esmalte, dentina, câmara e tecido pulpar (Dal Piva et al., 2017; de Andrade et al., 2019) (Figura 2). Os grupos experimentais foram modelados no software CAD Rhinoceros (versão 6.0 SR8 McNeill, North America, Seattle, WA, EUA) pela técnica do BioCAD. Todos os grupos foram simulados como DTE. Em todos os grupos, foi simulado um núcleo de preenchimento em resina composta, variando a presença e tipo de retentor intrarradicular. No subgrupo P, foi modelado um pino de fibra de vidro cimentado

no interior do conduto e no interior do núcleo de preenchimento; já o modelo do subgrupo SP, não foi simulado um retentor intrarradicular. Em todos os grupos contendo pino de fibra de vidro foi simulado uma linha de cimento em torno de 0,3 mm de espessura. Todos os grupos receberam uma coroa total de resina composta, e uma linha de cimentação da coroa de 0,3mm. O osso alveolar foi simulado por um cilindro de resina acrílica, 3 mm abaixo da junção amelodentinária (Figura 3).

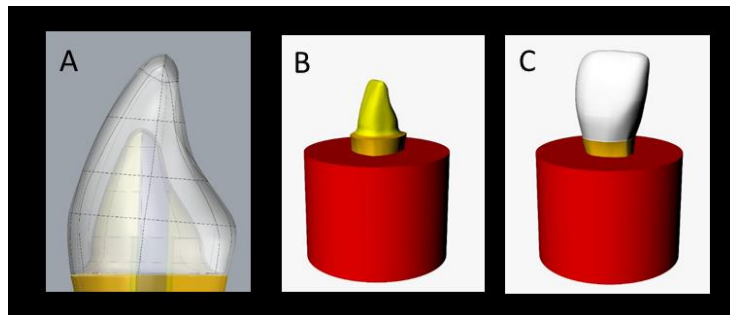
Figura 2 - Delineamento do modelo tridimensional de um incisivo central superior previamente validado



Legenda: Delineamento do modelo tridimensional de um incisivo central superior previamente validado contendo: esmalte, dentina, câmara e tecido pulpar.

Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 3 - Modelo tridimensional de um incisivo central superior previamente validado, contendo: esmalte, dentina, câmara e tecido pulpar



Legenda: A) Modelo tridimensional de um incisivo central superior contendo: esmalte, dentina, câmara e tecido pulpar; B) Simulação de núcleo de preenchimento; C) Osso alveolar simulado por um cilindro de resina acrílica, 3 mm abaixo da junção amelodentinária.

Fonte: Elaborado pelo autor.

4.1.3 Processamento

Após a obtenção dos modelos 3D, as geometrias foram exportadas em formato STEP para o software CAE (Computer Aided Engineering) (ANSYS 19.2, ANSYS Inc.) onde foram geradas malhas contendo elementos tetraédricos. Foi realizado o teste de convergência até a obtenção de uma quantidade de nós incapaz de interferir no resultado do estudo. Os materiais foram considerados homogêneos, linearmente elásticos e isotrópicos, exceto os pinos de fibra de vidro, que foram considerados ortotrópicos e suas propriedades mecânicas (módulo elástico e coeficiente de Poisson) necessárias para a análise mecânica estão resumidas na Tabela 1.

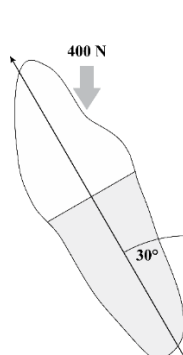
Tabela 1 - Propriedades mecânicas dos materiais

| Material | <i>E</i> (GPa) | <i>G</i> (GPa) | <i>ν</i> | Referências |
|--------------------------|-----------------------|-----------------------|-----------------|-------------------------|
| Resina acrílica | 2,7 | | 0,35 | (Nagai et al., 2001) |
| Dentina | 18,6 | | 0,32 | (Zarone et al., 2006) |
| Resina composta indireta | 14,8 | | 0,30 | (Alamouh et al., 2018) |
| Cimento resinoso | 6 | | 0,28 | (Penteado et al., 2019) |
| Resina composta direta | 21,62 | | 0,24 | (Correia et al., 2019) |
| | <i>X</i> =37 | <i>Xy</i> =3,1 | <i>Xy</i> =0,27 | |
| Pino de fibra de vidro | <i>Y</i> =9,5 | <i>Xz</i> =3,5 | <i>Xz</i> =0,34 | (Lanza et al., 2005) |
| | <i>Z</i> =9,5 | <i>Yz</i> =3,1 | <i>Yz</i> =0,27 | |

Fonte: Elaborado pelo autor com base nas referências.

Todos os contatos foram considerados colados e os modelos foram fixados na superfície inferior do cilindro de resina acrílica. Uma carga de 400N foi aplicada em uma angulação de 30° 2 mm acima do cingulo. Ponto de aplicação de carga). Após o teste de convergência de malhas, 10%, obteve uma média de 72.719 elementos tetraedros e 128.756 nós. (Figura 4)

Figura 4 - Ponto de aplicação de carga



Legenda: Desenho esquemático na aplicação de força 400 Newtons em região de cíngulo com inclinação de 30° vestibular.

Fonte: Elaborado pelo autor.

Em um software de análise por elementos finitos, as distribuições de tensões foram avaliadas pelo o critério de Tensão Máxima Principal seguindo os parâmetros do ensaio *in vitro*, descritos a seguir.

4.1.4 Análise por elementos finitos

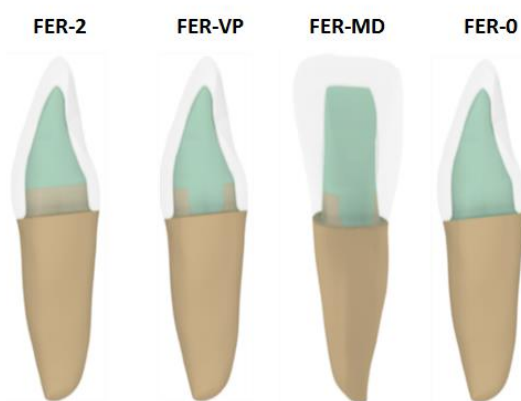
A coerência dos resultados foi verificado por meio da avaliação da deformação total e tensão equivalente Von Misses no software CAE (Engineering Simulation e 3D Design Software – ANSYS), e à comparação entre os grupos fora realizado por meio do critério de falha tensão máxima principal e análise qualitativa por meio de uma escala colorimétrica e pelo gráfico de dispersão de dados.

4.2 Comportamento em fadiga

4.2.1 Delineamento experimental

O estudo avaliou em 4 níveis os seguintes fatores experimentais; férula completa de 2 mm (FER-2), férula de 2 mm das paredes livres (FER-VP), férula de 2 mm nas paredes proximais (FER-MD) e sem férula (FER-0), todos associados a ausência de pinos intrarradiculares (Figura 5). Totalizando 4 grupos (n=10).

Figura 5 - Desenho esquemático dos fatores que foram estudados



Legenda: Fator experimental: presença e localização das paredes remanescentes em 4 níveis (FER-2: férula completa de 2 mm; FER-VP: remanescente com altura de 2 mm nas paredes vestibular e palatino; FER-MD: remanescente com altura de 2 mm nas paredes mesial e distal; FER-0: ausência de férula).

Fonte: Elaborado pelo autor.

4.2.2 Seleção dos dentes

Para o presente estudo foram selecionados 40 incisivos bovinos apresentando tamanho e formas semelhantes (Figura 6); para isto, foram mensuradas as larguras vestibulo-lingual e méso-distal utilizando-se um paquímetro digital (Starrett 727, Starrett, Itu, Brasil). Um desvio de até 10% da média foi permitido. Os dentes foram limpos e observados no estereomicroscópio (Discovery V20, Microscopia Carl Zeiss, Göttingen, NI, Alemanha), a fim de identificar aspectos que pudessem interferir nos resultados da pesquisa, como fraturas, defeitos ou trincas. Para a conservação dos dentes bovinos até o momento do seu uso, foi utilizada solução de timol 0,1% com pH 7,0 a 4°C.

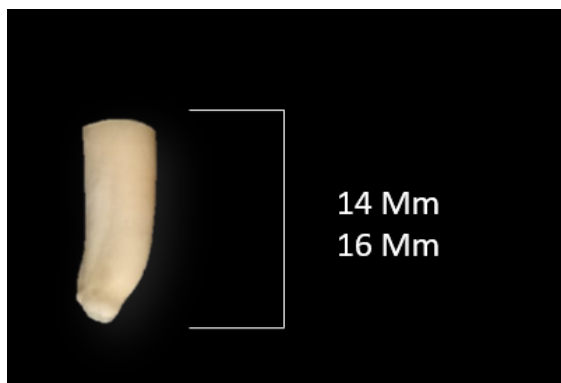
A porção radicular foi seccionada com disco diamantado dupla face (KG#7020, KG Sorensen, Cotia, Brasil) acoplado à peça de mão de alta velocidade, sob irrigação constante, de modo que o comprimento da raiz foi padronizado em 16 milímetros para os grupos FER-2, FER-MD e FER-VL. O comprimento das raízes do grupo FER-0 foi padronizado em 14 mm (Figura 7).

Figura 6 - Seleção de dentes bovinos



Legenda: Seleção de incisivos inferiores bovinos apresentando tamanho e formas semelhantes.
Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 7 - Padronização do comprimento das raízes



Legenda: Padronização do comprimento das raízes, 14 mm para o grupo FER-0, e 16 mm para os grupos FER-2, FER-MD e FER-VP

Fonte: Elaborado pelo autor.

4.2.3 Preparo biomecânico dos canais radiculares e obturação

Os canais radiculares foram explorados com lima-K (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Suíça) e irrigados com solução de hipoclorito de sódio (NaOCl) 2.5 %. Logo em seguida, foi feita a instrumentação com sistema recíprocante (VDW, Munich, Alemanha) usando a lima R 50.05 (VDW, Munich, Alemanha). Os canais foram preparados em três terços e irrigados com 5 mL de NaOCl (Asfer, São Caetano do Sul, Brazil) a cada terço. O comprimento de trabalho foi determinado visualmente recuando 1 mm do comprimento da lima após alcançar o forame apical.

Após o preparo biomecânico dos canais radiculares, os canais foram preenchidos com ácido etilenodiaminotetracético (EDTA) 17% (Maquira, Maringá, Brazil) por 3 minutos ativando com a lima-K #30. Finalmente, os canais foram lavados com 10 mL de solução salina e secos com cone de papel #50. Para obturação dos canais, foram utilizados cones de Guta-percha 50.05 cones (VDW,

Munich, Germany) e cimento de obturação Sealer 26 (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Switzerland) com a técnica de condensação lateral.

4.2.4 Inclusão na base de resina

Cada espécime foi introduzido e fixado em um tubo de PVC, com o auxílio de um delineador. A haste do delineador foi introduzida no interior do conduto de cada raiz, e o conjunto haste/raiz fixado utilizando Godiva Exata (Nova DFL, Taquara, Brasil), de modo que o espécime ficou centralizado e com seu longo eixo perpendicular ao solo. O tubo então foi preenchido com resina acrílica autopolimerizável (VIPI Flash, VIPI, Pirassununga, Brasil), e o conjunto centralizado no seu interior, mantendo 4 mm de borda cervical exposta. Para o armazenamento dos espécimes, os mesmos ficaram submersos em um recipiente fechado em água ionizada a 37° graus, até a realização da próxima etapa.

4.2.5 Desgaste das paredes remanescentes

Nas paredes vestibular e lingual do grupo FER-MD e nas proximais do grupo FER- VL foram padronizados utilizando uma broca diamantada cônica com ângulos arredondados (broca #846KR Ø31, Jota, Ruthi, Suíça) com uma peça de mão de alta velocidade e fixada a um dispositivo para padronização dos preparos (Figura 8).

Figura 8 - Padronização dos preparos



Legenda: Nas paredes vestibular e lingual do grupo FER-MD e nas proximais do grupo FER- VL foram padronizados utilizando uma broca diamantada cônica com ângulos arredondados.
Fonte: Elaborado pelo autor.

4.2.6 Confeção dos núcleos e preparos para coroa total

O terço cervical do canal radicular foi alargado com uma ponta diamantada 846KR.025FG com 3,1 mm de diâmetro (Jota, Ruthi, Suíça) penetrando 3 mm a partir da embocadura do conduto.

A morfologia dos núcleos de preenchimento foi padronizada por meio de um preparo mestre para coroa total cerâmico realizado em um incisivo central superior direito de um manequim odontológico (P-Oclusa, São Pulo, Brasil) com término de 1mm em chanfro profundo, desgaste de 1mm nas faces vestibular, palatina e proximais e redução incisal de 2mm (Figura 9). O preparo mestre foi escaneado por um escâner CS 3600 (Carestream Dental, Atlanta, EUA) e foi impresso por meio de uma impressora 3D (Wilcos W3D, Petrópolis, RJ) em resina UV (RESILAB3D, Petrópolis, RJ) para a obtenção de troquéis (Figura 10). Os troquéis foram colocados em uma máquina de radiação ultravioleta (UV) por 150 segundos para completa cura do material (Figura 11). Utilizando esses troquéis, foram confeccionadas matrizes de acetato que foram utilizadas para a confecção

dos núcleos de preenchimento. Para isso, uma placa de acetato de 1 mm de espessura (BioArt Equip Odontológicos, Ltda, São Carlos, Brasil) foi utilizado em uma máquina de prensagem a vácuo (BioArt Equip Odontológicos, Ltda, São Carlos, Brasil) (Figura 12).

Para confecção do núcleo de preenchimento, a dentina da porção coronária foi condicionada com ácido fosfórico 37% (Fusion Duralink, Angelus, Londrina) durante 15 segundos, lavada por 30 segundos e seca com papel absorvente. Duas camadas do adesivo Futurabond U (VOCO GmbH, Cuxhaven, Alemanha) foram aplicadas em toda a porção coronária, o solvente foi evaporado com jato de ar e fotopolimerizadas por 10 segundos (Bluephase N, Ivoclar Vivadent, Schaan Liechtenstein). Os núcleos de preenchimento foram confeccionados em resina bulk fill Viscalor (VOCO GmbH, Cuxhaven, Alemanha), no qual foi aquecida (Figura 3) e realizado incremento máximo de 4 mm e fotopolimerizados por 10 segundos com LED de alta intensidade (1200 mW/cm²; comprimento de onda entre 440 e 480 nm – Bluephase N, Ivoclar Vivadent e Schaan Liechtenstein) utilizando as matrizes de acetato previamente confeccionados (Figura 14).

Em todos os grupos, foi realizado um preparo com término em ombro arredondado (#446KR.12 Ø, Jota, Ruthi, Suíça) com profundidade de 1 mm, para os grupos FER-2, FER-MD e FER-VL, o propósito do desgaste é de obter uma férula de 2 mm. No grupo FER-0, o término foi realizado na interface entre o remanescente e núcleo de preenchimento de resina composta.

Figura 9 - Preparo para coroa total



Legenda: Incisivo central de manequim utilizado para realização do preparo mestre e preparo para coroa total (vista frontal e lateral).

Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 10 - Troquéis em resina UV por meio da impressão 3D



Legenda: Obtenção de troquéis em resina UV por meio da impressão 3D de um preparo de núcleo para coroa total.

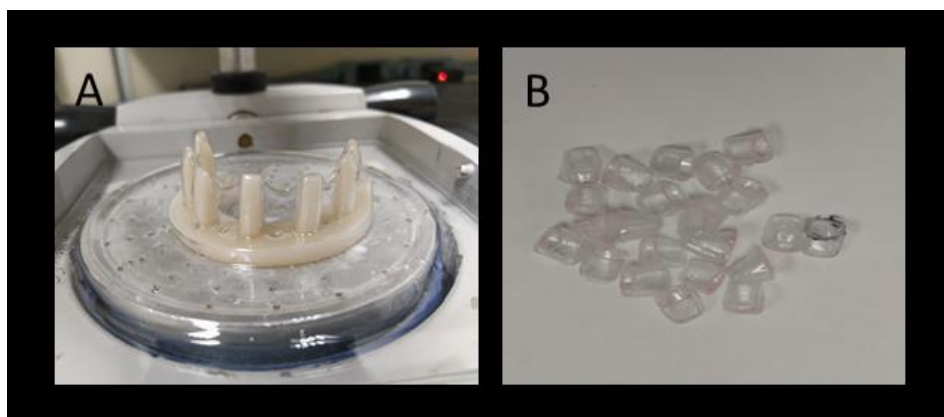
Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 11 - Cura dos troquéis em dispositivo UV



Legenda: Troquéis de resina passando pela cura por raios UV.
Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 12 - Confeção das matrizes de acetato



Legenda: A) Prensagem a vácuo dos troquéis; B) Matrizes de acetato.
Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 13 – Resina Bulk Fill Viscalor



Legenda: Pistola para preenchimento de núcleos com Viscalor.
Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 14 - Confeção dos núcleos de preenchimento



Legenda: Fotopolimerização dos núcleos de preenchimento.
Fontes: Elaborados pelo autor.

4.2.7 Confeção das coroas

O preparo de cada corpo de prova foi digitalizado pelo escâner CS 3600 (Carestream Dental, Atlanta, EUA). Para a padronização da morfologia das coroas, o incisivo central foi digitalizado utilizando um scanner intraoral (CS 3600, Carestream Dental, Atlanta, EUA) previamente ao preparo mestre, em seguida foi exportado para o software CAD Inlab 3.80 (Sirona Dental Systems,

Bensheim, Alemanha), no qual, foi utilizado como referência para desenho virtual de cada coroa através da técnica da cópia biogénica (Figura 15).

No software CAD, foi definido alívio interno para espessura de cimento padronizado em 80 µm (Figura 16). O equipamento Cerec InLab MC XL (Sirona Dental Systems, Bensheim, Alemanha) foi utilizado para fresar os blocos de resina composta para CAD/CAM (Grandio blocs, VOCO GmbH, Cuxhaven, Alemanha, Brasil) (Figura 17). Todas as restaurações foram polidas utilizando o kit de polimento Dimanto (VOCO GmbH, Cuxhaven, Alemanha).

Figura 15 - Cópia biogénica do coroa do elemento 11



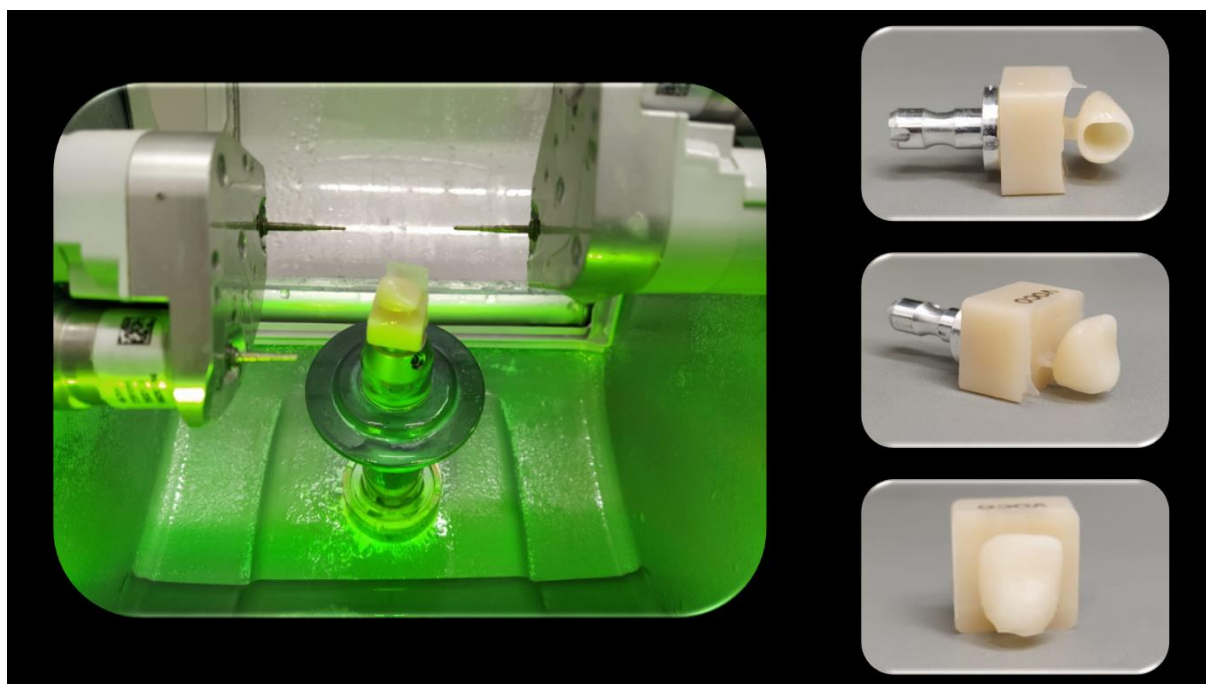
Legenda: Desenho virtual da coroa do elemento 11 através da técnica da cópia biogénica.
Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 16 - Alívio interno para espessura de cimento



Legenda: Alívio interno para espessura de cimento padronizado em 80 μm .
 Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 17 - Fresagem do bloco de resina pelo sistema CAD/CAM



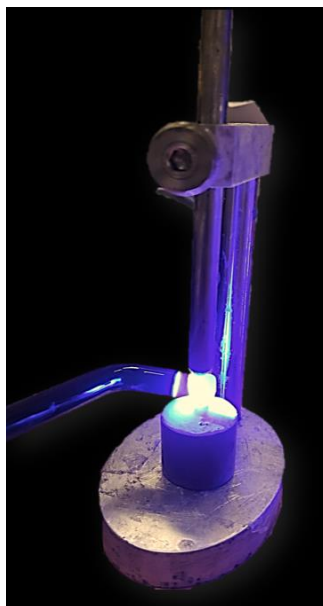
Legenda: Coroa total em resina composta para CAD/CAM fresada pela pelo O equipamento Cerec InLab MC XL.
 Fonte: Elaborada pelo autor.

4.2.8 Cimentação das coroas

Para a cimentação das coroas, as mesmas foram limpas em banho ultrassônico com álcool isopropílico por 3 minutos. Após serem limpas, o Silano (Ceramic Bond, VOCO GmbH, Cuxhaven, Alemanha) foi aplicado na parte interna da coroa deixando agir durante 60 segundos.

Uma camada do sistema adesivo autocondicionante de polimerização dual Futurabond DC (VOCO, Cuxhaven, Germany) foi aplicada ativamente no preparo com um microbrush (Single Tim, VOCO GmbH, Cuxhaven, Alemanha) durante 20 segundos e disperso com leves jatos de ar, em seguida fotopolimerizado por 20 segundos (Bluephase N, Ivoclar Vivadent, Schaan Liechtenstein). Em seguida, o cimento resinoso dual (Bifix QM, VOCO GmbH, Cuxhaven, Alemanha), utilizando a ponta de automistura, foi aplicado nas paredes internas da restauração, que foi levada em posição com auxílio de um delineador adaptado com carga de 750 g (Abu-Izze et al., 2018). Após remoção dos excessos de cimento com microbrush, a carga foi mantida em posição por 5 minutos e foram realizadas 5 fotopolimerizações (Bluephase N, Ivoclar Vivadent, Schaan Liechtenstein) de 30 segundos em cada face (vestibular, palatina, oclusal, mesial e distal) (Figura 19). Os espécimes foram mantidos em água destilada a 37 °C por 24 horas.

Figura 18 – Fotopolimerização do cimento resinoso



Legenda: Fotopolimerização de 30 segundos em cada face vestibular, palatina, oclusal, mesial e distal.
Fonte: Elaborado pelo autor.

4.2.9 Ensaio de fadiga

Para determinação dos parâmetros do teste de fadiga, três espécimes de cada grupo foram testados monotonicamente (carga máxima para fratura). Sendo assim, os espécimes foram posicionados em ângulo de 30° em relação à base da máquina universal de ensaios (EMIC DL 1000, São José dos Pinhais). Uma carga compressiva foi aplicada 2 mm acima do cingulo, utilizando célula de carga de 1000 kgf e velocidade de 1,0 mm/min. Foi utilizado um aplicador de carga de aço inoxidável com ponta arredondada correspondente à uma esfera de 6 mm de diâmetro. A carga a ser aplicada foi de forma crescente, até que ocorra a fratura do espécime. A média dos valores de resistência máxima, em força newton, para

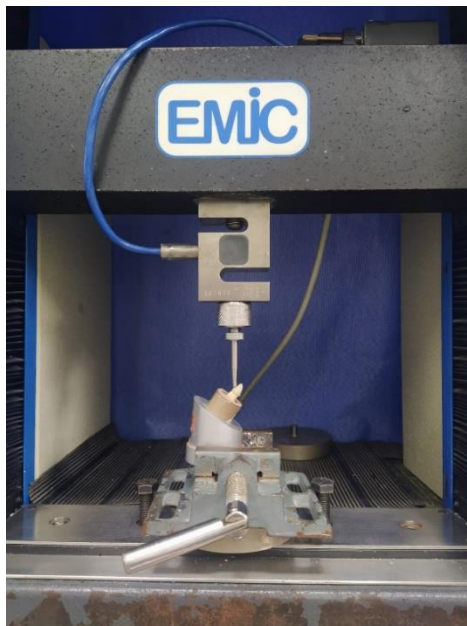
cada grupo experimental foram utilizadas para determinação dos parâmetros dos degraus de carga para o teste de fadiga (Tabela 2).

Tabela 2 – Valores médios do teste monotônico

| Grupos | Média N |
|---------------|----------------|
| FER-0 | 431N |
| FER-MD | 450N |
| FER-VP | 480N |
| FER-2 | 632N |

Legenda: Média de carga para fratura em Newton através do teste monotônico .
Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 19 – Teste monotônico



Legenda: Aplicação de carga crescente na máquina universal de ensaios.
Fonte: Elaborado pelo autor.

A análise de sobrevivência a fadiga e média de carga para fratura em fadiga foram obtidas pelo ensaio de vida acelerada *stepwise stress* (Anami et al., 2016; Fennis et al., 2004; Güth et al., 2016; Carvalho et al., 2014; Magne 2012; Dal Piva et al., 2020). Para realizar simulação de fadiga, os espécimes foram acoplados na máquina de ensaio mecânico (Biopdi, São Carlos, SP, BR), e a aplicação de carga foi realizada da mesma forma que no teste monotônico (Figura 20). As amostras foram carregadas até a fratura. Durante o decorrer do teste as amostras foram mantidas imersas em água destilada. A presença de trincas e/ou fraturas foi conferida utilizando iluminação, a cada 10.000 ciclos. O número de ciclos, a carga e o modo de falha foram analisados.

Figura 20 - Corpo de prova acoplado à máquina de ensaio de fadiga



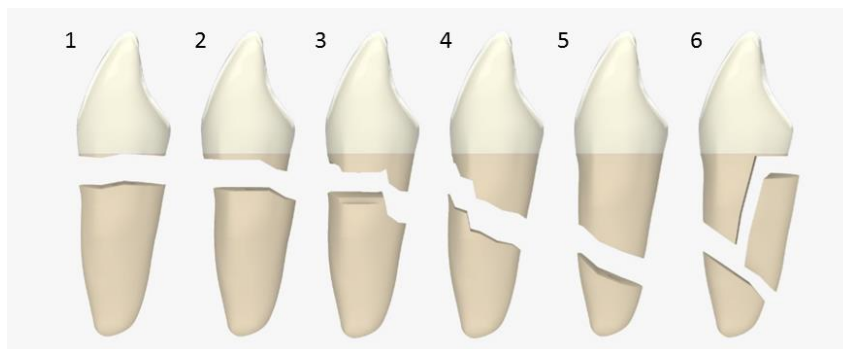
Legenda: Corpos de prova imersos em água destilada e acoplados à 30° em máquina de ensaio de fadiga

Fonte: Elaborado pelo autor.

4.2.10 Análise do modo de falha

Os modos de falha dos espécimes foram avaliados e as falhas foram agrupadas de acordo com a classificação restaurável e não restaurável (Pang et al., 2019) (Figura 21). Desenho esquemático ilustrando os modos de falha em dentes tratados endodonticamente por Estereomicroscópio (Discovery V20, Microscopia Carl Zeiss, Göttingen, NI, Alemanha).

Figura 21 - Desenho esquemático ilustrando os modos de falha em dentes tratados endodonticamente



Legenda: 1) Fratura restaurável na linha do colo da coroa; 2) Fratura restaurável no 1/3 coronal da raiz; 3) Fratura possivelmente restaurável no 1/3 coronal da raiz; 4) Fratura não restaurável no 1/3 médio da raiz; 5) Fratura não restaurável apical do 1/3 da raiz; 6) Fratura vertical não restaurável da raiz.
Fonte: Elaborado pelo autor com base em (Pang J et al., 2019).

4.2.11 Análise estatística

O degrau de carga em que cada espécime falhou foi utilizado para análise de sobrevivência. Após a tabulação dos dados em uma tabela de sobrevivência,

foram realizadas as análises de Kaplan-Meier e Mantel-Cox (*Long Rank test*), seguidas por comparação múltipla aos pares, todos com nível de significância de 5% (Prism7, Graph Pad, La Jolla, EUA).

5 RESULTADOS

Para um melhor detalhamento dos resultados obtidos, os resultados foram separados por tópicos.

5.1 Análise por elementos finitos

Após verificar a coerência dos resultados por meio da avaliação da deformação total e tensão equivalente Von Misses no software CAE (Engineering Simulation & 3D Design Software – ANSYS), procedeu à comparação entre os grupos por meio do critério de falha tensão máxima principal e análise qualitativa por meio de uma escala colorimétrica (Figura 22) nas interfaces Cimento/coroa e cimento/núcleo, núcleo, férula e raiz.

Figura 22 - Escala colorimétrica



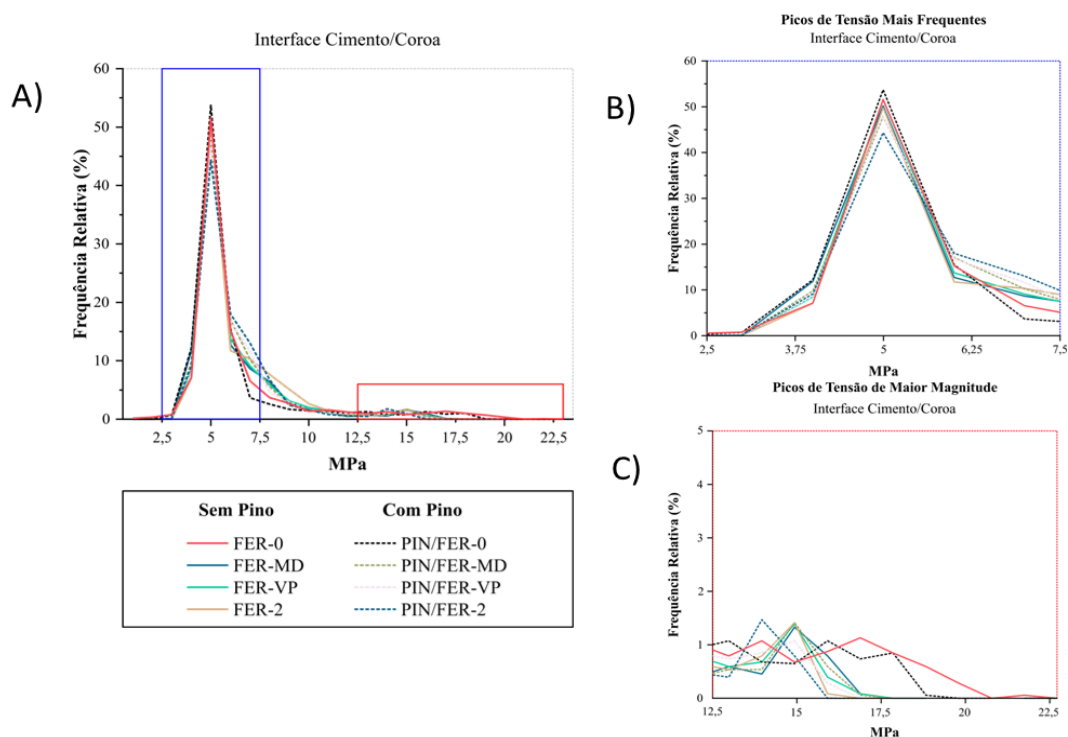
Legenda: A análise qualitativa é realizada através da escala colorimétrica, no qual, é possível visualizar áreas de tensão de compressão e tensão de tração. Tons frios compreendem áreas de compressão e tons quentes áreas de tração.

Fonte: Elaborado pelo autor.

5.1.1 Análise da Interface cimento/cora

No cimento, na região da interface cimento/corona, em torno de 50% da interface adesiva de cada grupo se mantiveram entre 2,5 a 7,5 MPa. Os picos de tensão de maior magnitude mostraram que o grupo FER-0 teve a maior frequência de maiores magnitudes, com o maior pico entorno de 22,5, seguido do grupo FER/PIN-0, com 19 MPa. Já nos grupos FER/PIN-MD, FER-MD, FER/PIN-VP, FER-VP e FER-2 a magnitude da frequência dos maiores picos foram aproximados. O grupo FER/PIN-2 teve o menor valor de pico de tensão máxima principal quando comparados aos outros grupos, com 16 MPa (Figura 23).

Figura 23 – Gráficos de dispersão de dados da interface cimento/corona

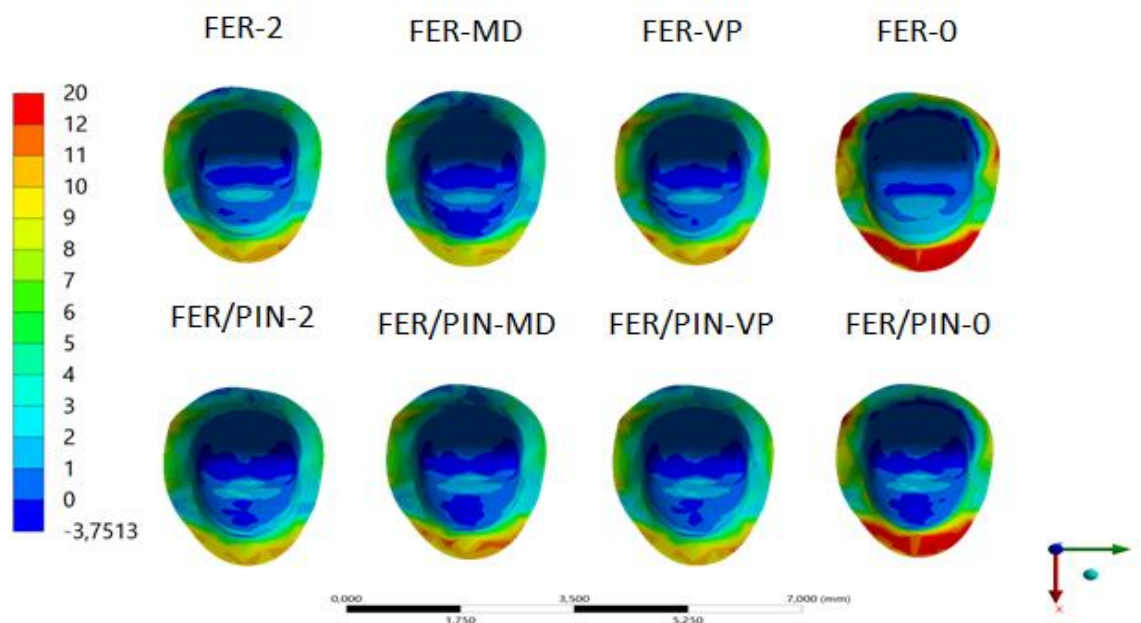


Legenda: a) Gráfico de dispersão de dados da interface cimento/corona. b) Área ampliada de picos de tensões mais freqüentes. c) Área ampliada de picos de tensões de maior magnitude.

Fonte: Elaborado pelo autor.

Na análise qualitativa dos grupos, o grupo FER-0 mostrou maior área sob tensão de tração entre todos os grupos, seguido do grupo FER/PIN-0. Em seguida, os grupos com fêrula parcial em região méso-distal apresentaram maiores áreas de tensão, porém o grupo FER/PIN-MD apresentou maiores áreas de tensão quando comparado ao grupo FER-MD. Já nos grupos FER-2, FER/PIN-2, FER-VP e FER/PIN-VP, apresentaram as áreas de tensão menores e aproximadas entre si (Figura 24). As tensões se concentraram sobretudo na região da margem palatina do preparo.

Figura 24 – Áreas de pico de tensão de tração e compressão da interface cimento/coroa



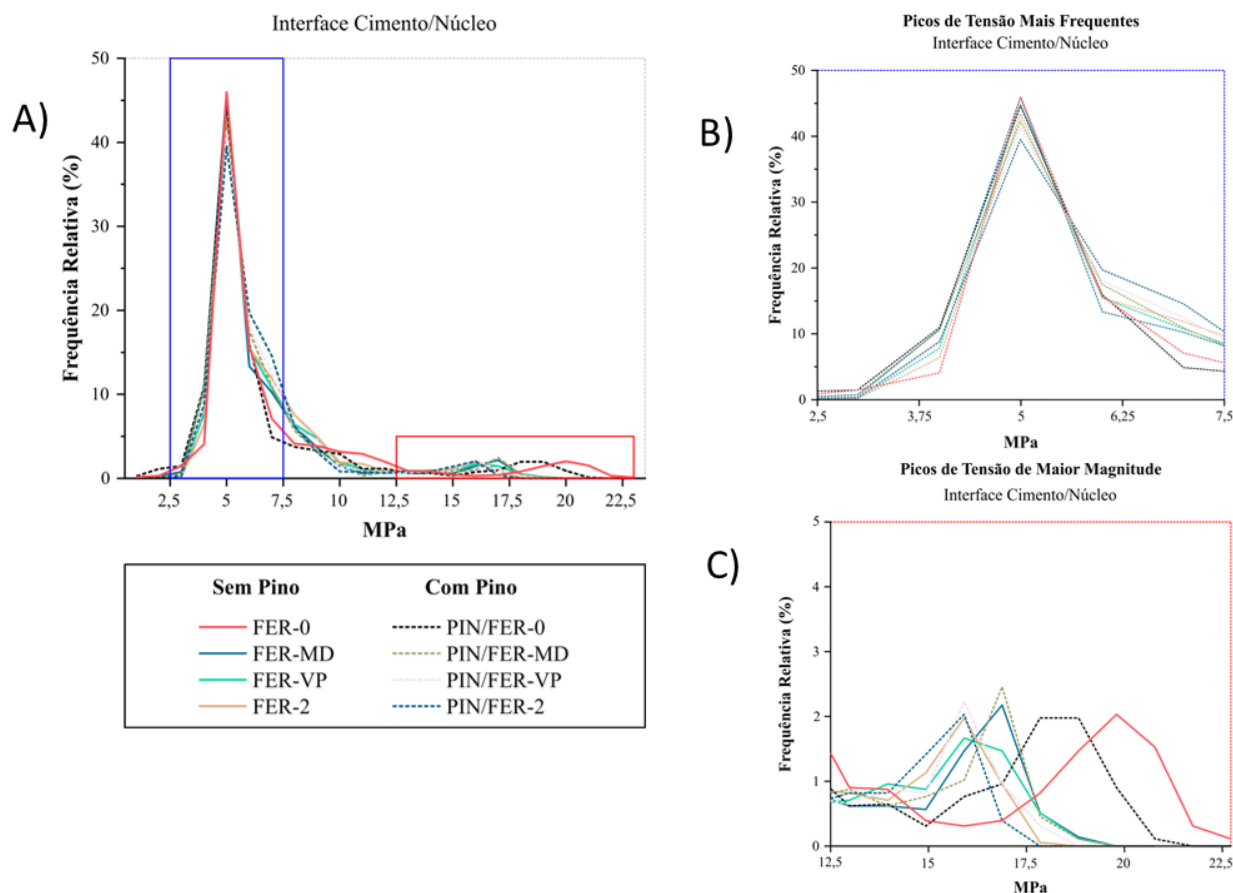
Fonte: Elaborado pelo autor.

5.1.2 Análise da Interface Cimento/Núcleo

Todos os grupos apresentaram uma concentração de tensão de tração de 2,5 a 7,5 MPa que representa uma área entorno de 40 a 45,5% da interface cimento/coroa.

O grupo FER-0 apresentou maiores picos de tensões com maiores magnitudes, apresentando pico máximo maior que 22,5 MPa, seguido pelo grupo FER/PIN-0 com aproximadamente 21 MPa, e com maior frequência de 15 a 20 MPa. Os grupos FER/PIN-MD e FER-MD tiveram frequência de picos aproximados, se mantendo por volta de 15 a 17,5 MPa. Os grupos FER/PIN-VP, FER/PIN-2 e FER-2 tiveram frequência aproximada entre si (2%) e picos menores (15,5 MPa) quando comparados aos grupos detalhados anteriormente. Já o grupo FER-VP não teve grande frequência de picos maiores (<2%), porém atingiu um pico de tensão de tração máxima maior (19 MPa) que FER/PIN-MD, FER-MD, FER/PIN-VP, FER/PIN-2 e FER-2 (Figura 25).

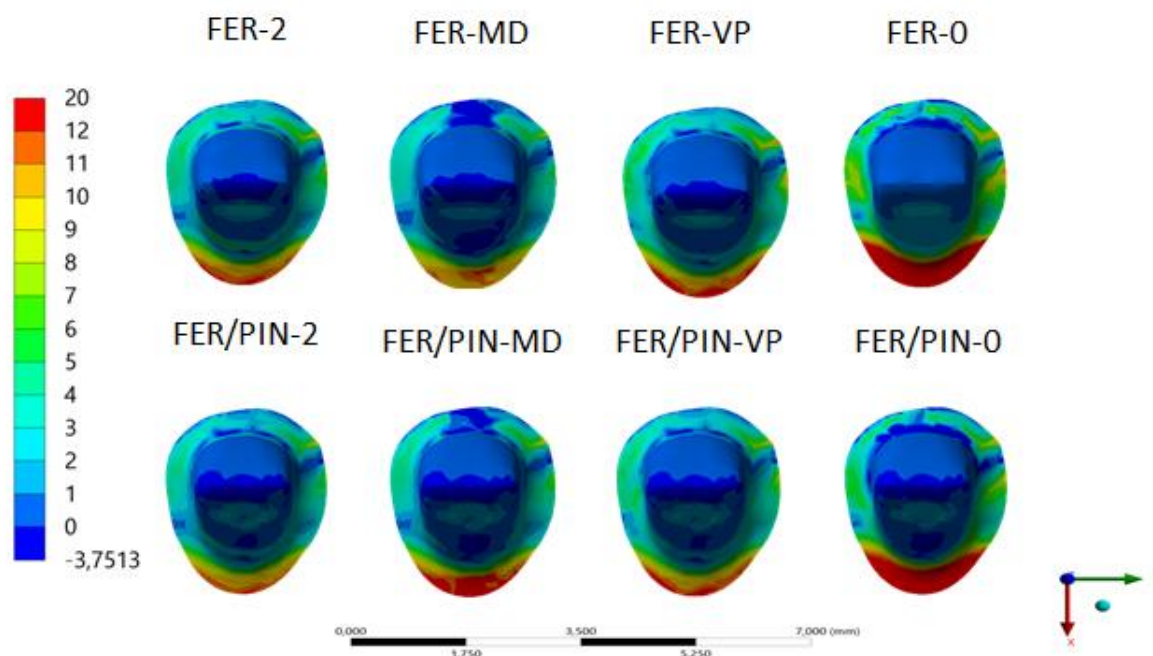
Figura 25 - Gráficos de dispersão de dados da interface cimento/núcleo



Legenda: a) Gráfico de dispersão de dados da interface cimento/núcleo. b) Área ampliada de picos de tensões mais frequentes. c) Área ampliada de picos de tensões de maior magnitude.
 Fonte: Elaborado pelo autor.

Qualitativamente, os grupos FER-0 e FER/PIN-0 apresentaram maiores áreas de concentração de tensão em relação aos outros grupos. O Grupo FER/PIN-VP apresentou menor área de tensão quando comparado ao grupo FER-VP. O grupo FER/PIN-MD apresentou áreas de compressão semelhante ao FER-MD, porém com pequenos pontos de tensão máxima em região palatina. Os grupos FER-2 e FER/PIN-2 apresentaram áreas de concentração de tensão aproximados (Figura 26). As tensões se concentraram principalmente na região da margem palatina do preparo.

Figura 26 - Áreas de pico de tensão de tração e compressão da interface cimento/núcleo



Fonte: Elaborado pelo autor.

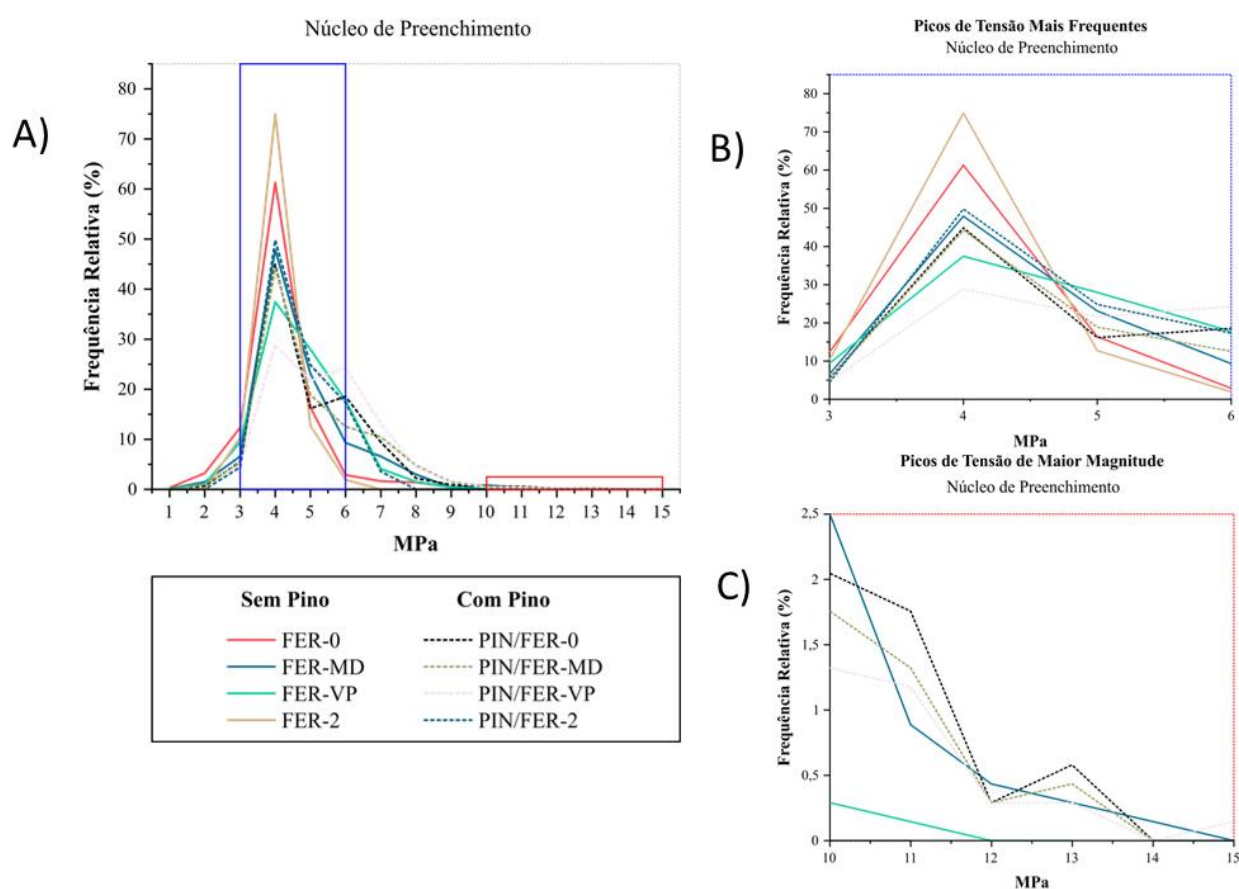
5.1.3 Análise do Núcleo

A maior área de concentração de tensão de tração aconteceu entorno de 4 MPa para todos os grupos, porém com frequências diferentes. Sendo o mais frequente para o grupo FER-2 (75,5%), seguido de FER-0 (aproximadamente 60%), FER-MD e FER/PIN-2 (50%), FER/PIN-0 e FER/PIN-MD (45%) e FER/PIN-VP (aproximadamente 30%).

Os picos de tensões máximos foram de 6 a 15 MPa, sendo pico máximo atingido por FER/PIN-VP e FER-MD, porém FER/PIN-VP se manteve por maiores magnitudes em maior frequência (25% em 6 MPa, 1,8% em 10 MPa e 0,5% em 15 MPa). Os grupos FER/PIN-MD e FER/PIN-0 se mantiveram em maiores

magnitudes de picos de tensão, porém atingiram pico máximo de tensão de tração de 14 MPa. Já o grupo FER/PIN-VP atingiu o máximo de 12 MPa. Os picos máximos dos grupos restantes foram, FER-0 (8,5 MPa), FER/PIN-2 (8 MPa) e FER-2 (7 MPa) (Figura 27).

Figura 27 - Gráficos de dispersão de dados do núcleo

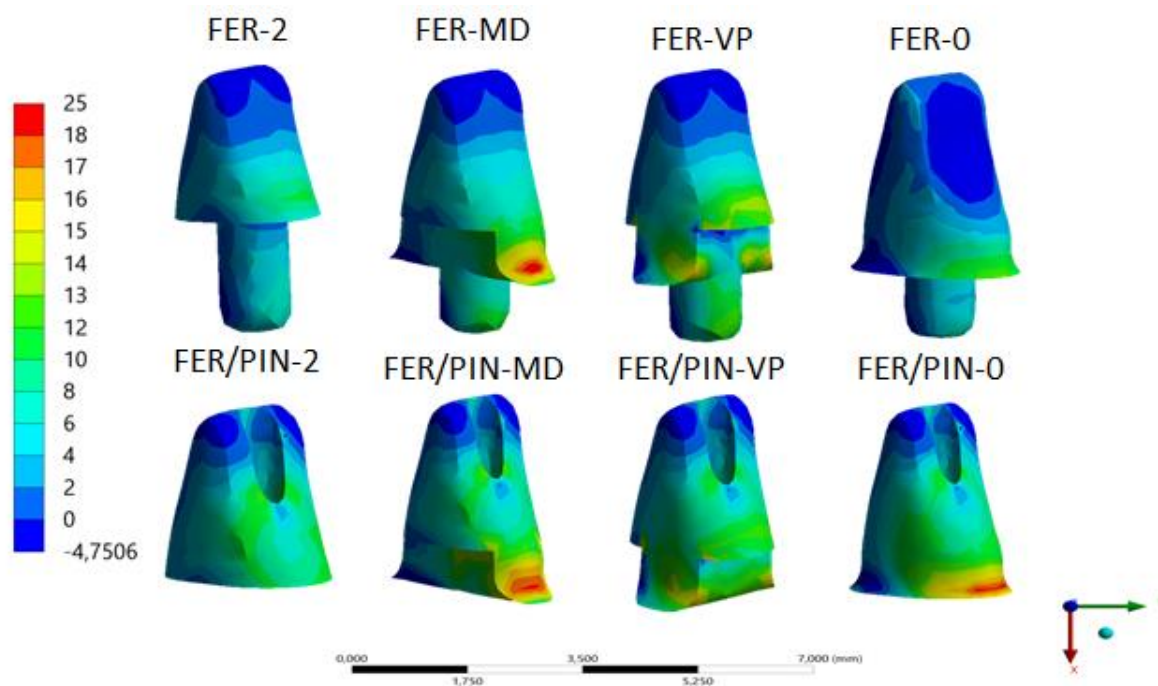


Legenda: a) Gráfico de dispersão de dados do núcleo. b) Área ampliada de picos de tensões mais frequentes. c) Área ampliada de picos de tensões de maior magnitude.
Fonte: Elaborado pelo autor.

Na análise qualitativa, a geometria interfere na distribuição de tensões dos grupos. As paredes mésio-distal não favorecem a direção da aplicação da força,

fazendo com que o sistema tenha um compliance menor, o que aumenta a concentração de tensão, que é visto nos grupos FER-MD, FER/PIN-MD e FER/PIN-0. Os grupos FER-VP e FER/PIN-VP apresentaram menor áreas de tensão máxima quando comparados aos grupos FER-MD, FER/PIN-MD e FER/PIN-0 devido à rigidez dos componentes. Já os grupos FER-0, FER/PIN-2 e FER-2 apresentaram maiores áreas de compressão e poucas áreas de tensão (Figura 28).

Figura 28 - Áreas de pico de tensão de tração e compressão do núcleo



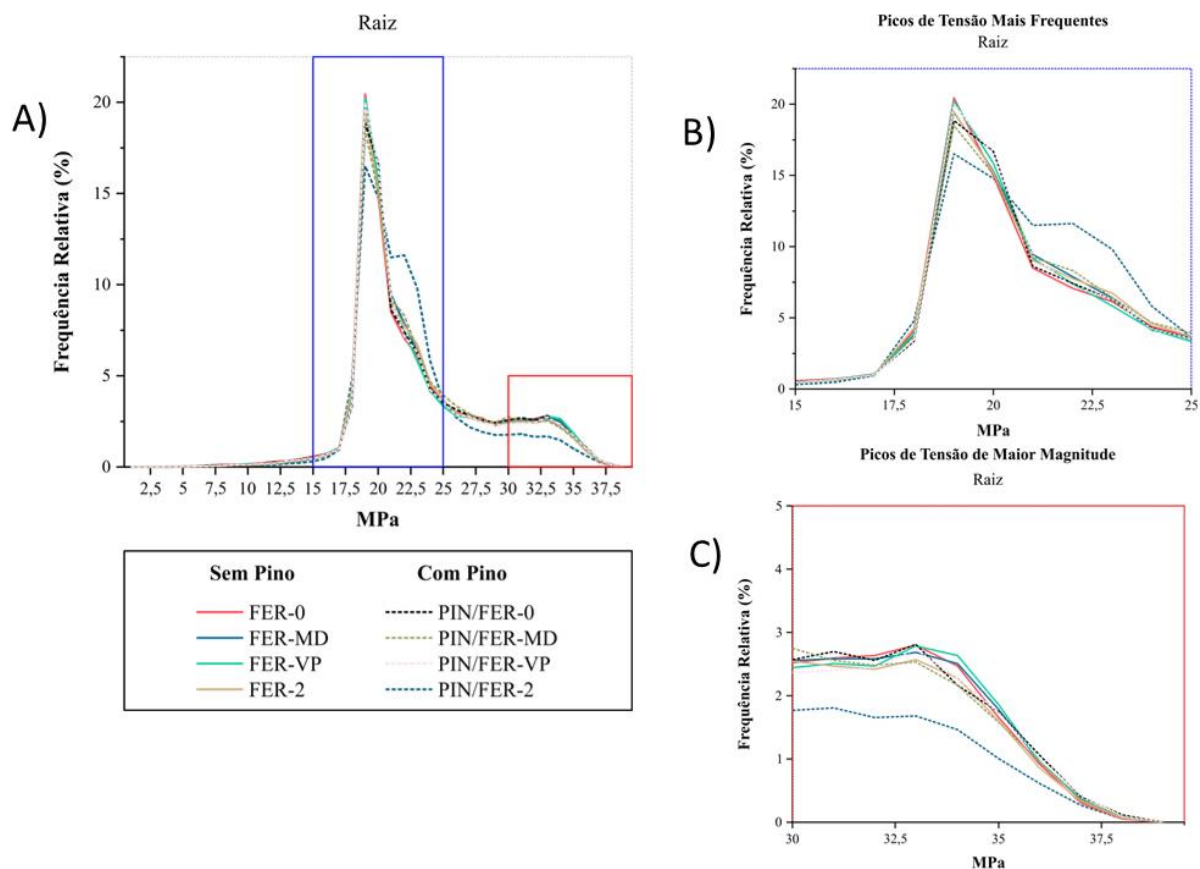
Fonte: Elaborado pelo autor.

5.1.4 Análise do terço médio da raiz

Todos os grupos apresentaram uma concentração de tensão de tração de 19 MPa com frequência entre 15 a 20% de todos os grupos.

Na análise de tensão máxima principal do terço médio da raiz, todos os grupos, com exceção do grupo FER/PIN-2, entre 30 a 35 MPa se mantiveram em frequência de 2,5%. O grupo FER/PIN-2, teve frequência menor que 2% entre 30 a 35 MPa. Todos os grupos atingiram picos maiores que 37,5 MPa (Figura 29).

Figura 29 - Gráficos de dispersão de dados da raiz

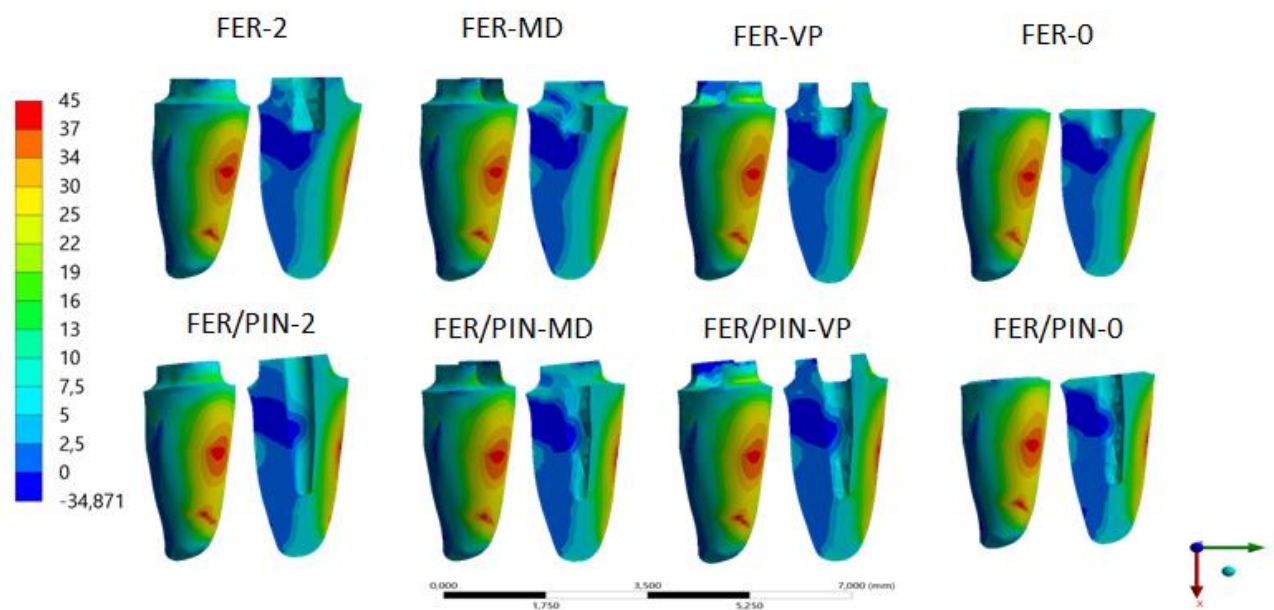


Legenda: a) Gráfico de dispersão de dados da raiz. b) Área ampliada de picos de tensões mais frequentes. c) Área ampliada de picos de tensões de maior magnitude.

Fonte: Elaborado pelo autor.

Na análise qualitativa todos os grupos apresentaram áreas de tensão de compressão e de tração muito semelhantes (Figura 30).

Figura 30 - Áreas de pico de tensão de tração e compressão do terço médio da raiz



Fonte: Elaborado pelo autor.

5.2 Dados de sobrevivência do ensaio *stepwise stress*

A análise descritiva dos resultados de carregamento e ciclos *stepwise stress* encontram-se na Tabela 3 e 4.

Tabela 3 - Carga média para fratura (em N), desvio padrão e intervalo de confiança de 95% dos dados pelo método *stepwise stress*

| Grupos | Carga de Fratura em Fadiga | | | | | |
|--------|------------------------------|-------|--------|-------------|-----------------|-----------------|
| | Intervalo de Confiança (95%) | | | | | |
| | Média (N)* | DP | Tukey* | Mediana (N) | Limite Inferior | Limite Superior |
| FER-0 | 252 | 99,9 | B | 200 | 190,1 | 313,8 |
| FER-2 | 664 | 222,5 | A | 560 | 394,7 | 725,2 |
| FER-VP | 364 | 124,3 | B | 360 | 238,5 | 481,4 |
| FER-MD | 632 | 214,8 | A | 600 | 426,4 | 773,5 |

Legenda: Letras diferentes nas colunas indicam diferenças entre os grupos ($P < 0.05$).

Fonte: Elaborado pelo autor.

Tabela 4 - Ciclo médio para fratura, desvio padrão e intervalo de confiança de 95% dos dados pelo método *stepwise stress*

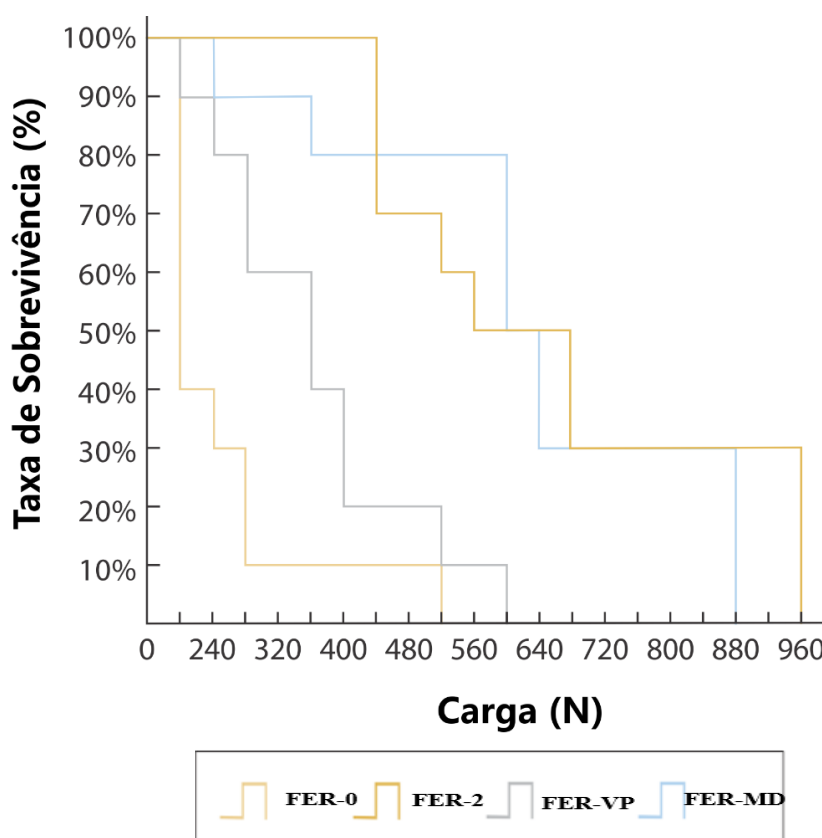
| Grupos | Nº de Ciclos para Fratura em Fadiga | | | | | |
|--------|-------------------------------------|--------|--------|-------------|-----------------|-----------------|
| | Intervalo de Confiança (95%) | | | | | |
| | Média (N)* | DP | Tukey* | Mediana (N) | Limite Inferior | Limite Superior |
| FER-0 | 115.000 | 124833 | B | 50.000 | 37.627,5 | 192.372,4 |
| FER-2 | 630.000 | 278089 | A | 500.000 | 293.397,8 | 706.602,1 |
| FER-VP | 255.000 | 155367 | B | 250.000 | 981.79,0 | 401.820,9 |
| FER-MD | 590.000 | 268535 | A | 550.000 | 333067,7 | 766.932,2 |

Legenda: Letras diferentes nas colunas indicam diferenças entre os grupos ($P < 0.05$).

Fonte: Elaborado pelo autor.

A estatística de Kaplan Meier para os dados de sobrevivência em função do carregamento oblíquo detectou algumas diferenças estatísticas entre as condições analisadas (Mantel-Cox Log-Rank test for trend, $X^2=0,015$, $df=1$, $p=0,901$) (Figura 31). Foi possível evidenciar que 100% das amostras sobreviveram ao carregamento até 200N. 80% dos grupos FER-MD e FER-VP sobreviveram 400N e 280N respectivamente. Quanto ao grupo FER-0, apenas 40% sobreviveu ao carregamento de 240N. O grupo FER-2, com melhor taxa de sobrevida, atingiu 440N em 100% das amostras, posteriormente 50% sobreviveram 520N.

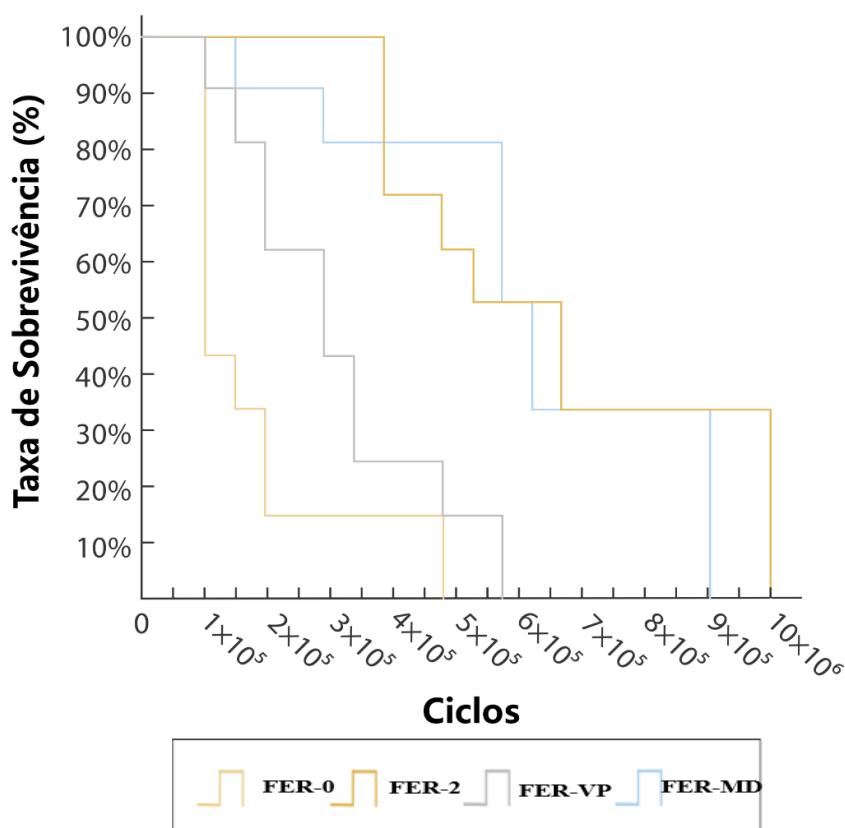
Figura 31 - Gráfico de sobrevivência dos dados de carregamento para fratura



Fonte: Elaborado pelo autor.

No gráfico de sobrevivência a fratura por ciclos (figura 32), também houve diferença estatística entre os grupos estudados. O grupo FER-0 apresentou início de falha de 60% das amostras em torno de 50.000 ciclos. 80% dos grupos FER-MD e FER-VP sobreviveram 250.000 ciclos e 150.000 respectivamente. O grupo FER-2 teve uma taxa de sobrevivência de 100% das amostras até 350.000, conseguindo sobreviver 20% das amostras até 950.000 ciclos.

Figura 32 - Gráfico de sobrevivência dos dados de ciclos para fratura

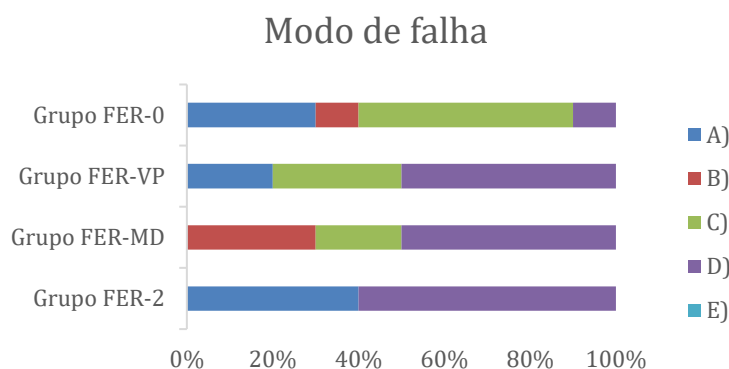


Fonte: Elaborado pelo autor.

5.3 Análise do modo de falha

Na análise quanto ao modo de falha, nenhum grupo apresentou Fratura não restaurável 1/3 apical. O modo de falha mais frequente para todos os grupos foi fratura não restaurável 1/3 radicular, sendo presente em 60% do grupo FER-2, 50% dos grupos FER-VP e FER-MD, e 10% do grupo FER-0. Em seguida, o modo de falha de fratura possivelmente restaurável 1/3 coronal teve maior incidência, com presença de 50% no grupo FER-0, 30% no grupo FER-VP e 20% no grupo FER-MD. Esse modo de falha não foi constatado no grupo FER-2. Em relação ao modo de falha de fratura restaurável na linha do colo, a mesma não ocorreu no grupo FER-MD, porém ocorreu nos grupos FER-2, FER-0 e FER-VP, com valores de 40%, 30% e 20% respectivamente. Poucas amostras tiveram fraturas reparáveis no 1/3 coronal da raiz, sendo 30% do grupo FER-MD e 10% do grupo A, com ausência desse modo de falha nos grupos FER-VP e FER-2 (Figura 33).

Figura 33 - Gráfico de porcentagens dos modos de falha



Legenda: a) Fratura restaurável na linha do colo da coroa; b) Fratura restaurável 1/3 coronal da raiz; c) Fratura possivelmente restaurável 1/3 coronal; d) Fratura não restaurável no 1/3 radicular; e) Fratura não restaurável 1/3 apical.

Fonte: Elaborado pelo autor.

6 DISCUSSÃO

A previsibilidade do sucesso do tratamento reabilitador depende da complexidade da perda de estrutura coronal (Pereira et al., 2006). Situações clínicas que demandam tratamento protético reabilitador, como coroa total, é comum usar pino intrarradicular como um método de retenção protética. Uma vez perdida a vitalidade dental, sua resistência à fratura diminui, expondo todo e qualquer tratamento reabilitador à falha, sendo assim, o desgaste necessário para se obter a forma de conveniência do preparo para a instalação do pino intrarradicular pode enfraquecer mais o dente (Abou-Rass, 1992).

Para a realização desta pesquisa, dentes bovinos foram utilizados. Um estudo de 2018, Ortiz-Ruiz et al. mostrou que há diferenças no conteúdo orgânico e inorgânico no esmalte e dentina dos humanos quando comparados a dentição bovina. Apesar das estruturas gerais dentinárias serem bem próximas, dentes humanos apresentam maior quantidade do mineral hidroxiapatita, que deve ser levado em consideração dependendo do estudo a ser realizado. Porém, de modo geral, as estruturas são bem similares, nos permitindo interpretar os resultados das pesquisas utilizando o substrato animal (Wang et al., 2021).

Fokkinga et al. (2007) realizou o acompanhamento clínico de restaurações protéticas de até 17 anos, no qual, os resultados não mostraram diferença na probabilidade de sobrevivência de diferentes tipos de restaurações protéticas com núcleo, incluindo restaurações com e sem pino intrarradicular. O fator fundamental para a longevidade clínica foi relacionado à presença de estrutura dentária coronária remanescente, corroborando com os resultados apresentados pelo FEA (Figuras 23, 25, 27 e 29), que não mostrou diferença significativa entre os grupos com e sem pino intrarradiculares. A restauração protética com núcleo e

sem pino tem bom prognóstico quando associado a presença do colar coronário, seja ele completo com altura de 2 mm ou parcial (Santos Pantaleón et al., 2019). No presente estudo, houve diferença significativa entre os grupos com férula completa e sem férula de incisivos centrais tratados endodonticamente com ausência de pinos, como mostrado em estudos de Juloski et al. (2012), Meng et al. (2018) e Soares et al. (2009); que afirmam que a presença de uma férula completa ajuda na resistência à fratura (tabela 3 e 4).

Não foi observado diferença estatística entre o grupo de férula completa e férula méso-distal do teste de fadiga, estes valores são compatíveis com os achados de tensão máxima principal obtidos pelas simulações aplicando a técnica de FEA. Um estudo (Juloski et al., 2014) com análise de elementos finitos de DTE com pinos e coroas cerâmicas mostrou que dentes com férula têm menores áreas de concentração de tensão em regiões de cimentação do que em dentes sem férula. As maiores áreas de tensão máxima principal da interface cimento/coróa e cimento/núcleo do presente estudo se mostraram maiores nos grupos com ausência de férula (Figuras 23 e 25). O ensaio *in silico* também mostrou uma concentração de tensão de tração no $\frac{1}{3}$ médio radicular de todos os grupos. Este resultado pode ser associado ao modo de falha predominante dos grupos (Figura 25).

O modo de falha das restaurações protéticas com férula parcial e total teve como prevalência fraturas não reparáveis em $\frac{1}{3}$ radicular, porém essas fraturas ocorreram em cargas superiores às cargas que ocorrem sobre a função mastigatória funcional, talvez por forças resultantes de traumas ou impactos. Sendo assim, é possível inferir que sob cargas menores, o modo de falha desses grupos se concentrou mais em fraturas reparáveis e possivelmente reparáveis (Figura 33). Já no grupo com ausência de férula, os modos de falhas mais predominantes são fraturas reparáveis na linha do colo da restauração e fraturas possivelmente reparáveis no $\frac{1}{3}$ cervical. Porém, 60% das amostras fraturaram

em carga de 200N, valores muito inferiores quando comparados aos outros grupos.

O estudo de Elavarasu et al. (2019), mostrou que a melhor situação clínica e com melhor prognóstico seria a obtenção de uma férula completa de pelo menos 2 mm a 3 mm de altura. Porém, uma revisão de literatura (Juloski et al., 2012) mostrou que em uma situação clínica no qual não seja possível a obtenção de um colar coronário completo, uma férula incompleta é a melhor opção clínica do que a ausência total da mesma. Estudos têm demonstrado que a prevalência de cárie em regiões de contato proximal é grande (Dibb et al., 1999; Jackson et al., 1970; Jin et al., 2021), isto mostra a dificuldade de se obter esta configuração clinicamente. Em nosso estudo decidimos introduzir tal grupo pelo fato da ausência de dados referentes, mostrando um comportamento biomecânico próximo ao grupo de férula completa (Figuras 31 e 32). Desse modo, é preferível a presença de uma férula parcial vestibular e/ou palatino, do que a ausência total do efeito férula.

As possíveis limitações dos estudos *in silico* e *in vitro* devem ser levados em consideração, tais como diferentes configurações, como a combinação de diferentes paredes remanescentes; e as condições ideais simuladas na análise matemática. Deste modo, é necessário que estudos clínicos sejam realizados com o intuito de avaliar a longevidade e sucesso de tratamento de dentes tratados endodonticamente com diferentes paredes remanescentes, como abordados nesse estudo.

7 CONCLUSÃO

Dentro das limitações deste estudo, foi possível concluir que:

- a) Por meio da metodologia da Análise por elementos finitos foi possível verificar que realizar restaurações intrarradiculares sem pino em raízes não fragilizadas, com no mínimo 2 mm de altura e 1 mm de espessura de férula parcial ou total é uma boa opção de tratamento.
- b) Os resultados deste estudo sugerem que a melhor opção para o tratamento protético com coroas totais em incisivos tratados endodonticamente é com a presença de férula de completa de 2mm.
- c) Na ausência de férula completa, as paredes remanescentes devem ser mantidas, pois apresentaram melhor comportamento (fadiga e carga para fratura) melhores que o grupo com ausência de férula.
- d) O modo de falha foi predominantemente de fraturas não restauráveis em 1/3 radicular, porém em cargas superiores a cargas fisiológicas.

REFERÊNCIAS*

Abou-Rass M. Post and core restoration of endodontically treated teeth. *Curr Opin Dent*. 1992. Jun;2:99-107. PMID: 1520948.

Abu-Izze FO, Ramos GF, Borges ALS, Anami LC, Bottino MA. Fatigue behavior of ultrafine tabletop ceramic restorations. *Dent Mater*. 2018 Sep;34(9):1401–9. doi:10.1016/j.dental.2018.06.017. PubMed PMID:29934124.

AL-Omiri MK, Mahmoud AA, Rayyan MR, Abu-Hammad O. Fracture resistance of teeth restored with post-retained restorations: an overview. *J Endod*. 2010 Sep;36(9):1439–49. doi:10.1016/j.joen.2010.06.005. PubMed PMID:20728706.

Alamouh RA, Silikas N, Salim NA, Al-Nasrawi S, Satterthwaite JD. Effect of the composition of CAD/CAM composite blocks on mechanical properties. *Biomed Res Int*. 2018 Oct 23;2018:4893143. doi: 10.1155/2018/4893143. PMID: 30426009; PMCID: PMC6218798.

Anami L, Lima J, Valandro L, Kleverlaan C, Feilzer A, Bottino M. Fatigue resistance of Y-TZP/Porcelain crowns is not influenced by the conditioning of the intaglio surface. *Oper Dent*. 2016 Jan;41(1):E1–12. doi:10.2341/14-166-L. PubMed PMID:26266655.

Asmussen E, Jörgensen KD. Fatigue strength of some resinous materials. *Scand J Dent Res*. 1982 Feb;90(1):76-9. doi: 10.1111/j.1600-0722.1982.tb01526.x. PMID: 6952549

Assif D, Aviv I, Himmel R. A rapid dowel core construction technique. *J Prosthet Dent*. 1989 Jan;61(1):16-7. doi: 10.1016/0022-3913(89)90100-5. PMID: 2644417.

Assif D, Gorfil C. Biomechanical considerations in restoring endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent*. 1994 Jun;71(6):565-7. doi: 10.1016/0022-3913(94)90438-3. PMID: 8040817.

Banatine JA, Comer JJ, Handrock JL. *Fundamentals Of metal fatigue analysis*. New Jersey: Prattice Hall; 1990.

* Baseado em: International Committee of Medical Journal Editors Uniform Requirements for Manuscripts Submitted to Biomedical journals: Sample References [Internet]. Bethesda: US NLM; c2003 [atualizado 16 abril 2018; acesso em 12 out 2018]. U.S. National Library of Medicine; [about 6 p.]. Disponível em: http://www.nlm.nih.gov/bsd/uniform_requirements.html

Baran G, Boberick K, McCool J. Fatigue of restorative materials. *Crit Rev Oral Biol Med.* 2001;12(4):350-60. doi: 10.1177/10454411010120040501. PMID: 11603506.

Barkhordar RA, Radke R, Abbasi J. Effect of metal collars on resistance of endodontically treated teeth to root fracture. *J Prosthet Dent.* 1989 Jun;61(6):676-8. doi: 10.1016/s0022-3913(89)80040-x. PMID: 2657023.

Black GV. *A Work on Special dental pathology devoted to the diseases and treatment of the investing tissues of the teeth and the dental pulp including the sequelae of the death of the pulp; also, systemic effects of mouth infections, oral prophylaxis and mouth hygiene.* 2 ed. Chicago: Medico-dental Publishing Company; 1920. 489 p.

Carvalho AO, Bruzi G, Giannini M, Magne P. Fatigue resistance of CAD/CAM complete crowns with a simplified cementation process. *J Prosthet Dent.* 2014 Apr;111(4):310-7. doi: 10.1016/j.prosdent.2013.09.020. Epub 2014 Jan 3. PMID: 24388720.

Christensen GJ. Post concepts are changing. *J Am Dent Assoc.* 2004 Sep;135(9):1308-10. doi: 10.14219/jada.archive.2004.0406. PMID: 15493395.

Collins JA. *Failure of materials in mechanical design: analysis, prediction, prevention.* 2. ed. New York: John Wiley; 1993.

Correia AMO, Pereira VEM, Bresciani E, Platt JA, Borges ALS, Caneppele TMF. Influence of cavosurface angle on the stress concentration and gaps formation in class V resin composite restorations. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2019 Sep;97:272-7. doi: 10.1016/j.jmbbm.2019.05.034. Epub 2019 May 22. PMID: 31136923.

Cook RD, Malkus DS, Plesha ME, Witt RJ. *Concepts and applications of finite elements analysis.* Nova Jersey : John Wiley & Sons; 2002.

da Fonseca GF, de Andrade GS, Dal Piva AMO, Tribst JPM, Borges ALS. Computer-aided design finite element modeling of different approaches to rehabilitate endodontically treated teeth. *J Indian Prosthodont Soc.* 2018 Oct-Dec;18(4):329-335. doi: 10.4103/jips.jips_168_18. PMID: 30449961; PMCID: PMC6180740.

Dal Piva AMO, Tribst JPM, Souza ROAE, Borges ALS. Influence of alveolar bone loss and cement layer thickness on the biomechanical behavior of endodontically treated maxillary incisors: a 3-dimensional finite element analysis. *J Endod.* 2017 May;43(5):791-5. doi: 10.1016/j.joen.2016.11.020. Epub 2017 Mar 23. PMID: 28343925.

Dal Piva AMO, Tribst JPM, Venturini AB, Anami LC, Bonfante EA, Bottino MA, et al. Survival probability of zirconia-reinforced lithium silicate ceramic: Effect of surface condition and fatigue test load profile. *Dent Mater.* 2020 Jun;36(6):808-15. doi: 10.1016/j.dental.2020.03.029. Epub 2020 Apr 30. PMID: 32360042.

de Andrade GS, Tribst JP, Dal Piva AO, Bottino MA, Borges AL, Valandro LF, et al. A study on stress distribution to cement layer and root dentin for post and cores made of CAD/CAM materials with different elasticity modulus in the absence of ferrule. *J Clin Exp Dent.* 2019 Jan 1;11(1):e1-e8. doi: 10.4317/jced.55295. PMID: 30697387; PMCID: PMC6343998.

de Andrade GS, Tribst JPM, Orozco EI, Augusto MG, Bottino MA, Borges AL, et al. Influence of different post-endodontic restorations on the fatigue survival and biomechanical behavior of central incisors. *Am J Dent.* 2020 Oct;33(5):227-34. PMID: 33017523.

de Carvalho MA, Lazari-Carvalho PC, Del Bel Cury AA, Magne P. Accelerated fatigue resistance of endodontically treated incisors without ferrule restored with CAD/CAM endocrowns. *Int J Esthet Dent.* 2021 Oct 29;16(4):534-52. PMID: 34694078.

de Carvalho MA, Lazari-Carvalho PC, Del Bel Cury AA, Magne P. Fatigue and failure analysis of restored endodontically treated maxillary incisors without a dowel or ferrule. *J Prosthet Dent.* 2022 Jun 12:S0022-3913(21)00400-5. doi: 10.1016/j.prosdent.2021.07.007. Epub ahead of print. PMID: 35705432.

Dibb RGP, Menato AL, Bocangel JS, Belsuzarri ALO, Matson E. Comparação clínica entre diferentes métodos de diagnóstico de cárie proximal. *Rev Fac Odontol São José dos Campos.* 1999;2:85-92.

Dietschi D, Duc O, Krejci I, Sadan A. Biomechanical considerations for the restoration of endodontically treated teeth: a systematic review of the literature, Part II (Evaluation of fatigue behavior, interfaces, and in vivo studies). *Quintessence Int.* 2008 Feb;39(2):117-29. PubMed PMID:18560650.

Elavarasu P, Karumaran CS, Indira R, Anilkumar R, Mani R, Natarajan R. An *in vitro* evaluation of fracture resistance of endodontically treated maxillary central incisor restored with custom-made cast post and core with uniform and nonuniform core ferrule heights. *J Pharm Bioallied Sci.* 2019 May;11(Suppl 2):S407-S412. doi: 10.4103/JPBS.JPBS_50_19. PMID: 31198378; PMCID: PMC6555312.

Fennis WM, Kuijs RH, Kreulen CM, Verdonschot N, Creugers NH. Fatigue resistance of teeth restored with cuspal-coverage composite restorations. *Int J Prosthodont.* 2004 May-Jun;17(3):313-7. PMID: 15237878.

Fernandes AS, Dessai GS. Factors affecting the fracture resistance of post-core reconstructed teeth: a review. *Int J Prosthodont.* 2001 Jul-Aug;14(4):355-63. PMID: 11508092.

Figueiredo FE, Santos RC, Silva AS, Valdívia AD, Oliveira-Neto LA, Griza S, et al. Ferrule design does not affect the biomechanical behavior of anterior teeth under mechanical fatigue: an *in vitro* evaluation. *Oper Dent.* 2019 May/Jun;44(3):273-80. doi: 10.2341/17-296-L. Epub 2018 Oct 10. PMID: 30517067.

Fraga S, Pereira GKR, Freitas M, Kleverlaan CJ, Valandro LF, May LG. Loading frequencies up to 20Hz as an alternative to accelerate fatigue strength tests in a Y-TZP ceramic. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2016 Aug;61:79-86. doi: 10.1016/j.jmbbm.2016.01.008. Epub 2016 Jan 20. PMID: 26849030.

Fokkinga WA, Kreulen CM, Bronkhorst EM, Creugers NH. Up to 17-year controlled clinical study on post-and-cores and covering crowns. *J Dent.* 2007 Oct;35(10):778-86. doi: 10.1016/j.jdent.2007.07.006. Epub 2007 Aug 22. PMID: 17716800.

Fokkinga WA, Kreulen CM, Vallittu PK, Creugers NH. A structured analysis of *in vitro* failure loads and failure modes of fiber, metal, and ceramic post-and-core systems. *Int J Prosthodont.* 2004 Jul-Aug;17(4):476-82. PMID: 15382786.

Gonzaga CC, Cesar PF, Miranda WG Jr, Yoshimura HN. Slow crack growth and reliability of dental ceramics. *Dent Mater.* 2011 Apr;27(4):394-406. doi: 10.1016/j.dental.2010.10.025. Epub 2010 Dec 24. PMID: 21185074.

Güth JF, Edelhoff D, Goldberg J, Magne P. CAD/CAM polymer vs direct composite resin core buildups for endodontically treated molars without ferrule. *Oper Dent*. 2016 Jan-Feb;41(1):53-63. doi: 10.2341/14-256-L. Epub 2015 Aug 12. PMID: 26266648.

Hayashi M, Takahashi Y, Imazato S. Fracture resistance of pulpless teeth restored with post-cores and crowns. *Dent Mater*. 2006 May;22(5):477–85. doi:http://dx.doi.org/10.1016/j.dental.2005.03.017. PubMed PMID:2702.

Helfer AR, Melnick S, Schilder H. Determination of the moisture content of vital and pulpless teeth. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*. 1972 Oct;34(4):661-70. doi: 10.1016/0030-4220(72)90351-9. PMID: 4506724.

Jackson D, Burch PR. Dental caries: distribution, by age-group, between homologous (right-left) mesial and distal surfaces of human permanent maxillary incisors. *Arch Oral Biol*. 1970 Nov;15(11):1059-67. doi: 10.1016/0003-9969(70)90118-4. PMID: 5275862.

Jin X, Zhang XZ, Jin CR, Xuan YZ. Analysis of factors related to distal proximal caries on the distal surface of the mandibular second molar induced by an impacted mandibular third molar. *Int J Gen Med*. 2021 Jul 20;14:3659-67. doi: 10.2147/IJGM.S320144. PMID: 34321911; PMCID: PMC8312631.

Juloski J, Apicella D, Ferrari M. The effect of ferrule height on stress distribution within a tooth restored with fibre posts and ceramic crown: a finite element analysis. *Dent Mater*. 2014 Dec;30(12):1304-15. doi: 10.1016/j.dental.2014.09.004. Epub 2014 Oct 8. PMID: 25306539.

Juloski J, Radovic I, Goracci C, Vulicevic ZR, Ferrari M. Ferrule effect: a literature review. *J Endod*. 2012 Jan;38(1):11–9. doi:10.1016/j.joen.2011.09.024. PubMed PMID:22152612.

Jung RE, Roos M. A Comparison of composite post buildups and cast gold post-and-core buildups for the restoration of nonvital teeth. *Int J Prosthodont*. 2007 Jan-Feb;20(1):63–9. PubMed PMID:17319366.

Laganá DC. Comportamento biomecânico das estruturas de suporte e da prótese parcial removível de extremidade livre, com encaixe extracoronário rígido e semi-rígido [tese de livre docência]. São Paulo: Universidade de São Paulo; 1996.

Lazari PC, de Carvalho MA, Del Bel Cury AA, Magne P. Survival of extensively damaged endodontically treated incisors restored with different types of posts-and-core foundation restoration material. *J Prosthet Dent*. 2018 May;119(5):769-76. doi: 10.1016/j.prosdent.2017.05.012. Epub 2017 Sep 18. PMID: 28923548.

Lotti RS, Mazziero ET, Landre Junior J. A influência do posicionamento da alça segmentada em “T” durante o movimento de retração inicial. *Dental Press Ortodon Ortop Facial*. 2006;11(3):41-54. doi: 10.1590/S1415-54192006000300006.

Magne P. Pascal Magne: 'It should not be about aesthetics but tooth-conserving dentistry'. Interview by Ruth Doherty. *Br Dent J*. 2012 Aug;213(4):189-91. doi: 10.1038/sj.bdj.2012.769. PMID: 22918368.

Magne P, Goldberg J, Edelhoff D, Güth JF. Composite resin core buildups with and without post for the restoration of endodontically treated molars without ferrule. *Oper Dent*. 2016 Jan-Feb;41(1):64-75. doi: 10.2341/14-258-L. Epub 2015 Nov 12. PMID: 26562093.

Magne P, Lazari PC, Carvalho MA, Johnson T, Del Bel Cury AA. Ferrule-effect dominates over use of a fiber post when restoring endodontically treated incisors: an in vitro study. *Oper Dent*. 2017 Jul/Aug;42(4):396-406. doi: 10.2341/16-243-L. Epub 2017 Apr 12. PMID: 28402738.

Meng Q, Ma Q, Wang T, Chen Y. An in vitro study evaluating the effect of ferrule design on the fracture resistance of endodontically treated mandibular premolars after simulated crown lengthening or forced eruption methods. *BMC Oral Health*. 2018 May 10;18(1):83. doi: 10.1186/s12903-018-0549-8. PMID: 29747611; PMCID: PMC5946484.

Mezzomo E. *Prótese fixa contemporânea*. São Paulo: Santos; 2002.

Morgano SM, Brackett SE. Foundation restorations in fixed prosthodontics: current knowledge and future needs. *J Prosthet Dent*. 1999 Dec;82(6):643-57. doi: 10.1016/s0022-3913(99)70005-3. PMID: 10588800.

Moura AS, Pereira RD, Rached FJ Junior, Crozeta BM, Mazzi-Chaves JF, Souza-Flamini LE, et al. Influence of root dentin treatment on the push-out bond strength of fibre-reinforced posts. *Braz Oral Res*. 2017 Apr 10;31:e29. doi: 10.1590/1807-3107BOR-2017.vol31.0029. PMID: 28403332.

Nagai E, Otani K, Satoh Y, Suzuki S. Repair of denture base resin using woven metal and glass fiber: effect of methylene chloride pretreatment. *J Prosthet Dent*. 2001 May;85(5):496-500. doi: 10.1067/mpr.2001.115183. PMID: 11357077.

Naumann M, Blankenstein F, Kiessling S, Dietrich T. Risk factors for failure of glass fiber-reinforced composite post restorations: a prospective observational clinical study. *Eur J Oral Sci*. 2005 Dec;113(6):519-24. doi: 10.1111/j.1600-0722.2005.00257.x. PMID: 16324143.

Naumann M, Schmitter M, Frankenberger R, Krastl G. "Ferrule comes first. post is second!" fake news and alternative facts? a systematic review. *J Endod*. 2018 Feb;44(2):212-9. doi: 10.1016/j.joen.2017.09.020. Epub 2017 Dec 8. PMID: 29229457.

Ortiz-Ruiz AJ, Teruel-Fernández JD, Alcolea-Rubio LA, Hernández-Fernández A, Martínez-Beneyto Y, Gispert-Guirado F. Structural differences in enamel and dentin in human, bovine, porcine, and ovine teeth. *Ann Anat*. 2018 Jul;218:7-17. doi: 10.1016/j.aanat.2017.12.012. Epub 2018 Mar 28. PMID: 29604387.

Pang J, Feng C, Zhu X, Liu B, Deng T, Gao Y, et al. Fracture behaviors of maxillary central incisors with flared root canals restored with CAD/CAM integrated glass fiber post-and-core. *Dent Mater J*. 2019 Feb 8;38(1):114-9. doi: 10.4012/dmj.2017-394. Epub 2018 Nov 1. PMID: 30381631.

Penteado MM, de Andrade GS, Araujo RM, Borges ALS, Valandro LF, Pereira GKR, et al. Fatigue survival of endodontically treated teeth restored with different fiber-reinforced composite resin post strategies versus universal 2-piece fiber post system: An in vitro study. *J Prosthet Dent*. 2021 Jul 5:S0022-3913(21)00284-5. doi: 10.1016/j.prosdent.2021.05.020. Epub ahead of print. PMID: 34238537.

Penteado MM, Tribst JPM, Jurema ALB, Saavedra GSFA, Borges ALS. Influence of resin cement rigidity on the stress distribution of resin-bonded fixed partial dentures. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*. 2019 Aug;22(10):953-60. doi: 10.1080/10255842.2019.1609456. Epub 2019 May 2. PMID: 31045456.

Pereira JR, de Ornelas F, Rodrigues Conti PC, Lins do Valle A. Effect of a crown ferrule on the fracture resistance of endodontically treated teeth restored with prefabricated posts. *J Prosthet Dent*. 2006 Jan;95(1):50-4. doi:10.1016/j.prosdent.2005.10.019. PubMed PMID:16399275.

Pessoa RS, Oliveira SAG, Golveia VG, Marcantonio Jr E, Vaz LG. Aplicabilidade do método de elementos finitos na implantodontia. *Innov Implant J.* 2006;1(1):41-7.

Po JM, Kieser JA, Gallo LM, Tésenyi AJ, Herbison P, Farella M. Time-frequency analysis of chewing activity in the natural environment. *J Dent Res.* 2011 Oct;90(10):1206-10. doi: 10.1177/0022034511416669. Epub 2011 Aug 1. PMID: 21810620.z

Reeh ES, Messer HH, Douglas WH. Reduction in tooth stiffness as a result of endodontic and restorative procedures. *J Endod.* 1989 Nov;15(11):512–6. doi:10.1016/S0099-2399(89)80191-8. PubMed PMID:2639947.

Rosen H. Operative procedures on mutilated endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent.* 1961;11:973– 86.

Salameh Z, Sorrentino R, Ounsi HF, Sadig W, Atiyeh F, Ferrari M. The effect of different full-coverage crown systems on fracture resistance and failure pattern of endodontically treated maxillary incisors restored with and without glass fiber posts. *J Endod.* 2008b Jul;34(7):842–6. doi:10.1016/j.joen.2008.03.025. PubMed PMID:18570992.

Samran A, Al-Afandi M, Kadour JA, Kern M. Effect of ferrule location on the fracture resistance of crowned mandibular premolars: An in vitro study. *J Prosthet Dent.* 2015 Jul;114(1):86-91. doi: 10.1016/j.prosdent.2014.12.014. Epub 2015 Mar 18. PMID: 25794907.

Santos Pantaleón D, Morrow BR, Cagna DR, Pameijer CH, Garcia-Godoy F. Influence of remaining coronal tooth structure on fracture resistance and failure mode of restored endodontically treated maxillary incisors. *J Prosthet Dent.* 2018 Mar;119(3):390-6. doi: 10.1016/j.prosdent.2017.05.007. Epub 2017 Jul 27. PMID: 28756865.

Santos Pantaleón D, Valenzuela FM, Morrow BR, Pameijer CH, García-Godoy F. Effect of ferrule location with varying heights on fracture resistance and failure mode of restored endodontically treated maxillary incisors. *J Prosthodont.* 2019 Jul;28(6):677-83. doi: 10.1111/jopr.13090. Epub 2019 Jun 12. PMID: 31149753.

Sathorn C, Palamara JE, Palamara D, Messer HH. Effect of root canal size and external root surface morphology on fracture susceptibility and pattern: a finite element analysis. *J Endod.* 2005 Apr;31(4):288-92. doi: 10.1097/01.don.0000140579.17573.f7. PMID: 15793386.

Sedgley CM, Messer HH. Are endodontically treated teeth more brittle? *J Endod.* 1992 Jul;18(7):332–5. doi:10.1016/S0099-2399(06)80483-8. PubMed PMID:1402595.

Sevük C, Gür H, Akkayan B. Fabrication of one-piece all-ceramic coronal post and laminate veneer restoration: a clinical report. *J Prosthet Dent.* 2002 Dec;88(6):565-8. doi: 10.1067/mpr.2002.129376. PMID: 12488846.

Shillingburg HT, Hobo S, Whitsett LD, Jacobi R, Brackett SE. *Fundamentos de prótese fixa.* 3rd ed. São Paulo: Quintessence; 1998.

Signore A, Benedicenti S, Kaitsas V, Barone M, Angiero F, Ravera G. Long-term survival of endodontically treated, maxillary anterior teeth restored with either tapered or parallel-sided glass-fiber posts and full-ceramic crown coverage. *J Dent.* 2009 Feb;37(2):115–21. doi:10.1016/j.jdent.2008.10.007. PubMed PMID:19091452.

Silverstein WH. The reinforcement of weakened pulpless teeth. *J Prosthet Dent.* 1964 Mar;14(2):372–81. doi:10.1016/0022-3913(64)90098-8.

Skupien JA, Luz MS, Pereira-Cenci T. Ferrule Effect. *JDR Clin Trans Res.* 2016 Mar;1(1):31–9. doi:10.1177/2380084416636606. PubMed PMID:28497132.

Soares C, Silva N, Castro C, Santos-Filho P, Silva G, Campos R, et al. Influence of different post design and composition on stress distribution in maxillary central incisor: Finite element analysis. *Indian J Dent Res.* 2009 Apr-Jun;20(2):153. doi:10.4103/0970-9290.52888. PubMed PMID:19553714.

Sokol DJ. Effective use of current core and post concepts. *J Prosthet Dent.* 1984;52(2):231–4.

Sorensen JA, Engelman MJ. Ferrule design and fracture resistance of endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent.* 1990 May;63(5):529–36. doi:10.1016/0022-3913(90)90070-S. PubMed PMID:2187080.

Stankiewicz NR, Wilson PR. The ferrule effect: a literature review. *Int Endod J*. 2002 Jul;35(7):575-81. doi: 10.1046/j.1365-2591.2002.00557.x. PMID: 12190896.

Stockton LW. Factors affecting retention of post systems: a literature review. *J Prosthet Dent*. 1999 Apr;81(4):380-5. doi: 10.1016/s0022-3913(99)80002-x. PMID: 10095205.

Torbjörner A, Fransson B. Biomechanical aspects of prosthetic treatment of structurally compromised teeth. *Int J Prosthodont*. 2004 Mar-Apr;17(2):135-41. PMID: 15119862.

Tjan AH, Whang SB. Resistance to root fracture of dowel channels with various thicknesses of buccal dentin walls. *J Prosthet Dent*. 1985 Apr;53(4):496-500. doi: 10.1016/0022-3913(85)90633-x. PMID: 3889282.

Torres-Sánchez C, Montoya-Salazar V, Córdoba P, Vélez C, Guzmán-Duran A, Gutierrez-Pérez JL, et al. Fracture resistance of endodontically treated teeth restored with glass fiber reinforced posts and cast gold post and cores cemented with three cements. *J Prosthet Dent*. 2013 Aug;110(2):127-33. doi: 10.1016/S0022-3913(13)60352-2. PMID: 23929374.

Vasconcellos AB. Estudo das tensões em prótese parcial fixa livre de metalalocerâmica - método dos elementos finitos [tese]. São Paulo: Universidade de São Paulo: Faculdade de Odontologia; 2011.

Versluis A, Messer HH, Pintado MR. Changes in compaction stress distributions in roots resulting from canal preparation. *Int Endod J*. 2006 Dec;39(12):931-9. doi:10.1111/j.1365-2591.2006.01164.x. PubMed PMID:17107537.

Wang C, Fang Y, Zhang L, Su Z, Xu J, Fu B. Enamel microstructural features of bovine and human incisors: A comparative study. *Ann Anat*. 2021 May;235:151700. doi: 10.1016/j.aanat.2021.151700. Epub 2021 Feb 12. PMID: 33588042.

Žagar G, Singh A, Pejchal V, Mueller MG, Mortensen A. On measuring fracture toughness under load control in the presence of slow crack growth. *J Eur Ceram Soc*. 2015 Oct;35(11):3155-66. doi:10.1016/j.jeurceramsoc.2015.04.004.

Zarone F, Sorrentino R, Apicella D, Valentino B, Ferrari M, Aversa R, Apicella A. 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 Nov;22(11):1035-44. doi: 10.1016/j.dental.2005.11.034. Epub 2006 Jan 10. PMID: 16406084.

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 Apr;89(4):368-73. doi: 10.1067/mpr.2003.73. PMID: 12690349.

Zicari F, Van Meerbeek B, Scotti R, Naert I. Effect of ferrule and post placement on fracture resistance of endodontically treated teeth after fatigue loading. *J Dent.* 2013 Mar;41(3):207-15. doi: 10.1016/j.jdent.2012.10.004. Epub 2012 Oct 13. PMID: 23069329.