



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

GUILHERME SCHMITT DE ANDRADE

**INFLUÊNCIA DA PRESENÇA E DO TIPO DE RETENTOR
INTRARRADICULAR NO COMPORTAMENTO EM FADIGA DE
INCISIVOS CENTRAIS RESTAURADOS COM COROAS TOTAIS**

2019

GUILHERME SCHMITT DE ANDRADE

**INFLUÊNCIA DA PRESENÇA E DO TIPO DE RETENTOR INTRARRADICULAR
NO COMPORTAMENTO EM FADIGA DE INCISIVOS CENTRAIS RESTAURADOS
COM COROAS TOTAIS**

Dissertação apresentada ao Instituto de Ciência e Tecnologia, Universidade Estadual Paulista (Unesp), Campus de São José dos Campos, como parte dos requisitos para a 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. Dr. Assist. Guilherme de Siqueira Ferreira Anzaloni Saavedra

Coorientador: Profa. Dra. Lilian Costa Anami

São José dos Campos

2019

Instituto de Ciência e Tecnologia [internet]. Normalização de tese e dissertação [acesso em 2019]. 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).

De Andrade, Guilherme Schmitt

Influência da presença e do tipo de retentor intrarradicular no comportamento em fadiga de incisivos centrais restaurados com coroas totais / Guilherme Schmitt De Andrade. - São José dos Campos : [s.n.], 2019. 101 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, 2019.

Orientador: Guilherme de Siqueira Ferreira de Anzaloni Saavedra
Coorientadora: Lilian Costa Anami

1. Fadiga. 2. Técnica para retentor intrarradicular. 3. Dente tratado endodonticamente. 4. Coroas dentárias. I. Saavedra, Guilherme de Siqueira Ferreira de Anzaloni, orient. II. Anami, Lilian Costa, 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. Dr. Guilherme de Siqueira Ferreira de Anzaloni Saavedra (Orientador)

Universidade Estadual Paulista (Unesp)

Instituto de Ciência e Tecnologia

Campus de São José dos Campos

Prof. Dr. Carlos Eduardo Franci

Universidade de São Paulo (USP)

Faculdade de Odontologia

Campus de São Paulo

Prof. Tit. Clovis Pagani

Universidade Estadual Paulista (Unesp)

Instituto de Ciência e Tecnologia

Campus de São José dos Campos

São José dos Campos, 07 de Janeiro de 2019.

DEDICATÓRIA

A **Deus**, por me dares exatamente o que preciso e sempre na hora certa.

Dedico esse trabalho a minha mãe **Vera Lucia Schmitt**, uma mulher guerreira, que não poupou esforços para que eu concluísse esse projeto e que sempre se dedicou pela felicidade da nossa família.

Dedico também ao meu pai **Marco Antônio Abreu de Andrade**, que sempre esteve ao meu lado. Meu grande amigo e parceiro!

AGRADECIMENTOS

Agradeço a **Deus** por ser tão generoso comigo, me dando força, saúde e alegria, mesmo nos momentos de dúvidas e dificuldades.

Ao meu Orientador, mestre e amigo **Prof. Dr. Guilherme de Siqueira Ferreira Anzaloni Saavedra**. Muito obrigado por compartilhar sua sabedoria, o seu tempo e sua experiência. Tenho muita admiração pela sua paixão e dedicação pela profissão de clínico e professor!

A minha Coorientadora, **Profa. Dra. Lilian Costa Anami**, que foi sempre foi muito atenciosa comigo, e contribuiu muito com a realização dessa pesquisa. Tenho você como um exemplo!

O nosso grande mestre **Prof. Tit. Marco Antonio Bottino** pela coordenação da especialidade de Prótese Dentária do programa, e pelas lições de vida que nos passou, a cada reunião de sexta-feira, e por tudo que o senhor fez pela nossa amada profissão! Tenho pelo senhor imensa admiração!

Agradeço a **Profa. Dra. Renata Marques de Melo Marinho**, que sempre com muito carinho me deu suporte durante o Mestrado. Com sua sabedoria me ensinou muito sobre as Cerâmicas Odontológicas, e me despertou muito interesse no estudo dos Materiais Dentários. Devo muito da minha formação a você.

Ao **Prof. Adj. Alexandre Luiz Souto Borges**, que contribuiu imensamente para a minha formação, me fez encontrar na biomecânica uma nova paixão. Muito obrigado!

Ao **Prof. Tit. Clovis Pagani**, muito mais que um professor, um guru e um grande amigo! Muito obrigado pela ajuda e oportunidades que me deu durante essa trajetória! Espero manter nossa parceria por muito tempo!

A empresa **Ivoclar Vivadent** em nome da colega de Pós-Graduação **Camila Madruga** pelo apoio prestado, que foi fundamental para realização desse trabalho.

Ao laboratório **LabSO** em especial ao Técnico **Osmar Kiyan**, pela ajuda na fundição dos núcleos utilizados nesse trabalho.

À **CAPES - Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior** pela concessão da bolsa.

Obrigado aos Professores membros da banca, **Prof. Dr. Carlos Eduardo Francci** e **Prof. Tit. Clovis Pagani**, por disponibilizarem seu tempo para ler esse trabalho, fazer as considerações e, também, por terem participado de forma direta ou indireta para a minha formação.

Agradeço a **todos professores** que contribuíram diariamente com seu conhecimento e dedicação e que foram importantes na minha jornada profissional.

Aos meus professores da minha primeira casa (**Universidade Estadual do Oeste do Paraná - Unioeste**): **Profa. Dra. Flavia Pardo Salata Nahsan** e **Prof. Adriano Picolotto**. Foi uma honra ter vocês como

mestres. Tenho vocês como exemplos de competência e sabedoria. A **Profa. Dra. Fabiana Scarparo Naufel**, por tudo que fez e representa para mim. Obrigado pela amizade, confiança e pelos ensinamentos compartilhados nesse trabalho e durante toda a minha formação acadêmica e pessoal.

Aos professores do **Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese (DMOP)** e do **Departamento de Odontologia Restauradora**, com os quais tive o prazer de conviver e aprender muito durante o meu Mestrado. Em especial aos Professores: **Lafayette Nogueira, Tarcísio, Felipe Valandro, Eduardo Bresciani, César Pucci**. Meus agradecimentos pela amizade, pelos ensinamentos a mim passados e pela disposição em sempre nos ajudar.

Ao **Prof. Dr. Max Neisser** que com seu bom humor e boas histórias tornaram esses anos ainda melhores, obrigado pelo apoio!

Aos colegas da pós-graduação, obrigado pelo bom convívio: **Cássia, Fernanda Tessarin, Débora, Gabriela Fernandes, Jefferson, Leonardo Jiro, Fabricio, Guilherme Scalzer, Manassés Tercio, Natália, Pamela, Renata, Rossana, Vandeborg, Alexandre, Aline, Datte, Dario Adolphi, Jéssica, Leonardo Kamezawa, Patrícia, Tabata, Mirian, Gabriela Freitas e Gabriela Nishioka**. Especialmente aos colegas: **João e Amanda**, meu muito obrigado. Vocês foram fundamentais para minha formação, por isso merecem o meu eterno agradecimento.

Meus agradecimentos aos colegas **Jean, Ligia, Dayana, Fernanda Papaiz, Pedro, Jaiane, Larissa, Pollyana, Marcela**, companheiros de trabalho e irmãos na amizade que fizeram parte da minha formação e que vão continuar presentes em minha vida com certeza.

Obrigado a nossa equipe **Saavedra's Science: Ana, Julio, Hilton, Nathalia, Nayara, Pedro**, aprendi muito com cada um de vocês, tenho por vocês grande amizade e consideração! Espero tê-los como parceiros para sempre. Sou muito grato por fazer parte dessa equipe.

Aos meus amigos **Ingrid e Prof. Mauro Santamaria**, sou muito grato pela amizade e convívio com vocês! Amigos que levarei para a vida!

A todos os meus irmãos que fiz na UNESP e quero levar para vida: **Eliseo Chun, Amjad, Fernanda, Esteban**, obrigado pela amizade e por todos os momentos juntos. Espero tê-los para vida inteira!

Agradeço a **Universidade Estadual Paulista** e ao **Instituto de Ciência e Tecnologia de São José dos Campos** pela oportunidade de fazer meu Mestrado nessa reconhecida instituição, que hoje chamo de casa. Sou grato não só aos professores, mas também à direção em nome do **Prof. Tit. Estevão Tomomitsu Kimpara**, ao pessoal do **administrativo**, da **limpeza** e demais **colaboradores**, que sempre foram muito solícitos e educados.

Aos funcionários da vigilância: **Marco Aurélio, José Renato, Fernando e Gilson**, que sempre foram muito solícitos e compreensivos, principalmente quando precisava entrar na faculdade a noite para religar a máquina de ensaio. Muito obrigado!

Aos funcionários da **Secretaria de Pós-graduação, Bruno, Sandra e Carol** pela ajuda e disposição.

Ao Programa de **Pós-Graduação em Odontologia Restauradora**, na pessoa do coordenador **Prof. Adj. Alexandre Luiz Souto Borges**.

Ao **DMOP** em nome da chefe de departamento **Prof. Dra. Paula Komori** e corpo técnico, **Juliane, Fernandinho, Marcão, Thais e Marcio**.

Ao meu pai **Marco Antônio**, pela amizade e companheirismo que me destinou durante esses anos, e por toda a minha vida, sou muito feliz por ser seu filho. Minha mãe e mestre **Vera**, sou muito grato pelo amor e carinho que sempre me dedicou, pelos ensinamentos e modelo de pessoa que és. Sou muito privilegiado por ser filho de vocês, e pela educação e valores que me ensinaram, tenho vocês como exemplos de vida, dedico essa conquista e todas que ainda virão na minha vida a vocês!

Obrigado também, minha madrinha **Marli**, outro grande exemplo de vida e profissional, seus conselhos sempre me dão forças para buscar meus objetivos. Gostaria também de agradecer meu padrinho **Ricardo** e primos **Carolina** e **Gustavo** que são grandes parceiros e incentivadores. Minha querida avó **Tereza**, a sua trajetória de vida tenho como exemplo! Obrigado por todo o carinho que tens por mim! Meu irmão **Pedro**, pela sua amizade e companheirismo, você sabe que pode sempre contar comigo! E também prestar meus agradecimentos aos meus padrinhos **Charles** (*in memoriam*) e **Lourdes** (*in memoriam*) por tudo o que vocês significam para mim. Sinto muito a falta de vocês! Enfim, a todos meus **Familiares**, que estiveram sempre comigo.

Aos meus irmãos de Cascavel: **Rafael, Willian, Gustavo, Isabela, Thiago, Gabriel, Alexandre, João, Iury**, independentemente da distância, sem vocês essa caminhada não seria tão gratificante.

Não poderia deixar de agradecer a **Marina** minha namorada, parceira, melhor amiga, que foi sensacional durante esse período! Sou muito grato pelo apoio a mim prestado, em todos os momentos! Você foi fundamental para que essa trajetória se concretizasse!

A **TODOS** que de alguma forma contribuíram para este trabalho.

"Os que se encantam com a prática sem a ciência são como os timoneiros que entram no navio sem timão nem bússola, nunca tendo certeza do seu destino."

Leonardo da Vinci

SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS	10
LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS	12
RESUMO	14
ABSTRACT	15
1 INTRODUÇÃO.....	15
2 REVISÃO DE LITERATURA	17
2.1 Dentes endodonticamente tratados.....	17
2.2 Retentores intrarradiculares.....	19
2.3 Cerâmicas odontológicas	36
2.4 Testes de fadiga.....	46
3 PROPOSIÇÃO.....	54
4 MATERIAL E MÉTODOS	55
4.1 Confecção dos corpos de prova	55
4.1.1 Seleção dos dentes	55
4.1.2 Preparo dos canais	55
4.1.3 Embutimento na base angulada.....	56
4.1.4 Divisão dos grupos experimentais	57
4.1.5 Confecção dos núcleos e preparos	59
4.1.6 Confecção das coroas	65
4.1.7 Cimentação das coroas	68
4.2 Teste de fadiga e análise de sobrevivência.....	68
4.3 Análise do modo de falha	70
4.4 Análise estatística	71
5 RESULTADO.....	72
5.1 Dados de sobrevivência.....	72
5.2 Análise de falha	74
6 DISCUSSÃO.....	76
7 CONCLUSÃO	82
REFERÊNCIAS*	83

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Modos de falha para os dentes tratados endodonticamente.....	21
Figura 2 – Imagem representativa de diferentes filosofias adotadas para definição do diâmetro do preparo de pinos intrarradiculares	25
Figura 3 - Gráfico da representação esquemática da velocidade da propagação das trincas (v) em dependência da intensidade de tensão (K).....	47
Figura 4 - Os três modos de deslocamento das superfícies da trinca.	48
Figura 5 - Interação da trinca com a microestrutura do material.	50
Figura 6 – Desenho esquemático ilustrando o embutimento nas bases de PVC	56
Figura 7 – Desenho esquemático dos grupos experimentais.....	57
Figura 8 – Preparo para coroa total cerâmica realizado no manequim odontológico.	60
Figura 9 – Obtenção dos troqueis de gesso para confecção das matrizes de acetato.....	60
Figura 10 – Matrizes utilizadas para padronização da morfologia dos núcleos em resina composta dos grupos PFV e NRC.....	61
Figura 11 – Confecção dos padrões de acrílico para fundição dos núcleos metálicos	62
Figura 12 – Núcleos metálicos após a fundição	62

Figura 13 – Sequência utilizada para a cimentação adesiva dos pinos (PFV e NMF)	63
Figura 14 – Sequência realizada para confecção dos núcleos de resina composta dos grupos PFV e NRC.....	64
Figura 15 – Confecção das coroas provisórias para padronização da morfologia da coroa total cerâmica	65
Figura 16 – Confecção das coroas totais pelo sistema CAD/CAM.....	66
Figura 17 – Desenho digital da coroa no software CAD.....	67
Figura 18 – Coroa total de cerâmica feldspática reforçada por leucita	67
Figura 19 – Foto da amostra posicionada na máquina universal de ensaios	69
Figura 20 - Perfil de carregamento utilizado para o teste de fadiga stepwise stress.....	70
Figura 21 – Desenho esquemático ilustrando os modos de falha em dentes tratados endodonticamente.	71
Figura 22 - Gráfico de sobrevivência dos dados de carga para fratura	73
Figura 23 - Gráfico de sobrevivência dos dados de número de ciclos para fratura ..	74
Figura 24 – Gráfico de porcentagens dos modos de falha	75

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

10-MDP	10-Metacriloiloxidecil dihidrogênio fosfato
ADA	<i>American Dental Association</i>
Bis-GMA	Bisfenol glicidil metacrilato
Bis-EMA	Bisfenol A glicidil dimetacrilato etoxilado
CAD/CAM	<i>Computer Aided Design / Computer Aided Machining</i> (Desenho assistido por computador / usinagem assistida por computador)
PVC	Policloreto de vinila
PFV	Pino de Fibra de Vidro
NRC	Núcleo em Resina Composta
NMF	Núcleo Metálico Fundido
EDTA	Ácido etilenodiamino tetra-acético
DEPT	N, N-di (2-hidroxietyl) p-toluidina
DTE	Dentes Tratados Endodonticamente
EAEPA	2-[4- (di-hidroxifosforil) -2-oxabutil] acrilato de etilo
FEA	<i>Finite Element Analysis</i> (Análise por elementos finitos)
HEMA	Metacrilato de 2-hidroxietyl
K	Intensidade da tensão
K_0	Valor de intensidade de tensão limite no qual as trincas irão se propagar rapidamente
K_{I0}	Valor de intensidade de tensão de tração limite no qual as trincas irão se propagar rapidamente
Kgf	Quilograma força
K_{IC}	Tensão crítica no qual os materiais falham por tração
K_C	Valor de intensidade de tensão no qual o material irá fraturar, limite crítico ou tensão crítica
K_T	Valor de intensidade de tensão no qual inicia-se a propagação lenta de trincas
m	Módulo de Weibull
MAEPA	2, 4, 6 trimetilfenil 2- [4- (di-hidroxifosforil) -2oxabutil] acrilato

MEV	Microscopia Eletrônica de Varredura
mm	Milímetro
MPa	Mega Pascal
N	Newtons
pH	Potencial hidrogeniônico
SCG	<i>Slow Crack Growth</i> (Crescimento lento de trincas)
TEGDMA	Tri-etilenoglicol metacrilato
UDMA	Uretano dimetil metacrilato
v	Velocidade da propagação das trincas

Andrade GS. Influência da presença e do tipo de retentor intrarradicular no comportamento em fadiga de incisivos centrais restaurados com coroas totais. [dissertação]. São José dos Campos (SP): Universidade Estadual Paulista (Unesp), Instituto de Ciência e Tecnologia; 2019.

RESUMO

Este estudo avalia a influência da presença e tipo de pinos e núcleos na sobrevivência à fadiga de incisivos centrais restaurados com coroas totais. As coroas de 69 incisivos bovinos foram cortadas e as raízes tratadas endodonticamente. As raízes foram distribuídas aleatoriamente em três grupos ($n = 23$): núcleo de resina composta (NRC), núcleo de resina composta retido por pino de fibra de vidro (PFV) e núcleo metálico fundido (NMF). Todos receberam preparo de coroa total com férula de 2 mm, e então, uma coroa de cerâmica reforçada com leucita foi adesivamente cimentada. Três amostras de cada grupo foram testadas para determinação da carga máxima até a falha. As amostras restantes foram carregadas pelo teste acelerado de fadiga *stepwise stress* até a fratura ou suspensão após o término de $1,5 \times 10^6$ ciclos. A carga e o degrau em que cada espécime falhou foram analisadas pela estatística de Kaplan-Meier e Mantel-Cox (*Log Rank test*), seguidas por comparação múltipla aos pares, com nível de significância de 5%. O modo de falha foi analisado com estereomicroscópio. Não houve diferença estatística entre os tratamentos quanto à carga (Mantel-Cox Log-Rank test for trend, $X^2=0,015$, $df=1$, $p=0,901$), nem para o número de ciclos (Mantel-Cox Log-Rank test for trend, $X^2 =3,171$, $df=1$, $p=0,995$). O modo de falha predominante foi a trinca da coroa. Fratura oblíqua da raiz só foi observado nos grupos retidos por pinos. Nos incisivos tratados endodonticamente com férula de 2 mm, a presença e o tipo de pino e núcleo não influenciaram na sobrevida em fadiga. Fraturas não restauráveis ocorreram somente em dentes restaurados com pinos.

Palavras-chave: Fadiga. Técnica para retentor intrarradicular. Dente tratado endodonticamente. Coroas dentárias.

Andrade GS. Influence of the presence and type of post-and-core on the fatigue behavior of crowned central incisors [dissertation]. São José dos Campos (SP): São Paulo State University (Unesp), Institute of Science and Technology; 2019.

ABSTRACT

This study evaluates the influence of presence and type of post-and-core systems on fatigue survival of non-vital central incisors restored with all-ceramic crowns. The crowns of 69 bovine incisors were cut and endodontically treated. The roots were randomly assigned into three groups (n=23): composite resin build-up (NRC), glass fiber post-retained-composite build-up (PFV) and cast post-and-core (NMF). All specimens received crown preparation with a 2 mm ferrule, and then a leucite-reinforced ceramic crown was adhesively cemented. Three samples from each group were tested for the determination of the maximum load to failure. The remaining samples were loaded by the accelerated fatigue stepwise stress test until fracture or suspension after the end of 1.5×10^6 cycles. The load and the step on which each specimen failed were analyzed by the Kaplan-Meier and Mantel-Cox (Log Rank test) statistics, followed by multiple paired comparisons, with a significance level of 5%. The failure mode was analyzed with stereomicroscope. There was no statistically significant difference between the treatments (Mantel-Cox Log-Rank test for trend, $X^2=0.015$, $df=1$, $p=0.901$), nor for the number of cycles (Mantel-Cox Log-Rank test for trend, $X^2=3.171$, $df=1$, $p=0.995$). The predominant failure mode was the crown crack. Oblique root fracture was observed only in groups retained by posts. The presence and type of post system did not influence the fatigue survival of the endodontically treated incisors with a 2 mm ferrule. Non-restorable fractures only occurred on teeth restored with posts.

Keywords: Fatigue. Post and core technique. Endodontically treated teeth. Crowns.

1 INTRODUÇÃO

O tratamento restaurador dos dentes tratados endodonticamente (DTE) constitui um desafio clínico, uma vez que eles geralmente sofreram extensa perda de estrutura dental (Jung, Roos, 2007) e requerem a construção de um núcleo de preenchimento para reter a restauração protética (Sokol, 1984). Dependendo da quantidade de remanescente coronário, um pino intrarradicular pode ser necessário para reter esse núcleo (Schwartz, Robbins, 2004).

O aumento do risco de fraturas radiculares em dentes despolpados não é provocada pela desvitalização (Sedgley, Messer, 1992), mas pela extensa perda de estrutura causada por cáries, fraturas e pelo desgaste dentário inerente ao tratamento endodôntico e restaurador (Dietschi et al., 2008; Reeh et al., 1989).

A principal causa de falha do tratamento restaurador é a indicação de uma terapêutica inadequada (Vire, 1991). Desta forma, para um tratamento efetivo a escolha do mesmo, deve ser guiada pela quantidade de estrutura dentária remanescente, posição do dente, requisitos funcionais e estéticos (Signore et al., 2009).

Remanescentes coronários que apresentam altura entre 1,5 a 2 mm (férula) são considerados favoráveis para um bom prognóstico (Juloski et al., 2012; Skupien et al., 2016). Além disso, há evidência de que quando esses dentes são restaurados com uma coroa total, esta altura mínima anularia o efeito biomecânico do material do núcleo e do tipo de pino (Juloski et al., 2012),

Durante anos, os núcleos metálicos fundidos foram utilizados na restauração de DTE, com sucesso clínico (Raedel et al., 2015). No entanto, a recente demanda por tratamentos estéticos e o advento de restaurações totalmente cerâmicas estimularam o desenvolvimento de pinos de resina reforçados por fibras (quartzo e vidro). Além de estéticos, esses pinos têm a vantagem de apresentarem rigidez semelhante à dentina (Dietschi et al., 2007), o que favorece uma distribuição mais uniforme do estresse mastigatório ao longo das interfaces pino/cimento/dentina e da estrutura dentária remanescente. Esta melhor distribuição de tensão minimiza o risco de fraturas radiculares verticais (Stricker, Göhring, 2006).

A questão sobre a indicação correta dos retentores não é tão atual, Brandal et al. (1987) sugeriu a realização de núcleos de preenchimento não retidos por pinos. Na época este conceito não era amplamente aceito devido à baixa confiabilidade dos procedimentos adesivos. Com a evolução da odontologia adesiva, a abordagem sem o uso de pinos tem sido novamente considerada por diversos autores (Göhrling, Peters, 2003; Lazari et al., 2018; Magne et al., 2017; Magne et al., 2016; Zicari et al., 2013). A literatura ainda é inconclusiva quanto ao efeito positivo do uso de pinos intrarradiculares (Naumann et al., 2018), porém alguns autores relatam que o uso desses dispositivos, sejam metálicos ou de fibras, enfraquecem ainda mais os DTEs (Göhrling, Peters, 2003; Lazari et al., 2018; Magne et al., 2017; Zicari et al., 2013).

Os modos de falha que ocorrem em DTE restaurados com coroas totais incluem fratura oblíqua ou horizontal da raiz; fratura ou deslocamento total ou parcial do pino; fratura ou deslocamento total ou parcial da coroa; fratura da dentina coronária remanescente ou núcleo (Fokkinga et al., 2004), podendo estar associados ao tipo de pino, material do núcleo, rigidez e comportamento mecânico dos materiais utilizados, e a capacidade adesiva dos cimentos resinosos com os diferentes substratos (Torbjörner, Fransson, 2004).

Os testes de resistência à fratura estática mimetizam situações de extrema transmissão de estresse, como no traumatismo dentário ou durante a remoção de coroas temporárias (Dietschi et al., 2008). No entanto, as falhas observadas na cavidade oral geralmente ocorrem durante cargas cíclicas, funcionais ou parafuncionais, repetidas por um longo período de tempo. Sendo assim, testes de fadiga dinâmica podem ser considerados mais adequados para se investigar padrões de falha clinicamente relevantes, permitindo simular de forma mais precisa o desempenho e a sobrevivência do material no ambiente oral (Bonfante, Coelho, 2016).

Devido à variedade de materiais e técnicas e um grande número de fatores clínicos inerentes à técnica, ainda não há consenso na literatura sobre a indicação terapêutica mais adequada (Fonseca et al., 2018) e, portanto, há a necessidade de se realizar mais estudos sobre o assunto.

2 REVISÃO DE LITERATURA

Neste capítulo, para uma melhor compreensão do tema, procurou-se dividir em tópicos os artigos da literatura que apresentam uma contextualização da problemática dos assuntos estudados. Contudo, alguns temas abordados em diferentes tópicos estão relacionados, tornando a divisão meramente didática.

2.1 Dentes endodonticamente tratados

A restauração dos dentes tratados endodonticamente constitui um desafio, pois normalmente esses dentes sofreram grande perda de estrutura dentária (Jung, Roos, 2007). Essa extensa perda torna necessária a construção de um núcleo de preenchimento, cuja função é reter a restauração protética. Dependendo da quantidade de remanescente coronário, pode haver a necessidade de se utilizar um pino intrarradicular para reter esse núcleo de preenchimento (Sokol, 1984).

Inicialmente, o uso de retentores intrarradiculares em dentes despolpados visava reforçar o remanescente enfraquecido, uma vez que se acreditava que o tratamento endodôntico e a perda da vitalidade pulpar afetariam a resistência dos dentes, tornando-os mais friáveis e aumentando o risco de fratura do remanescente dental (Rosen, 1961; Sokol, 1984). Essa hipótese foi levantada por G. V. Black (Black, 1920), alegava-se que tal enfraquecimento seria provocado pela desidratação dos túbulos dentinários causada pela desvitalização e remoção do conteúdo pulpar (Helfer et al., 1972) e a redução da estrutura dental devido a instrumentação endodôntica (Rosen, 1961; Sokol, 1984).

No entanto, Fusayama e Maeda (1969) realizaram testes de microdureza em dentina de dentes vitais e não vitais, e não observaram redução da dureza em dentes despolpados. Mais tarde, Huang et al. (1992) e Gutmann (1992), também verificaram que as propriedades físicas e mecânicas da dentina dos dentes despolpados também não sofriam alterações. Além disso, Sedgley e Messer (1992) compararam propriedades físicas e mecânicas, como resistência à tração, módulo

elástico, microdureza e resistência à fratura da dentina de dentes vitais e não vitais, e não encontraram diferenças estaticamente significantes, o que reforça que o tratamento endodôntico não fragilizaria os dentes.

Em um estudo de Trabert et al. (1978) não foi observada diferença estatisticamente significativa na resistência a fratura de dentes com ou sem tratamento endodôntico. Porém, na presença de retentores intrarradiculares foi constatada uma redução na resistência à fratura quanto maior o diâmetro do pino e maior o desgaste da dentina.

Através do método de extensometria, Reeh et al. (1989) compararam a rigidez relativa de pré-molares superiores com diferentes preparos, e concluíram que o acesso endodôntico conservador reduziu somente cerca de 5% da resistência, enquanto um preparo méso-ocluso-distal reduziu cerca de 63%.

Quanto ao efeito do preparo biomecânico dos condutos, Sathorn et al. (2005) verificaram através de análise por elementos finitos (FEA) que o aumento do diâmetro do conduto radicular e a diminuição da espessura das paredes dentinárias provoca aumento na concentração de tensões.

Desse modo, é possível concluir que a redução da resistência mecânica de um dente tratado endodonticamente está atrelada à quantidade de remanescente dental. Sendo assim, a extensa perda de estrutura, causada por lesões cariosas, fratura, preparo cavitário e do conduto para instalação de pinos, tende a diminuir a resistência à fratura, antes mesmo do tratamento endodôntico (Dietschi et al., 2008).

Outro fator que pode afetar a biomecânica dos dentes é a anatomia do conduto radicular. Versluis et al. (2006) observaram através de FEA que um incisivo central superior com canais circulares distribuem menos e mais uniformemente as tensões, sendo menos susceptíveis à fratura do que condutos ovalados, que concentram mais tensão nas faces vestibular e lingual, dos terços cervical e médio.

No que se refere ao tratamento restaurador do remanescente dental, estudos indicam, que em dentes tratados endodonticamente, nos quais houve a perda de estruturas de reforço como crista marginal, é recomendado que sejam realizadas restaurações com cobertura de cúspide para garantir a proteção do dente contra as forças oclusais evitando fraturas coronárias, garantindo a longevidade do tratamento e do dente (Baraban, 1967; Blair, 1971; Johnson et al., 1976).

Em um estudo clínico retrospectivo com acompanhamento de 11 anos,

Aquilino e Caplan (2002) avaliaram a associação entre coroas totais e o aumento da sobrevivência de dentes tratados endodonticamente. Foi observada uma taxa de sucesso 6 vezes maior para dentes restaurados com cobertura total das cúspides. No entanto, os autores ressaltaram que a decisão para a colocação de uma coroa deve estar atrelada a aspectos individuais de cada caso.

Em outro estudo clínico, Mannocci et al. (2002) avaliaram dois tipos de tratamento restaurador para pré-molares com cavidades do tipo Classe II sem envolvimento de cúspides: restaurações diretas em resina composta ou coroas totais metalocerâmicas. Todos os dentes foram tratados endodonticamente e receberam cimentação de pino de fibra de vidro. Os autores constataram que ambas as modalidades de tratamento restaurador obtiveram a mesma taxa de sucesso após 3 anos. Sendo assim, o tratamento endodôntico não pode ser considerado um fator para indicação do recobrimento de cúspide.

2.2 Retentores intrarradiculares

A restauração dos dentes tratados endodonticamente é um aspecto importante da prática odontológica que envolve uma ampla gama de opções de tratamento de complexidade variável, que se torna mais complicada quando há perda substancial de estrutura dentária coronal, dificultando a previsibilidade do tratamento reabilitador (Pereira et al., 2006).

Após o tratamento do canal radicular, o cirurgião dentista tem a tarefa de restaurar o dente a fim de devolver forma, função e estética. A restauração deve possuir adequada retenção sem que haja danos ao tecido dental remanescente, além disso, deve prevenir a microinfiltração bacteriana e possíveis fraturas radiculares (Stricker, Göhring, 2006).

A escolha apropriada do tipo de restauração para os dentes tratados endodonticamente deve ser guiada pela quantidade de estrutura remanescente, posição do dente na arcada, exigências funcionais e estéticas (Signore et al., 2009), uma vez que o correto diagnóstico e seleção da terapêutica apropriada são fundamentais para o sucesso do tratamento, pois a causa primária das falhas é a

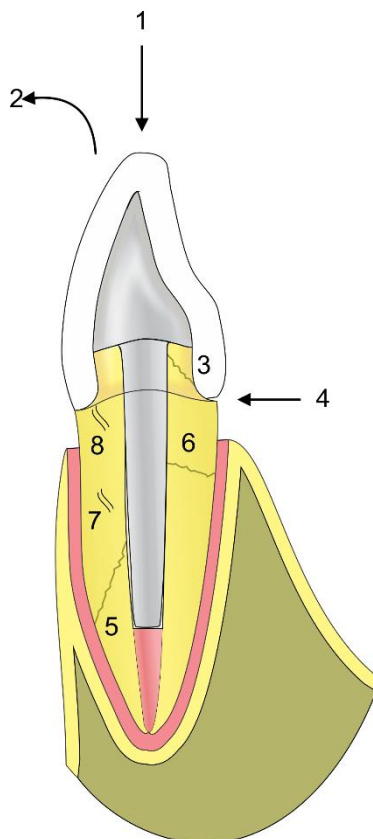
terapia restauradora inadequada (Vire, 1991).

Alguns autores alegavam que o uso de retentores intrarradiculares reforçaria o remanescente dental, melhorando a distribuição de tensões e conseqüentemente aumentando a resistência a fratura dos dentes despulpados (Silverstein, 1964; Sokol, 1984). Para Assif e Gorfil (1994) retentores intrarradiculares não reforçam a estrutura dentária, na verdade, o desgaste realizado para sua inserção enfraquece o remanescente dentário, além disso a instalação de retentores intrarradiculares cria restaurações com comportamento biomecânico não natural, pois o conduto é preenchido com um material mais rígido que os tecidos pulpares (Torres-Sánchez et al., 2013).

Baratieri et al. (2000), com o intuito de avaliar a necessidade do uso de pinos intracanaís, em incisivos tratados endodonticamente, restaurados com facetas diretas em resina composta, constataram em um ensaio *in vitro* que, nessa situação, um retentor intrarradicular não aumentou a resistência à fratura do dente, o que reitera o fato de que retentores não reforçam a estrutura dental.

Os modos de falha que ocorrem em dentes endodonticamente tratados restaurados com coroas totais incluem o desalojamento completo ou parcial do pino/núcleo e/ou coroa, fratura no núcleo de preenchimento em resina ou na dentina coronal, desalojamento da margem cervical-lingual da coroa, fratura radicular oblíqua e horizontal, propagação da fratura infra ou supra óssea (Figura 1) (Fokkinga et al., 2004; Sarkis-Onofre et al., 2017).

Figura 1 - Modos de falha para os dentes tratados endodonticamente



Legenda: 1) Completo desalojamento do pino/núcleo e coroa; 2) Desalojamento parcial do pino/núcleo e/ou coroa; 3) Fratura no núcleo de preenchimento em resina ou na dentina coronal; 4) Desalojamento da margem cervical-lingual da coroa; 5) Fratura radicular oblíqua; 6) Fratura radicular horizontal; 7) Propagação da fratura infra óssea; 8) Propagação a fratura supra óssea.
 Fonte: Elaborado pelo autor com base em Fokkinga *et al.*, 2004.

Um dos fatores mais importantes na resistência à fratura de DTE, restaurados com coroas totais, é a quantidade de dentina coronal remanescente após o preparo para colocação do pino. Considera-se que a presença de uma margem de 2 mm de remanescente dentinário sadio proporciona o efeito férula que protege a raiz contra fraturas da margem gengival (Assif, Gorfil, 1994). A presença do efeito férula adequado pode reduzir a concentração de tensões dentro da estrutura dental, de modo a diminuir a tensão sobre o retentor e também reduzindo as tensões entre cimento/pino/núcleo (Sorensen, Engelman, 1990).

Infelizmente, nem sempre na prática clínica é possível obter uma férula completa ou a 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 (Santos Pantaleón et al., 2017).

Para Pereira et al. (2006), quanto mais alta a férula, maior a resistência à fratura dos dentes tratados endodonticamente, restaurados com coroa total. Alguns autores (Libman, Nicholls, 1995; Stankiewicz, Wilson, 2002) estipulam uma altura aceitável mínima de 1,5 mm para proporcionar o efeito de proteção e distribuição de tensão adequados, desde que não seja fornecida à custa da estrutura dentária/raiz remanescente.

Em um estudo *in vitro*, Torres-Sánchez et al. (2013) compararam a resistência à fratura de pré-molares tratados endodonticamente restaurados com núcleos metálicos fundidos em liga áurea e pinos de fibra de vidro com núcleos de preenchimento em resina composta. Neste estudo, os resultados foram semelhantes entre os grupos testados no que se refere ao tipo de retentor, sendo que os dentes restaurados com pinos de fibra tiveram sua resistência um pouco maior do que os metálicos, mas a similaridade entre os dois grupos foi justificada pela presença de férula de 2 mm em ambos os grupos. Isso corrobora com os achados do estudo de Soares et al. (2009), que concluíram que a presença de 2 mm de férula aumenta a resistência à fratura de incisivos tratados endodonticamente independentemente do tipo de restauração coronária, núcleo e tipo de pino.

O retentor intrarradicular atua como uma viga fixa, no interior da raiz, que está fixada ao osso alveolar em uma de suas extremidades, e livre na outra, funcionando como um *cantilever* (Bottino et al., 2009). Quando uma carga oclusal oblíqua incide sobre a coroa, tensões de tração incidem na lingual, na parte que não está fixa (coroa), de modo que quanto maior altura da férula menor o braço de alavanca causado pela incidência da carga oclusal oblíqua que tenta flexionar o dente (Ichim et al., 2006).

Em um ensaio de resistência à fratura, Santos Pantaleón et al. (2017) tentaram relacionar a quantidade de paredes e altura da férula, com a resistência e o modo de falha de incisivos com canais tratados e núcleos metálicos fundidos em níquel-cromo. Os autores verificaram que a presença de uma férula completa de 2

mm de altura ao redor do dente aumenta a resistência, quando foram comparados dentes com a mesma altura de fôrula, mas com uma parede proximal ausente. No entanto, se a altura for aumentada para os dentes com ausência de uma das paredes proximais, a resistência torna-se semelhante à presença de uma fôrula completa de 2 mm de altura. Quando foi comparado a resistência de dentes com fôrula incompleta, com altura de 3 a 4 mm, o resultado não teve diferença estatística com dentes restaurados sem o uso de pinos que continham altura de 6 mm de remanescente sem uma das paredes proximais, além disso, fraturas radiculares não restauráveis foram mais frequentes em dentes com pinos instalados. Sendo assim, os autores reiteraram que na presença de suficiente dentina coronária para reter um núcleo de preenchimento, a indicação de um pino não é necessária. Para todos os dentes tratados com pinos, o modo de falha mais recorrente foi fratura radicular não reparável, sendo associada ao alto módulo elástico dos núcleos fundidos em níquel-cromo, que concentraria mais tensões na raiz, levando-as à fratura. Os autores também observaram que testes de resistência à fratura não simulam as condições clínicas, pois a carga na qual a falha ocorre é normalmente mais alta do que a que ocorre clinicamente. Além disso, as condições de cargas em ambiente oral são dinâmicas, de modo a extrapolação clínica de testes monotônicos deve ser realizada com cautela.

O estudo de Samran et al. (2015) demonstrou não haver diferença na resistência à fratura de pré-molares endodonticamente tratados, com pinos de fibra de vidro, restaurados com coroas totais, com diferentes configurações de paredes coronárias presentes. Os grupos com fôrula possuíam altura de 2 mm, com exceção do grupo controle que não foi feito preparo para coroa e não recebeu pino. Os outros 5 grupos variaram na localização das paredes remanescentes: com todas as paredes, somente a parede vestibular, somente a parede lingual, as paredes proximais ausentes, e sem fôrula. Não foi verificada diferença estatisticamente relevante entre os grupos. Os investigadores atribuíram esse resultado ao módulo elástico do pino de fibra de vidro ser mais próximo ao da dentina, de modo que as tensões foram distribuídas mais homoganeamente na raiz, e também à adesão que fez com que os pinos e núcleos comportassem como um monobloco aderido à estrutura dentária.

Yang et al. (2016) concluíram, em uma meta-análise, que quanto menor a

quantidade de remanescente dentário, menor a taxa de sucesso no tratamento de dentes despulpados, mas sugeriram que mais estudos devam ser conduzidos a fim de elucidar a relação entre o número exato de paredes coronárias em relação às falhas das restaurações.

Outra consideração acerca do planejamento restaurador de dentes tratados endodonticamente é a posição do dente na arcada, uma vez que a sua posição está relacionada à intensidade e à direção da incidência da carga oclusal, o que pode afetar drasticamente a longevidade desse tipo de restauração (Al-Omiri et al., 2011; AL-Omiri et al., 2010; Naumann et al., 2005). Através de FEA, Al-Omiri et al. (2011) estudaram vários aspectos referentes ao tratamento de pré-molares tratados endodonticamente, sendo um deles a direção da carga oclusal. Os autores verificaram que cargas horizontais concentraram mais tensões em todos os modelos avaliados. Naumann et al. (2005) verificaram em um estudo clínico prospectivo com uma média de acompanhamento de 39 meses, que restaurações realizadas em caninos e incisivos falharam 3 vezes mais do que em pré-molares e molares; os autores justificaram a maior proporção de falha dos dentes anteriores devido à maior incidência de componentes de força horizontal nesses dentes, concentrando forças de tração na raiz, enquanto que nos dentes posteriores as cargas tendem a ter maior intensidade mas somente com componente vertical. Para Torbjörner e Fransson (2004), as falhas por fadiga em dentes extensamente comprometidos ocorrem por concentração de forças de tração e não por compressão, como ocorre nas cargas axiais.

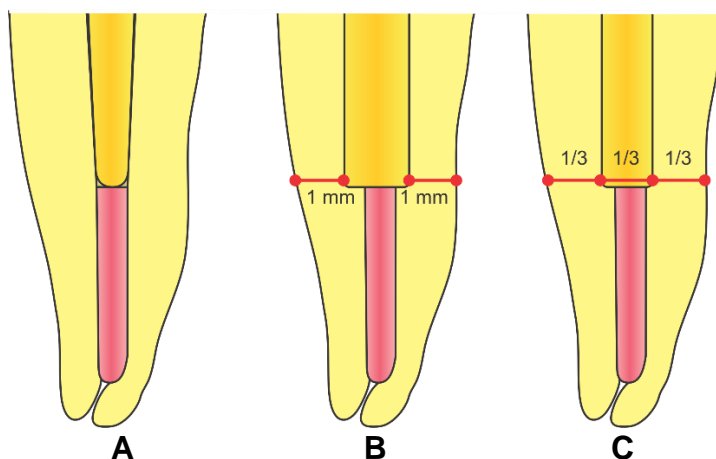
A presença de dentes adjacentes ao dente restaurado com pino intracanal também parece influenciar na probabilidade de falha desses dentes. Este mesmo estudo prospectivo de Naumann et al. (2005) verificou que a taxa de falha é 3 vezes maior para dentes sem contatos proximais. A presença de dentes adjacentes distribui a tensão entre os dentes vizinhos, diminuindo a concentração de tensões em um único dente (Caplan et al., 2002; Naumann et al., 2005).

Bergman et al. (1989) avaliaram a taxa de sucesso de 96 núcleos metálicos fundidos após 6 anos, obtendo 90,6% de sucesso nesse tipo de tratamento, sendo que 7 falhas ocorreram em próteses parciais fixas, somente uma em coroa unitária; e quanto as causas, 6 falhas foram atribuídas a perda de retenção do pino, 2 fraturas radiculares e 1 por trinca. O que demonstra que a utilização de retentores

como pilares para próteses parciais fixas aumenta o risco de insucesso, provavelmente devido à alta exigência funcional desses casos, no entanto, não foi observado prevalência em fraturas radiculares como normalmente são atribuídos aos retentores metálicos fundidos.

Em uma revisão de literatura, Lloyd e Palik (1993) (Figura 2) discutiram as filosofias correntes na época sobre o diâmetro ideal da preparação do dente para colocação de retentores. Os autores classificaram as correntes em 3 grupos: os conservacionistas, nos quais acreditavam que o preparo para colocação do pino deveria ser mínimo, de modo a não enfraquecer a estrutura dentária, diminuindo o risco de fratura radicular (Assif et al., 1989; Bergman et al., 1989; Brandal et al., 1987); os proporcionalistas, cuja filosofia está relacionada a proporção entre estrutura dentária e diâmetro do preparo do conduto, recomendavam que a porção de menor diâmetro do preparo deveria ser de um terço do diâmetro mesiodistal da raiz (Hunter et al., 1989; Johnson et al., 1976; Stern, Hirshfeld, 1973); e os preservacionistas, que preconizavam que o diâmetro do pino deveria preservar no mínimo 1 mm de dentina sadia ao redor do preparo do pino (Marshak et al., 1988).

Figura 2 – Imagem representativa de diferentes filosofias adotadas para definição do diâmetro do preparo de pinos intrarradiculares



Legenda: A) Conservacionista, B) Preservacionista, C) Proporcionalista.
Fonte: Elaborado pelo autor com base em Lloyd, Palik, 1993.

Para Johnson et al. (1976) quanto mais longo e mais largos os pinos maior será a sua resistência e retenção, para os autores o pino deve ser largo o suficiente

para que se obtenha adaptação justa as paredes do canal preparado, para garantir boa retenção, mas não exageradamente alargado de modo a enfraquecer a raiz devido ao excessivo desgaste que pode resultar em perfuração ou fratura radicular. Já Mattison et al. (1984), recomenda que o comprimento deva ser o maior possível, desde que seja mantido 5 mm de selamento apical no ápice dentário, de modo a prevenir a reinfecção do canal previamente tratado.

Shillingburg e Kessler (1982) afirmam que para conseguir máxima retenção, o comprimento do pino no interior do conduto deve ser igual ou maior que o da coroa, ou ter dois terços do comprimento da raiz. Para os autores, além de prover menor retenção o pino curto pode provocar fraturas radiculares. Para Perel e Muroff (1972) o pino deve ser suficientemente longo para evitar estresses internos excessivos na raiz, para isso, ele deve atingir pelo menos metade do comprimento da raiz contida no osso alveolar.

Em estudos de FEA (Al-Omiri et al., 2011; Reinhardt et al., 1983), foi verificado que a redução do comprimento do pino diminui a concentração de tensões na interface dentina/pino, no entanto, houve o aumento na concentração de tensão na região apical do pino, e esse aumento de tensão se tornou mais crítico quando o comprimento do pino estava acima do suporte ósseo, o que poderia explicar o aumento de probabilidade de fratura radicular de pinos com pouco suporte ósseo alveolar (Pagani et al., 2014).

O formato do pino também parece influenciar o comportamento biomecânico; pinos cilíndricos possuem ângulos agudos na sua porção apical, que concentram forças compressivas no canal radicular, podendo provocar trincas na porção apical da raiz, além disso, o preparo para colocação desses tipos de pino deixa a porção apical mais delgada, e desse modo enfraquece o remanescente aumentando o risco de fratura radicular (Assif et al., 1993), no entanto, promovem mais retenção do que os pinos cônicos. Já os pinos cônicos concentram tensão na região cervical da raiz, devido ao efeito de cunha (Cooney et al., 1986). Pinos cilíndricos resistem 4 vezes mais a forças de tração do que pinos cônicos (Johnson, Sakumura, 1978). Outro *design* existente no mercado, são os pinos com dupla conicidade, uma vantagem desse desenho é que na região cervical, na qual os pinos estão mais sujeitos a flexão, portanto com maior o risco de fratura do pino, ele é mais calibroso, reforçando essa região, enquanto a porção apical não necessita de

desgaste adicional, pois eles se afinam nessa região, não enfraquecendo a raiz como ocorre com os pinos cilíndricos (Bottino et al., 2009).

Em um estudo (Santos Filho et al., 2013) analisando a distribuição de tensões utilizando FEA, extensimetria e microscopia eletrônica de varredura (MEV) em dentes restaurados com pinos rosqueáveis, os autores observaram que a utilização desses pinos é arriscada, pois a concentração de tensão nas roscas durante a inserção dos pinos é consideravelmente alta, principalmente com pinos rosqueáveis paralelos. Em análise utilizando MEV, os autores encontraram trincas na dentina da região das roscas, o que sob tensão e com o efeito da fadiga, essas trincas podem se propagar levando o dente à fratura.

Diversos materiais têm sido utilizados como ancoragem intrarradicular de núcleos, como por exemplo, pinos de madeira, aço, ouro, titânio, zircônia e de resina reforçada por fibras como vidro, quartzo e carbono. As modalidades de tratamento para ancoragem intrarradicular mais utilizadas atualmente têm sido os núcleos metálicos fundidos e os pinos de fibra com núcleos de preenchimento em resina composta (Jung, Roos, 2007).

É consenso que as características físicas e mecânicas dos materiais utilizados para a reabilitação de dentes despulpados afeta o comportamento biomecânico de todo o conjunto dente/pino/restauração, e com isso podendo afetar a sua longevidade clínica.

O módulo elástico dos materiais utilizados para confecção dos pinos é sempre levado em consideração, pois influencia diretamente no comportamento biomecânico das restaurações. Pinos e núcleos mais rígidos podem promover melhor retenção da restauração coronária e levar a distribuições de tensão mais uniforme no canal radicular, no entanto, fraturas radiculares catastróficas podem ocorrer se o dente for sobrecarregado. Por outro lado, pinos menos rígidos podem flexionar sob altas cargas, podendo levar a perda de retenção do pino ou restauração, ou até mesmo fratura do pino, porém, evitando a fratura radicular. Além disso, a flexão do pino, provocaria danos à linha de cimentação, o que poderia causar infiltração nas margens da restauração e predispondo a ocorrência de cáries secundárias ou reinfecção do canal (Stricker, Göhring, 2006).

A análise por elementos finitos (FEA) é uma metodologia que permite analisar a distribuição de tensões de diferentes materiais, no entanto, ela é uma

análise estática e linear, porém pode prever resultados específicos, incluindo o comportamento mecânico dos materiais (Kainose et al., 2015), principalmente por que falhas por fadiga, como as que ocorrem em ambiente oral, só iniciam em áreas de concentração de tensão. Em um estudo utilizando essa metodologia (Al-Omiri et al., 2011), os investigadores verificaram que pinos rígidos como os metálicos concentram mais tensões de tração na dentina do que pinos flexíveis como os pinos de fibra de vidro, o que aumentaria o risco de fratura radicular.

Martínez-Insua et al. (1998) compararam à resistência a fratura de pré-molares despolpados restaurados com núcleos metálicos fundidos em liga áurea e pinos de fibra de carbono com núcleos de resina composta, os autores concluíram que os núcleos metálicos obtiveram valores de resistência a fratura significativamente maiores, entretanto, 91% das falhas observadas envolveram fratura do remanescente dental, no grupo restaurado com pino de fibra e núcleo em resina, apenas 5% das falhas ocorreram no remanescente. Desse modo, é possível inferir que os retentores e núcleos falhariam antes da fratura do remanescente, se a ancoragem intrarradicular fosse realizada com materiais menos rígidos como os pinos de fibra e núcleos em resina composta.

No estudo de Alharbi et al. (2014) foi avaliado à resistência a fratura de incisivos tratados endodonticamente restaurados com coroas totais cerâmicas, com diferentes retentores intrarradiculares, em um grupo foi utilizado núcleos metálicos fundidos com liga de prata-paládio, outro com núcleos metálicos fundidos fabricados em níquel-cromo e o terceiro com pinos de fibra de vidro e núcleos de preenchimento em resina composta, os autores não observaram diferença estatística na resistência à fratura entre os tratamentos, no entanto o modo de falha foi mais catastrófico para os retentores metálicos, 80% das fraturas foram verticais da raiz, para o grupo com pino de fibra, 70% das falhas foram reparáveis. Outra informação interessante nesse estudo foi que 20% das falhas do grupo pino de fibra foi associada à fratura da restauração coronária, não havendo esse tipo de falha nos grupos que utilizaram núcleos metálicos, concordando com estudo de Dejak e Mlotkowski (2011) que através de FEA verificou que coroas cerâmicas distribuem menos tensão de tração quando cimentadas em substratos rígidos como os núcleos metálicos fundidos, aumentando a sua resistência a fratura.

Em outro estudo *in vitro*, comparando a resistência a fratura e o modo de

falha de pré-molares, utilizando pinos de fibra de vidro, núcleos metálicos fundidos e um núcleo de zircônia usinado (Abduljabbar et al., 2012), os pesquisadores observaram uma maior resistência a fratura nos núcleos em zircônia, dentes com pinos de fibra tiveram maior resistência a fratura do que os núcleos metálicos, e quanto ao modo de falha, 90 % das falhas foram consideradas não restauráveis para grupo restaurado com núcleos de zircônia e núcleos metálicos, e para os restaurados com pinos de fibra 70% foram consideradas favoráveis.

Em um estudo semelhante mais recente (Habibzadeh et al., 2017), avaliando a resistência a fratura de pré-molares, com grupos semelhantes ao estudo anterior, os autores encontraram menor resistência a fratura para o grupo pino e núcleo usinado em peça única de zircônia, e não encontraram diferença estatística entre pinos de fibra de vidro e núcleos metálicos fundidos.

No estudo de Hu et al. (2003), foi utilizado 4 sistemas de núcleo e pino em incisivos centrais: pino serrilhado metálico e paralelo com núcleo metálico fundido; pino metálico serrilhado e paralelo com núcleo de preenchimento em resina composta; pino de fibra de carbono e núcleo em resina composta e pino de zircônia com núcleo em resina composta. Os autores não obtiveram diferença estatística quanto a resistência a fratura dos dentes.

A literatura ainda é controversa quanto ao melhor material a ser utilizado como retenção intrarradicular (AL-Omiri et al., 2010). Estudos clínicos são importantes pois seus resultados permitem a realização de inferências clínicas, já que a terapêutica é testada clinicamente.

Zicari et al. (2011) em um estudo clínico, comparou o comportamento em 3 anos de dentes tratados com pinos de fibra de vidro e núcleos em resina composta com núcleos metálicos fundidos, eles concluíram nesse estudo que ambos os tratamentos se comportaram de modo semelhante. Em um estudo semelhante, Jung e Roos (2007) chegaram a mesma conclusão. Eles avaliaram a taxa de sobrevivência cumulativa após 5 a 10 anos de núcleos de preenchimento retidos por pinos de fibra de vidro e núcleos metálicos fundidos, e também não encontraram diferença estatística entre as duas modalidades de tratamento, no entanto, os autores ressaltam que mais núcleos metálicos fundidos foram instalados em região de incisivo e canino, e núcleos de preenchimento em resina com pinos de fibra foram utilizados em região de molares e pré-molares.

A mesma conclusão também foi encontrada em uma meta-análise (Figueiredo et al., 2015), os autores questionaram se dentes restaurados com pinos metálicos resultam em mais fraturas radiculares do que tratados com pinos de fibra de vidro, os autores não acharam diferença estatisticamente significativa entre os tipos de retenção. No entanto, ressaltam a necessidade de mais estudos clínicos bem delineados.

Em outra meta-análise (Ploumaki et al., 2013) não foi encontrada diferença para dentes unitários tratados com pinos de fibra ou núcleos metálicos fundidos, sendo a taxa de sucesso após 6 anos de acompanhamento clínico de 94% e 93% respectivamente.

Um estudo (Signore et al., 2009) avaliando a sobrevivência durante 5 anos, de dentes anteriores endodonticamente tratados com pinos de fibra, restaurados com coroas totais, os autores verificaram que o modo de falha mais recorrente foi desalojamento do pino, eles atribuíram esse tipo de falha a dificuldade de se obter uma boa adesão no conduto radicular e pela falta de estrutura dentária remanescente, já que as falhas ocorreram em dentes com uma ou duas paredes remanescentes, para os dentes com três ou quatro paredes a taxa de sobrevivência foi de 100%. No entanto, a sobrevivência média independentemente da quantidade de paredes remanescente foi de 98,4% para 5 anos, taxa que demonstra ser satisfatória.

Em um estudo retrospectivo avaliando a performance de pinos de fibra por 7-11 anos (Ferrari et al., 2007a), os autores obtiveram uma taxa de sucesso entre 89-93%, 985 pinos foram avaliados e 79 falhas foram observadas. Das falhas somente uma fratura radicular foi observada, que foi atribuída ao fato do dente ter sido usado como pilar para prótese parcial fixa. As falhas mais recorrentes relacionadas a restauração foram a perda de retenção, 21 no total, os autores justificaram esse tipo de falha devido à dificuldade de se obter uma boa adesão ao canal radicular. A baixa resistência de união adesiva, somada as forças oclusais cíclicas fadigariam a interface adesiva, a concentração de tensões nessa região faria que os defeitos na interface propagassem de modo a desalojar o pino do canal radicular. A concentração de tensão é agravada na falta de um remanescente coronário com mais de 2 mm. Desalojamento da coroa também foi reportado nesse estudo, tendo ocorrido 17 vezes e foram atribuídas a arcada oposta com dentes

naturais, pacientes com padrão oclusal pesado e pouco remanescente dentário. O maior número de falha reportado foi relacionado a reinfecção do canal radicular, 39 no total.

Como foi observado nos estudos de Ferrari et al. (2007a) e Signore et al. (2009), o sucesso da cimentação adesiva é importante para a longevidade no tratamento de dentes tratados endonticamente restaurados com pinos de fibra, um fator muito estudado é a adaptação do pino no interior do conduto radicular, estudos (Gomes et al., 2014; Schmage et al., 2009) demonstram que a resistência de união ao canal radicular é afetada negativamente com o aumento da espessura da linha de cimento. Eles justificaram a diminuição da resistência de união devido a formação de *gaps* na interface adesiva entre dentina/cimento. Em contraposição a outros estudos (D'Arcangelo et al., 2007; Egilmez et al., 2013; Mirmohammadi et al., 2013; Perdigão et al., 2007; Perez et al., 2006) que alegam que a diminuição da espessura de cimento não aumenta a retenção no canal radicular. No entanto o assunto continua controverso, e uma conclusão ainda não pode ser realizada.

Outro estudo clínico de Ferrari et al. (2007b) os autores avaliaram 240 (n=20) pré-molares endodonticamente tratados com diferentes quantidades de remanescente coronário: 1) quatro paredes coronárias; 2) três paredes coronárias; 3) duas paredes coronárias; 4) uma parede coronária; 5) férula de 2 mm de altura; 6) sem férula. Restaurados com coroas totais e divididos em dois subgrupos: a) pino de fibra de vidro; b) sem pino de fibra de vidro. Após dois anos de *follow-up*, os autores encontraram 7,5% (9 de 120) de falhas para os dentes com pinos, sendo que 4 falhas ocorreram para os dentes com 2 mm de férula, sendo todas reparáveis (desalojamento do pino) uma falha estava associada a falha endodôntica, 4 falhas para o grupo sem férula e uma falha estava associada a falha endodôntica, sendo todas desalojamento do pino, e, 1 falha para o grupo com uma parede coronária remanescente, também por desalojamento do pino. Para o grupo restaurado com coroas totais sem pino a quantidade de falhas foi de 36 dentes do total de 120 analisados (30%). Quanto a quantidade de remanescente, 9 falhas ocorreram por fratura radicular e 27 por perda de retenção da coroa. As fraturas ocorreram nos grupos com menor quantidade de dentina coronária remanescente. As falhas foram distribuídas nos grupos na seguinte forma: 4 fraturas radiculares e 8 desalojamentos da coroa (2 associadas a falha endodôntica) no grupo com férula ausente; 3 fraturas

radiculares ocorreram no grupo com 2 mm altura de férula e 7 coroas falharam por perda de retenção (2 das falhas associadas a problemas endodônticos); 2 fraturas radiculares e 4 coroas descimentaram (1 associada a falha endodôntica) no grupo com uma parede coronária remanescente; 6 coroas descimentaram no grupo com duas paredes coronárias, sendo uma das falhas associada a um problema endodôntico; no grupo com três paredes coronárias 2 coroas descimentaram. Os autores consideram que em dois anos, a utilização de pinos de fibra resultou em alta porcentagem de sucesso (92,5%), eles também ressaltaram a dificuldade de se obter uma boa adesão ao canal radicular devido a maior porcentagem de falhas por desalojamento nos dentes com pinos de fibra. A reinfecção do canal foi atribuída a perda de selamento provocada pela descimentação tanto da coroa quanto do pino. Os autores também ressaltaram a importância da presença de remanescente coronário, principalmente para dentes restaurados sem pino, já que as falhas ocorreram em situações nas quais havia pouca estrutura remanescente (2 paredes, 1 parede, férula e sem férula).

Em uma revisão sistemática da literatura, na qual foi incluído somente estudos clínicos (Sarkis-Onofre et al., 2017), os autores encontraram que a maior variação em taxa de sucesso/sobrevivência foi em dentes restaurados com ausência de férula (0%-97%), ao passo que em dentes que possuíam remanescente coronário a variação foi menor (66,7%-100%), o que demonstra a importância da quantidade de remanescente coronário, no entanto, mais estudos clínicos devem ser conduzidos a fim de elucidar a influência do efeito férula no sucesso/sobrevivência de dentes tratados endodonticamente. O uso de retentores com alto módulo elástico apresentou uma variação da taxa de sucesso/sobrevivência entre (71% a 100%), enquanto que retentores com menor módulo a variação foi entre (28,5%-100%). O uso de coroas sem a instalação de pinos teve a taxa de sucesso/sobrevivência entre (0% a 100%), a baixa taxa de sucesso para dentes restaurados com pinos de baixo módulo e sem pinos foi atribuída a ausência de férula ou a preservação de apenas uma parede coronária. Outra razão pela qual os dentes tratados com retentores de alto módulo elástico foi que os estudos com mais tempo de acompanhamento (10 e 17 anos) foram realizados utilizando retentores rígidos, o estudo com maior tempo de acompanhamento para pinos com menor módulo elástico foi de 6 anos. Eles concluíram que pinos com alto módulo elástico tiveram melhor performance. Em

dentes com remanescente coronário ambos os pinos podem ser indicados. Na ausência de férula, pinos com maior módulo elástico são indicados por possuírem estudos com mais tempo de acompanhamento. No entanto, os autores classificaram a revisão como baixa a evidencia, devido à falta de estudos clínicos e pela presença de viés em grande parte dos estudos.

O estudo de acompanhamento clínico mais longo citado por Sarkis-Onofre et al. (2017), foi o de Fokkinga et al. (2007) no qual relatou a probabilidade de sobrevivência de coroas unitárias restauradas com sistemas de pinos metálicos após *follow-up* durante 17 anos. Os autores encontraram uma taxa de sobrevivência em torno de 78-94% sendo que das 307 restaurações apenas 7 falharam por fratura radicular, o que contradiz a ideia de que pinos metálicos provocam mais fraturas radiculares. Além disso os autores não encontraram diferença entre a taxa de sobrevivência de dentes tratados com ou sem pino (83%).

A dúvida sobre a indicação de retentores não é tão atual, Brandal et al. (1987) já questionavam se um pino era necessário para reter um núcleo, nesse estudo os autores avaliaram a resistência a fratura de incisivos tratados endodonticamente restaurados com coroas totais metálicas, um grupo foi realizado núcleo de preenchimento em amálgama retido por pinos intradentinários, outro com núcleo de preenchimento em compósito retido por um pino intrarradicular metálico e outro com núcleo de preenchimento de ionômero de vidro reforçado por amalgama de prata removendo somente 3 mm de Guta-percha a partir da junção cimento-esmalte, como resultado eles observaram uma maior resistência a fratura do grupo restaurado com pino intrarradicular e menor resistência no núcleo de preenchimento em ionômero sem a presença de pinos.

Em um estudo retrospectivo de coorte (Sorensen, Martinoff, 1984), 1273 dentes endodonticamente tratados, foram avaliados quanto a localização no arco, a presença de cobertura coronária e presença de retentores intrarradiculares. Como resultado os autores verificaram que para dentes anterossuperiores, a presença de retentores e coroas não influenciou na taxa de sucesso: dentes sem retentores tiveram uma taxa de sucesso de 84,7% e dentes com retentores 89,4%, do mesmo modo, em dentes sem a colocação de coroas totais a taxa de sucesso foi de 85,4% e 87,5% nos dentes com coroas totais. Para pré-molares superiores a colocação de retentores aumentou a taxa de sucesso (93,2 %) para 87% sem pino intrarradicular.

Para cobertura de cúspide a diferença foi maior, 56% sem a cobertura de cúspide e 93,9% com cobertura de cúspides. Em molares superiores a colocação de pinos não afetou a taxa de sucesso, 92% com pino e 93,1% sem pino, no entanto a cobertura de cúspide aumentou drasticamente a taxa de sucesso, 50% sem a cobertura coronária para 97,8% com cobertura coronária. Nos dentes anteroinferiores, novamente, a colocação de pino ou coroa não influenciou a taxa de sucesso do tratamento. Para pré-molares inferiores a colocação de retentores não afetou consideravelmente a taxa de sucesso para os dentes com ou sem pino, obtendo taxas de 89,3% e 90,9%, respectivamente. A taxa de sucesso foi maior para dentes restaurados com coroas (93,8%) do que sem cobertura total (62,5%). Em molares inferiores a colocação de retentores não afetou a taxa de sucesso, porém a presença de coroa fez com que a taxa variasse de 96,8% para 57,7% sem cobertura. Os autores concluem que o uso de retentores deve ser cuidadosamente avaliado, de modo a evitar o desgaste excessivo da dentina, e sugerem que em casos onde há possibilidade da confecção de núcleos de preenchimento sem a colocação de pinos, seja a primeira escolha de tratamento.

Com o avanço da odontologia adesiva, novas pesquisas têm sido realizadas com intuito de reavaliar as diretrizes para colocação de pinos, não só quanto ao tipo e material do pino, mas também a necessidade da sua colocação. Em um teste de resistência a fratura após fadiga em pré-molares despolpados, restaurados com coroas totais cerâmicas com ou sem pinos de fibra de vidro, Zicari et al. (2013), verificaram que na presença de 2 mm de férula, não parece ser necessário a instalação de pinos, e que na verdade a instalação diminui a resistência a fratura desses dentes, no entanto, recomendou a colocação de pinos em dentes nos quais não há a presença de férula. O mesmo foi observado em um estudo laboratorial anterior (Krejci et al., 2003), no qual avaliou a necessidade da instalação de pinos em pré-molares severamente destruídos tratados com restaurações adesivas, o estudo demonstrou que a presença de pino não melhorou a retenção das restaurações, e também não aumentou a resistência a fratura desses dentes, não havendo diferença estatística entre os grupos. Em um estudo semelhante (Bolay et al., 2012), os mesmos achados foram encontrados quanto a resistência a fratura, no entanto, observou-se maior porcentagem de fratura radicular nos grupos sem pino.

Stricker e Göhring (2006) em um estudo *in vitro* avaliando a resistência a

fratura de pré-molares tratados endodonticamente restaurados com ou sem pino, eles observaram que não houve diferença estatística entre os grupos. Para os autores isso pode ter ocorrido devido a utilização de coroas com menor módulo elástico como as fabricadas em materiais poliméricos, elas reduziram o efeito do material do pino na distribuição de tensão na raiz, a coroa deformaria e absorveria as tensões antes que essas fossem transferidas para a dentina radicular.

Salameh et al. (2007) estudaram a resistência a fratura de pré-molares tratados endodonticamente com ou sem pinos variando o material de fabricação da coroa. Os autores verificaram que dentes restaurados com pinos tiveram maior resistência a fratura. Para os dentes sem pinos, quando restaurados com coroas em polímero (ADORO, Ivoclar Vivadent) o modo e falha foi mais favorável, concordando com o estudo de Stricker e Göhring (2006). O modo de falha também foi favorável quando foi utilizado coroas em zircônia, eles justificaram que a transformação de tetragonal para monoclinica absorveria as forças oclusais, evitando que se propagassem para a raiz.

Heydecke et al. (2001) avaliaram a resistência a fratura e modo de falha de incisivos centrais despulpados com coroas totais metálicas, restaurados com pinos de titânio, pinos de zircônia, sem pino preenchido de compósito e sem nenhuma restauração. No grupo sem pino, foi removido 3 mm de Guta-percha abaixo da junção cimento-esmalte e preenchido com compósito. Para simular uma perda de estrutura coronária, cavidades classe III com 3 mm de diâmetro foram preparadas em ambas as proximais. Um preparo para coroa total com 1,5 mm de profundidade foi realizado e coroas em liga metálica não-nobre foram cimentadas. Nos testes de resistência a fratura o grupo sem pino teve menor resistência, sendo que os grupos com pino não diferiram estatisticamente. O modo de falha foi mais favorável para o grupo sem pino, devido a predominância de fraturas reparáveis. Ao passo que para os grupos com pinos maior parte das fraturas eram não-restauráveis.

Salameh et al. (2008a) avaliou se a presença de um pino de fibra de vidro afetava a resistência a fratura e o modo de falha de molares mandibulares restaurados com coroas totais em zircônia revestida por porcelana. Eles observaram que dentes restaurados com pinos de fibra vidro resistiram a cargas mais altas, no entanto, o autor ressaltou que testes de resistência a fratura não reproduzem as condições de carga intraoral, já que as falhas em ambiente oral ocorrem por

mecanismos de fadiga na presença de umidade.

Em um recente estudo, (Magne et al., 2016) os autores questionaram se com os avanços da odontologia adesiva a colocação de retentores ainda é necessária. Eles justificaram que além de enfraquecer a estrutura dentária, o procedimento para colocação de um pino aumenta o risco perfuração radicular. Eles compararam a sobrevivência em fadiga de molares sem férula restaurados com coroas totais retidas por núcleos de preenchimento com ou sem pino de fibra. Como resultado, não foi encontrado diferença estatística para os grupos. Além disso, eles relatam que a falha inicial para os dentes tratados com pinos de fibra é o descolamento da margem na interface coroa/núcleo, o que poderia acarretar em infiltração nas margens levando a falha do tratamento. Os autores concluem que pinos de fibra não aumentam a sobrevivência em fadiga nem aumenta a carga para fratura em molares restaurados com coroas totais.

2.3 Cerâmicas odontológicas

A estética e o avanço da odontologia adesiva estimularam o uso de restaurações totalmente cerâmicas. Uma revisão sistemática de Sailer et al. (2015) avaliou a taxa de sobrevivência de restaurações livres de metal unitárias comparando com as já consolidadas metalocerâmicas. Os autores reportaram uma taxa de sobrevivência estimada para 5 anos de 95,7% para coroas metalocerâmicas, 96,6% para cerâmicas leucíticas ou reforçadas por dissilicato de lítio, 94,6% para as cerâmicas de alumina infiltradas por vidro, 96% para as de alumina densamente sinterizada e 91,2% para restaurações em zircônia.

A alta taxa de sucesso das restaurações totalmente cerâmicas e a possibilidade de realizar restaurações mais conservadoras fez com que esses materiais sejam cada vez mais utilizados pelos clínicos.

Com intuito de atender a demanda dos pacientes e dos dentistas por materiais de alta estética, biocompatibilidade e longevidade, vários tipos de materiais para restaurações livres de metais têm sido desenvolvidos (Denry, Holloway, 2010).

As cerâmicas odontológicas eram definidas segundo a *American Dental*

Association (ADA) Code on Dental Procedures and Nomenclature de 2012 como compostos não metálicos, não resinosos, contendo compostos inorgânicos refratários em sua composição, processados em alta temperatura (acima de 600 °C) que podem ser prensados, polidos ou usinados, incluindo as porcelanas, vidros e vitrocerâmicas (Gracis et al., 2015). No entanto, essa classificação não abrangia os novos materiais que surgiram no mercado odontológico que possuem fase orgânica em sua composição.

Segundo a nova definição da ADA, as cerâmicas odontológicas são “materiais que podem ser prensados, queimados ou usinados contendo predominantemente compostos inorgânicos refratários em sua composição, incluindo porcelanas, vidros e vitrocerâmicas” (American Dental Association, 2013).

As cerâmicas de uso odontológico podem ser classificadas de acordo com a sua indicação clínica, composição, microestrutura, método de processamento, temperatura de queima, resistência ao condicionamento com ácido fluorídrico, translucidez, resistência, etc. Uma das classificações mais atuais foi realizada por Gracis et al. (2015), na qual as cerâmicas são divididas de acordo com a sua composição, sendo então classificadas em cerâmicas: 1) com matriz vítrea; 2) policristalinas, e 3) com matriz resinosa.

As cerâmicas com matriz vítrea podem ser definidas como materiais cerâmicos inorgânicos não metálicos que contém uma fase vítrea em sua composição (Höland et al., 2007; Lawson, Burgess, 2014). A translucidez das cerâmicas vítreas depende da quantidade de cristais incorporados a matriz vítrea e ao tamanho dos poros. O aumento de conteúdo cristalino aumenta a resistência do material, no entanto aumenta também a sua opacidade (Bovera, 2016; Denry, Holloway, 2010).

As primeiras cerâmicas com matriz vítrea a serem utilizadas foram as cerâmicas feldspáticas. Elas possuem excelentes propriedades estéticas, devido ao seu alto conteúdo vítreo, no entanto, as suas propriedades mecânicas são inferiores comparadas aos outros materiais cerâmicos utilizados na odontologia (Pagniano et al., 2005).

Também denominadas porcelanas, as cerâmicas feldspáticas são compostas de feldspato, kaolin e quartzo (sílica). O feldspato compõe a matriz vítrea da porcelana e é composto por silicato de alumínio e potássio ($K_2OAl_2O_6SiO_2$), que

contribui formando cristais de alumina e sílica dispersos na fase amorfa de vidro (Lawson, Burgess, 2014). Essa cerâmica pode ser indicada como cobertura para infraestruturas metálicas ou totalmente cerâmicas a fim de otimizar a forma e a estética. Na modalidade monolítica, restaurações menos extensas como *inlays*, *onlays*, laminados cerâmicos e coroas unitárias também podem ser realizadas (Guess et al., 2011).

As cerâmicas utilizadas como cobertura são normalmente obtidas pela técnica de estratificação na qual a restauração é fabricada através da mistura de pó e líquido que é aplicada em camadas, compactada e esculpida sobre a infraestrutura. Elas são então sinterizadas em alta temperatura e sobre vácuo com intuito de reduzir as porosidades inerentes da técnica (Claus, 1988; Dong et al., 1992). No processo de queima, as partículas do pó da porcelana derretem unindo-se as partículas vizinhas, havendo uma pequena contração volumétrica (Della Bona, 2009). Como consequência inerente da técnica, a presença de microporosidades e defeitos sob tensão podem iniciar a propagação de trincas levando a uma falha precoce da restauração (Dong et al., 1992). Restaurações em cerâmica feldspática também podem ser fabricadas pelos sistemas CAD/CAM (*Computer Aided Design*, *Computer Aided Machining*), no qual as restaurações são confeccionadas virtualmente através da digitalização de um preparo, e uma máquina fresadora usina blocos cerâmicos industrialmente confeccionados até que seja obtida a forma idealizada digitalmente (Li et al., 2014). Uma grande vantagem dessa técnica é que esses materiais são processados em condições industriais, resultando em um composto mais homogêneo e com redução de falhas e fissuras incorporadas em sua estrutura, diminuindo assim o risco de falha das restaurações (Beuer et al., 2008). Desse modo, as restaurações de porcelana fabricadas a partir de blocos usináveis, por possuírem menos porosidades e defeitos, têm melhores propriedades mecânicas em comparação com as estratificadas.

Além da técnica de confecção das restaurações, outro meio de aumentar a resistência das cerâmicas vítreas é a incorporação de cristais que são uniformemente dispersos no interior da matriz vítrea (Guess et al., 2011). As cerâmicas feldspáticas usualmente contêm cerca de 15 e 25% em volume de leucita em sua composição (Denry, Holloway, 2010). Essa proporção de cristais de leucita em sua microestrutura tem a intenção de ajustar o coeficiente de expansão térmica,

sendo ele um pouco menor do que das ligas metálicas utilizadas como infraestrutura, de modo a gerar uma união por compressão da cerâmica sobre infraestrutura (Kelly, Benetti, 2011).

Para aumentar a resistência, 35 a 50% em volume de cristais de leucita foram adicionados a matriz vítrea das cerâmicas feldspáticas. Uma das vantagens de se utilizar esse cristal é que ele possui um índice de refração de luz semelhante ao do vidro de feldspato, de modo que, apesar do aumento de resistência, não ocorre aumento severo da opacidade (Kelly, Benetti, 2011).

Como citado anteriormente, o método de fabricação influencia na inclusão de defeitos na estrutura das cerâmicas. Em 1990, a técnica da cera perdida foi introduzida na odontologia como um método inovador de produzir restaurações totalmente cerâmicas (Guess et al., 2011). A restauração é esculpida em cera sobre um modelo do preparo, o enceramento então é removido do modelo e posicionado sobre um lingote cilíndrico, um cadinho cilíndrico envolve o lingote, que então é incluído em revestimento. Após a presa do revestimento o cilindro é removido e o revestimento é aquecido em um forno até que a cera evapore. Após a remoção do lingote cilíndrico, forma-se um orifício no revestimento endurecido. Então uma pastilha de cerâmica pré-fabricada é inserida no orifício seguida de um êmbolo. Em um forno especialmente fabricado para esse sistema, o êmbolo é pressionado sob alta temperatura (1080 °C) e a cerâmica é injetada no local antes ocupado pela cera (Dong et al., 1992).

O primeiro sistema a utilizar esse método de confecção foi o sistema IPS Empress (Ivoclar Vivadent) (Guess et al., 2011), que se trata de uma cerâmica vítrea reforçada por cristais de leucita. Embora a microestrutura dessa cerâmica seja semelhante ao das cerâmicas reforçadas por leucita confeccionadas pela técnica de pó e líquido, as pastilhas desse sistema apresentam menos porosidades e maior conteúdo de cristalino (Santos et al., 2015). Os cristais de leucita se formam através da cristalização controlada no interior do conteúdo vítreo sob alta pressão e temperatura (Guess et al., 2011; Santos et al., 2015). Essas cerâmicas são duas vezes mais resistentes do que as porcelanas feldspáticas, apresentando uma resistência à flexão entre 97 a 180 MPa (Guess et al., 2011; Seghi, Sorensen, 1995), Esse sistema pode ser indicado para a confecção de *inlays*, *onlays*, facetas laminadas e coroas totais em região anterior (Guess et al., 2011). Alguns sistemas

de cerâmicas reforçadas por leucita podem também ser usinados em CAD/CAM (Li et al., 2014).

A segunda geração de cerâmicas a utilizar esse sistema de injeção foi a Empress II (Ivoclar Vivadent), uma cerâmica vítrea reforçada por 65% em volume de cristais de dissilicato de lítio (Denry, Holloway, 2010). Com resistência flexural em torno de 350 MPa (Zarone et al., 2011) devido ao maior conteúdo cristalino, esse material era indicado para a fabricação de próteses parciais fixas (PPF) de até 3 elementos, até a região de 2° pré-molar (Gracis et al., 2015). A mesma empresa aprimorou o sistema desenvolvendo a cerâmica e.Max Press, composto de aproximadamente 70% em volume de cristais de dissilicato de lítio medindo cerca de 1,5 μm (Guess et al., 2011). Esse sistema também é disponibilizado para CAD/CAM com o nome de e.Max CAD (Li et al., 2014). Os blocos de CAD/CAM são usinados em estágio pré-sinterizado, composto de metasilicato de lítio, que depois é aquecido a 820 °C em um forno de dois estágios. Durante este ciclo de queima existe um crescimento do tamanho dos cristais e uma conversão de metasilicato para cristais de dissilicato de lítio. Este processo de cristalização não só altera a microestrutura e a resistência, mas também faz com que a restauração atinja a cor da restauração final (Denry, Holloway, 2010; Guess et al., 2011; Helvey, 2014). Com o fim da exclusividade de patente, novos materiais semelhantes ao dissilicato de lítio surgiram no mercado, tais como cerâmicas de silicato de lítio reforçadas por zircônia, no mercado representadas pela VITA Suprinity (Vita Zahnfabrik) e Celtra Duo (Dentsply) (Gracis et al., 2015).

As cerâmicas citadas fazem parte de um grupo denominado ácidosensíveis, pois sua composição baseada em sílica é sensível ao condicionamento com ácido fluorídrico. Esse ácido é capaz de degradar a camada superficial de sílica criando um padrão topográfico microrretentivo, junto à aplicação do agente silano que forma ligações cruzadas entre a sílica presente na cerâmica e com a matriz orgânica dos cimentos resinosos, faz com que esses materiais cerâmicos tenham uma boa adesão aos cimentos resinosos e com o substrato dentário (Bottino et al., 2009; Matinlinna et al., 2004; Ozcan, Vallittu, 2003). Por outro lado, as cerâmicas ácidosresistentes apresentam baixa ou nenhuma reatividade ao condicionamento pelo ácido fluorídrico. Isso se deve a baixa concentração ou ausência de sílica em sua composição. Assim, esses materiais necessitam de

tratamentos específicos de superfície para melhorar a adesividade ao cimento resinoso, tais como o jateamento com óxido de alumina e/ou sílica (Melo et al., 2015), infiltração de sílica na superfície de cimentação (Campos et al., 2016) ou o uso de cimentos resinosos contendo o monômero 10-MDP (Pereira et al., 2015). O monômero 10-MDP é capaz de se ligar aos óxidos presentes na superfície dessas cerâmicas (Pereira et al., 2015); fazem parte desse grupo as cerâmicas do sistema In-ceram, as de alumina densamente sinterizada e as cerâmicas baseadas em zircônia (Bottino et al., 2009; Ozcan, Vallittu, 2003).

Outro sistema cerâmico que pertence ao grupo das cerâmicas que possuem uma matriz vítrea são as cerâmicas infiltradas por vidro, fabricadas por um método específico denominado *slip-casting*. Esse método de fabricação consiste na confecção de uma infraestrutura cristalina porosa utilizando a técnica do pó e líquido em um modelo refratário que é então sinterizada. Em seguida, a matriz vítrea composta de óxido de lantânio é aplicada sobre infraestrutura cristalina, que após a segunda queima infiltrará no interior do núcleo cristalino. A matriz cristalina pode ser formada de alumina (Al_2O_3), espinélio (MgAl_2O_4) e zircônia-alumina ($12\text{Ce-TZP-Al}_2\text{O}_3$) (Denry, Holloway, 2010). Esse sistema denominado In-ceram foi desenvolvido pela empresa Vita Zahnfabrik no final dos anos 80, indicado somente para confecção de infraestruturas, devido a sua opacidade promovida pelo alto conteúdo cristalino, sendo recomendado o recobrimento com cerâmicas feldspáticas (Zarone et al., 2011). Foi o primeiro sistema de cerâmica livre de metal a possibilitar a fabricação de próteses parciais fixas. A primeira cerâmica desse sistema a ser desenvolvida foi a In-ceram Alumina, composta de 70-80% de cristais de alumina infiltrado por vidro de lantânio, indicada para a fabricação de infraestruturas para próteses fixas de 3 elementos na região anterior (Guess et al., 2011), apresentando resistência flexural em torno de 350 a 500 MPa (Guazzato et al., 2002).

Com intuito de melhorar as propriedades ópticas, a empresa lançou o sistema In-ceram Spinell, no qual a matriz cristalina é composta de óxido de espinélio. Possui menor resistência mecânica do que a In-ceram alumina, sendo indicada para coroas unitárias (Gracis et al., 2015; Zarone et al., 2011).

Outra inovação do sistema In-ceram foi a In-ceram Zirconia, a primeira cerâmica a utilizar óxido de zircônia como cristal de reforço (Zarone et al., 2011). Essa cerâmica é composta de 67% em volume de óxido de alumínio, 33% de óxido

de zircônia parcialmente estabilizado por cério, e uma fase vítrea de óxido de lantânio. A adição do óxido de zircônia aumentou a resistência a flexão desse material (421 a 800 MPa) (Wagner, Chu, 1996), sendo indicada para fabricação de infraestruturas para próteses fixas unitárias anteriores e posteriores até primeiro molar (Zarone et al., 2011).

Além de sua resistência aumentada pela alta concentração de cristais de zircônia e alumina, a zircônia em especial possui uma propriedade denominada mecanismo de tenacificação. A zircônia é um material polimorfo metaestável que possui três estados alótropos: fase monoclinica, estável em temperatura ambiente até 1170 °C; acima dessa temperatura ela assume a forma tetragonal que permanece até 2370 °C; em seguida se altera para a fase cúbica que se mantém até o seu ponto de fusão (Denry, Kelly, 2008; Lughi, Sergio, 2010). A zircônia presente no sistema In-ceram Zirconia é parcialmente estabilizada em temperatura ambiente na fase tetragonal devido a presença de óxido de cério.

Quando uma tensão se concentra em uma trinca presente na zircônia, ocorre uma transformação da fase tetragonal para monoclinica, o que faz com que os grãos ao redor da trinca aumentem seu volume em cerca de 4%, gerando forças compressivas que estrangulam a trinca, dificultando a sua propagação e aumentando a resistência desse material à propagação de trincas (Chong et al., 2002). Esse sistema, além de ser fabricado pelo método de *slip-casting*, também é disponível para usinagem nos sistemas CAD/CAM (Gracis et al., 2015; Li et al., 2014).

Outra classe de cerâmicas utilizadas na odontologia é composta pelas cerâmicas policristalinas, esse tipo de material é disponível somente em blocos para serem usinados nos sistemas CAD/CAM (Li et al., 2014). Os materiais desse grupo constituem em estruturas cristalinas sem a presença de uma fase vítrea (Gracis et al., 2015).

Em geral, essas cerâmicas possuem alta resistência e são utilizadas para confecção de infraestruturas, nas quais são cobertas por porcelanas. O conteúdo cristalino normalmente é constituído de óxido de alumina ou óxido de zircônia (Höland et al., 2008). Um expoente desse grupo são as cerâmicas aluminizadas densamente sinterizadas, representadas pelos sistemas Procera Allceram (Nobel Biocare) e In ceram AL (Vita Zahnfabrik), compostas por 99% de cristais finos de

alumina, sendo indicadas para fabricação de infraestruturas para coroas unitárias e próteses parciais fixas anterior e posterior, e também para intermediários protéticos para próteses sobre implante (Gracis et al., 2015). Essas cerâmicas apresentam excelente biocompatibilidade e resistência à flexão variando entre 487 e 699 MPa (Wagner, Chu, 1996).

Outra cerâmica pertencente a essa classe é a zircônia tetragonal parcialmente estabilizada por 3 mol% óxido de ítrio (Y-TZP). Como já exposto, esse material é polimórfico e metaestável, e para uso odontológico é estabilizado na fase tetragonal. Essa transformação de fase pode aumentar a resistência do material pelo mecanismo de tenacificação. As cerâmicas de zircônia são caracterizadas por sua densa homogeneidade e fase monocristalina, baixa condutividade térmica, baixo potencial de corrosão, boa radiopacidade (Manicone et al., 2007), alta biocompatibilidade e baixa adesão superficial bacteriana (Denry, Kelly, 2008).

Esses materiais possuem alta resistência flexural, atingindo o dobro das cerâmicas de alumina (900 a 1200 MPa) (Christel et al., 1989). Com propriedades mecânicas superiores às demais cerâmicas, a zircônia Y-TZP pode ser indicada para próteses parciais fixas de 3 a 4 elementos em qualquer região bucal e infraestruturas sobre implante (Gracis et al., 2015; Raigrodski, 2004). A primeira geração das zircônias odontológicas era opaca, o que tornava necessária a cobertura com porcelana. Isso ocorre devido ao alto índice de refração e ao alto número de interfaces geradas pelo reduzido tamanho dos cristais nos quais a luz deve ultrapassar (Stawarczyk et al., 2017). Em virtude de problemas como lascamento e fratura da cerâmica de recobrimento (Denry, Kelly, 2014), esses materiais tem melhorado as suas propriedades ópticas, de modo a permitir seu uso em restaurações monolíticas (Stawarczyk et al., 2017).

Recentemente surgiu no mercado odontológico uma classe de cerâmicas que incorpora em sua composição componentes orgânicos, denominadas de cerâmicas com matriz resinosa (Gracis et al., 2015). Com a mesma inspiração das cerâmicas infiltradas por vidro do sistema In-ceram fabricadas pela Vita Zahnfabrik, lançadas na década de 80, Giordano (1997) patenteou a ideia de substituir o vidro por polímero (Mainjot et al., 2016). Com essa mesma inspiração, em 2012 a Vita Zahnfabrik lançou a VITA Enamic, cuja intenção é de combinar as características das cerâmicas com as das resinas compostas (Della Bona et al., 2014; Denry, Kelly,

2014). Classificada também como cerâmica híbrida (Mainjot et al., 2016), ela é composta de cerca de 80% do seu peso de uma rede porosa tridimensional interconectada por vidro amorfo de feldspato (Coldea et al., 2013; Gracis et al., 2015; Ramos et al., 2016), que forma um arcabouço no qual uma matriz orgânica de UDMA e TEGDMA é infiltrada por capilaridade, em alta temperatura e alta pressão. Devido a sua matriz polimérica esse compósito não pode ser sinterizado (Ramos et al., 2016). Essa combinação de materiais visa aumentar a resistência à fratura, assim como sua resistência a flexão (Awada, Nathanson, 2015; Badawy et al., 2016; Coldea et al., 2013). Alega-se que a presença da fase polimérica resulta em um mecanismo que dificulta a propagação de trincas, resultando em um material menos susceptível a danos (Coldea et al., 2013; Swain et al., 2016).

A Enamic possui um módulo de elasticidade de 30 GPa, intermediário entre esmalte (50 a 100 GPa) e dentina (15 a 20 GPa) (Dirxen et al., 2013), e dureza de 2,5 GPa (Coldea et al., 2013; Swain et al., 2016). Trata-se de uma proposta interessante do ponto de vista biomimético, pois espera-se que uma restauração com comportamento biomecânico próximo ao da estrutura dentária tenha uma boa longevidade sem provocar danos aos dentes antagonistas (Carvalho et al., 2014).

Outra característica importante para a seleção de um material restaurador atualmente é a sua propriedade adesiva. No caso da Enamic, uma grande vantagem frente as outras cerâmicas com matriz resinosa é a sensibilidade ao condicionamento com ácido hidrófluorídrico, que dissolve a matriz cerâmica, criando um aspecto de favo de mel formado pela rede de polímero (Mainjot et al., 2016), o que faz com que este material tenha a melhor resistência de união adesiva dentre as cerâmicas com presença de matriz orgânica (Elsaka, 2014).

A presença da matriz resinosa faz com que esse material absorva e distribua as forças mastigatórias mais homoganeamente, diminuindo o risco de fratura do material, mostrando ser uma boa escolha para dentes posteriores (Magne et al., 2010). Outra vantagem é que carece de menor tempo de usinagem, e desgasta menos as fresas dos sistemas CAD/CAM (Awada, Nathanson, 2015). Por outro lado, uma desvantagem desse material quando comparado às cerâmicas é o aumento da rugosidade superficial pela abrasão (Mainjot et al., 2016). Além disso, quando é esperado um alto grau de estética, cerâmicas vítreas ainda são o material de escolha.

Outro compósito também classificado no grupo das cerâmicas com matriz resinosa é a cerâmica com alto conteúdo de zircônia-silica interpenetrada em uma matriz resinosa (Gracis et al., 2015), representada pela Paradigm MZ100 da empresa 3M ESPE, que surgiu no mercado em 2010. Esse material é composto de 85% em peso de partículas de zircônia-silica em uma matriz orgânica de Bis-GMA e TEGDMA. O compósito é fotopolimerizado industrialmente, e suas propriedades mecânicas e composição são muito semelhantes ao da resina Z100 da mesma empresa (Nguyen et al., 2013).

Alega-se que a presença de polímero em sua composição induz efeitos adversos tais como, maior propensão a colonização bacteriana na superfície, danos pulpares provocados pela liberação de monômeros livres, reações alérgicas e citotoxicidade (Bakopoulou et al., 2009). Atribui-se esses feitos adversos ao grau de conversão insuficiente, a degradação química e a presença de bisphenol A (presente no monômero Bis-GMA). No entanto, esses novos compósitos têm substituído a matriz orgânica de Bis-GMA por UDMA, que não é sintetizado a partir do bisphenol A, reduzindo a toxicidade desses novos materiais (Saxena et al., 2012). A fabricação industrial desses novos materiais contendo polímeros em sua composição permite uma polimerização mais homogênea e um maior grau de conversão da fase orgânica (Mainjot et al., 2016), conseqüentemente aumentando sua resistência ao desgaste, dureza e módulo elástico (Ferracane et al., 1997; Lin-Gibson et al., 2009).

Outro grupo de cerâmicas com matriz resinosa lançado pela empresa 3M ESPE é a Lava Ultimate, também classificada de resina nanocerâmica (Gracis et al., 2015). Esse material é composto de 79% de partículas de sílica, zircônia e nano clusters de sílica-zircônia em uma matriz polimérica de UDMA (Mainjot et al., 2016). Devido a fase orgânica, esses compósitos preenchidos com partículas tais como o Paradigm MZ100 e o Lava Ultimate, possuem uma maior resistência ao crescimento de trincas do que as cerâmicas feldspáticas (Kassem et al., 2012). Assim como a Vita Enamic, os compósitos Lava Ultimate e a Paradigm MZ100 também têm sido indicados para confecção de restaurações de espessuras ultrafinas em dentes posteriores (Magne et al., 2010; Schlichting et al., 2011).

A Lava Ultimate e o Paradigm MZ 100 são pouco sensíveis ao condicionamento com ácido fluorídrico, por isso, recomenda-se o jateamento com

sílica, e a utilização de agentes silanos/cimentos resinosos contendo o monômero fosfatado 10-MDP, para sua cimentação adesiva (Cekic-Nagas et al., 2016; Chen et al., 2014).

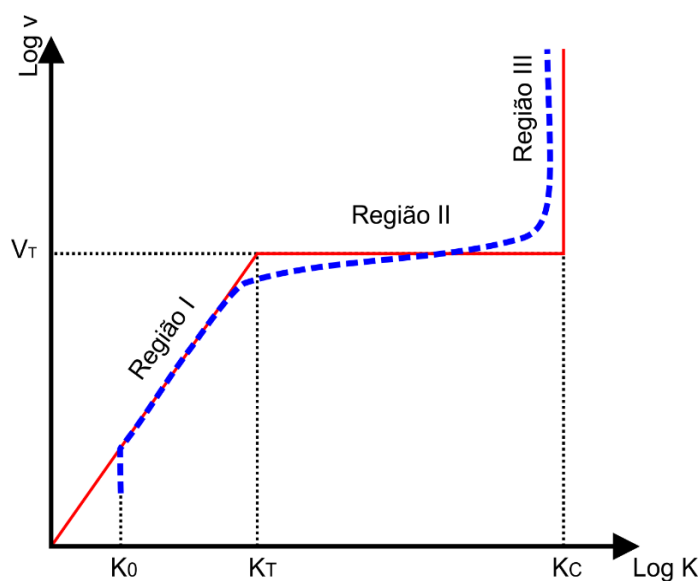
2.4 Testes de fadiga

A maioria dos materiais, quando submetidos a tensões durante determinado período de tempo, irão falhar devido ao processo denominado fadiga. O tempo ocorrido até que a falha ocorra depende de fatores como intensidade da tensão, características do ambiente no qual a tensão é aplicada e capacidade do material em resistir aos efeitos da fadiga. Os materiais falham quando a tensão atinge um limiar crítico, onde acima dele a falha irá ocorrer. Essas falhas podem se manifestar como deformação, desgaste e/ou fratura (Baran et al., 2001). Em odontologia restauradora, a maior parte dos materiais exibem um comportamento frível ou quase frível (cerâmicas, porcelanas, esmalte, dentina, polímeros e compósitos baseados em polímeros), os metais também falham por mecanismos de fadiga, no entanto, o comportamento é diferente em materiais dúcteis.

A fadiga em materiais fríveis ou quase-fríveis envolve um processo no qual ocorre a nucleação, a propagação e a coalescência de trincas ocasionando a fratura (Baran et al., 2001). Esse processo pode ser explicado pelo gráfico de Intensidade de tensão (K) versus velocidade da propagação de trincas (v) (Figura 3) (Žagar et al., 2015). Inicialmente o material encontra-se sob ação de uma carga que gera uma tensão que atinge um valor limite (K_0), essa tensão faz com que microtrincas se propaguem rapidamente de modo a se nuclearem em uma trinca maior (Baran et al., 2001). Assim, a falha se inicia em defeitos subcríticos pré-existentes no material que pode ser fissuras, poros, inclusões, defeitos, etc. Esses defeitos estão presentes tanto na superfície quanto no interior do material. A nucleação de defeitos só ocorrerá no maior defeito submetido a concentração de tensão de tração (Baran et al., 2001; Gonzaga et al., 2011; Žagar et al., 2015). Nesta fase, a velocidade de propagação não é tão dependente da quantidade de tensão,

no entanto, a propagação ocorre rapidamente (Região I) (Žagar et al., 2015); conforme a tensão aumenta até atingir K_T (Região II), estágio denominado de propagação lenta da trinca, ou *slow crack growth* (SCG). Neste momento, a tensão aumenta ao longo do tempo e a trinca se propaga lentamente e perpendicularmente às forças de tração. Se a tensão continuar a aumentar sob a ponta da trinca até atingir o limite crítico do material (K_C), esse limite ou tensão crítica fará com que as trincas se coalesçam e se propaguem rapidamente até a fratura do material (Baran et al., 2001; Gonzaga et al., 2011; Žagar et al., 2015).

Figura 3 - Gráfico da representação esquemática da velocidade da propagação das trincas (v) em dependência da intensidade de tensão (K)



Legenda: Abaixo do limite K_0 , as taxas de crescimento das trincas são insignificantes. Na Região I, o crescimento da trinca ocorre rapidamente e é menos dependente da tensão (K). A Região II começa em $K = K_T$ e nesse momento a trinca se propaga lentamente, no entanto a tensão aumenta até que atinge o limite crítico de K_C . Na Região III, o limite de tensão do material é atingido e as trincas se propagam rapidamente, levando o material a fratura. A simplificação para este comportamento é demonstrada pela linha vermelha.

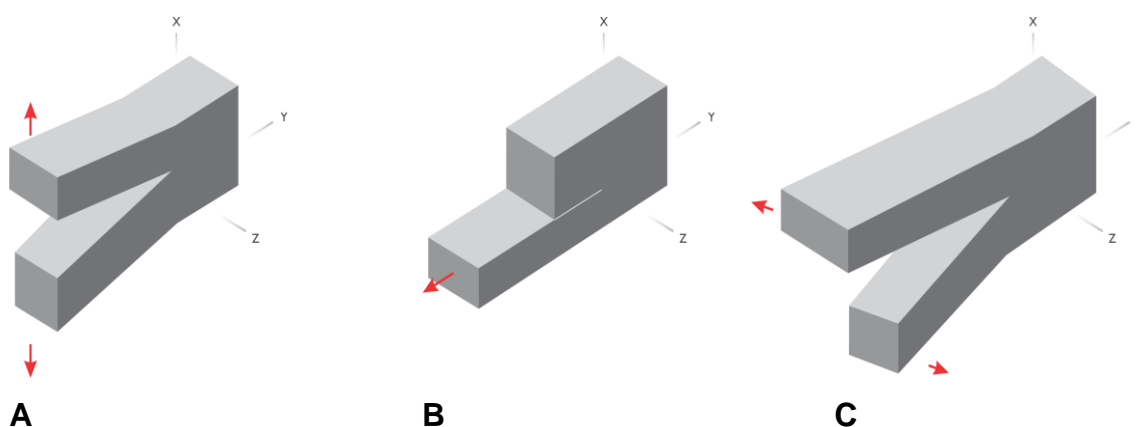
Fonte: Elaborado pelo autor com base em Baran *et al.*, 2001; Žagar *et al.*, 2015.

Por isso é importante que os procedimentos clínicos, como ajustes, provas das restaurações e condicionamento da superfície, e também laboratoriais sejam

críticos, pois defeitos inseridos nos materiais podem afetar a sua longevidade clínica (Gonzaga et al., 2011).

A microestrutura dos materiais também influencia a sua capacidade de resistir à propagação de trincas, ou seja, a quantidade de energia que o material é capaz de absorver até atingir a tensão crítica (K_{IC}) que ocasionará a fratura (Badawy et al., 2016; Gonzaga et al., 2011; Gonzaga et al., 2009). Como dito anteriormente, as falhas iniciam-se em defeitos pré-existentes no material, o tamanho e forma do defeito, e a capacidade do material de resistir à propagação desse defeito determina a tenacidade à fratura do material. Em outras palavras a tenacidade à fratura do material é a resistência do material a resistir a propagação rápida da trinca, quando ela atinge o limiar de tensão crítica (K_{IC}) em um sólido que apresenta um defeito de forma e tamanho conhecido (Baran et al., 2001; Della Bona, 2009; Gonzaga et al., 2011; Gonzaga et al., 2009). Denomina-se K_{IC} , pois a tenacidade a fratura dos materiais frágeis é controlada por fraturas de abertura (modo I de fratura; Figura 4), que são provocadas por tensões de tração, de modo que $K_C = K_{IC}$ (Della Bona, 2009).

Figura 4 - Os três modos de deslocamento das superfícies da trinca



Legenda: A) Modo I é o modo de abertura (ou modo de tração) controla a fratura em materiais frágeis; B) Modo II é o modo de deslizamento; C) Modo III é o modo de rasgamento.

Fonte: Elaborado pelo autor com base em Della Bona, 2009.

As cerâmicas odontológicas possuem alta resistência às forças compressivas, mas a compressão causada pelas cargas oclusais resultam na flexão

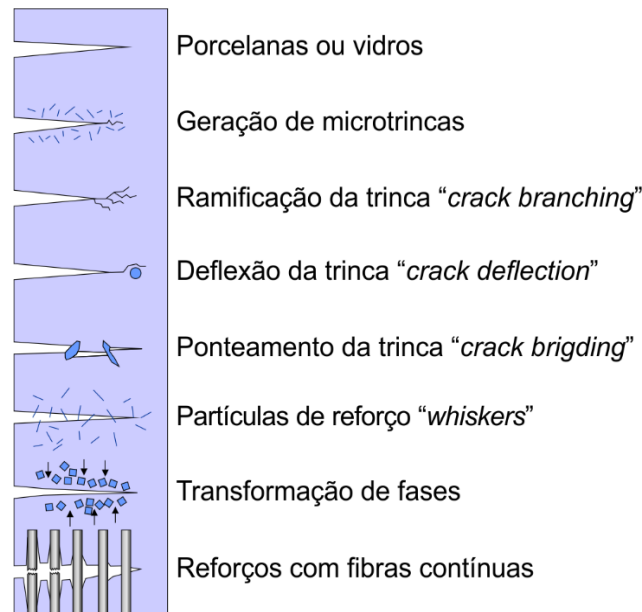
da cerâmica, gerando uma concentração de tensões de tração no lado de cimentação que podem culminar na falha do material (Anusavice, Hojjatie, 1992; Kelly, 1999; Kelly et al., 1990; Thompson et al., 1994; Zhang et al., 2013). Por isso espera-se que a fratura se propague perpendicularmente iniciando no lado de cimentação (Anusavice, Hojjatie, 1992; Baran et al., 2001; Kelly, 1999; Kelly et al., 1990; Thompson et al., 1994; Zhang et al., 2013).

Quando a intensidade da tensão é suficiente para iniciar a propagação da trinca (K_{I0}), porém não atinge a tensão crítica da cerâmica (K_{IC}), os defeitos sob tensão se propagam lentamente (SCG). Nessa fase os defeitos sofrem degradação ao longo do tempo e essa degradação é induzida pela presença de água na ponta da trinca, sob influência da tensão, tal como ocorre no ambiente oral na presença de saliva, alterações de pH e temperatura e as cargas funcionais e parafuncionais (Bonfante, Coelho, 2016; Gonzaga et al., 2011). Nessas condições, a água rompe as ligações dos óxidos metálicos no material cerâmico, formando hidróxidos, provocando corrosão na ponta trinca e diminuindo a resistência do material (Della Bona, 2009; Gonzaga et al., 2011; Gonzaga et al., 2009).

Conforme citado anteriormente, as falhas iniciam-se a partir de defeitos pré-existent no material, o tamanho do defeito e a capacidade do material de resistir à propagação desse defeito determina a resistência do material à fratura. A propagação da trinca pode ser influenciada por mecanismos de tenacificação inerentes a microestrutura dos materiais. Nas vitrocerâmicas esses mecanismos ocorrem pela presença de cristais, no qual o volume de cristais, o tamanho das partículas cristalinas, proporção e sua distribuição na matriz vítrea influenciam na susceptibilidade para o crescimento lento de trincas (Gonzaga et al., 2009). Isso ocorre por que a propagação da trinca é atrasada ou impedida pela deflexão ou mudança de direção quando ela atinge uma partícula cristalina (Figura 5). Essa deflexão diminui a tensão na ponta da trinca, ao passo que nas porcelanas, a trinca tende a se propagar mais rapidamente devido a menor proporção de fase cristalina em sua microestrutura (Gonzaga et al., 2009). A transformação de fase é outro mecanismo de tenacificação encontrado especialmente nas cerâmicas baseadas em zircônia parcialmente estabilizada na fase tetragonal (Figura 5). Quando as tensões se concentram em uma trinca presente no material, a transformação da fase tetragonal para monoclinica faz com que o aumento de volume dos grãos ao redor

da trinca resulte em forças compressivas que unem as superfícies da trinca, dificultando a sua propagação (Chong et al., 2002; Teixeira et al., 2007).

Figura 5 - Interação da trinca com a microestrutura do material



Fonte: Elaborado pelo autor com base em Quinn, 2016.

Muitos estudos têm focado em testar a resistência à fratura dos materiais ou de determinados tratamentos por meio de testes monotônicos. A partir deles é obtida a carga máxima na qual o material ou tratamento resiste até fraturar, utilizando uma carga estática, única e pontual (Bonfante, Coelho, 2016; Kelly, 1999; Zhang et al., 2013). Testes de resistência à fratura estática imitam situações de transmissão de tensões extremas, tais como no trauma dental ou durante remoção de coroas temporárias (Dietschi et al., 2008). No entanto, em ambiente oral, os materiais estão sujeitos a cargas cíclicas e sob presença de umidade, o que provoca envelhecimento e diminuição da resistência dos materiais, o que não ocorre nos testes monotônicos, por isso, a previsão do seu comportamento e do sucesso do tratamento em longo prazo é limitada (Heintze et al., 2011; Ozcan, Jonasch, 2016; Zhang et al., 2013). Esses testes podem ser utilizados para determinar variáveis de um material, classificar características entre diferentes materiais, comparar com

valores clinicamente comprovados e estimar o risco de falha por meio de estatística Weibull (Heintze et al., 2011). A estatística de Weibull é um método comum de caracterizar a resistência e a confiabilidade dos materiais, que pode ser calculada através de testes monotônicos (Gonzaga et al., 2011). Ela descreve a resistência de um material friável, baseado na probabilidade de 63% dos espécimes falhar sob determinada tensão, valor denominado resistência característica. Outra informação que é possível obter com essa estatística é o módulo de Weibull (m), que indica a natureza, severidade e dispersão de falhas no material. Quanto mais alto o módulo, mais uniformemente estão distribuídos os defeitos no seu interior (Gonzaga et al., 2011).

Devido aos custos financeiros e biológicos dos testes clínicos (Ozcan, Jonasch, 2016), testes laboratoriais de fadiga podem ser utilizados para prever o comportamento de determinados tratamentos, avaliar a resistência à fadiga de materiais, ou até obter informações sobre sua sobrevivência no ambiente oral (Baran et al., 2001).

É importante que os testes de fadiga sejam conduzidos de modo a simular ao máximo as condições do ambiente oral (Dietschi et al., 2008), de modo que as falhas resultantes sejam as mesmas daquelas encontradas clinicamente (Gressler May et al., 2015; Kelly, 1999). Nos testes de fadiga, as cargas podem ser aplicadas de forma estática (constantes com o tempo), dinâmica (aplicadas em uma taxa constante), ou cíclicas (com magnitude da carga variando com o tempo) (Baran et al., 2001). Nesse sentido, testes de fadiga dinâmica e cíclica são uma boa abordagem para investigar padrões de falhas clinicamente relevantes, permitindo avaliar a sobrevivência do material em função (Aboushelib, Elsafi, 2016; Bonfante, Coelho, 2016).

Em geral, as falhas clínicas das restaurações cerâmicas iniciam-se na superfície de cimentação, testes monotônicos resultam em falhas chamadas de *cone cracks* ou também denominadas *Hertzian cracks*, que iniciam-se abaixo da faceta de desgaste, ou do ponto de aplicação de carga (De Jager et al., 2006; Kelly et al., 2010; Kelly et al., 1996; Thompson et al., 1994). Além disso, é provável que as falhas clínicas ocorram por cargas inferiores às dos testes monotônicos, como consequência dos mecanismos de fadiga que sofrem os materiais (Homaei et al., 2016; Kelly, 1999; Ozcan, Jonasch, 2016; Zhang et al., 2013).

Várias metodologias de testes de fadiga podem ser utilizadas para avaliar o comportamento do material. A vida em fadiga é um teste de fadiga dinâmica no qual avalia-se o número de ciclos no qual uma amostra resiste até falhar quando ciclada sob uma carga constante pré-determinada. A carga aplicada deve ser suficiente para induzir a falha do material, principalmente nos materiais que apresentam baixa suscetibilidade ao crescimento lento de trincas ou alto valor de K_{IC} (Bonfante, Coelho, 2016). Não existe consenso quanto ao número de ciclos e intensidade de carga que simulariam as condições encontradas clinicamente; a literatura apresenta modelos com números de ciclos que variam entre 1.000 e 1.200.000 para coroas unitárias (Özcan, Jonasch, 2016), assim como os parâmetros de carga que variam entre 20 e 300 N (Özcan, Jonasch, 2016). Informações importantes como análise de sobrevivência através estatística de Kaplan-Meier e análise de Weibull podem ser obtidas com esse modelo (Bonfante, Coelho, 2016). As desvantagens desse tipo de teste é o elevado número de amostras e a imprevisibilidade do número de ciclos que provocará a falha no material (Bonfante, Coelho, 2016).

Para reduzir a duração dos ensaios de fadiga podem ser utilizados os ensaios de vida acelerados. O *staircase* é um exemplo de ensaio de vida acelerado. Após determinação da resistência máxima sob carga monotônica realizada em algumas amostras, determina-se o valor de carga inicial, em torno de 60 a 70% da média do valor obtido no teste monotônico (Amaral et al., 2017; Amaral et al., 2016; Villefort et al., 2017). O número de ciclos é selecionado baseado nos números de ciclos em que o material possivelmente estaria sujeito a falhar clinicamente, geralmente cerca de 100.000 ciclos e frequência de 5 Hz (Amaral et al., 2017; Bonfante, Coelho, 2016; Villefort et al., 2017). Se a amostra falhar após esse número pré-determinado de ciclos, a carga é decrescida em um incremento, e a amostra seguinte é testada com carga inferior. Caso uma amostra sobreviva, a carga é acrescida de um incremento, e uma nova amostra é testada, e assim ocorre sucessivamente até que todas as amostras sejam testadas (Amaral et al., 2017; Bonfante, Coelho, 2016; Villefort et al., 2017).

O teste *step-stress* é outro ensaio de vida acelerado que pode ser utilizado, no qual os espécimes são divididos em três perfis de carregamento, com variados incrementos de carga e número de ciclo, denominados perfis leve, moderado e agressivo (Bonfante, Coelho, 2016; Coelho et al., 2009; Corazza et al., 2015). A

carga inicial varia de 30 a 60% do valor de resistência máxima obtida no ensaio monotônico (Rosentritt et al., 2016).

Já o método *stepwise stress* corresponde a uma simulação da situação clínica através do carregamento com incrementos crescentes de carga até a falha do material ou até um número de ciclos pré-determinado (Anami et al., 2016; Fennis et al., 2004; Güth et al., 2016). Inicialmente, um teste monotônico é realizado em um pequeno número de amostras para obter o valor inicial de carga para o teste, para isso 60-80% da média de resistência a fratura é utilizado. Em seguida é estabelecido o número de ciclos para cada degrau (10.000-50.000 ciclos) (Anami et al., 2016; Fennis et al., 2004; Güth et al., 2016; Magne et al., 2016, 2014). As amostras são testadas no degrau de carga pré-determinado, e ao final do ciclo, elas são analisadas a fim de detectar alguma falha, sendo detectada, são removidas, e um incremento de 200 N é adicionado a carga inicial, e as amostras são submetidas a um novo ciclo. Esse procedimento é repetido até que todas as amostras falhem, ou até que tenha sido atingido um número total de ciclos pré-determinados (Anami et al., 2016; Fennis et al., 2004; Güth et al., 2016; Magne et al., 2016, 2014).

3 PROPOSIÇÃO

Este estudo tem como objetivo avaliar a influência dos diferentes tipos de núcleos (resina composta com e sem um pino de fibra; e núcleos metálicos fundidos em liga de prata) na sobrevivência de fadiga de incisivos bovinos restaurados com coroa monolítica de cerâmica reforçada com leucita.

As hipóteses nulas deste estudo foram:

H₀₁: Não haverá diferença significativa na sobrevivência à fadiga;

H₀₂: Não haverá diferença no modo de falha entre as diferentes técnicas restauradoras.

4 MATERIAL E MÉTODOS

4.1 Confeção dos corpos de prova

4.1.1 Seleção dos dentes

Sessenta e nove incisivos bovinos recém extraídos apresentando tamanho e forma semelhantes foram selecionados para o estudo. Para isto, foram mensuradas as larguras vestibulo-lingual e mesio-distal utilizando-se um paquímetro digital (Starrett 727, Starrett, Itu, Brasil), sendo permitido um desvio máximo de 10% da média (da Silva et al., 2010; Veríssimo et al., 2014). Os dentes bovinos foram mantidos em solução de timol 0,1% com pH 7,0 à 4°C até o uso. Após a seleção, as raízes foram seccionadas com disco diamantado dupla face (KG#7020, KG Sorensen, Cotia, Brasil) acoplado à peça de mão, sob irrigação constante, obtendo um comprimento radicular padronizado de 16 mm em todos os espécimes. As coroas foram descartadas e as raízes armazenadas em água deionizada a 4°C.

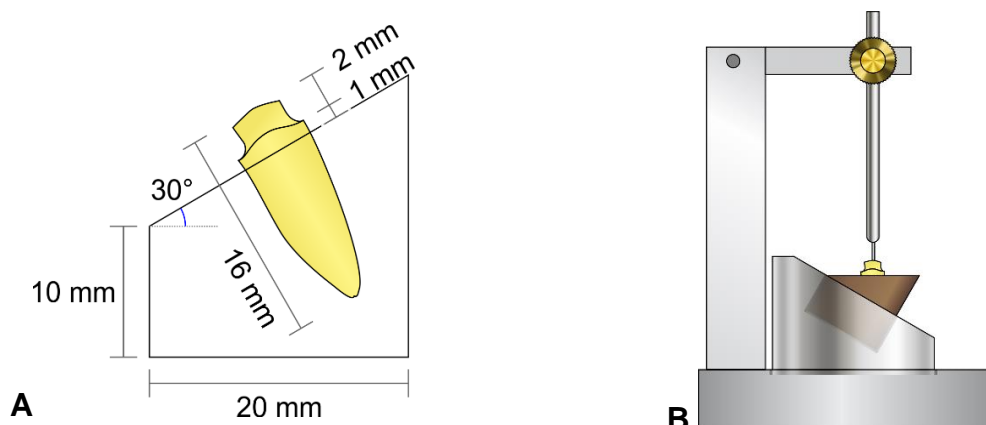
4.1.2 Preparo dos canais

O preparo dos condutos radiculares foi realizado utilizando-se as limas R50 (VDW, Munique, BV, Alemanha) acopladas ao sistema recíprocante X-Smart Plus (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Suíça). O comprimento de trabalho foi determinado pelo cálculo do comprimento real do dente menos 0,5 mm. A irrigação foi realizada com solução de hipoclorito de sódio 2,5% (Asfer, São Caetano do Sul, Brasil). Ao final da instrumentação, a *smear layer* foi removida utilizando-se 3 ml de EDTA 17% (Maquira, Maringá, PR, Brasil) durante 3 minutos. A obturação foi realizada pela técnica do cone único utilizando cones de guta-percha R50 (VDW, Munique, Alemanha) e cimento endodôntico Sealer 26 (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Suíça).

4.1.3 Embutimento na base angulada

Um delineador foi utilizado para posicionar cada espécime com seu longo eixo perpendicular ao solo e no centro da embocadura superior do tubo de PVC. Uma base inclinada foi utilizada para garantir a inclinação do tubo em 30° (Figura 6). Para isso, 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). O tubo foi preenchido com resina acrílica autopolimerizável (VIPIFlash, VIPI, Pírrassununga, Brasil), e o conjunto centralizado no seu interior, mantendo 3 mm de borda cervical exposta.

Figura 6 – Desenho esquemático ilustrando o embutimento nas bases de PVC



Legenda: A) Dimensões do tubo de PVC e da raiz para confecção das amostras; B) Delineador utilizado para permitir uma inclinação de 30° das amostras no tubo de PVC.

Fonte: Elaborado pelo autor.

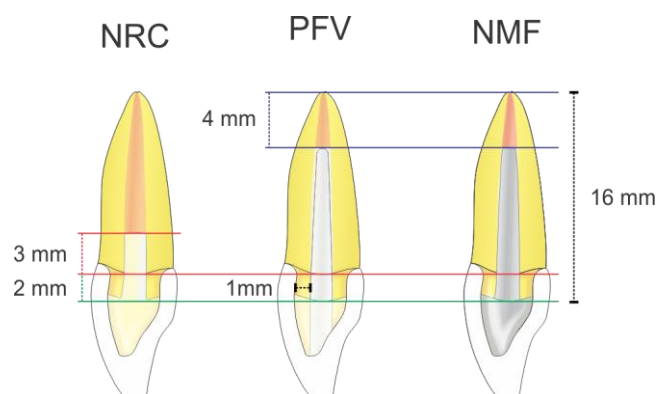
Os espécimes foram armazenados em recipiente fechado contendo água deionizada a 37 °C até a realização da próxima etapa, pelo período máximo de 7 dias.

4.1.4 Divisão dos grupos experimentais

As raízes foram aleatoriamente distribuídas em três grupos (n = 23) de acordo com o tipo de tratamento restaurador (Figura 7):

- **NRC (núcleo de resina composta):** remoção de 5 mm de guta-percha a partir da embocadura, núcleo de preenchimento em resina composta Bulkfill, preparo para coroa total mantendo 2 mm altura de férula e cimentação de coroa total cerâmica.
- **PFV (pino de fibra de vidro):** preparo do conduto para pino mantendo 4 mm de guta-percha no terço apical, cimentação adesiva de um pino de fibra de vidro, confecção de núcleo de preenchimento com resina composta Bulkfill, preparo para coroa total mantendo 2 mm altura de férula e cimentação de coroa total cerâmica.
- **NMF (núcleo metálico fundido):** preparo do conduto para pino mantendo 4 mm de guta-percha no terço apical, confecção e cimentação de núcleo metálico fundido em liga de prata, preparo para coroa total mantendo 2 mm de férula e cimentação de coroa total cerâmica.

Figura 7 – Desenho esquemático dos grupos experimentais



Legenda: NRC – núcleo em resina composta sem retentor intrarradicular; PFV- pino de fibra de vidro; NMF- núcleo metálico fundido.

Fonte: Elaborada pelo autor.

Os materiais utilizados na confecção dos núcleos metálicos fundidos e resina composta, e para a cimentação adesiva dos pinos e coroas estão descritos no Quadro 1.

Quadro 1 – Materiais utilizados na confecção dos núcleos metálicos fundidos e em resina composta, e para a cimentação adesiva dos pinos e coroas

(continua)

Material	Fabricante	Composição	Classificação
Duralay	Reliance, Worth, USA	Pó: peróxido de benzoíla, dialquil ftalato, monômeros residuais, dióxido de titânio, pigmentos Líquido: metacrilato de metila **	Resina a base de metilmetacrilato autopolimerizável
Exacto	Ângelus, Lodrina, Brasil	80% Fibra de vidro e 20% Resina epóxi *	Pino de fibra de vidro de dupla conicidade
Maxalloy	MetalMS, Itaquaquecetuba, Brasil	80% Ag, 7% Cu e 13% Sn *	Liga de prata-estanho
Monobond N	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein	Etanol, Metacrilato de 3 trimetoxissililpropilo, 10-MDP, acrilato dissulfureto ***	Silano contendo 10-MDP
Multilink Primer	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein	Primer A: DEPT, Sulfato de benzoato de sódio, água Primer B: HEMA, EAEPa, MAEPa ****	Primer autocondicionante
Multilink N	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein	Dimetacrilatos, HEMA, t-amina, carga de dióxido de silício, trifluoreto de itérbio, catalisadores, estabilizantes, pigmentos, peróxido de dibenzoíla ***	Cimento resinoso quimicamente ativado
Pinjet	Ângelus, Lodrina, Brasil	Policarbonato *	Pinos pré-fabricados em resina acrílica
Power C-Etching 5%,	BM4, Maringá, Brasil	Ácido Hidrofluorídrico 5%*	Ácido para condicionamento de superfície de cerâmicas vítreas
Tetric N-Bond	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein	Bis-GMA, UDMA, HEMA, Acrilato de ácido fosfórico, sílica, etanol, iniciadores e estabilizadores *****	Sistema adesivo de condicionamento ácido total de 5ª geração

Quadro 1 – Materiais utilizados na confecção dos núcleos metálicos fundidos e em resina composta, e para a cimentação adesiva dos pinos e coroas

(conclusão)

Tetric N-Flow Bulk Fill	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein	Matriz: UDMA (19–21% em peso), Bis-GMA, Bis-EMA. Carga: vidro de bário, pré-polímeros, fluoreto de itérbio, óxidos mistos, aditivos, catalisadores, estabilizadores Pigmentos (<1,0% em peso)*	Resina composta Bulk-fill
Ultra-Etch	Ultradent, South Jordan, EUA	Ácido fosfórico 35%*	Ácido para condicionamento de superfície dentária

Fonte: * Dados fornecidos pelo fabricante; ** Peñate et al. (2015); *** El-Damanhoury, Gaintantzopoulou (2018); **** Marques Melo et al. (2010); ***** Costa et al. (2017).

4.1.5 Confecção dos núcleos e preparos

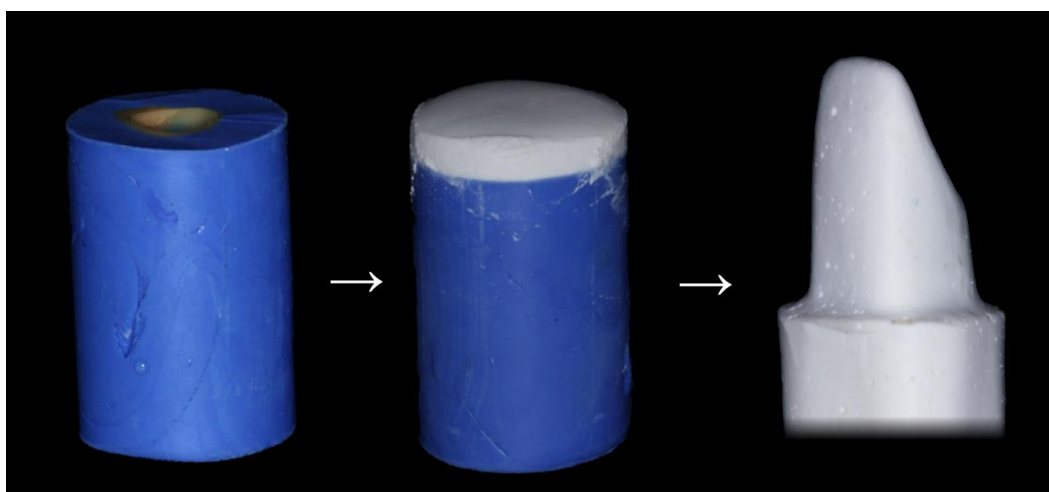
Para padronização da morfologia dos núcleos utilizou-se um preparo mestre para coroa total cerâmica realizado em um incisivo central superior direito de um manequim odontológico (P-Oclusal, São Paulo, Brasil) com término de 1 mm em chanfro profundo, desgaste de 1 mm nas faces vestibular, palatina e proximais e redução incisal de 2 mm (Figura 8). Após moldagem do preparo (Virtual, Ivoclar Vivadent, Schaan Liechtenstein), foram obtidos troqueis em gesso tipo IV (Herostone, Coltene, Bonsucesso, Brasil) (Figura 9) e a região correspondente ao limite do núcleo foi demarcada. Uma placa de acetato com 1 mm de espessura (Bio-Art Equip Odontológicos, Ltda, São Carlos, Brasil) foi utilizada em uma máquina de prensagem a vácuo (Bio-Art Equip Odontológicos, Ltda, São Carlos, Brasil) para obtenção matrizes que foram utilizadas para padronização dos núcleos de preenchimento dos grupos PFV e NRC (Figura 10a). Para as matrizes do grupo PFV, uma perfuração foi realizada na face palatina do molde de acetato (Figura 10b), de modo a permitir o corte do pino após a confecção do núcleo de preenchimento. O molde de silicone de adição também foi utilizado para confecção da porção do núcleo para os padrões em resina acrílica calcinável do grupo NMF.

Figura 8 – Preparo para coroa total cerâmica realizado no manequim odontológico



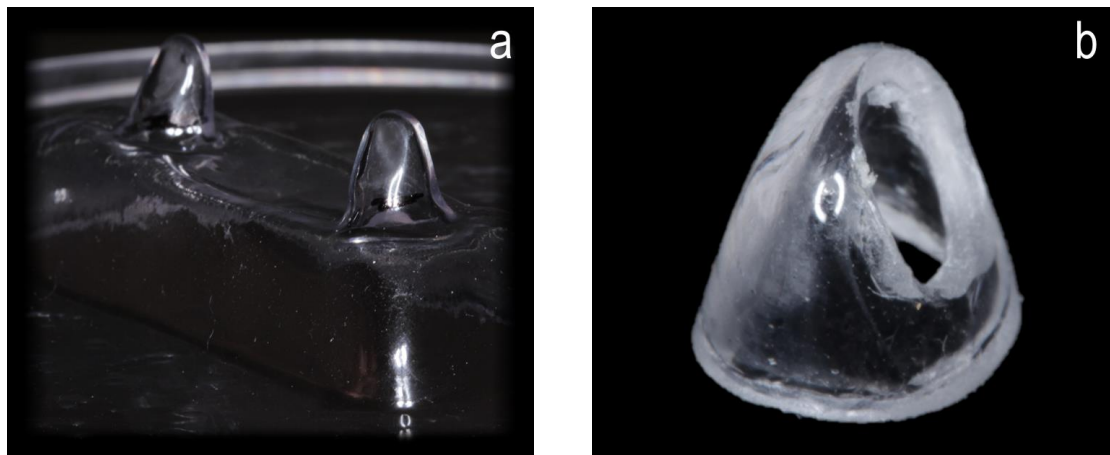
Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 9 – Obtenção dos troqueis de gesso para confecção das matrizes de acetato



Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 10 – Matrizes utilizadas para padronização da morfologia dos núcleos em resina composta dos grupos PFV e NRC



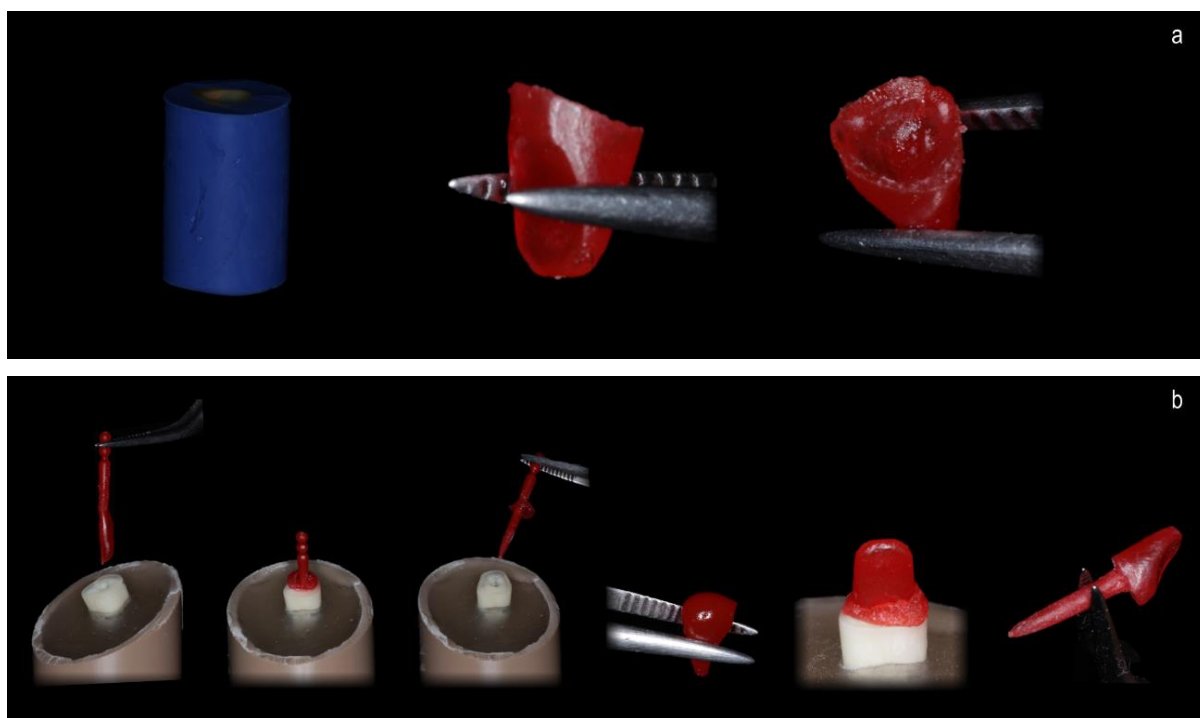
Legenda: a) Matrizes de acetato para confecção dos núcleos de preenchimento em resina composta; b) Matriz perfurada para confecção dos núcleos de preenchimento do grupo PFV.
Fonte: Elaborado pelo autor.

Previamente a confecção dos núcleos de preenchimento do grupo NRC, a embocadura do conduto foi alargada utilizando a ponta diamantada 846KR.025FG (Jota, Ruthi, Suíça), penetrando 5 mm a partir da embocadura, em seguida as raízes foram imersas em água deionizada e submetidas à limpeza em cuba ultrassônica por 5 min.

Nos grupos PFV e NMF, os condutos foram alargados utilizando brocas recomendadas pelo fabricante (Exacto, Ângelus, Londrina, Brasil), mantendo 4 mm de material obturador no ápice da raiz.

Os núcleos metálicos fundidos (NMF) foram obtidos pela técnica direta, a partir da modelagem de pinos pré-fabricados (Pinjet – Ângelus, Londrina, Brasil) com resina acrílica autopolimerizável calcinável (Duralay, Reliance, Worth, USA) (Figura 11a), e unidos aos núcleos da mesma resina fabricados a partir do molde do preparo mestre (Figura 11b). Os padrões dos pinos foram enviados para o laboratório de prótese para fundição em liga de prata (Maxalloy, MetalIMS, Itaquaquecetuba, Brasil) (Figura 12).

Figura 11 – Confeção dos padrões de acrílico para fundição dos núcleos metálicos



Legenda: a) Técnica utilizada para padronização da morfologia dos núcleos de resina acrílica; b) Modelagem dos condutos e união com a porção coronária do núcleo de resina acrílica.
Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 12 – Núcleos metálicos após a fundição



Fonte: Elaborado pelo autor.

O grupo PFV recebeu um pino de fibra de vidro de nº 2 de formato cônico e liso (Exacto, Ângelus, Londrina, Brazil).

Previamente a cimentação adesiva dos pinos dos grupos PFV e NMF, os canais foram tratados com 3 ml de EDTA 17% (Maquira, Maringá, Brasil) durante 3 minutos para remoção da *smear layer* e irrigados com hipoclorito de sódio 2,5% (Oliveira et al., 2018), e então as raízes foram novamente imersas em água deionizada, e submetidas à limpeza em cuba ultrassônica, durante 5 minutos. Após o banho em cuba ultrassônica, os canais radiculares foram irrigados com água deionizada e secos com cones de papel absorvente (Tanari, Manacapuru, Brasil).

Para cimentação dos grupos PFV e NMF, os pinos foram limpos com álcool etílico, receberam agente silano contendo 10-MDP (Monobond N, Ivoclar Vivadent, Schaan Liechtenstein). Uma mistura dos frascos A e B do *primer* autocondicionante do sistema Multilink N (Ivoclar Vivadent, Schaan Liechtenstein) foi aplicada no interior do conduto. O cimento resinoso Multilink N (Ivoclar Vivadent, Schaan Liechtenstein) foi levado ao interior do conduto utilizando as pontas misturadoras indicadas pelo fabricante, os pinos foram instalados, os excessos removidos e o conjunto fotoativado por 60 segundos (1200 mW/cm^2 ; comprimento de onda entre 440 e 480 nm - Bluephase N, Ivoclar Vivadent e Schaan Liechtenstein) (Figura 13).

Figura 13 – Sequência utilizada para a cimentação adesiva dos pinos (PFV e NMF)



Fonte: Elaborado pelo autor.

Para confecção do núcleo de preenchimento do grupo NRC e PFV, a dentina da porção coronária foi condicionada com ácido fosfórico 35% (Ultra-Etch, Ultradent, South Jordan, EUA) durante 15 segundos, lavada por 30 segundos e seca com papel absorvente. Duas camadas do adesivo Tetric N-Bond (Ivoclar Vivadent, Schaan Liechtenstein) foram aplicadas em toda a porção coronária, o solvente foi evaporado com leve jato de ar e fotopolimerizadas por 10 segundos (Bluephase N, Ivoclar Vivadent, Schaan Liechtenstein) (Figura 14).

Os núcleos de preenchimento foram confeccionados em resina composta Bulk Fill (Tetric N-Ceram Bulk Fill, Ivoclar Vivadent, Schaan Liechtenstein) com 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 os moldes de acetato previamente confeccionados (Figura 14).

Figura 14 – Sequência realizada para confecção dos núcleos de resina composta dos grupos PFV e NRC



Fonte: Elaborado pelo autor.

Em todos os grupos, foi realizado um preparo em chanfro profundo com profundidade de 1 mm localizado 2 mm abaixo da altura do limite superior da raiz, de

modo a obter uma férula para a coroa. Os preparos foram polidos utilizando pontas de borracha abrasiva (Astropol - Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein).

4.1.6 Confeção das coroas

Para padronização da morfologia das coroas totais, coroas provisórias em resina acrílica (Duralay, Reliance, Worth, EUA) foram obtidas a partir da moldagem de um incisivo central superior de manequim odontológico (P-Oclusal, São Paulo, Brasil), que então foram reembasadas sobre os preparos (Unifast Trad, GC America, Chicago, EUA) garantindo boa adaptação (Figura 15).

Figura 15 – Confeção das coroas provisórias para padronização da morfologia da coroa total cerâmica

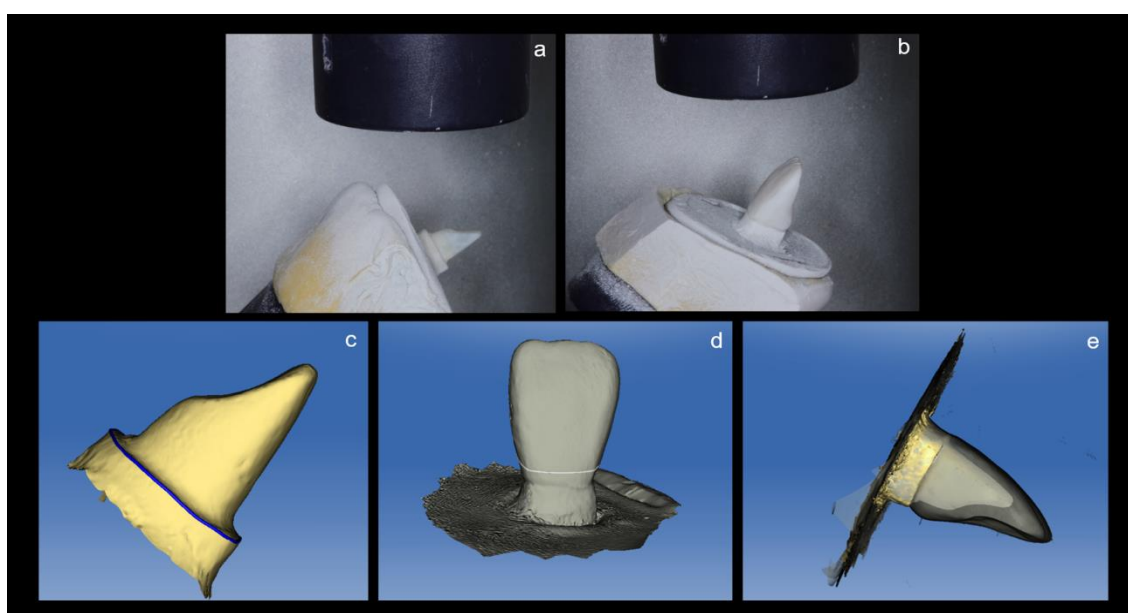


Fonte: Elaborado pelo autor.

O *software* Inlab 3.80 (Sirona Dental Systems, Bensheim, Alemanha) foi utilizado para desenho virtual de cada coroa através da técnica da cópia biogênica. O *spray* opacificador de óxido de titânio (Optispray, Sirona Dental Systems, Bensheim, Alemanha) foi aplicado sobre os dentes preparados para digitalização pelo escâner inEos Blue (Sirona Dental Systems, Bensheim, Alemanha). As coroas provisórias foram, em seguida, digitalizadas do mesmo modo. A partir da combinação dessas informações, o *software* gerou o desenho das coroas

(Figura 16 e 17). Foi realizado alívio interno para espessura de cimento padronizado em 70 μm . O equipamento Cerec InLab MC XL (Sirona Dental Systems, Bensheim, Alemanha) fresou os blocos de Empress CAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein). Todas as restaurações foram polidas utilizando o kit de polimento Optrafine (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) (Figura 18).

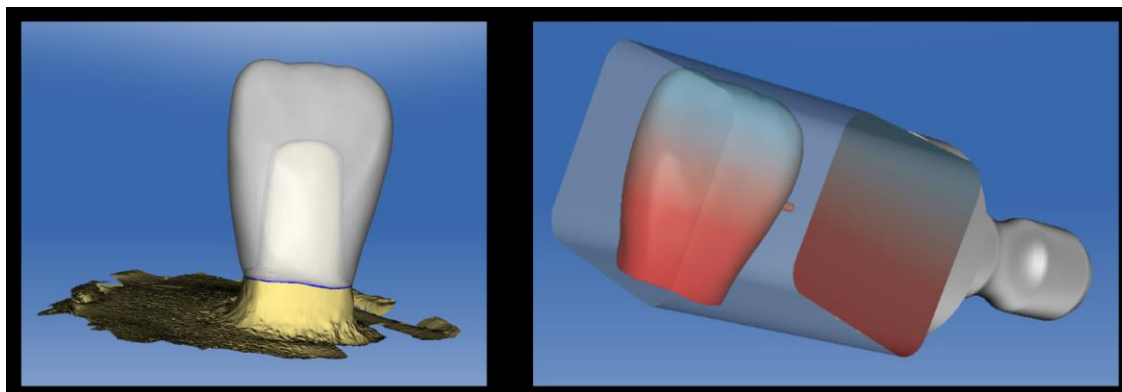
Figura 16 – Confeção das coroas totais pelo sistema CAD/CAM



Legenda: a) Escaneamento do preparo utilizando o escâner de bancada; b) escaneamento da amostra com sua respectiva coroa provisória; c) Modelo digital do preparo; d) Modelo digital da coroa provisória; e) Sobreposição dos modelos.

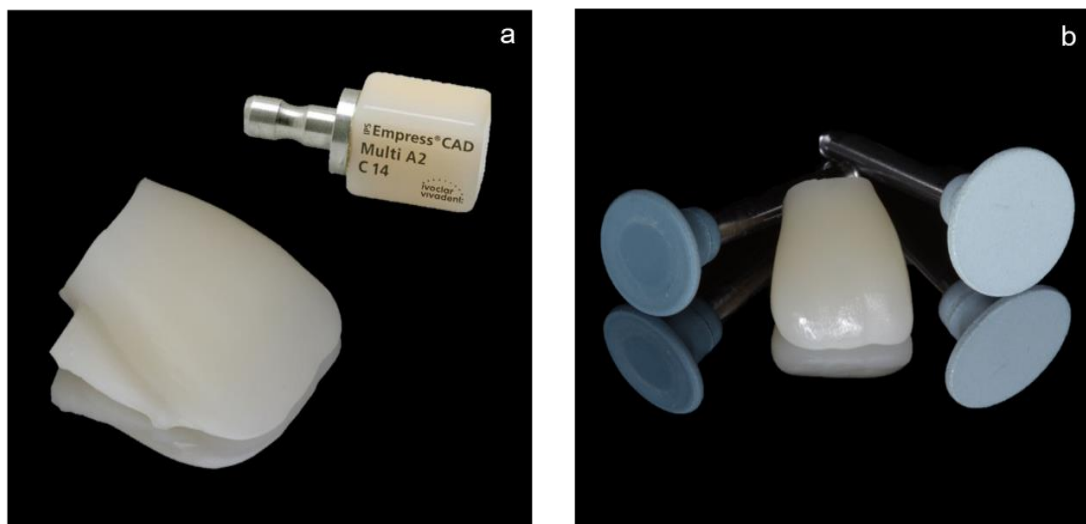
Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 17 – Desenho digital da coroa no *software* CAD



Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 18 – Coroa total de cerâmica feldspática reforçada por leucita



Legenda: a) Coroa usinada em cerâmica feldspática reforçada por leucita; b) Aspecto após acabamento e polimento.

Fonte: Elaborado pelo autor.

4.1.7 Cimentação das coroas

Após limpeza em banho ultrassônico com álcool isopropílico por 3 minutos, as superfícies internas das coroas foram condicionadas com ácido hidrófluorídrico 5% (Power C-Etching 5%, BM4, Maringá, Brasil) por 60 segundos, lavadas, secas e silanizadas (Monobond N, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein). O sistema adesivo autocondicionante do cimento resinoso Multilink N foi aplicado no preparo coronário de todos os espécimes e o excesso de água foi removido com leves jatos de ar.

O cimento resinoso dual Multilink N (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) foi inserido no interior da coroa utilizando a ponta misturadora indicada pelo fabricante e mantido 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 de 30 segundos em cada face (vestibular, palatina, oclusal, mesial e distal; Bluephase N, Ivoclar Vivadent, Schaan Liechtenstein).

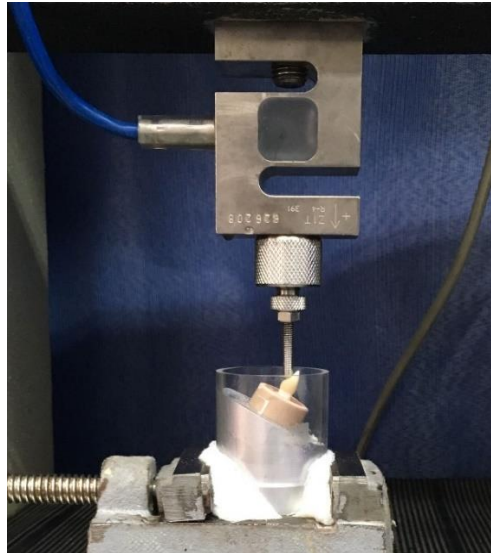
Os espécimes foram mantidos em água destilada a 37 °C por 24 horas.

4.2 Teste de fadiga e análise de sobrevivência

As falhas clínicas provocadas por fadiga, normalmente ocorrem sob cargas inferiores às dos testes monotônicos (Kelly, 1999; Zhang et al., 2013; Ozcan, Jonasch, 2016; Homaei et al., 2016), por isso é necessário que sejam determinados os parâmetros do teste de fadiga. Deste modo, determinação da força máxima para fratura, três espécimes de cada grupo foram posicionados em ângulo de 30° em relação à base da máquina universal de ensaios (EMIC DL 1000, São José dos Pinhais) e receberam a aplicação de carga compressiva 2 mm acima do cingulo (célula de carga de 1000 kgf, velocidade de 1,0 mm/min) com aplicador de aço inoxidável com ponta esférica de 2 mm de diâmetro (Figura 19). As médias dos valores de resistência máxima variou de 1160,8±219,5 N para PFV e 1179,7±26,7 N

para NRC. Esses dados foram utilizados para determinação dos parâmetros de carregamento do teste de fadiga.

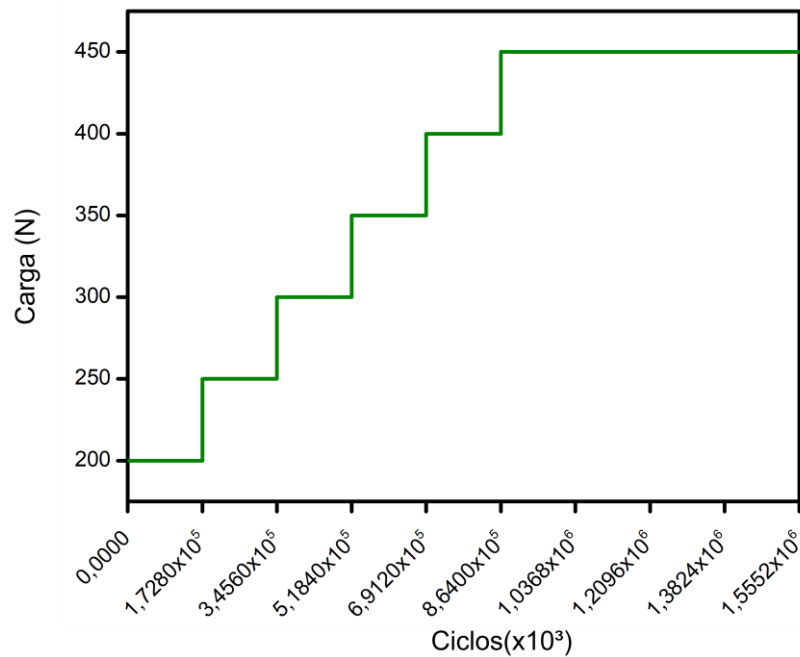
Figura 19 – Foto da amostra posicionada na máquina universal de ensaios



Fonte: Elaborado pelo autor.

Os demais espécimes foram testados utilizando a metodologia *stepwise stress* (Anami et al., 2016; Lazari et al., 2018; Magne et al., 2017, 2016, 2014). Para isso, os espécimes foram acoplados à máquina de simulação de mastigação (Biocycle V2, Biopdi, São Carlos, Brasil), utilizando o mesmo aplicador e ângulo de posicionamento de carga do teste monotônico. As amostras foram carregadas até a fratura ou a suspensão do ensaio com 1.555.200 de ciclos, na frequência de 1,4 Hz, imersas em água destilada, seguindo os degraus de carga descritos da Figura 20.

Figura 20 - Perfil de carregamento utilizado para o teste de fadiga *stepwise stress*.



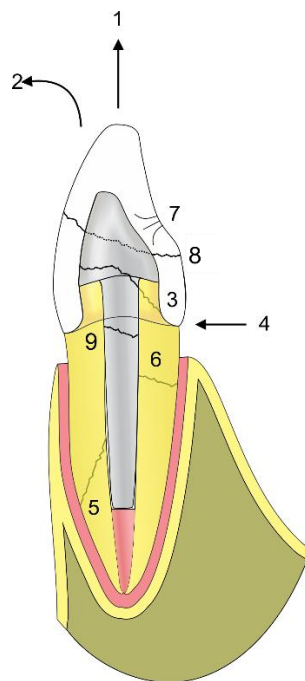
Fonte: Elaborado pelo autor.

A presença de falhas foi conferida utilizando iluminação adequada a cada 172.800 ciclos.

4.3 Análise do modo de falha

Os modos de falha dos espécimes foram avaliados e as falhas associadas ao núcleo ou pino foram agrupadas de acordo com uma classificação adaptada de Fokkinga et al., 2004 (Figura 21) por estereomicroscópio (Discovery V20, Zeiss).

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



Legenda: 1) Completo desalojamento do pino/núcleo e coroa; 2) Desalojamento parcial do pino/núcleo e/ou coroa; 3) Fratura no núcleo de preenchimento em resina ou na dentina coronal; 4) Desalojamento da margem cervical-lingual da coroa; 5) Fratura radicular oblíqua; 6) Fratura radicular horizontal; 7) Trinca da coroa; 8) Fratura da coroa; 9) Fratura do pino.

Fonte: Elaborado pelo autor com base em Fokkinga et al., 2004.

4.4 Análise estatística

O grau de carga e o número de ciclos em que cada espécime falhou, ou a sobrevivência deste, foram utilizados 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 RESULTADO

5.1 Dados de sobrevivência

A análise descritiva dos resultados de carregamento *stepwise stress* encontra-se na Tabela 1.

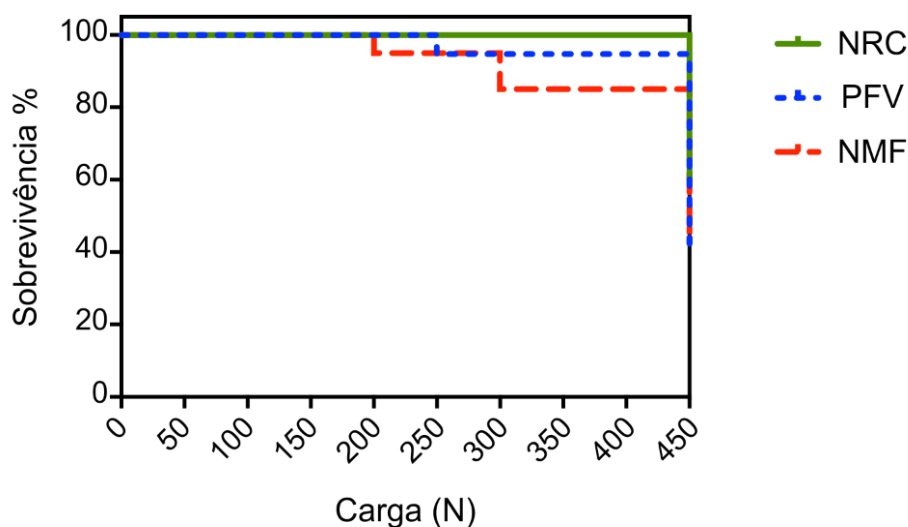
Tabela 1 - Carga média para fratura (em N), desvio padrão e intervalo de confiança de 95% dos dados de carga para fratura pelo método *stepwise stress*

Grupos	Média de carga para fratura	Desvio padrão	95% Intervalo de confiança	
			Limite inferior	Limite superior
NRC	450	0	450	450
PFV	439,5	45,88	417,4	461,6
NMF	422,5	69,73	389,9	455,1

Fonte: Elaborado pelo autor.

A estatística de Kaplan Meier para os dados de carga para fratura não detectou diferença estatística entre as condições analisadas (Mantel-Cox Log-Rank test for trend, $X^2=0,015$, $df=1$, $p=0,901$) (Figura 22).

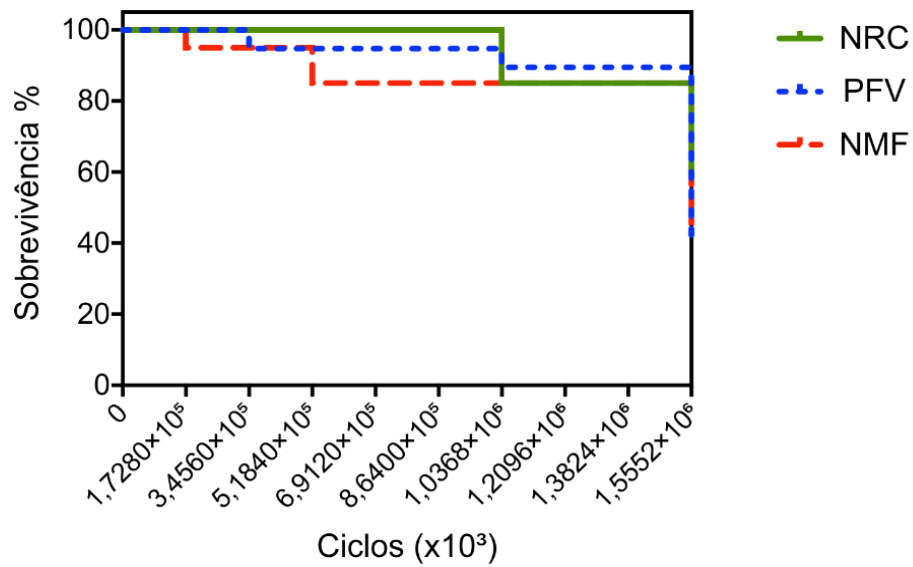
Figura 22 - Gráfico de sobrevivência dos dados de carga para fratura



Fonte: Elaborado pelo autor.

Também não foi detectada diferença estatística para os grupos estudados quanto ao número de ciclos para fratura (Mantel-Cox Log-Rank test for trend, $X^2 = 3,171$, $df=1$, $p=0,995$). Como pode ser observado no gráfico de sobrevivência (Figura 13), todos os espécimes sobreviveram a 172.800 ciclos. Para o grupo PFV falhas começaram a ocorrer após 345.600 ciclos, já para o grupo NMF a sobrevivência dos espécimes caiu para 95% após 172.800 ciclos. No grupo sem retentor intrarradicular (NRC), a taxa de sobrevivência se manteve em 100% até 1.209.600, onde foi reduzida para 80% (Figura 23).

Figura 23 - Gráfico de sobrevivência dos dados de número de ciclos para fratura

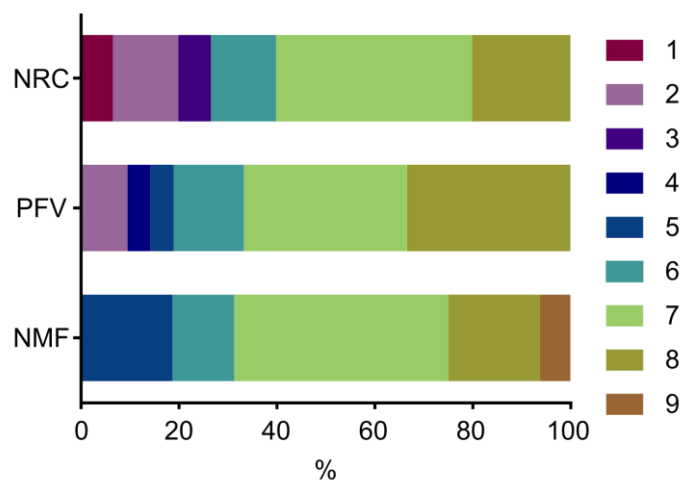


Fonte: Elaborado pelo autor.

5.2 Análise de falha

O modo de falha predominante para todos os grupos foi trinca na restauração coronária (Figura 24) Fratura oblíqua foi observado no grupo NMF e PFV. Desalojamento do núcleo só ocorreu no grupo NRC.

Figura 24 – Gráfico de porcentagens dos modos de falha



Legenda: 1) Completo desalojamento do pino/núcleo e coroa; 2) Desalojamento parcial do pino/núcleo e/ou coroa; 3) Fratura no núcleo de preenchimento em resina ou na dentina coronal; 4) Desalojamento da margem cervical-lingual da coroa; 5) Fratura radicular oblíqua; 6) Fratura radicular horizontal; 7) Trinca da coroa; 8) Fratura da coroa; 9) Fratura do pino.

Fonte: Elaborado pelo autor.

6 DISCUSSÃO

A restauração dos dentes tratados endodonticamente é um aspecto importante da prática odontológica que envolve uma ampla gama de opções de tratamento de complexidade variável, que se torna mais complicada quando há uma perda substancial de estrutura dentária coronal, dificultando a previsibilidade de sucesso do tratamento reabilitador (Pereira et al., 2006)

O presente estudo não observou diferença entre núcleos metálicos fundidos e pinos de fibra na sobrevivência à fadiga dos incisivos centrais tratados endodonticamente, o que está em concordância com estudos prévios (Cloet et al., 2017; Corrêa et al., 2018; Figueiredo et al., 2015; Soares et al., 2009; Torres-Sánchez et al., 2013; Zicari et al., 2013) e até uma meta-análise de estudos clínicos (Figueiredo et al., 2015). Em contraste com outra meta-análise incluindo estudos *in vitro* que concluiu que pinos metálicos indiretos apresentaram maior resistência à fratura do que os de fibra de vidro (Zhou, Wang, 2013). Segundo Pereira et al. (2014) a resistência característica e a probabilidade de sobrevivência de incisivos restaurados com núcleos fundidos é maior do que os reabilitados com pinos de fibra, no entanto, fraturas não reparáveis são mais frequentes nos pinos metálicos (Pereira et al., 2014). Embora, ambas as modalidades possuam resistência suficiente para suportar condições clínicas (Cormier et al., 2001).

Um fator que pode influenciar o comportamento biomecânico dos dentes restaurados com pinos indiretos é o módulo elástico do material de fundição (Verri et al., 2017). Alharbi et al. (2014) compararam núcleos fundidos com diferentes ligas metálicas (prata-paládio e níquel-cromo) com pinos de fibra de vidro e não observaram diferença estatística na resistência à fratura. Já Balkenhol et al. (2007) observaram que a probabilidade de sobrevivência de núcleos fundidos em ligas com alto teor de ouro é maior.

As ligas de ouro são as que apresentam melhor distribuição de tensões (Balkenhol et al., 2007; Verri et al., 2017), pois o seu módulo elástico é mais próximo ao da dentina em comparação as demais ligas. No entanto, o alto custo da liga reduz o seu uso na prática clínica. Desta forma, ligas alternativas com menor custo e com níveis intermediários de distribuição de tensão têm sido frequentemente

utilizadas (Verri et al., 2017), como por exemplo as ligas de prata associadas a metais que reduzem a corrosão, assim, como liga de prata/estanho utilizada em nosso estudo.

Há evidência de que a previsibilidade do tratamento restaurador dos DTE está associada à quantidade de remanescente coronário (Skupien et al., 2016). No estudo de Torres-Sánchez et al. (2013), não foi encontrada diferença na resistência à fratura de pré-molares restaurados com pinos de fibra de vidro e núcleos metálicos fundidos de liga de ouro em remanescentes contendo 2 mm de férula. A presença dessa férula aumentaria a resistência à fratura de incisivos tratados endodonticamente, independentemente do tipo de restauração, núcleo e pino (Soares et al., 2009). Deste modo, no presente estudo, a ausência de diferença estatística entre os diferentes tipos de retentor pode ser explicada pela presença de uma férula completa com 2 mm de altura, que reduziu o efeito do material no comportamento biomecânico do sistema. Estudos clínicos não observaram diferença significativa em dentes com férula restaurados com pinos de fibra de vidro pré-fabricados ou com núcleos metálicos fundidos em liga áurea (Cloet et al., 2017; Zicari et al., 2011).

A técnica operatória para confecção e instalação de pinos indiretos é menos dependente do controle de umidade do que aqueles que dependem de procedimentos adesivos. Em situações em que o isolamento absoluto é dificultado, como no caso de dentes com pouco remanescente coronário, o uso de núcleos metálicos fundidos pode ser uma boa opção (Raedel et al., 2015).

No presente estudo, não foi observada diferença estatística entre a taxa de sobrevida dos incisivos restaurados com ou sem pinos. O mesmo foi observado em um estudo retrospectivo que avaliou a taxa de sucesso de dentes anteriores superiores tratados com (84,7%) e sem pinos (89,4%) (Sorensen, Martinoff, 1984).

Uma vez que a técnica operatória para instalação e preparo para colocação de pinos é demorada e sensível, havendo risco de perfuração radicular durante o preparo do conduto radicular, uma abordagem restauradora sem pino pode ser vantajosa (Fonseca et al., 2018). Além disto, a ausência do pino torna o tratamento mais conservador por não necessitar de desgaste adicional da estrutura dental saudável (Magne et al., 2016).

Para Zicari et al. (2013), na presença de um remanescente com 2 mm de altura, não parece ser necessário a indicação de pinos. Podendo a sua utilização ocasionar em uma redução da resistência a fratura devido ao enfraquecimento do remanescente provocado pelo desgaste necessário para sua instalação. Embora ainda recomendem a colocação de pinos intrarradiculares na ausência de remanescente para reter a restauração coronária.

Em contraste, um recente estudo clínico de acompanhamento de 10 anos descobriu que dentes restaurados com pinos de fibra de vidro proporcionaram taxas de sobrevivência mais altas (94,3%) em comparação com dentes restaurados sem pino (76,3%) (Guldener et al., 2017). Nos dentes sem pinos, as fraturas radiculares verticais foram o problema mais frequente (Guldener et al., 2017), no entanto, neste estudo, dentes com diferentes alturas remanescentes foram comparados.

Embora ainda haja controvérsias em relação à necessidade de pinos, a abordagem sem pino parece mostrar resultados promissores em vários estudos (Göhring, Peters, 2003; Lazari et al., 2018; Magne et al., 2017, 2016, 2014; Zicari et al., 2013). Um ensaio clínico com acompanhamento de 17 anos, não encontrou diferença em dentes restaurados com ou sem pinos (Fokkinga et al., 2007).

No presente estudo, a taxa de sobrevivência reduziu a partir de 400 N, o dobro da carga que incide na região de incisivos superiores (Hayashi et al., 2006). Assim é possível inferir que todos os tratamentos estudados resistiriam a carga mastigatória em condições fisiológicas.

Já o estudo de Pinto et al. (2018) com grupos experimentais semelhantes ao nosso, foi verificado que dentes restaurados sem pinos obtiveram menor resistência à fratura quando comparados àqueles com pinos. No entanto, este estudo utilizou uma carga monotônica que possui mecânica diferente da que existe na boca.

Muitos estudos têm comparado diferentes tratamentos por meio de testes monotônicos (Pereira et al., 2006; Pinto et al., 2018; Salameh et al., 2008b; Veríssimo et al., 2014). A partir destes ensaios obtém-se a carga máxima a qual o material ou tratamento resiste à fratura por meio de carga estática, única e pontual (Bonfante, Coelho, 2016; Kelly, 1999). Testes de resistência à fratura imitam situações de extrema transmissão de estresse (Dietschi et al., 2008). No entanto, no ambiente oral, os materiais estão sujeitos a cargas cíclicas e sob a presença de umidade, o que provoca o envelhecimento e a diminuição da resistência dos

materiais, o que não ocorre nos testes monotônicos (Ozcan, Jonasch, 2016). Portanto, a predição do comportamento do material e o sucesso do tratamento é limitado em tais testes.

Devido aos custos financeiros e biológicos dos ensaios clínicos (Ozcan, Jonasch, 2016), os testes laboratoriais de fadiga podem ser utilizados para prever o comportamento de certos tratamentos, avaliar a resistência à fadiga dos materiais ou obter informações sobre a sua sobrevivência em ambiente oral.

Assim como no presente estudo, outros autores também utilizaram testes de fadiga para avaliar o comportamento biomecânico de DTEs (Anami et al., 2016; Lazari et al., 2018; Magne et al., 2017).

Um estudo recente (Magne et al., 2017) avaliou a necessidade de pinos em incisivos tratados endodonticamente restaurados com coroa total, com resultados semelhantes aos nossos, observando que os pinos não aumentam a sobrevida em fadiga em dentes com 2 mm de férula. Até o momento, nenhum estudo comparou a sobrevivência à fadiga de DTEs restaurados com núcleos fundidos, pinos de fibra de vidro e núcleos de preenchimento sem pinos.

Outro fator importante é que os testes *in vitro* demonstrem modos de falha clinicamente compatíveis (Kelly, 1999). Estudos *in vitro* em que a carga é direcionada diretamente para o núcleo ou pino podem levar a um entendimento do efeito de colocação do pino (Ambica et al., 2013; Sirimai et al., 1999), no entanto, eles não fornecem informações sobre o comportamento clínico deste tipo de tratamento (Stricker, Göhring, 2006). Portanto, estudos como o nosso são importantes, pois incluem na metodologia do experimento a restauração coronária protética (Salameh et al., 2008b; Stricker, Göhring, 2006).

O comportamento biomecânico de incisivos tratados endodonticamente tem sido avaliado aplicando-se a carga na região incisal de forma a simular o término do movimento protrusivo (Lazari et al., 2018; Magne et al., 2017) ou na face palatina entre 2 a 4 mm acima do cíngulo, simulando o início do movimento protrusivo (Corrêa et al., 2018; Dal Piva et al., 2017; Pinto et al., 2018; Salameh et al., 2008b; Santos Filho et al., 2013; Veríssimo et al., 2014; Verri et al., 2017). A desvantagem de se aplicar a carga diretamente na borda incisal da coroa é que nesta região não há suporte do núcleo de preenchimento ou metálico, podendo tornar a resistência à fratura da própria cerâmica mais relevante para os resultados do que o

comportamento biomecânico do sistema núcleo/pino/remanescente. Desta forma, no presente estudo a carga foi aplicada na região acima do cingulo, visando a obtenção de resultados mais relevantes a respeito da influência da presença e do tipo de material utilizado na confecção do pino e do núcleo.

Outro aspecto encontrado em nosso estudo foi o número de fraturas no ponto de contato entre o aplicador de carga e a coroa. Isto pode ter ocorrido devido ao uso de um aplicador de carga de aço inoxidável que tem uma maior rigidez do que os substratos dentários (Abu-lzze et al., 2018; Anami et al., 2016). Outros estudos utilizaram aplicadores com materiais menos rígidos como resina composta a fim de evitar esse artefato metodológico (Kelly, 1999; Lazari et al., 2018; Magne et al., 2017). No entanto, as falhas geradas pelo aplicador foram notadas apenas em cargas maiores do que as encontradas fisiologicamente, portanto diante de um antagonista em esmalte tais falhas poderiam não ocorrer.

Em nosso estudo, fraturas verticais só ocorreram no grupo restaurado com pinos (NMF e PFV), tem sido relatado na literatura que a prevalência de fraturas não-restauráveis é maior em dentes restaurados com retentores de maior módulo elástico (Cormier et al., 2001; Fokkinga et al., 2004; Naumann et al., 2017; Zhou, Wang, 2013), em concordância com o nosso estudo. Pinos e núcleos mais rígidos podem promover uma melhor retenção da restauração coronária e levar a uma distribuição de tensão mais uniforme no canal radicular, no entanto, podem levar a fraturas radiculares catastróficas se o dente é sobrecarregado. Enquanto que pinos menos rígidos podem se flexionar sob altas cargas, podendo levar a perda de retenção do pino ou restauração, ou até mesmo fratura do pino, porém, evitando a fratura radicular (Stricker, Göhring, 2006).

Outro estudo não encontrou diferença no modo de falha em dentes tratados com ou sem pino (Zicari et al., 2013). Em nosso estudo as falhas menos agressivas ocorreram no grupo NRC, concordando com (Magne et al., 2017), que verificou falhas mais catastróficas em dentes restaurados com pino de fibra na presença de um remanescente de 2 mm de férula. Além disso, o desgaste realizado para sua inserção pode enfraquecer o remanescente dentário, além disso a instalação de um retentor intrarradicular cria uma restauração com comportamento biomecânico não natural, pois o conduto é preenchido com um material mais rígido que os tecidos pulpares (Torres-Sánchez et al., 2013).

Porém, é importante considerar possíveis limitações inerentes aos estudos *in vitro*, de modo que ainda é necessário que sejam conduzidos mais estudos clínicos a fim de avaliar a longevidade e sucesso das diferentes modalidades restauradoras abordadas no presente estudo.

7 CONCLUSÃO

Dentro das limitações deste estudo, foi possível concluir que:

- a) Não houve diferença estatística na sobrevivência em fadiga entre os 3 tratamentos propostos nesse estudo. Sendo assim, os resultados deste estudo sugere que a realização de um núcleo de preenchimento não retido por um pino pode ser uma boa opção para o tratamento protético com coroas totais em incisivos tratados endodonticamente com a altura de férula de 2 mm.
- b) Fraturas não restauráveis ocorreram somente em dentes restaurados com retentores intrarradiculares.

REFERÊNCIAS*

- Abduljabbar T, Sherfudhin H, AlSaleh SA, Al-Helal AA, Al-Orini SS, Al-Aql NA. Fracture resistance of three post and core systems in endodontically treated teeth restored with all-ceramic crowns. *Saudi J Dent Res*. 2012 Jan;3(1):33–8. doi:10.1016/j.ksujds.2011.10.001.
- Aboushelib MN, Elsafi MH. Survival of resin infiltrated ceramics under influence of fatigue. *Dent Mater*. 2016 Apr;32(4):529–34. doi:10.1016/j.dental.2015.12.001. PubMed PMID:26764178.
- 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.
- Al-Omiri MK, Rayyan MR, Abu-Hammad O, Ho R, Netto C, Amore R. Stress analysis of endodontically treated teeth restored with post-retained crowns: A finite element analysis study. *J Am Dent Assoc*. 2011 Mar;142(3):289–300. doi:10.14219/JADA.ARCHIVE.2011.0168. PubMed PMID:21357863.
- Alharbi FA, Nathanson D, Morgano SM, Baba NZ. Fracture resistance and failure mode of fatigued endodontically treated teeth restored with fiber-reinforced resin posts and metallic posts in vitro. *Dent Traumatol*. 2014 Aug;30(4):317–25. doi:10.1111/edt.12095. PubMed PMID:25039331.
- Amaral M, Cesar PF, Bottino MA, Lohbauer U, Valandro LF. Fatigue behavior of Y-TZP ceramic after surface treatments. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2016 Apr;57:149–56. doi:10.1016/j.jmbbm.2015.11.042. PubMed PMID:26717249.
- Amaral M, Villefort RF, Melo RM, Pereira GKR, Zhang Y, Valandro LF, et al. Fatigue limit of monolithic Y-TZP three-unit-fixed dental prostheses: Effect of grinding at the gingival zone of the connector. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2017 Aug;72:159–62. doi:10.1016/j.jmbbm.2017.03.002. PubMed PMID:28494273.
- Ambica K, Mahendran K, Talwar S, Verma M, Padmini G, Periasamy R. Comparative Evaluation of Fracture Resistance under Static and Fatigue Loading of Endodontically Treated Teeth Restored with Carbon Fiber Posts, Glass Fiber Posts, and an Experimental Dentin Post System: An In Vitro Study. *J Endod*. 2013 Jan;39(1):96–100. doi:10.1016/j.joen.2012.07.003. PubMed PMID:23228265.

* Baseado em: International Committee of Medical Journal Editors Uniform Requirements for Manuscripts Submitted to Biomedical journals: Sample References [Internet]. Bethesda: US NLM; c2003 [atualizado 04 nov 2015; acesso em 25 jun 2017]. U.S. National Library of Medicine; [about 6 p.]. Disponível em: http://www.nlm.nih.gov/bsd/uniform_requirements.html

American Dental Association. CDT: Code on dental procedures and nomenclature. [Internet]. Chicago (IL): ADA. 2013 [acesso em 2018 Nov 16]. Disponível em: <http://www.ada.org/en/publications/cdt/>

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.

Anusavice K, Hojjatie B. Tensile stress in glass-ceramic crowns: effect of flaws and cement voids. *Int J Prosthodont*. 1992 Jul-Aug;5(4):345–50. PubMed PMID:1520456.

Aquilino SA, Caplan DJ. Relationship between crown placement and the survival of endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent*. 2002 Mar;87(3):256–63. PubMed PMID:11941351.

Assif D, Aviv I, Himmel R. A rapid dowel core construction technique. *J Prosthet Dent*. 1989 Jan;61(1):16–7. PubMed PMID:2644417.

Assif D, Bitenski A, Pilo R, Oren E. Effect of post design on resistance to fracture of endodontically treated teeth with complete crowns. *J Prosthet Dent*. 1993 Jan;69(1):36–40. PubMed PMID:8455166.

Assif D, Gorfil C. Biomechanical considerations in restoring endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent*. 1994 Jun;71(6):565–7. PubMed PMID:8040817.

Awada A, Nathanson D. Mechanical properties of resin-ceramic CAD/CAM restorative materials. *J Prosthet Dent*. 2015 Oct;114(4):587–93. doi:10.1016/j.prosdent.2015.04.016. PubMed PMID:26141648.

Badawy R, El-Mowafy O, Tam LE. Fracture toughness of chairside CAD/CAM materials - Alternative loading approach for compact tension test. *Dent Mater*. 2016 Jul;32(7):847–52. doi:10.1016/j.dental.2016.03.003. PubMed PMID:27133875.

Bakopoulou A, Papadopoulos T, Garefis P. Molecular toxicology of substances released from resin-based dental restorative materials. *Int J Mol Sci*. 2009 Sep;10(9):3861–99. doi:10.3390/ijms10093861. PubMed PMID:19865523.

Balkenhol M, Wöstmann B, Rein C, Ferger P. Survival time of cast post and cores: A 10-year retrospective study. *J Dent*. 2007 Jan;35(1):50–8. doi:10.1016/j.jdent.2006.04.004. PubMed PMID:16750593.

Baraban DJ. The restoration of pulpless teeth. *Dent Clin North Am*. 1967 Nov;633–53. PubMed PMID:5262486.

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

Baratieri LN, de Andrada MAC, Arcari GM, Ritter AV. Influence of post placement in the fracture resistance of endodontically treated incisors veneered with direct composite. *J Prosthet Dent.* 2000 Aug;84(2):180–4. doi:10.1067/mpr.2000.108415. PubMed PMID:10946335.

Bergman B, Lundquist P, Sjögren U, Sundquist G. Restorative and endodontic results after treatment with cast posts and cores. *J Prosthet Dent.* 1989 Jan;61(1):10–5. PubMed PMID:2644413.

Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *Br Dent J.* 2008 May;204(9):505–11. doi:10.1038/sj.bdj.2008.350. PubMed PMID:18469768.

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.

Blair HA. The role of endodontics in restorative dentistry. *Dent Clin North Am.* 1971 Jul;15(3):619–26. PubMed PMID:4932294.

Bonfante EA, Coelho PG. A Critical Perspective on Mechanical Testing of Implants and Prostheses. *Adv Dent Res.* 2016 Mar;28(1):18–27. doi:10.1177/0022034515624445. PubMed PMID:26927484.

Bottino MA, Faria R, Valandro LF. *Percepção: estética em próteses livres de metal em dentes naturais e implantes.* São Paulo: Artes Medicas; 2009. 766 p. ISBN 978-85-367-0088-5.

Bovera M. All-ceramic material selection: how to choose in everyday practice. *Int J Esthet Dent.* 2016 Summer;11(2):265–9. PubMed PMID:27092352.

Brandal JL, Nicholls JI, Harrington GW. A comparison of three restorative techniques for endodontically treated anterior teeth. *J Prosthet Dent.* 1987 Aug;58(2):161–5. PubMed PMID:3305881.

Campos TMB, Ramos NC, Machado JPB, Bottino MA, Souza ROA, Melo RM. A new silica-infiltrated Y-TZP obtained by the sol-gel method. *J Dent.* 2016 May;48:55–61. doi:10.1016/j.jdent.2016.03.004. PubMed PMID:27012859.

Caplan DJ, Kolker J, Rivera EM, Walton RE. Relationship between number of proximal contacts and survival of root canal treated teeth. *Int Endod J.* 2002 Feb;35(2):193–9. PubMed PMID:11843976.

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. PubMed PMID:24388720.

Cekic-Nagas I, Ergun G, Egilmez F, Vallittu PK, Lassila LVJ. Micro-shear bond strength of different resin cements to ceramic/glass-polymer CAD-CAM block materials. *J Prosthodont Res*. 2016 Oct;60(4):265–73. doi:10.1016/j.jpor.2016.02.003.

Chen C, Trindade FZ, De Jager N, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. The fracture resistance of a CAD/CAM Resin Nano Ceramic (RNC) and a CAD ceramic at different thicknesses. *Dent Mater*. 2014 Sep;30(9):954–62. doi:10.1016/j.dental.2014.05.018. PubMed PMID:25037897.

Chong K-H, Chai J, Takahashi Y, Wozniak W. Flexural strength of In-Ceram alumina and In-Ceram zirconia core materials. *Int J Prosthodont*. 2002 Mar-Apr;15(2):183–8. PubMed PMID:11951810.

Christel P, Meunier A, Heller M, Torre JP, Peille CN. Mechanical properties and short-term in-vivo evaluation of yttrium-oxide-partially-stabilized zirconia. *J Biomed Mater Res A*. 1989 Jan;23(1):45–61. doi:10.1002/jbm.820230105. PubMed PMID:2708404.

Claus H. The structure and microstructure of dental porcelain in relationship to the firing conditions. *Int J Prosthodont*. 1988 Jul-Aug;2(4):376–84. PubMed PMID:2638849.

Cloet E, Debels E, Naert I. Controlled Clinical Trial on the Outcome of Glass Fiber Composite Cores Versus Wrought Posts and Cast Cores for the Restoration of Endodontically Treated Teeth: A 5-Year Follow-up Study. *Int J Prosthodont*. 2017 Jan/Feb;30(1):71–9. doi:10.11607/ijp.4861. PubMed PMID:28085986.

Coelho PG, Silva NR, Bonfante EA, Guess PC, Rekow ED, Thompson VP. Fatigue testing of two porcelain–zirconia all-ceramic crown systems. *Dent Mater*. 2009 Sep;25(9):1122–7. doi:10.1016/j.dental.2009.03.009. PubMed PMID:19395078.

Coldea A, Swain M V, Thiel N. Mechanical properties of polymer-infiltrated-ceramic-network materials. *Dent Mater*. 2013 Apr;29(4):419–26. doi:10.1016/j.dental.2013.01.002. PubMed PMID:23410552.

Cooney JP, Caputo AA, Trabert KC. Retention and stress distribution of tapered-end endodontic posts. *J Prosthet Dent*. 1986 May;55(5):540–6. doi:10.1016/0022-3913(86)90028-4. PubMed PMID:3519941.

Corazza PH, Duan Y, Kimpara ET, Griggs JA, Della Bona A. Lifetime comparison of Y-TZP/porcelain crowns under different loading conditions. *J Dent*. 2015 Apr;43(4):450–7. doi:10.1016/j.jdent.2015.01.012. PubMed PMID:25676180.

Cormier CJ, Burns DR, Moon P. In vitro comparison of the fracture resistance and failure mode of fiber, ceramic, and conventional post systems at various stages of restoration. *J Prosthodont*. 2001 Mar;10(1):26–36. doi:10.1053/jpro.2001.23777. PubMed PMID:11406793.

Corrêa G, Brondani LP, Wandscher VF, Pereira GK, Valandro LF, Bergoli CD. Influence of remaining coronal thickness and height on biomechanical behavior of endodontically treated teeth: survival rates, load to fracture and finite element analysis. *J Appl Oral Sci.* 2018;26(0):e20170313. doi:10.1016/S1074-7613(00)80531-2. PubMed PMID:9285413.

Costa T, Rezende M, Sakamoto A, Bittencourt B, Dalzochio P, Loguercio A, et al. Influence of Adhesive Type and Placement Technique on Postoperative Sensitivity in Posterior Composite Restorations. *Oper Dent.* 2017 Mar;42(2):143–54. doi:10.2341/16-010-C. PubMed PMID:27892839.

D’Arcangelo C, Cinelli M, De Angelis F, D’Amario M. The effect of resin cement film thickness on the pullout strength of a fiber-reinforced post system. *J Prosthet Dent.* 2007 Sep;98(3):193–8. doi:10.1016/S0022-3913(07)60055-9. PubMed PMID:17854620.

Dal Piva AMO, Tribst JPM, Souza R, 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. PubMed PMID:28343925.

Dejak B, Mlotkowski A. Finite element analysis of strength and adhesion of cast posts compared to glass fiber-reinforced composite resin posts in anterior teeth. *J Prosthet Dent.* 2011 Feb;105(2):115–26. doi:10.1016/S0022-3913(11)60011-5. PubMed PMID:21262409.

Della Bona A. Adesão às cerâmicas: evidências científicas para o uso clínico. São Paulo:Artes Médicas; 2009. 276 p. ISBN 9788536700946

Della Bona A, Corazza PH, Zhang Y. Characterization of a polymer-infiltrated ceramic-network material. *Dent Mater.* 2014 May;30(5):564–9. doi:10.1016/j.dental.2014.02.019. PubMed PMID:24656471.

Denry I, Holloway JA. Ceramics for Dental Applications: A Review. *Materials (Basel).* 2010 Jan;3(1):351–68. doi:10.3390/ma3010351.

Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater.* 2008 Mar;24(3):299–307. doi:10.1016/j.dental.2007.05.007. PubMed PMID:17659331.

Denry I, Kelly JR. Emerging ceramic-based materials for dentistry. *J Dent Res.* 2014 Dec;93(12):1235–42. doi:10.1177/0022034514553627. PubMed PMID:25274751.

Dietschi D, Duc O, Krejci I, Sadan A. Biomechanical considerations for the restoration of endodontically treated teeth: a systematic review of the literature--Part 1. Composition and micro- and macrostructure alterations. *Quintessence Int.* 2007 Oct;38(9):733–43. PubMed PMID:17873980.

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.

Dirxen C, Blunck U, Preissner S. Clinical performance of a new biomimetic double network material. *Open Dent J.* 2013 Sep;7(1):118–22.

doi:10.2174/1874210620130904003. PubMed PMID:24167534.

Dong JK, Luthy H, Wohlwend A, Schärer P. Heat-pressed ceramics: technology and strength. *Int J Prosthodont.* 1992 Jan-Feb;5(1):9–16. PubMed PMID:1520450.

Egilmez F, Ergun G, Cekic-Nagas I, Vallittu PK, Lassila LVJ. Influence of cement thickness on the bond strength of tooth-colored posts to root dentin after thermal cycling. *Acta Odontol Scand.* 2013 Jan;71(1):175–82.

doi:10.3109/00016357.2011.654257. PubMed PMID:22299811.

EI-Damanhoury HM, Gaintantzopoulou MD. Self-etching ceramic primer versus hydrofluoric acid etching: Etching efficacy and bonding performance. *J Prosthodont Res.* 2018 Jan;62(1):75–83. doi:10.1016/J.JPOR.2017.06.002. PubMed PMID:28651905.

Elsaka SE. Bond strength of novel CAD/CAM restorative materials to self-adhesive resin cement: the effect of surface treatments. *J Adhes Dent.* 2014 Dec;16(6):531–40. doi:10.3290/j.jad.a33198. PubMed PMID:25516881.

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

Ferracane JL, Mitchem JC, Condon JR, Todd R. Wear and marginal breakdown of composites with various degrees of cure. *J Dent Res.* 1997 Aug;76(8):1508–16. doi:10.1177/00220345970760081401. PubMed PMID:9240388.

Ferrari M, Cagidiaco MC, Goracci C, Vichi A, Mason PN, Radovic I, et al. Long-term retrospective study of the clinical performance of fiber posts. *Am J Dent.* 2007a Oct;20(5):287–91. PubMed PMID:17993023.

Ferrari M, Cagidiaco MC, Grandini S, De Sanctis M, Goracci C. Post placement affects survival of endodontically treated premolars. *J Dent Res.* 2007b Aug;86(8):729–34. doi:10.1177/154405910708600808. PubMed PMID:17652200.

Ferrari M, Vichi A, Fadda GM, Cagidiaco MC, Tay FR, Breschi L, et al. A Randomized Controlled Trial of Endodontically Treated and Restored Premolars. *J Dent Res.* 2012 Jul;91(7 Suppl):72S–78S. doi:10.1177/0022034512447949. PubMed PMID:22699672.

Figueiredo FED, Martins-Filho PRS, Faria-e-Silva AL. Do Metal Post-retained Restorations Result in More Root Fractures than Fiber Post-retained Restorations? A Systematic Review and Meta-analysis. *J Endod.* 2015 Mar;41(3):309–16. doi:10.1016/j.joen.2014.10.006. PubMed PMID:25459568.

Fokkinga WA, Kreulen CM, Bronkhorst EM, Creugers NHJ. 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. PubMed PMID:17716800.

Fokkinga WA, Kreulen CM, Vallittu PK, Creugers NHJ. 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;17(4):476–82. PubMed PMID:15382786.

Fonseca G, Andrade GS, Dal Piva A, Tribst J, Borges A. Computer-aided design finite element modeling of different approaches to rehabilitate endodontically treated teeth. *J Indian Prosthodont Soc*. 2018 Oct;18(4):329–35. doi:10.4103/jips.jips_168_18. PubMed PMID:30449961.

Fusayama T, Maeda T. Effect of pulpectomy on dentin hardness. *J Dent Res*. 1969 May;48(3):452–60. doi:10.1177/00220345690480032201. PubMed PMID:5254488.

Giordano RA, inventor; Boston University, assignee. Method for fabricating odontofoms and dental restorations having infused ceramic network United States patent US 584334; 1997 May 12

Göhring TN, Peters OA. Restoration of endodontically treated teeth without posts. *Am J Dent*. 2003 Oct;16(5):313–7. PubMed PMID:14677609.

Gomes GM, Rezende EC, Gomes OM, Gomes JC, Loguercio AD, Reis A. Influence of the resin cement thickness on bond strength and gap formation of fiber posts bonded to root dentin. *J Adhes Dent*. 2014 Feb;16(1):71–8. doi:10.3290/j.jad.a30878. PubMed PMID:24223416.

Gonzaga CC, Cesar PF, Miranda WG, Yoshimura HN. Slow crack growth and reliability of dental ceramics. *Dent Mater*. 2011 Oct;27(4):394–406. doi:10.1016/j.dental.2010.10.025. PubMed PMID:21185074.

Gonzaga CC, Yoshimura HN, Cesar PF, Miranda WG. Subcritical crack growth in porcelains, glass-ceramics, and glass-infiltrated alumina composite for dental restorations. *J Mater Sci Mater Med*. 2009 May;20(5):1017–24. doi:10.1007/s10856-008-3667-z. PubMed PMID:19112607.

Gracis S, Thompson VP, Ferencz JL, Silva NRFA, Bonfante EA. A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. *Int J Prosthodont*. 2015 May-Jun;28(3):227–35. doi:10.11607/ijp.4244. PubMed PMID:25965634.

Gressler May L, Kelly JR, Bottino MA, Hill T. Influence of the resin cement thickness on the fatigue failure loads of CAD/CAM feldspathic crowns. *Dent Mater*. 2015 Aug;31(8):895–900. doi:10.1016/j.dental.2015.04.019. PubMed PMID:26003231.

Guazzato M, Albakry M, Swain MV, Ironside J. Mechanical properties of In-Ceram Alumina and In-Ceram Zirconia. *Int J Prosthodont*. 2002 Jul-Aug;15(4):339–46. PubMed PMID:12170847.

Guess PC, Schultheis S, Bonfante EA, Coelho PG, Ferencz JL, Silva NRFA. All-ceramic systems: Laboratory and clinical performance. *Dent Clin North Am*. 2011 Apr;55(2):333–52. doi:10.1016/j.cden.2011.01.005. PubMed PMID:21473997.

Guldener KA, Lanzrein CL, Siegrist Guldener BE, Lang NP, Ramseier CA, Salvi GE. Long-term Clinical Outcomes of Endodontically Treated Teeth Restored with or without Fiber Post–retained Single-unit Restorations. *J Endod*. 2017 Feb;43(2):188–93. doi:10.1016/j.joen.2016.10.008. PubMed PMID:27939825.

Güth J-F, 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;41(1):53–63. doi:10.2341/14-256-L. PubMed PMID:26266648.

Gutmann JL. The dentin-root complex: anatomic and biologic considerations in restoring endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent*. 1992 Apr;67(4):458–67. PubMed PMID:1507126.

Habibzadeh S, Rajati HR, Hajmiragha H, Esmailzadeh S, Kharazifard M. Fracture resistances of zirconia, cast Ni-Cr, and fiber-glass composite posts under all-ceramic crowns in endodontically treated premolars. *J Adv Prosthodont*. 2017 Jun;9(3):170–5. doi:10.4047/jap.2017.9.3.170. PubMed PMID:28680547.

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.

Heintze SD, Albrecht T, Cavalleri A, Steiner M. A new method to test the fracture probability of all-ceramic crowns with a dual-axis chewing simulator. *Dent Mater*. 2011 Feb;27(2):e10-9. doi:10.1016/j.dental.2010.09.004. PubMed PMID:20932564.

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. PubMed PMID:4506724.

Helvey GA. Classifying dental ceramics: numerous materials and formulations available for indirect restorations. *Compend Contin Educ Dent*. 2014 Jan;35(1):38–43. PubMed PMID:24571525.

Heydecke G, Butz F, Strub JR. Fracture strength and survival rate of endodontically treated maxillary incisors with approximal cavities after restoration with different post and core systems: an in-vitro study. *J Dent*. 2001 Aug;29(6):427–33. PubMed PMID:11520592.

Höland W, Rheinberger V, Apel E, van't Hoen C. Principles and phenomena of bioengineering with glass-ceramics for dental restoration. *J Eur Ceram Soc.* 2007 Jan;27(2–3):1521–6. doi:10.1016/J.JEURCERAMSOC.2006.04.101.

Höland W, Schweiger M, Watzke R, Peschke A, Kappert H. Ceramics as biomaterials for dental restoration. *Expert Rev Med Devices.* 2008 Nov;5(6):729–45. doi:10.1586/17434440.5.6.729. PubMed PMID:19025349.

Homaei E, Farhangdoost K, Tsoi JKH, Matinlinna JP, Pow EHN. Static and fatigue mechanical behavior of three dental CAD/CAM ceramics. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2016 Jun;59:304–13. doi:10.1016/j.jmbbm.2016.01.023. PubMed PMID:26896763.

Hu Y-H, Pang L-C, Hsu C-C, Lau Y-H. Fracture resistance of endodontically treated anterior teeth restored with four post-and-core systems. *Quintessence Int.* 2003 May;34(5):349–53. PubMed PMID:12795353.

Huang TJ, Schilder H, Nathanson D. Effects of moisture content and endodontic treatment on some mechanical properties of human dentin. *J Endod.* 1992 May;18(5):209–15. doi:10.1016/S0099-2399(06)81262-8. PubMed PMID:1402574.

Hunter AJ, Feiglin B, Williams JF. Effects of post placement on endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent.* 1989 Aug;62(2):166–72. PubMed PMID:2668511.

Ichim I, Kuzmanovic D V, Love RM. A finite element analysis of ferrule design on restoration resistance and distribution of stress within a root. *Int Endod J.* 2006 Jun;39(6):443–52. doi:10.1111/j.1365-2591.2006.01085.x. PubMed PMID:16674739.

De Jager N, de Kler M, van der Zel JM. The influence of different core material on the FEA-determined stress distribution in dental crowns. *Dent Mater.* 2006 Mar;22(3):234–42. doi:10.1016/j.dental.2005.04.034. PubMed PMID:16099031.

Johnson JK, Sakumura JS. Dowel form and tensile force. *J Prosthet Dent.* 1978 Dec;40(6):645–9. doi:10.1016/0022-3913(78)90063-X. PubMed PMID:364025.

Johnson JK, Schwartz NL, Blackwell RT. Evaluation and restoration of endodontically treated posterior teeth. *J Am Dent Assoc.* 1976 Sep;93(3):597–605. PubMed PMID:783231.

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.

Kainose K, Nakajima M, Foxton R, Wakabayashi N, Tagami J. Stress distribution in root filled teeth restored with various post and core techniques: effect of post length

and crown height. *Int Endod J.* 2015 Nov;48(11):1023–32. doi:10.1111/iej.12397. PubMed PMID:25314030.

Kassem AS, Atta O, El-Mowafy O. Fatigue Resistance and Microleakage of CAD/CAM Ceramic and Composite Molar Crowns. *J Prosthodontic.* 2012 Jan;21(1):28–32. doi:10.1111/j.1532-849X.2011.00773.x. PubMed PMID:22008462.

Kelly JR. Clinically relevant approach to failure testing of all-ceramic restorations. *J Prosthet Dent.* 1999 Jun;81(6):652–61. doi:10.1016/S0022-3913(99)70103-4. PubMed PMID:10347352.

Kelly JR, Benetti P. Ceramic materials in dentistry: Historical evolution and current practice. *Aust Dent J.* 2011 Jun;56(SUPPL. 1):84–96. doi:10.1111/j.1834-7819.2010.01299.x. PubMed PMID:21564119.

Kelly JR, Giordano R, Pober R, Cima MJ. Fracture surface analysis of dental ceramics: clinically failed restorations. *Int J Prosthodont.* 1990 Sep-Oct;3(5):430–40. PubMed PMID:2088380.

Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD. Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. *J Prosthet Dent.* 1996 Jan;75(1):18–32. PubMed PMID:9005250.

Kelly JR, Rungruanganunt P, Hunter B, Vailati F. Development of a clinically validated bulk failure test for ceramic crowns. *J Prosthet Dent.* 2010 Oct;104(4):228–38. doi:10.1016/S0022-3913(10)60129-1. PubMed PMID:20875527.

Krejci I, Duc O, Dietschi D, de Campos E. Marginal adaptation, retention and fracture resistance of adhesive composite restorations on devital teeth with and without posts. *Oper Dent.* 2003 Mar-Apr;28(2):127–35. PubMed PMID:12670067.

Lawson NC, Burgess JO. Dental ceramics: a current review. *Compend Contin Educ Dent.* 2014 Mar;35(3):161–6. PubMed PMID:24773195.

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. PubMed PMID:28923548.

Li RWK, Chow TW, Matinlinna JP. Ceramic dental biomaterials and CAD/CAM technology: state of the art. *J Prosthodont Res.* 2014 Oct;58(4):208–16. doi:10.1016/j.jpor.2014.07.003. PubMed PMID:25172234.

Libman WJ, Nicholls JI. Load fatigue of teeth restored with cast posts and cores and complete crowns. *Int J Prosthodont.* 1995 Mar-Apr;8(2):155–61. PubMed PMID:7575967.

Lin-Gibson S, Sung L, Forster AM, Hu H, Cheng Y, Lin NJ. Effects of filler type and content on mechanical properties of photopolymerizable composites measured

across two-dimensional combinatorial arrays. *Acta Biomater.* 2009 Jul;5(6):2084–94. doi:10.1016/j.actbio.2009.01.043. PubMed PMID:19282260.

Lloyd PM, Palik JF. The philosophies of dowel diameter preparation: a literature review. *J Prosthet Dent.* 1993 Jan;69(1):32–6. PubMed PMID:8455165.

Lughi V, Sergio V. Low temperature degradation -aging- of zirconia: A critical review of the relevant aspects in dentistry. *Dent Mater.* 2010 Aug;26(8):807–20. doi:10.1016/j.dental.2010.04.006. PubMed PMID:20537701.

Magne P, Carvalho A, Bruzi G, Anderson R, Maia H, Giannini M. Influence of No-Ferrule and No-Post Buildup Design on the Fatigue Resistance of Endodontically Treated Molars Restored With Resin Nanoceramic CAD/CAM Crowns. *Oper Dent.* 2014 Nov;39(6):595–602. doi:10.2341/13-004-L. PubMed PMID:25084102.

Magne P, Goldberg J, Edelhoff D, Güth J-F. Composite Resin Core Buildups With and Without Post for the Restoration of Endodontically Treated Molars Without Ferrule. *Oper Dent.* 2016 Jan;41(1):64–75. doi:10.2341/14-258-L. PubMed PMID:26562093.

Magne P, Lazari P, Carvalho M, Johnson T, Del Bel Cury A. 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. PubMed PMID:28402738.

Magne P, Schlichting LH, Maia HP, Baratieri LN. In vitro fatigue resistance of CAD/CAM composite resin and ceramic posterior occlusal veneers. *J Prosthet Dent.* 2010 Sep;104(3):149–57. doi:10.1016/S0022-3913(10)60111-4. PubMed PMID:20813228.

Mainjot AK, Dupont NM, Oudkerk JC, Dewael TY, Sadoun MJ. From Artisanal to CAD-CAM Blocks: State of the Art of Indirect Composites. *J Dent Res.* 2016 May;95(5):487–95. doi:10.1177/0022034516634286. PubMed PMID:26933136.

Manicone PF, Rossi Iommetti P, Raffaelli L. An overview of zirconia ceramics: basic properties and clinical applications. *J Dent.* 2007 Nov;35(11):819–26. doi:10.1016/j.jdent.2007.07.008. PubMed PMID:17825465.

Mannocci F, Bertelli E, Sherriff M, Watson TF, Ford TRP. Three-year clinical comparison of survival of endodontically treated teeth restored with either full cast coverage or with direct composite restoration. *J Prosthet Dent.* 2002 Sep;88(3):297–301. PubMed PMID:12426500.

Marshak BL, Helft H, Filo R. Factors mitigating against the use of dowels in endodontically treated teeth. *Quintessence Int.* 1988 Jun;19(6):417–21. PubMed PMID:3077681.

Martínez-Insua A, da Silva L, Rilo B, Santana U. Comparison of the fracture resistances of pulpless teeth restored with a cast post and core or carbon-fiber post

with a composite core. *J Prosthet Dent.* 1998 Nov;80(5):527–32. PubMed PMID:9813801.

Matinlinna JP, Lassila L V, Ozcan M, Yli-Urpo A, Vallittu PK. An introduction to silanes and their clinical applications in dentistry. *Int J Prosthodont.* 2004 Mar-Apr;17(2):155–64. PubMed PMID:15119865.

Mattison GD, Delivanis PD, Thacker RW, Hassell KJ. Effect of post preparation on the apical seal. *J Prosthet Dent.* 1984 Jun;51(6):785–9. PubMed PMID:6376781.

Melo RM, Özcan M, Barbosa SH, Galhano G, Amaral R, Bottino MA, et al. Bond strength of two resin cements on dentin using different cementation strategies. *J Esthet Restor Dent.* 2010 Aug;22(4):262–8. doi:10.1111/j.1708-8240.2010.00349.x. PubMed PMID:20690956.

Melo RM, Souza RO, Dursun E, Monteiro EB, Valandro LF, Bottino MA. Surface Treatments of Zirconia to Enhance Bonding Durability. *Oper Dent.* Nov-Dec;40(6):636-43. doi:10.2341/14-144-L. PubMed PMID:26151461.

Mirmohammadi H, Gerges E, Salameh Z, Wesselink PR. Effect of post diameter and cement thickness on bond strength of fiber posts. *Quintessence Int.* 2013 Nov-Dec;44(10):801–10. doi:10.3290/j.qi.a30179. PubMed PMID:23878848.

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. PubMed 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. PubMed PMID:29229457.

Naumann M, Sterzenbach G, Dietrich T, Bitter K, Frankenberger R, von Stein-Lausnitz M. Dentin-like versus Rigid Endodontic Post: 11-year Randomized Controlled Pilot Trial on No-wall to 2-wall Defects. *J Endod.* 2017 Nov;43(11):1770–5. doi:10.1016/j.joen.2017.06.030. PubMed PMID:28951033.

Nguyen J-F, Migonney V, Ruse ND, Sadoun M. Properties of experimental urethane dimethacrylate-based dental resin composite blocks obtained via thermopolymerization under high pressure. *Dent Mater.* 2013 May;29(5):535–41. doi:10.1016/j.dental.2013.02.006. PubMed PMID:23522657.

Oliveira LV, Maia TS, Zancopé K, Menezes M de S, Soares CJ, Moura CCG. Can intra-radicular cleaning protocols increase the retention of fiberglass posts? A systematic review. *Braz Oral Res.* 2018 Mar 15;32:e16. doi:10.1590/1807-3107bor-2018.vol32.0016. PubMed PMID:29561949.

Ozcan M, Jonasch M. Effect of cyclic fatigue tests on aging and their translational implications for survival of all-ceramic tooth-borne single crowns and fixed dental

prostheses. *J Prosthodontic*. 2016 Nov;27(4):364–75. doi:10.1111/jopr.12566. PubMed PMID:27880023.

Ozcan M, Vallittu PK. Effect of surface conditioning methods on the bond strength of luting cement to ceramics. *Dent Mater*. 2003 Dec;19(8):725–31. PubMed PMID:14511730.

Pagani C, da Silva EG, da Rocha DM. *Preparos Dentários: Ciência e Arte*. Nova Odessa: Napoleão; 2014. 312 p. ISBN nº 9788560842605

Pagniano RP, Seghi RR, Rosenstiel SF, Wang R, Katsube N. The effect of a layer of resin luting agent on the biaxial flexure strength of two all-ceramic systems. *J Prosthet Dent*. 2005 May;93(5):459–66. doi:10.1016/j.prosdent.2005.02.012. PubMed PMID:15867756.

Peñate L, Basilio J, Roig M, Mercadé M. Comparative study of interim materials for direct fixed dental prostheses and their fabrication with CAD/CAM technique. *J Prosthet Dent*. 2015 Aug;114(2):248–53. doi:10.1016/j.prosdent.2014.12.023. PubMed PMID:25935084.

Perdigão J, Gomes G, Augusto V. The effect of dowel space on the bond strengths of fiber posts. *J Prosthodontic*. 2007 May;16(3):154–64. doi:10.1111/j.1532-849X.2006.00166.x. PubMed PMID:17581176.

Pereira JR, Lins Do Valle A, Shiratori FK, Ghizoni JS, Bonfante EA. The effect of post material on the characteristic strength of fatigued endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent*. 2014;112(5):1225–30. doi:10.1016/j.prosdent.2014.03.014. PubMed PMID:24836285.

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.

Pereira LL, Campos F, Dal Piva AMO, Gondim LD, Souza RO, Ozcan M. Can Application of Universal Primers Alone Be a Substitute for Airborne-Particle Abrasion to Improve Adhesion of Resin Cement to Zirconia? *J Adhes Dent*. 2015 Apr;17(2):163–74. doi:10.3290/j.jad.a33974. PubMed PMID:26295067.

Perel ML, Muroff FI. Clinical criteria for posts and cores. *J Prosthet Dent*. 1972 Oct;28(4):405–11. PubMed PMID:4560444.

Perez BEM, Barbosa SH, Melo RM, Zamboni SC, Ozcan M, Valandro LF, et al. Does the thickness of the resin cement affect the bond strength of a fiber post to the root dentin? *Int J Prosthodont*. 2006 Nov-Dec;19(6):606–9. PubMed PMID:17165301.

Pinto CL, Bhering CLB, de Oliveira GR, Maroli A, Reginato VF, Caldas RA, et al. The influence of post system design and material on the biomechanical behavior of teeth

with little remaining coronal structure. *J Prosthodont*. 2018 Jan;28(1):e350-e356. doi:10.1111/jopr.12804. PubMed PMID:29756670.

Ploumaki A, Bilkhair A, Tuna T, Stampf S, Strub JR. Success rates of prosthetic restorations on endodontically treated teeth; a systematic review after 6 years. *J Oral Rehabil*. 2013 Aug;40(8):618–30. doi:10.1111/joor.12058. PubMed PMID:23663088.

Quinn GD. A NIST recommended practice guide: fractography of ceramics and glasses [Internet] 2 ed. Washington: NIST Pubs; 2016. [acesso em 2017 Jul 12]. Disponível em: <https://www.nist.gov/publications/nist-recommended-practice-guide-fractography-ceramics-and-glasses>

Raedel M, Fiedler C, Jacoby S, Boening KW. Survival of teeth treated with cast post and cores: A retrospective analysis over an observation period of up to 19.5 years. *J Prosthet Dent*. 2015 Jul;114(1):40–5. doi:10.1016/j.prosdent.2014.08.017. PubMed PMID:25862272.

Raigrodski AJ. Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. *J Prosthet Dent*. 2004 Dec;92(6):557–62. doi:10.1016/S0022391304006158. PubMed PMID:15583562.

Ramos N de C, Campos TMB, Paz IS de La, Machado JPB, Bottino MA, Cesar PF, et al. Microstructure characterization and SCG of newly engineered dental ceramics. *Dent Mater*. 2016 Jul;32(7):870–8. doi:10.1016/j.dental.2016.03.018. PubMed PMID:27094589.

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.

Reinhardt RA, Krejci RF, Pao YC, Stannard JG. Dentin stresses in post-reconstructed teeth with diminishing bone support. *J Dent Res*. 1983 Sep;62(9):1002–8. doi:10.1177/00220345830620090101. PubMed PMID:6348112.

Rosen H. Operative procedures on mutilated endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent*. 1961 Sep;11(5):973–86. doi:10.1016/0022-3913(61)90158-5. PubMed PMID:28132706.

Rosentritt M, Behr M, Preis V. A critical evaluation of fatigue studies for restorative materials in dentistry. *Curr Oral Health Rep*. 2016 Sep;3(3):221–8. doi:10.1007/s40496-016-0097-8.

Sailer I, Makarov NA, Thoma DS, Zwahlen M, Pjetursson BE. All-ceramic or metal-ceramic tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs)? A systematic review of the survival and complication rates. Part I: Single crowns (SCs). *Dent Mater*. 2015 Jun;31(6):603–23. doi:10.1016/j.dental.2015.02.011. PubMed PMID:25842099.

Salameh Z, Ounsi HF, Aboushelib MN, Sadig W, Ferrari M. Fracture resistance and failure patterns of endodontically treated mandibular molars with and without glass

fiber post in combination with a zirconia–ceramic crown. *J Dent.* 2008a Jul;36(7):513–9. doi:10.1016/j.jdent.2008.03.014. PubMed PMID:18479800.

Salameh Z, Sorrentino R, Ounsi HF, Goracci C, Tashkandi E, Tay FR, et al. Effect of Different All-Ceramic Crown System on Fracture Resistance and Failure Pattern of Endodontically Treated Maxillary Premolars Restored With and Without Glass Fiber Posts. *J Endod.* 2007 Jul;33(7):848–51. doi:10.1016/j.joen.2007.01.017. PubMed PMID:17804327.

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 J-A, 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. PubMed PMID:25794907.

Santos Filho PCF, Soares PV, Reis BR, Veríssimo C, Soares CJ. Effects of threaded post placement on strain and stress distribution of endodontically treated teeth. *Braz Oral Res.* 2013;27(4):305–10. PubMed PMID:23903859.

Santos MJMC, Costa MD, Rubo JH, Pegoraro LF, Santos GC. Current all-ceramic systems in dentistry: a review. *Compend Contin Educ Dent.* 2015 Jan;36(1):31-7. PubMed PMID:25822404.

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.* Mar;119(3):390-396. doi: 10.1016/j.prosdent.2017.05.007. PubMed PMID:28756865.

Sarkis-Onofre R, Fergusson D, Cenci MS, Moher D, Pereira-Cenci T. Performance of Post-retained Single Crowns: A Systematic Review of Related Risk Factors. *J Endod.* 2017 Feb;43(2):175–83. doi:10.1016/j.joen.2016.10.025. PubMed PMID:28132706.

Sathorn C, Palamara JEA, 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. PubMed PMID:15793386.

Saxena P, Pant A, Gupta S, Pant V. Release and toxicity of dental resin composite. *Toxicol Int.* 2012 Sep;19(3):225-34. doi: 10.4103/0971-6580.103652. PubMed PMID:23293458.

Schlichting LH, Maia HP, Baratieri LN, Magne P. Novel-design ultra-thin CAD/CAM composite resin and ceramic occlusal veneers for the treatment of severe dental erosion. *J Prosthet Dent.* 2011 Apr;105(4):217–26. doi:10.1016/S0022-3913(11)60035-8. PubMed PMID:21458646.

- Schmage P, Pfeiffer P, Pinto E, Platzer U, Nergiz I. Influence of oversized dowel space preparation on the bond strengths of FRC posts. *Oper Dent*. 2009 Jan;34(1):93–101. doi:10.2341/08-53. PubMed PMID:19192843.
- Schwartz RS, Robbins JW. Post placement and restoration of endodontically treated teeth: A literature review. *J Endod*. 2004 May;30(5):289–301. doi:10.1097/00004770-200405000-00001. PubMed PMID:15107639.
- 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.
- Seghi RR, Sorensen JA. Relative flexural strength of six new ceramic materials. *Int J Prosthodont*. 1995 May-Jun;8(3):239–46. PubMed PMID:10348592.
- Shillingburg HT, Kessler JC. Restoration of the endodontically treated tooth. Chicago:Quintessence Pub. Co; 1982. 382 p. ISBN n° 9780867151084
- 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.
- da Silva NR, Raposo LHA, Versluis A, Fernandes-Neto AJ, Soares CJ. The effect of post, core, crown type, and ferrule presence on the biomechanical behavior of endodontically treated bovine anterior teeth. *J Prosthet Dent*. 2010 Nov;104(5):306–17. doi:10.1016/S0022-3913(10)60146-1. PubMed PMID:20970537.
- 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.
- Sirimai S, Riis DN, Morgano SM. An in vitro study of the fracture resistance and the incidence of vertical root fracture of pulpless teeth restored with six post-and-coresystems. *J Prosthet Dent*. 1999 Mar;81(3):262–9. PubMed PMID:10050112.
- 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 Aug;52(2):231–4. PubMed PMID:6381706.

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.

Sorensen JA, Martinoff JT. Intracoronal reinforcement and coronal coverage: a study of endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent.* 1984 Jun;51(6):780–4. PubMed PMID:6376780.

Stankiewicz NR, Wilson PR. The ferrule effect: a literature review. *Int Endod J.* 2002 Jul;35(7):575–81. PubMed PMID:12190896.

Stawarczyk B, Keul C, Eichberger M, Figge D, Edelhoff D, Lümke N. Three generations of zirconia: From veneered to monolithic. Part II. *Quintessence Int.* 2017;48(6):441–50. doi:10.3290/j.qi.a38157. PubMed PMID:23228250.

Stern N, Hirshfeld Z. Principles of preparing endodontically treated teeth for dowel and core restorations. *J Prosthet Dent.* 1973 Aug;30(2):162–5. PubMed PMID:4515670.

Stricker EJ, Göhring TN. Influence of different posts and cores on marginal adaptation, fracture resistance, and fracture mode of composite resin crowns on human mandibular premolars. An in vitro study. *J Dent.* 2006 May;34(5):326–35. doi:10.1016/j.jdent.2005.07.007. PubMed PMID:16202498.

Swain M V, Coldea A, Bilkhair A, Guess PC. Interpenetrating network ceramic-resin composite dental restorative materials. *Dent Mater.* 2016 Jan;32(1):34–42. doi:10.1016/j.dental.2015.09.009. PubMed PMID:26454798.

Teixeira EC, Piascik JR, Stoner BR, Thompson JY. Dynamic fatigue and strength characterization of three ceramic materials. *J Mater Sci Mater Med.* 2007 Jun;18(6):1219–24. doi:10.1007/s10856-007-0131-4. PubMed PMID:17277977.

Thompson JY, Anusavice KJ, Naman a, Morris HF. Fracture surface characterization of clinically failed all-ceramic crowns. *J Dent Res.* 1994 Dec;73(12):1824–32. doi:10.1177/00220345940730120601. PubMed PMID:7814754.

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

Torres-Sánchez C, Montoya-Salazar V, Córdoba P, Vélez C, Guzmán-Duran A, Gutierrez-Pérez J-L, 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. PubMed PMID:23929374.

Trabert KC, Caput AA, Abou-Rass M. Tooth fracture--a comparison of endodontic and restorative treatments. *J Endod.* 1978 Nov;4(11):341–5. PubMed PMID:283177.

Veríssimo C, Simamoto Júnior PC, Soares CJ, Noritomi PY, Santos-Filho PCF. Effect of the crown, post, and remaining coronal dentin on the biomechanical behavior of endodontically treated maxillary central incisors. *J Prosthet Dent*. 2014 Mar;111(3):234–46. doi:10.1016/j.prosdent.2013.07.006. PubMed PMID:24199605.

Verri FR, Okumura MHT, Lemos CAA, Almeida DA de F, de Souza Batista VE, Cruz RS, et al. Three-dimensional finite element analysis of glass fiber and cast metal posts with different alloys for reconstruction of teeth without ferrule. *J Med Eng Technol*. 2017 Nov;41(8):644–51. doi:10.1080/03091902.2017.1385655. PubMed PMID:29043866.

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.

Villefort RF, Amaral M, Pereira GKR, Campos TMB, Zhang Y, Bottino MA, et al. Effects of two grading techniques of zirconia material on the fatigue limit of full-contour 3-unit fixed dental prostheses. *Dent Mater*. 2017 Apr;33(4):e155–64. doi:10.1016/j.dental.2016.12.010. PubMed PMID:28118929.

Vire DE. Failure of endodontically treated teeth: Classification and evaluation. *J Endod*. 1991 Jul;17(7):338–42. doi:10.1016/S0099-2399(06)81702-4. PubMed PMID:1779219.

Wagner WC, Chu TM. Biaxial flexural strength and indentation fracture toughness of three new dental core ceramics. *J Prosthet Dent*. 1996 Aug;76(2):140–4. PubMed PMID:8820804.

Yang A, Lamichhane A, Xu C. Remaining coronal dentin and risk of fiber-reinforced composite post-core restoration failure: a meta-analysis. *Int J Prosthodont*. 2016 May;28(3):258–64. doi:10.11607/ijp.4157. PubMed PMID:25965640.

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, Russo S, Sorrentino R. From porcelain-fused-to-metal to zirconia: clinical and experimental considerations. *Dent Mater*. 2011 Jan;27(1):83–96. doi:10.1016/j.dental.2010.10.024. PubMed PMID:21094996.

Zhang Y, Sailer I, Lawn BR. Fatigue of dental ceramics. *J Dent*. 2013 Dec;41(12):1135–47. doi:10.1016/j.jdent.2013.10.007. PubMed PMID:24135295.

Zhou L, Wang Q. Comparison of Fracture Resistance between Cast Posts and Fiber Posts: A Meta-analysis of Literature. *J Endod*. 2013 Jan;39(1):11–5. doi:10.1016/j.joen.2012.09.026. PubMed PMID:23228250.

Zicari F, Van Meerbeek B, Debels E, Lesaffre E, Naert I. An up to 3-Year Controlled Clinical Trial Comparing the Outcome of Glass Fiber Posts and Composite Cores

with Gold Alloy-Based Posts and Cores for the Restoration of Endodontically Treated Teeth. *Int J Prosthodont.* 2011 Jul-Aug;24(4):363–72. PubMed PMID:21716975.

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. PubMed PMID:23069329.