

UNIVERSIDADE DE RIBEIRÃO PRETO
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA

NEREU ROQUE DARTORA

AVALIAÇÃO DO COMPORTAMENTO BIOMECÂNICO DE *ENDOCROWNS* CONFEC-
CIONADAS COM DIFERENTES SISTEMAS CERÂMICOS CAD/CAM

RIBEIRÃO PRETO
2018

Nereu Roque Dartora

AVALIAÇÃO DO COMPORTAMENTO BIOMECÂNICO DE *ENDOCROWNS* CONFEC-
CIONADAS COM DIFERENTES SISTEMAS CERÂMICOS CAD/CAM

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Universidade de Ribeirão Preto, como parte dos requisitos para obtenção do título de Doutor em Odontologia, área de concentração Endodontia.

Orientadora: Profa. Dra. Érica Alves Gomes

Co-Orientador: Prof. Dr. Ataís Bachi

Ribeirão Preto

2018

Ficha catalográfica preparada pelo Centro de Processamento
Técnico da Biblioteca Central da UNAERP

- Universidade de Ribeirão Preto -

Nereu Roque Dartora, 1959 -
Avaliação do comportamento biomecânico de endocrowns confeccionadas com
diferentes sistemas cerâmicos CAD/CAM

Nereu Roque Dartora - Ribeirão Preto, 2018.
56 f.: il. color.

Orientadora: Prof^ª. Dr^ª. Érica Alves Gomes.
Co-orientador: Prof. Dr. Ataís Bacchi

Tese (doutorado) – Universidade de Ribeirão Preto, UNAERP, Odontologia,
área de concentração: Endodontia. Ribeirão Preto, 2018.

*“Dedico essa tese primeiramente a **Deus** por ter me dado sabedoria, saúde e muitos momentos de alegria e prosperidade. Aos meus pais **Pedro Dartora** e **Irede Consoli Dartora**, na sua simplicidade, por me proporcionar instrução, formação moral, me amar e me apoiar sempre que puderam. A minha querida esposa **Nilse Silva Dartora**, que me fez muito feliz, me apoiando e sendo minha parceira em todos os momentos, além de me dar dois filhos lindos, os quais eu amo muito. Aos meus filhos **Gustavo Dartora** e **Stéfani Dartora** que muito me orgulham por sua dedicação e competência nas suas profissões”.*

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

À minha orientadora, **Profa. Dra. Érica Alves Gomes**, pela sua orientação, disponibilidade, dedicação e ajuda, mostrando ser muito culta, acessível e ter se dedicado de forma especial, me auxiliando em todos os aspectos deste trabalho. Por todo o suporte na elaboração de todos os experimentos, bem como na escrita da dissertação.

Ao co-orientador **Prof. Dr. Atáís Bachi** pelas palavras e conselhos.

À Profa. **Dra. Izabela Cristina Maurício Moris** pela atenção, disponibilidade e ajuda na elaboração dos experimentos, coleta de dados, e demais fases do trabalho no período que estive em Ribeirão Preto.

Agradeço a todos pelos ensinamentos transmitidos, pela ajuda que me deram em todos os momentos, pela amizade e atenção.

AGRADECIMENTOS

À Universidade de Ribeirão Preto, por meio da Magnífica Reitora **Profa. Elmara Lúcia de Oliveira Bonini** e à Faculdade Meridional (IMED), por meio do diretor geral **Prof. Eduardo Capelari**, por possibilitar a oportunidade de cursar o doutorado.

À coordenadora do Programa de Pós-graduação em Odontologia da Universidade de Ribeirão Preto, **Profa. Dra. Yara T. Corrêa Silva Sousa**, pelos ensinamentos transmitidos, pela simpatia, e por não medir esforços pela constante evolução do programa *stricto sensu*.

Ao corpo docente do curso do Programa de Pós-graduação da Universidade de Ribeirão Preto e da Faculdade Meridional: **Prof. Dr. Edson Alfredo, Profa. Dra. Érica Alves Gomes, Prof. Dr. Fuad Jacob Abi Rached Junior, Profa. Dra. Larissa S. C. Raucci, Prof. Dr. Paulo Esteves Pinto Faria, Prof. Dr. Silvio Rocha Corrêa da Silva, Prof. Dr. Walter Raucci Neto e Profa. Dra. Yara T. Corrêa Silva Sousa**, pelos ensinamentos transmitidos.

Ao **Prof. Dr. Manoel D. Souza Neto**, da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo (FORP-USP), pelos ensinamentos transmitidos, pelo incentivo e por contar com a sua amizade a muitos anos.

Aos colegas do curso de Doutorado, **Profa. Alexandra Magalhães Silveira, Profa. Ana Maria Estacia Silveira, Prof. Carlos Alberto Rech, Profa. Flávia Baldissarelli, Prof. George Herbert Ruschell, Profa. Juliana de Camargo Jetelina, Profa. Larissa Cunha Cé, Prof. Leandro Cericato, Prof. Leonardo Federizzi, Profa. Michele Bortoluzzi de Conto Ferreira, Prof. Rhuy Jacob Dall Agnol**, pela bela convivência que tivemos durante o curso.

Ao Laboratório de Estudos Biomecânicos em Prótese e Implantes da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo (FORP-USP), em especial ao **Prof. Dr. Ricardo Faria Ribeiro** e a especialista de laboratório **Dra. Adriana Cláudia Lapria Faria**, pelo suporte técnico, seriedade, profissionalismo e disponibilidade.

Ao **Laboratório Coral** (Passo Fundo, RS), em especial ao TPD Ireno Brito, pela disponibilidade em sinterizar as *endocrowns* de zircônia.

Ao meu filho **Gustavo Dartora** pela ajuda na produção das *endocrowns* em CAD CAM no laboratório da Odontocenter (Passo Fundo, RS).

Ao técnico **Rodrigo Silva** do Departamento de Química da Faculdade de Filosofia Ciências e Letras de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo (USP/ FFCLRP) pelo auxílio técnico na microscopia eletrônica de varredura.

RESUMO

Dentes tratados endodonticamente apresentam elevado risco de falhas biomecânicas devido a significativa perda de estrutura dental. Este estudo avaliou o comportamento biomecânico de dentes tratados endodonticamente restaurados com *endocrowns* obtidas por diferentes sistemas cerâmicos CAD/CAM por meio de análise *in vitro* e pelo método dos elementos finitos tridimensional (MEF-3D). Para a análise *in vitro*, 60 molares humanos inferiores foram tratados endodonticamente e foram realizados preparos padronizados na caixa oclusal com 5 mm de profundidade, 6 mm de comprimento (sentido méso-distal) e 4 mm de largura (sentido vestibulo-lingual). Os dentes foram divididos aleatoriamente em 4 grupos (n = 15), de acordo com os diferentes sistemas cerâmicos utilizados para a confecção das *endocrowns*: Leucita - cerâmica vítrea à base de leucita; Dissilicato - cerâmica vítrea à base de dissilicato de lítio; Silicato - cerâmica vítrea à base de silicato de lítio reforçado com zircônio; Zircônia - zircônia monolítica. Após cimentação adesiva, as amostras foram submetidas a ensaio de envelhecimento termomecânico acelerado com frequência de 5 Hz, iniciando com carga de 80 N, seguido de estágios de 120, 160, 200, 240, 280 e 320 N com máximo de 20.000 ciclos cada e perfazendo 140.000 ciclos. Posteriormente, as amostras foram submetidas a ensaio estático de resistência à fratura em máquina universal de ensaios com célula de carga de 1000 kgf e velocidade de 0,5 mm/min. O modo de falha das amostras foi avaliado qualitativamente por meio de estereomicroscópio e microscopia eletrônica de varredura. Os dados foram analisados por ANOVA a 1 fator e *post hoc* de Tukey ($p < 0,05$). Para análise pelo MEF-3D foram confeccionados 4 modelos bioCAD representando os mesmos da análise *in vitro*. Análise qualitativa foi realizada por meio das tensões máximas de von Mises. Diferença estatisticamente significativa entre os grupos foram observadas em relação à resistência à fratura ($p < 0,05$), sendo Leucita, Dissilicato e Silicato semelhantes entre si (1177,84 N, 1935,11 N e 1858,92 N, respectivamente) ($p > 0,05$) e diferentes de Zircônia (6333,31 N) ($p < 0,05$), que apresentou os maiores valores. Os grupos Leucita e Dissilicato apresentaram maior porcentagem de falhas reparáveis, enquanto Silicato e Zircônia irreparáveis. A análise de fractografia mostrou padrão de falha regular para a Zircônia e irregular para as demais cerâmicas estudadas. A análise de elementos finitos mostrou semelhante valor e padrão de distribuição de tensões entre os grupos estudados. Os diferentes materiais cerâmicos interferiram no comportamento biomecânico de dentes tratados endodonticamente restaurados com *endocrowns*, sendo que as cerâmicas de dissilicato de lítio e zircônia monolítica apresentaram os melhores desempenhos mecânicos.

Palavras chave: Dentes tratados endodonticamente; Cerâmicas odontológicas; *Endocrowns*; CAD/CAM

ABSTRACT

Endodontically treated teeth present a high failure biomechanical risk due to the significant loss of the dental structure. This study evaluated the biomechanical behavior of endodontically treated teeth restored with *endocrowns* obtained by different CAD/CAM ceramic systems through *in vitro* and tridimensional finite element (MEF-3D) analysis. To the *in vitro* analysis, 60 human lower molars were endodontically treated and standardized endocrown preparation in the pulp chamber with 5 mm depth, 6 mm length (direction mesiodistal) and 4 mm width (direction vestibular-lingual) was performed. The teeth were randomly distributed in 4 groups (n = 15), according to the different ceramics systems used to obtain the *endocrowns*: Leucite – glass ceramics based on leucite; Dissilicate – glass ceramic based on lithium disilicate; Silicate – glass ceramic based on zirconium-reinforced lithium silicate; Zirconia – monolithic zirconia. After the adhesive cementation, the samples were submitted to the accelerated termomechanical aging with a 5 Hz frequency, initially with a 80 N load, followed by 120, 160, 200, 240, 280 and 320 N stages with a maximum of 20,000 cycles each, until 140,000 cycles. After that, the samples were submitted to a static test of fracture resistance in a universal test machine with a 1000 Kgf load and a crosshead speed of 0.5 mm/min. The failure mode of the samples was evaluated qualitatively through a stereomicroscope and an electronic scanning microscopy. The data were analysed by 1-way ANOVA and Tukey *post hoc* ($p < 0.05$). To the MEF-3D analysis 4 bioCAD models, representing the models of *in vitro* analysis were obtained. A qualitative analysis was performed through von Mises stresses. Statistically significant difference between the groups were observed ($p < 0.05$), being Leucite, Dissilicate and Silicate similar to each other (1177.84 N, 1935.11 N and 1858.92 N, respectively) ($p > 0.05$) and different to Zirconia (6333.31 N) ($p < 0.05$), which presented the highest fracture resistance. Leucite and Dissilicate groups showed a higher ratio of repairable failures, while Silicate and Zirconia irreparable. The fractography analysis indicated regular failure pattern to Zirconia and irregular failure pattern to all ceramics studied. The finite elements analysis presented similar values and stress pattern distribution among the studied groups. The different ceramic materials interfered in the biomechanical behavior of endodontically treated teeth with *endocrown* restorations, and the lithium disilicate and monolithic zirconia showed a better mechanical performance.

Keywords: Endodontically treated teeth; Dental ceramics; Endocrowns; CAD/CAM.

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	10
2 PROPOSIÇÃO.....	17
3 MATERIAL E MÉTODOS.....	18
3.1 DELINEAMENTO DO ESTUDO.....	18
3.2 ANÁLISE <i>IN VITRO</i>	19
3.2.1 SELEÇÃO E PREPARO DOS DENTES.....	19
3.2.2 PREPARO BIOMECÂNICO DOS DENTES.....	19
3.2.3 PREPARO PARA <i>ENDOCROWNS</i>	21
3.2.4 CONFECÇÃO DAS <i>ENDOCROWNS</i>	23
3.2.5 CIMENTAÇÃO DAS <i>ENDOCROWNS</i>	26
3.2.6 ENSAIO CÍCLICO DE FADIGA MECÂNICA ACELERADA.....	28
3.2.7 ENSAIO DE RESISTÊNCIA À FRATURA.....	29
3.2.8 ANÁLISE DE FALHAS.....	30
3.2.9 ANÁLISE DOS RESULTADOS.....	31
3.3 MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS.....	31
3.3.1 OBTENÇÃO DO MODELO GEOMÉTRICO.....	31
3.3.2 CONFECÇÃO DA MALHA DE ELEMENTOS FINITOS.....	32
3.3.3 DEFINIÇÃO DAS CONDIÇÕES DE CARREGAMENTO, CONTORNO E INTERFACE.....	34
3.3.4 PROPRIEDADES DOS MATERIAIS.....	35
3.3.5 ANÁLISE DOS RESULTADOS.....	35
4 RESULTADOS.....	36
4.1 RESISTÊNCIA À FRATURA ESTÁTICA E DINÂMICA	36
4.2 ANÁLISE DE FALHAS.....	36
4.3 FRACTOGRAFIA.....	39
4.4 DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES.....	43
5 DISCUSSÃO.....	45
6 CONCLUSÕES.....	49
REFERÊNCIAS.....	50
ANEXO.....	56

1. INTRODUÇÃO

A reabilitação funcional e estética de dentes tratados endodonticamente ainda se apresenta como um desafio para a Odontologia Restauradora, especialmente porque estes dentes reduziram suas características de resistência. De acordo com os princípios biomecânicos, a resistência estrutural dos dentes está intimamente relacionada à quantidade de tecido dentário preservado (ROSEN, 1961; FARIA et al., 2011) e, conseqüentemente, à integridade de sua forma anatômica (LANDER; DIETSCHI, 2008). Com o tratamento endodôntico a integridade tecidual é perdida visto ser necessário o acesso coronal à polpa, havendo, muitas vezes, o alargamento dos condutos e fragilização da dentina radicular remanescente (REEH et al., 1989; ZHU et al., 2015). Tal situação contribui para aumentar o risco de fraturas longitudinais, as quais podem condenar o elemento dental (FUKUI et al., 2009; WANDSCHER et al., 2014).

O tratamento com retentores intraradiculares é utilizado para restaurar dentes desvitalizados amplamente destruídos com o objetivo de fornecer retenção ao material reabilitador (SARKIS-ONOFRE et al., 2015). Essa técnica baseia-se na reconstrução da porção coronária ausente com um material artificial, ancorado no interior de um ou mais condutos radiculares. Durante muito tempo, os materiais mais utilizados para este fim foram as ligas metálicas, levando a popularização da confecção dos núcleos metálicos fundidos (HEYDECKE; PETERS, 2002). Entretanto, como o módulo de elasticidade dos metais é muito superior ao da dentina, elevada incidência de fraturas radiculares catastróficas com perda do elemento dental foi observada ao longo do tempo (BACCHI et al., 2013). Atualmente, os pinos de fibra de vidro são uma opção, visto que suas propriedades biomecânicas mostran-se semelhantes às da dentina, como o módulo de elasticidade. Adicionalmente, a literatura tem evidenciado que o pino de fibra de vidro em associação a um cimento resinoso diminui o risco de fratura radicular devido às baixas concentrações de tensão que sobre eles incidem (SPAZZIN et al., 2009; VERÍSSIMO et al., 2014).

Após o advento da adesividade e com a crescente ênfase dos princípios minimamente invasivos, novas opções terapêuticas têm sido desenvolvidas para a reabilitação de dentes tratados endodonticamente. Uma alternativa inovadora que visa substituir a reabilitação clássica que utiliza coroa total associado ao retentor intraradicular é representado pelas *endocrowns* ou também denominadas de coroas endodônticas adesivas (PISSIS, 1995; BINDL; MORMANN, 1999).

A *endocrown* foi primeiramente descrita por Pissis, em 1995, como overlay monolítica para dentes tratados endodonticamente com grande perda de estrutura coronária, como al-

ternativa à tradicional coroa total suportada por núcleo metálico fundido. Esta nova técnica preconizou a confecção de uma coroa-núcleo em um único componente, sem a necessidade da associação a um retentor intraradicular. Somente em 1999, esta peça foi denominada de *endocrown* por BINDL e MORMANN (1999) que, baseados em estudo clínico preliminar, afirmaram que esse tipo de reabilitação envolvendo reduzido preparo macroretentivo parecia ser promissor, visto que, encontraram apenas uma falha após 28 meses em 19 dentes posteriores reabilitados.

A confecção das *endocrowns* consiste na confecção da coroa com o núcleo em uma única unidade, ancorando-se na porção interna da câmara pulpar e nas margens cavitárias, obtendo-se assim, retenção macromecânica, fornecida pelas paredes pulpares e retenção micromecânica adquirida por meio de cimentação adesiva (BINDL; RICHTER; MORMANN, 2005; LIN et al., 2013). Para o preparo do elemento dental é preconizado deixar as margens da restauração supra-gengival, exceto em casos de lesões de cárie pré-existentes, com cobertura das cúspides e retenção adicional no interior da câmara pulpar, resultando em uma peça única que recobre as cúspides e se estende para dentro da câmara pulpar (CARLOS et al., 2013).

As *endocrowns* são particularmente indicadas para a reabilitação de dentes posteriores tratados endodonticamente com perda excessiva da porção coronária, paredes axiais debilitadas, espaço interoclusal limitado e/ou coroas clínicas curtas (BINDL; MORMANN, 1999; BIACHI; MELLO; BASTIN, 2013; FAGES; BENNASAR, 2013; CARLOS et al., 2013; DARTORA et al., 2017). Por outro lado, dentes com câmara pulpar muito rasa estão contraindicados para este tratamento visto que possibilitam maior probabilidade de rotação da *endocrown* durante a função mastigatória devido a sua menor área de contato dentro da câmara pulpar (DARTORA et al., 2018). É considerada uma técnica de fácil execução, exige menor tempo clínico quando comparado à confecção de coroas convencionais, visto que requer uma técnica de preparo menos invasiva sem a necessidade de numerosos passos clínicos tais como cimentação de retentor, confecção de núcleo de preenchimento, coroa temporária e coroa definitiva os quais aumentam o tempo e os custos do tratamento (ROCCA et al., 2016). Adicionalmente, a posição supragengival da margem cervical é benéfica sobre a estabilidade marginal e para a higienização e saúde periodontal (ROCCA et al., 2016), além de facilitar o procedimento de moldagem, sendo considerado um preparo menos traumático em relação a outras técnicas restauradoras (FAGES; BENNASAR, 2013).

Acredita-se que, as *endocrowns*, além da capacidade de restaurar a anatomia coronária, permite selar a abertura do canal radicular, impedindo a recolonização bacteriana que,

eventualmente, poderia inviabilizar o prognóstico favorável a longo prazo de um dente tratado endodonticamente (GILLEN et al., 2011). Todavia, em casos de falhas endodônticas as *endocrowns* ainda possibilitam reintervenções mais facilmente (ROCCA et al., 2016). Assim sendo, representam atualmente uma alternativa restauradora estética e conservadora (CARLOS et al., 2013).

A preservação da estrutura dental durante o tratamento protético é essencial para prevenir a fratura dos dentes durante a mastigação e também para proporcionar resistência à reabilitação. Por outro lado, a perda de integridade estrutural leva a um aumento do risco da fratura coronária. Desta forma, a escolha do tipo de restauração e materiais restauradores tem uma influência considerável na eficácia e duração do dente tratado endodonticamente (SE-DREZ-PORTO et al., 2016; SKALSKYI et al., 2018).

Alguns materiais têm sido utilizados para confecção das *endocrowns* como resina híbrida reforçada por cerâmica, porcelana feldspática e dissilicato de lítio (ROCCA; RIZCALLA; KREJCI, 2013; RUSE; SADOON, 2014; GRESNIGT et al., 2016).

Alguns estudos têm mostrado que as *endocrowns* cerâmicas confeccionadas em molares apresentam maior retenção e estabilidade, além de serem menos propensas à fratura, uma vez que levam a diminuição nos níveis de tensões na dentina comparado a pinos de fibra e núcleos metálicos fundidos (DEJAK; MLOTKOWSKIB, 2013; LIN et al., 2013). Adicionalmente, em teste de resistência à compressão, os molares inferiores restaurados com *endocrowns* mostraram ser mais resistentes à fratura do que aqueles restaurados com coroas convencionais associadas a retentores intrarradiculares (BIACCHI; BASTING, 2012).

As vitrocerâmicas com reforço de leucita trouxeram um ganho na resistência flexural na ordem de 35-55% em relação às cerâmicas feldspáticas, apresentando resistência à flexão da ordem de 200 MPa (WENDLER et al., 2017). É composta de $K_2O-Al_2O_3-SiO_2$ com importantes aditivos que influenciam tanto a nucleação quanto a cristalização. A base de vidro com granulação fina sofre uma ativação pelo calor que precipita os cristais deixando um produto final com conteúdo de 35 a 45 vol% de cristais de leucita de tamanho entre 1 a 5 μm . A leucita possui alta translucidez, propriedades ópticas satisfatórias, sendo indicadas para inlays, onlays e coroas anteriores (RITZBERGER et al., 2010).

Dentre as cerâmicas, o sistema à base de cerâmica vítrea de dissilicato de lítio, que apresenta cristais de dissilicato de lítio densamente dispostos e unidos à matriz vítrea, tem sido o mais utilizado por permitir cimentação adesiva ou convencional, além de apresentar propriedades ópticas semelhantes à dentição natural (DOS SANTOS et al., 2015). É um material com resistência flexural que varia entre 350 MPa a 450 MPa, propriedade que o habilita para

a confecção de estruturas extremamente finas, evitando, assim, que sejam feitos desgastes excessivos da estrutura dental (SANTOS et al., 2015).

Um novo material à base de silicato de lítio reforçado com dióxido de zircônio, composto por lítio-metassilicato (Li_2SiO_3) de cerâmica de vidro, reforçado com aproximadamente 10% de dióxido de zircônio (ZrO_2), que após o processo de cristalização final, leva à formação de microestrutura de grãos finos ($\text{Li}_2\text{O-ZrO}_2\text{-SiO}_2$) e homogêneo (VITA SUPRINITY, 2014) tem sido indicado para restaurações estéticas. Acredita-se que as partículas de zircônia incorporadas à cerâmica garantem um reforço da estrutura do material, proporcionando resistência à flexão em torno de 540 a 620 MPa (WENDLER et al., 2017), o que diminui a possibilidade de ocorrência de trincas. Adicionalmente, após sua cristalização apresenta adequadas propriedades mecânicas e características estéticas (VITA SUPRINITY, 2014).

Outro tipo de material cerâmico disponibilizado no mercado são as cerâmicas à base de zircônia parcialmente estabilizadas com ítria (Y-TZP) que tem sido cada vez mais utilizada na Odontologia, tanto na forma convencional bem como monolítica, devido às suas excelentes características biomecânicas, tais como: tenacidade à fratura, resistência à flexão (1000 a 1300 MPa) e biocompatibilidade, além de proporcionar estética satisfatória (DENRY; KELLY, 2008; MIYAZAKI et al., 2013). Porém, estas zircônias parcialmente estabilizadas por ítria quando submetidas à tensão, calor e/ou umidade podem sofrer transformação de fase, da fase tetragonal estável para a fase monoclinica, resultando no comprometimento de suas propriedades mecânicas devido ao desenvolvimento e propagação de trincas microscópicas (LUCAS et al., 2015). Adicionalmente, a zircônia também é suscetível a outro fenômeno de degradação denominado crescimento de trinca subcrítico (CTS), caracterizado pelo crescimento da trinca induzida por tensões até atingir um tamanho crítico, levando a falhas catastróficas da restauração (BORBA et al., 2016). No entanto, pouco se conhece à respeito do comportamento da Y-TPZ quando empregada para a reabilitação de dentes tratados endodonticamente com *endocrowns*. Em ensaio *in vitro* avaliando a resistência à fratura de diferentes materiais restauradores utilizados em restaurações dentárias do tipo *endocrown* verificaram, por meio de carga compressiva quase-estática usando o método de emissão acústica, que o dióxido de zircônio apresentou a maior resistência à fratura e a resina composta apresentou a menor resistência à fratura de todos os materiais utilizados nas *endocrowns* (SKALSKYI et al., 2018).

O advento do sistema CAD-CAM (Desenho assistido por computador / Manufatura assistida por computador) tem possibilitado a utilização de blocos cerâmicos com maior resistência mecânica (BORBA et al., 2011; JIRAJARIYAVEJ; WANAAPIROM; ANUNMANA, 2017), visto que a maioria dos materiais é obtida em um ambiente industrial ideal, garantindo

padrões de qualidade dificilmente alcançados em condições laboratoriais (BELLI et al., 2017). Tal tecnologia tem permitido desde a fresagem de materiais com menor resistência mecânica como cerâmicas vítreas à base de leucita, dissilicato de lítio, silicato de lítio reforçado por óxido de zircônio (ORTORP; KIHLE; CARLSSON, 2009), até mesmo cerâmicas policristalinas como o dióxido de zircônio (ZrO_2) (BELLI et al., 2017). Ainda, baseados na necessidade de economia de tempo clínico, simplicidade e adequado custo efetivo, as restaurações confeccionadas em material cerâmico monolítico utilizando a tecnologia CAD/CAM tem sido encorajado (AKTAS et al., 2018). Em particular, os blocos monolíticos CAD/CAM são utilizados para a confecção das *endocrowns*, contrariamente à confecção clássica executada em laboratório visando evitar defeitos técnicos, melhorando, conseqüentemente, as propriedades mecânicas do material (ROCCA et al., 2016).

Muitas conclusões em relação ao comportamento biomecânico *in vitro* de dentes tratados endodonticamente e restaurados com *endocrowns* foram baseadas apenas em experimentos estáticos (ROCCA et al., 2016; AKTAS et al., 2018; GRESNIGT et al., 2016; EL-DAMANHOURY et al., 2015; CARVALHO et al., 2016; ROCCA et al., 2018; SKALSKYI et al., 2018). No entanto, tais resultados experimentais são baseados em análise estática sob carga direta e fixação rígida do dente em uma matriz metálica. O sistema biológico de fixação dos dentes no alvéolo ósseo fornece certas propriedades de amortecimento (elásticas) (SKALSKYI et al., 2018). Embora estes achados ajudem num primeiro momento, experimentos adicionais são indicados visando reproduzir a realidade clínica como a simulação de condições de carregamento dinâmico (KISHEN et al. 2006). Estudos laboratoriais de fadiga são importantes ferramentas para a avaliação de materiais e técnicas restauradoras (HEYDECKE et al., 2002).

O método dos elementos finitos (MEF) é uma metodologia de estudo precisa e aplicável que surgiu em 1956, na Engenharia, sendo fundamentada pela construção de um modelo geométrico visando a resolução de um problema mecânico complexo a partir de uma coleção de problemas pequenos e simples, que podem ser resolvidos utilizando técnicas numéricas a partir da criação de uma malha de elementos finitos (OLIVEIRA et al., 2014). É considerado de grande interesse para aplicação na área de saúde, visto que, uma das principais vantagens desta metodologia é a possibilidade de avaliar o comportamento estrutural interno do modelo em estudo, predizendo possíveis falhas que poderão ocorrer em longo prazo. Além disso, é importante na validação e complementação dos dados obtidos por meio de ensaios destrutivos *in vitro* (BRITO-JUNIOR et al., 2015).

Apesar do aumento da popularidade das *endocrowns*, ainda são escassas as evidências clínicas e laboratoriais disponíveis na literatura que efetivamente comprovem a confiabilidade em sua indicação diante da enorme gama de materiais cerâmicos disponíveis. As cerâmicas vítreas à base de dissilicato de lítio são materiais cerâmicos que proporcionam adequadas características de cimentação ao elemento dental, bem como propriedades ópticas favoráveis, sendo considerada o material de eleição para a confecção da *endocrown* (DOS SANTOS et al., 2015). No entanto, com o intuito de reduzir as falhas mecânicas, especialmente em pacientes com maior atividade funcional (AKTAS et al., 2018) e, ao mesmo tempo, manter as características estéticas favoráveis, as cerâmicas vítreas à base de silicato de lítio reforçado por óxido de zircônio vem sendo utilizada (AKTAS et al., 2018). Ainda neste contexto, visando aumentar ainda mais a resistência mecânica das *endocrowns*, as zircônias monolíticas, que apresentam elevada resistência à fratura, simplicidade de fabricação e, ainda, propriedades desejáveis em relação à translucidez (DENRY; KELLY, 2014; SULAIMAN et al., 2016; LOHBAUER; REICH, 2017; SHAHMIRI et al., 2018; ZHANG et al., 2017) também podem ser empregadas para tal finalidade. Assim, mais estudos são necessários para confirmar que as restaurações *endocrown* confeccionadas com materiais cerâmicos mais resistentes mecanicamente como o silicato de lítio reforçado por óxido de zircônio e a zircônia monolítica são uma opção viável.

No contexto atual, evidencia-se que a odontologia esta primando pelo desenvolvimento de materiais estéticos com objetivo de preencher as expectativas dos pacientes, trazendo para o mercado uma vasta gama de materiais que na grande maioria das vezes deixam dúvidas quanto a sua melhor aplicação. É relevante para a presente pesquisa avaliar o comportamento *in vitro* de diferentes cerâmicas que alia estética e resistência mecânica, podendo ser utilizadas para reconstituições dentárias como as *endocrowns*, as quais estão tendo uma preferência de utilização especialmente pelas suas características estéticas e por serem produzidas de forma rápida em CAD/CAM, o que traz benefícios ao cirurgião dentista e pacientes.

Diante dos fatos, acredita-se ser de grande valor para a odontologia analisar e comparar o comportamento biomecânico das *endocrowns* obtidas por diferentes sistemas cerâmicos (cerâmica vítrea à base de leucita, dissilicato de lítio, silicato de lítio reforçada com óxido de zircônio e zircônia monolítica) fresados por CAD/CAM na reabilitação de dentes tratados endodonticamente por meio de análise *in vitro* e pelo método dos elementos finitos tridimensional (MEF-3D).

2. PROPOSIÇÃO

Objetivos gerais

O objetivo do presente estudo foi analisar o comportamento biomecânico das *endocrowns* obtidas por diferentes sistemas cerâmicos (cerâmica vítrea à base de leucita, dissilicato de lítio, silicato de lítio reforçado com óxido de zircônio e zircônia monolítica) fresados por CAD/CAM na reabilitação de dentes tratados endodonticamente.

Objetivos específicos

1- Avaliar o comportamento mecânico das *endocrowns* confeccionadas com diferentes sistemas cerâmicos CAD/CAM após serem submetidas a envelhecimento termomecânico acelerado e ao ensaio de resistência à compressão;

2- Avaliar o modo de falha das *endocrowns* confeccionadas com diferentes sistemas cerâmicos CAD/CAM após ensaio de resistência à compressão por meio de estereomicroscópio e microscopia eletrônica de varredura;

3- Avaliar o comportamento biomecânico das *endocrowns* confeccionadas com diferentes sistemas cerâmicos CAD/CAM por meio do método dos elementos finitos tridimensional.

Hipótese nula

A hipótese nula foi de que os diferentes materiais cerâmicos utilizados para a confecção das *endocrowns* não afetariam: 1- a resistência mecânica e o modo de falha; 2- os valores e padrão de distribuição de tensões dos dentes tratados endodonticamente restaurados com *endocrowns*.

3. MATERIAL E MÉTODOS

O presente estudo está de acordo com a Resolução CNS/CONEP 466/12 e foi submetido e aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa (C.A.A.E.: 55753216.3.0000.5319) (ANEXO I).

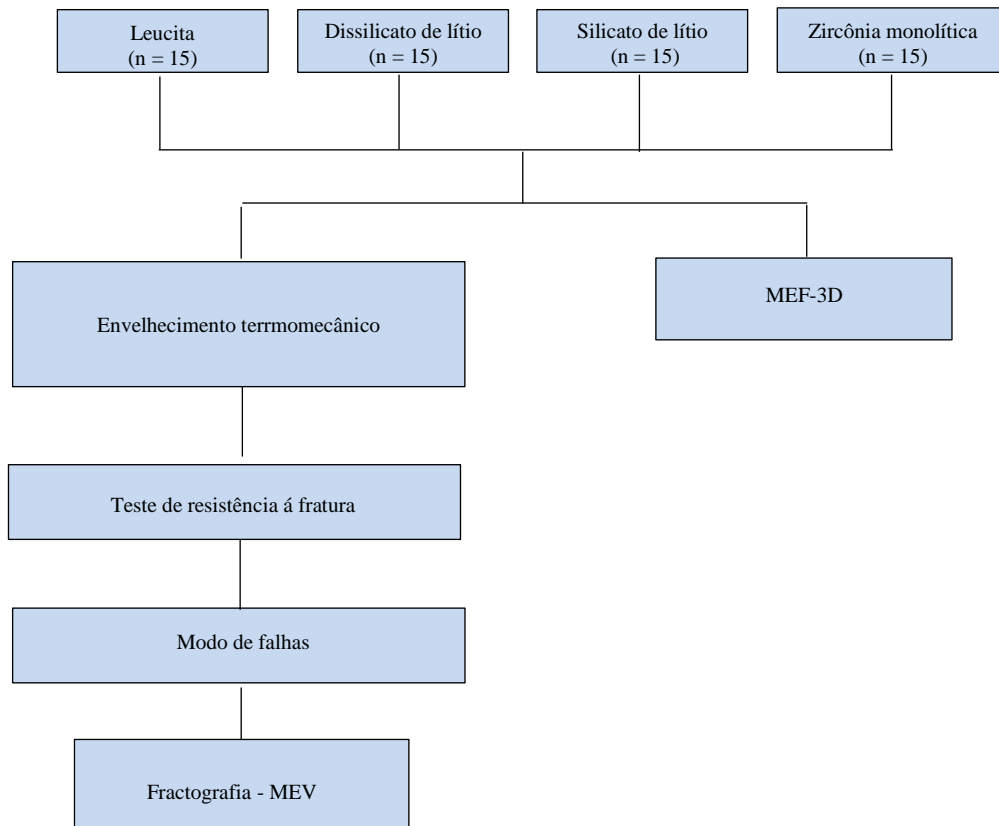
3.1 Delineamento do estudo

O fator de variação foi o material cerâmico (cerâmica vítrea à base de leucita, dissilicato de lítio, silicato de lítio reforçado com óxido de zircônio e zircônia monolítica) totalizando 4 grupos experimentais (Tabela I). A amostra do experimento foi composta por 60 espécimes ($n = 15$). A variável de resposta quantitativa foi a resistência à fratura após envelhecimento termomecânico por meio de ensaio de compressão (N). Qualitativamente observou-se o padrão de falhas de fratura por meio de microscopia eletrônica de varredura (MEV) baseados em princípios de fractografia e tensões de von Mises (MPa) obtidas por meio do método dos elementos finitos tridimensional (MEF-3D) (Figura 1).

Tabela I. Materiais cerâmicos, composição e fabricante utilizados no estudo

Grupo	Material	Composição	Fabricante
Leucita	IPS Empress CAD (cerâmica vítrea à base de leucita)	Componentes: SiO ₂ Conteúdo adicional: Al ₂ O ₃ , K ₂ O, Na ₂ O, e outros óxidos.	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein
Dissilicato	IPS e.max CAD Blocks (Dissilicato de lítio)	Componentes: SiO ₂ Conteúdo adicional: Li ₂ O, K ₂ O, MgO, Al ₂ O ₃ , P ₂ O ₅ e outros óxidos.	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein
Silicato	Vita Suprinity PC (Silicato de lítio reforçado com óxido de zircônio)	ZrO ₂ : 8 – 12% SiO ₂ : 56 – 64% Li ₂ O: 15 – 21% La ₂ O ₃ : 0,1% Pigmentos: < 10% Outros óxidos: > 10%	VITA Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co.KG, Bad Säckingen, Alemanha
Zircônia	ZirkOM SI (Zircônia monolítica)	ZrO ₂ – 94,39% Y ₂ O ₃ – 5,30% Outros óxidos – 0,31%	Qinhuangdao Aidite High-Technical Ceramics Co. Ltd., China

Figura 1. Diagrama esquemático do delineamento experimental



Fonte: Autor.

3.2 Análise *in vitro*

3.2.1 Seleção e preparo dos dentes

Sessenta molares humanos inferiores com dimensões de 7 mm de altura, 10 mm no sentido mesio distal e 8 mm no sentido vestíbulo lingual (Figura 2), extraídos por problemas periodontais ou por razões ortodônticas, não relacionadas a este estudo, foram armazenados em solução de timol a 0,1% durante uma semana para descontaminação (DARTORA et al., 2018). Antes da realização dos experimentos, os dentes foram lavados em água corrente por 24 horas com o objetivo de remover resíduos da solução de timol e depois secos com papel absorvente. Os dentes foram limpos com curetas (Duflex, Rio de Janeiro, RJ, Brasil) para a remoção de cálculo e remanescentes teciduais e, posteriormente, armazenados em água destilada a 37°C, em estufa, durante todo o desenvolvimento do experimento para evitar desidratação.

Figura 2. Seleção dos dentes por meio das mesnurações em: A. altura ; B. Sentido mesio-distal, C. vestibulo-lingual.

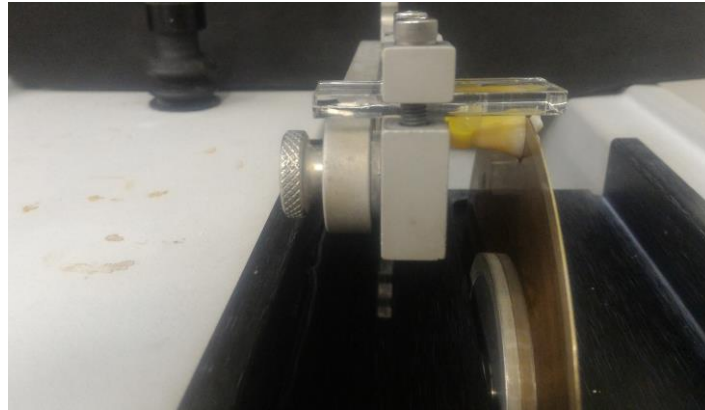


Fonte : Autor

3.2.2 Preparo biomecânico dos dentes

As coroas foram seccionadas paralelamente à superfície oclusal com o auxílio de disco diamantado (15LC, Buehler, Lake Bluff, IL, EUA) em baixa velocidade utilizando cortadeira de precisão (Isomet 1000, Buehler, Lake Bluff, IL, EUA), 2 mm acima da junção amelocemen-tária (Figura 3). Regularizados na sua altura a partir do piso da câmara pulpar em 5 mm, com broca diamantada 4138 (KG Sorensen, São Paulo, SP, Brasil) em alta rotação sob refrigeração (Figura 4). O acesso endodôntico dos dentes selecionados foi realizado com broca esférica diamantada #1016 (KG Sorensen, São Paulo, SP, Brasil) em alta rotação sob refrigeração. Foi utilizado o sistema rotatório ProTaper Universal (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Suíça). A exploração do canal e odontometria foram realizadas com lima tipo K #10 (Dentsply, Maillefer, Ballaigues, Suíça) até que a sua ponta fosse visualizada no forame apical, recuada 1 mm do ápice radicular. O preparo biomecânico seguiu o protocolo do sistema, utilizando os instrumentos S1, S2, F1, F2 e F3 (Figura 5), acoplados a um contra ângulo no motor elétrico VDW Silver (VDW GmbH, Munique, Alemanha) no comprimento de trabalho, sendo feito irrigação com 5 mL de hipoclorito de sódio 2,5% (Fórmula & Ação, São Paulo, SP, Brasil) a cada troca de instrumento.

Figura 3. Secção das coroas paralelamente à superfície oclusal com o auxílio de disco diamantado em baixa velocidade utilizando cortadeira de precisão.



Fonte: Autor

Figura 4 . Regularização da profundidade da câmara pulpar em 5 mm. A. Vista oclusal. B. Mensuração da profundidade com sonda milimetrada. C. Regularização da superfície oclusal com broca diamantada.



Fonte : Autor

Figura 5. Instrumentos S1, S2, F1, F2 e F3 do sistema rotatório



Fonte: Autor.

Cada conduto foi inundado com 2 mL de EDTA 17% (Fórmula & Ação, São Paulo, SP, Brasil) por 5 min para a remoção da *smear layer*. Posteriormente, os canais foram secos

com pontas de papel absorvente (Dentsply, Maillefer, Ballaigues, Suíça) e a obturação das raízes foi realizada utilizando a técnica de cone único com cones ProTaper F3 (Dentsply, Maillefer, Ballaigues, Suíça) e cimento obturador AH Plus (Dentsply DeTrey, Konstanz, Alemanha). Os dentes foram armazenados em umidade relativa por 24 horas.

Após este período, os dentes foram incluídos em cilindro de plástico (PVC) (Tigre S.A., Joinville, SC, Brasil) com 25,0 mm de diâmetro × 20,0 mm de altura, com o auxílio de um delineador modificado (Bio Art Equipamentos Odontológicos Ltda., São Carlos, SP, Brasil), no sentido de seu longo eixo em resina acrílica autopolimerizável (Jet, Artigos Odontológicos Clássico Ltda, São Paulo, SP, Brasil), a 1,0 mm da junção cimento-esmalte (Figura 6).

Figura 6. Inclusão dos dentes em cilindros de PVC



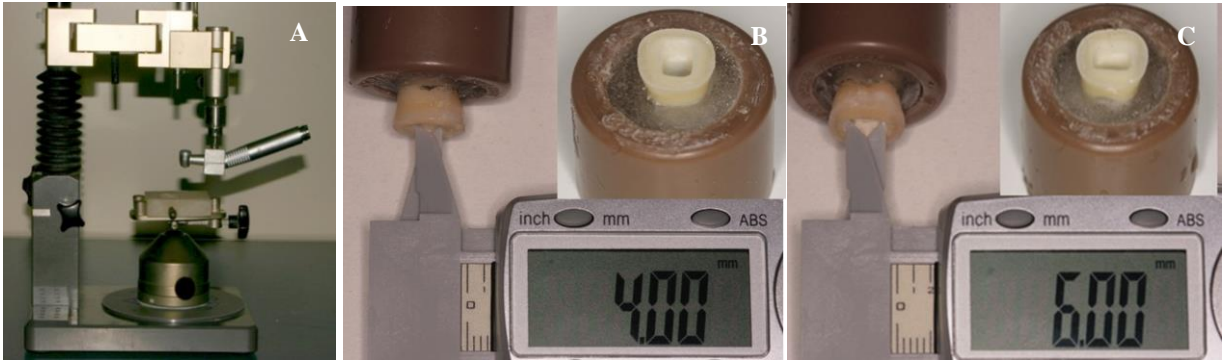
Fonte: Autor.

3.2.3 Preparo para *endocrowns*

As amostras foram montadas em fresadora (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Alemanha) com haste adaptada para alta rotação onde foram realizados os preparos para as *endocrowns* com ponta diamantada, 2136 (KG Sorensen, São Paulo, SP, Brasil) em alta rotação, sob refrigeração abundante de água, realizados pelo mesmo operador (Figura 7A). O preparo das margens foi em forma de ombro com extremidades internas arredondadas com largura entre 2,2 a 2,7 mm. Internamente, o preparo foi realizado seguindo o limite da configuração anatômica da câmara pulpar, sendo desta forma limitado à remoção do teto da câmara pulpar e áreas excessivamente retentivas apresentando caixa oclusal com profundidade de aproximadamente 5 mm, extensão de 4 mm no sentido vestibulo-lingual e 6 mm no sentido mesio-distal (Figura 7B e 7C). As paredes internas apresentaram ângulos arredondados e inclinação das paredes axiais em 6 a 8 graus de espulsividade para oclusal. Uma barreira de cimento de ionômero de vidro (Ketac Molar, 3M ESPE, St Paul, EUA) foi aplicada na base câmara pul-

par com auxílio de seringa aplicadora com ponta metálica (Centrix, Maquira, Maringá, Brasil) para selar a entrada dos canais (Figura 8).

Figura 7. Preparo dental do molar inferior para confecção da *endocrown*. A. fresadora (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Alemanha), B. Caixa vestibulo-lingual, C. Caixa méso-distal



Fonte: Autor

Figura 8. Molar inferior com barreira de cimento de ionômero de vidro



Fonte : Autor

Após finalizados os preparos, as amostras foram aleatoriamente divididas em 4 grupos (n = 15) de acordo com os diferentes sistemas cerâmicos utilizados com o sistema CAD/CAM constantes na tabela I:

Figura 9. A. Leucita, B. Dissilicato de lítio, C. Silicato de lítio, D. Zirconia monolítica

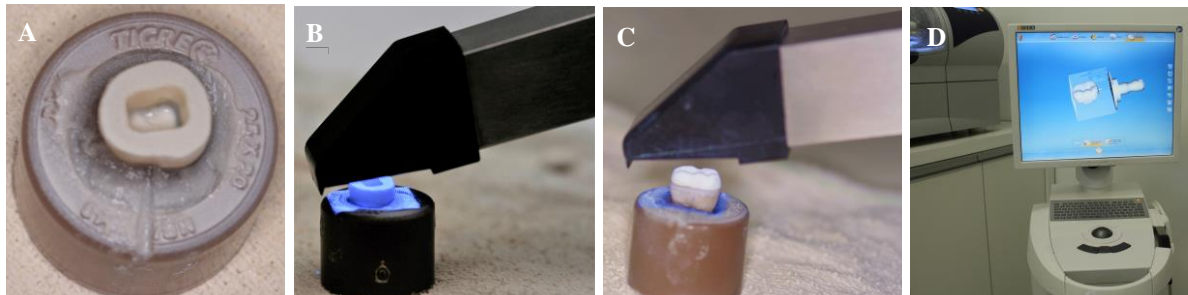


Fonte: Autor.

3.2.4 Confeção das *endocrowns*

As *endocrowns* foram confeccionadas utilizando o sistema CAD/CAM Cerec 3 (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Alemanha). Para cada elemento dental preparado foi aplicado *spray* de contraste (Cerec Optispray, Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Alemanha) e escaneado individualmente com microcâmera Blue Cam (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Alemanha). Posteriormente sobre os mesmos dentes foi posicionada uma matriz anatômica de cerâmica, reproduzindo a superfície oclusal do dente, obtida a partir de enceramento diagnóstico com espessura indicada pelo fabricante de 2 mm, para ser novamente escaneado (Figura 10). Posteriormente, foi delimitado o término de cada dente preparado, utilizando as ferramentas de desenho do *software* Cerec Premium (v. 4.4.3, Sirona Dental Systems, Bensheim, Alemanha) e as duas imagens foram sobrepostas, a partir da tomada das imagens nas diferentes direções. O *software* une as informações e determina a forma do objeto 3D, nos quais são feitas pequenas adaptações individuais, especialmente no diâmetro de cada desenho (Figura 11). Obtidos os modelos virtuais e posicionados nos blocos cerâmicos virtuais, as *endocrowns* de todos os grupos foram fresadas em fresadora (CEREC InLab MC XL, Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Alemanha) (Figura 12), de acordo com os diferentes sistemas cerâmicos (Figura 13). Posteriormente, as *endocrowns* de leucita foram polidas mecanicamente por meio de um polidor de cerâmica diamantado (CeramiPro Dialite W16DM; Brasseler, EUA) e os grupos Dissilicato e Silicato foram cristalizados e glazeados de acordo com as orientações do fabricante em forno específico (EDG Soluções, São Carlos, SP, Brasil) (Figuras 14 e 15). O grupo de Zircônia foi sinterizado e glazeado em forno específico (inFire HTC Speed, Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Alemanha), de acordo com as orientações do fabricante (Tabela II).

Figura 10. A. Aplicação do *spray* de contraste na oclusal do elemento dental preparado. B. Escaneamento do elemento dental. C. Escaneamento da matriz de cerâmica. D. Projeto CAD em software específico.



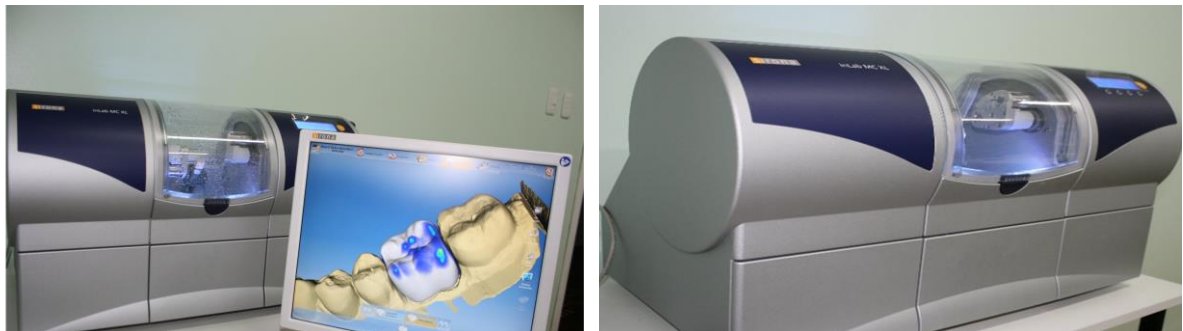
Fonte : Autor

Figura 11 . A. Delimitação do término, B. finalização do desenho, C e D posicionamento da *endocrown* no bloco para fresagem.



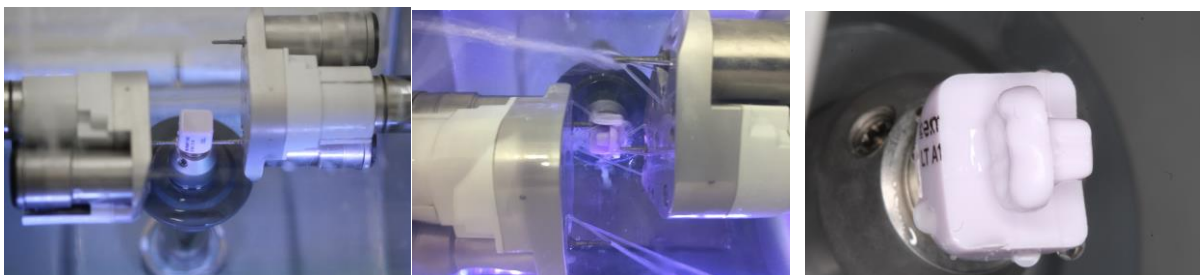
Fonte : Autor

Figura 12. Fresadora CEREC In Lab MC XL(Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Alemanha)



Fonte: Autor

Figura 13. Produção das *endocrown* em fresadora CEREC InLab MC XL (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Alemanha)

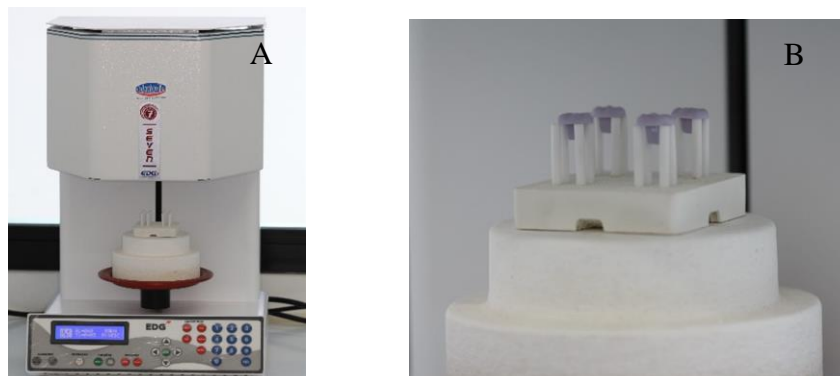


Fonte: Autor

Tabela II. Parâmetros utilizados para cristalização/sinterização dos materiais

Parâmetros	Leucita	Dissilicato	Silicato	Zircônia
Temperatura inicial (°C)	-	403	400	Ambiente
Tempo de fechamento (min)	-	6:00	4:00	-
Acréscimo de temperatura (°C/min) – t ₁	-	90	55	20
Temperatura de queima (°C) – T ₁	-	820	840	900
Tempo de manutenção (min) – H ₁	-	0:10	8:00	10:00
Acréscimo de temperatura (°C/min) – t ₂	-	30	-	10
Temperatura de queima (°C) – T ₂	-	840	-	1530
Tempo de manutenção (min) – H ₂	-	7:00	-	120:00
Vácuo 1: 1 ₁ (°C) / 1 ₂ (°C)	-	550/1022	410/839	-
Vácuo 1: 2 ₁ (°C) / 2 ₂ (°C)	-	820/1508	-	-
Resfriamento lento (°C) – L	-	700	680	500

Figura 14. A. Forno utilizado na cristalização dos grupos Dissilicato e Silicato. B. *Endocrowns* de dissilicato de lítio iniciando o ciclo de cristalização.



Fonte: Autor

Figura 15. *Endocrowns* confeccionadas em dissilicato de lítio



Fonte: autor

3.2.5 Cimentação das *endocrowns*

Previamente ao procedimento de cimentação, cada *endocrown* foi posicionada sobre o elemento dental a fim de avaliar a adaptação marginal da restauração. Para a cimentação do grupo Leucita, a superfície da *endocrown* foi tratada com ácido fluorídrico a 5% (IPS Ceramic Etching Gel, Ivoclar Vivadent) por 60 s, para os grupos Dissilicato e Silicato, a superfície da *endocrown* foi tratada com ácido fluorídrico a 5% (IPS Ceramic Etching Gel, Ivoclar Vivadent) por 20 s, lavadas, limpas em cuba ultrassônica (Cristófoli, São Paulo, SP, Brasil) com água destilada por 1 minuto e, posteriormente, silanizadas (RelyX Ceramic Primer, 3M ESPE, Sumaré, SP, Brasil) por 60 segundos (Figura 16). Já para o grupo Zircônia, a superfície das *endocrowns* foram jateadas com o sistema Rocatec (3M ESPE, Sumaré, SP, Brasil), lavadas, limpas em cuba ultrassônica (Cristófoli, São Paulo, SP, Brasil) com água destilada por 1 minuto e, posteriormente, silanizadas (RelyX Ceramic Primer, 3M ESPE, Sumaré, SP, Brasil) por 60 segundos (Figura 17).

Figura 16. Tratamento de superfície da *endocrown* do grupo Dissilicato. A. Ácido fluorídrico a 5% (IPS Ceramic Etching Gel, Ivoclar Vivadent). B. Cubo ultrassônica com as *endocrowns*. C. Silano (RelyX Ceramic Primer, 3M ESPE, Sumaré, SP, Brasil).



Fonte: Autor.

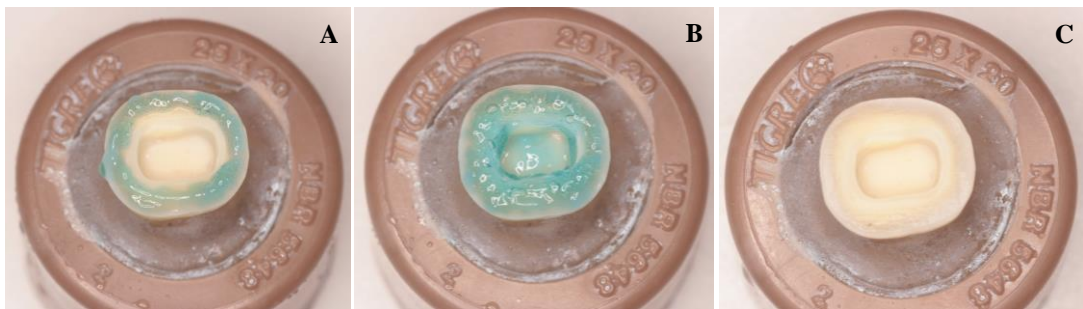
Figura 17. Tratamento de superfície da *endocrown* do grupo Zircônia. A. Sistema Rocatec (3 M ESPE, Sumaré, SP, Brasil); B. Cubo ultrassônica com as *endocrowns*. C. Silano (RelyX Ceramic Primer, 3M ESPE, Sumaré, SP, Brasil).



Fonte: A: http://solutions.3m.com.br/wps/portal/3M/pt_BR/Laboratorios/Home/ProdutosLaboratorios/Rocatec/; B e C : Autor

As superfícies do preparo dental de cada amostra foram limpas com taça de borracha e pedra-pomes, lavadas com *spray* de ar/água e secas com *spray* de ar. Posteriormente, as mesmas foram tratadas com ácido fosfórico a 37% (FGM Produtos Odontológicos, Joinville, SC, Brasil) por 30 s na superfície de esmalte e 15 s na superfície de dentina, lavadas com *spray* ar/água por 30 s e removido o excesso de água com pensos de algodão (Figura 18). A seguir, foi aplicado com o auxílio de aplicador descartável (KG Sorensen, Cotia, SP, Brasil) 2 camadas consecutivas de adesivo (Adper Single Bond Plus Adhesive, 3M ESPE, Sumaré, SP, Brasil) com leve agitação durante 15 s, aplicado leve *spray* de ar para a evaporação do solvente e realizada a fotopolimerização por 10 s (Gnatus, Ribeirão Preto, SP, Brasil), de acordo com as orientações do fabricante (Figura 19).

Figura 18. Tratamento de superfície do preparo. A. Ácido fosfórico a 37% (FGM Produtos Odontológicos, Joinville, SC, Brasil) por 30 s na superfície de esmalte. B. Ácido fosfórico a 37% (FGM Produtos Odontológicos, Joinville, SC, Brasil) por 15 s na superfície de dentina. C. Preparo após remoção do excesso de água com pensos de algodão



Fonte: Autor.

Figura 19. Tratamento de superfície do preparo. A. Aplicação de adesivo (Adper Single Bond Plus Adhesive, 3M ESPE, Sumaré, SP, Brasil). B. Leve *spray* de ar para a evaporação do solvente do adesivo. C. Fotopolimerização.



Fonte: Autor.

Para a cimentação da *endocrown* foi utilizado cimento resinoso (RelyX Ultimate, 3M ESPE, Sumaré, SP, Brasil). Quantidades iguais de pasta base e catalizadora do cimento foram

dispensadas e manipuladas por 10 s, aplicadas na superfície interna da *endocrown* e sobre a superfície preparada da amostra. A *endocrown* foi posicionada sobre a amostra com pressão digital (Figura 20). Os excessos de cimento foram removidos com microbrush (KG Sorensen, Cotia, SP, Brasil), após 3 minutos cada face foi fotopolimerizada (Gnatus, Ribeirão Preto, SP, Brasil) por 40 s. As amostras foram armazenadas em água destilada a 37°C durante pelo menos 24 h após a colocação da restauração adesiva, antes de serem submetidos ao ensaio de ciclagem termomecânica.

Figura 20. Cimentação da *endocrown* em dissilicato de lítio (Dissilicato). A. Aplicação do cimento resinoso na superfície interna da *endocrown*. B. Posicionamento da *endocrown* no dente. C. Pressão digital.



Fonte: Autor.

3.2.6 Ensaio de envelhecimento termomecânico

As amostras foram submetidas a ensaio de envelhecimento termomecânico em um simulador de mastigação pneumático (Biopdi, São Carlos, SP, Brasil) de acordo com um protocolo de carregamento isométrico. A carga cíclica foi aplicada a uma frequência de 5 Hz, começando com uma carga de 80 N, seguido de estágios de 120, 160, 200, 240, 280 e 320 N com um máximo de 20.000 ciclos cada (Figura 21). Utilizou-se uma esfera metálica de 6 mm de diâmetro como antagonista. Para a padronização do contato oclusal, todas as *endocrowns* foram ajustadas para obter o contato das cúspides méso-vestibular, disto-vestibular e lingual (tripodismo) (Figura 22). As amostras foram simultaneamente termocicladas entre 5°C e 55°C, com um tempo de permanência de 40 s em cada banho em cada estágio acabado, perfazendo aproximadamente 26 ciclos térmicos completos para cada ciclo mecânico. As amostras foram carregadas até um máximo de 140.000 ciclos. O modo de falha foi registrado. Todas as amostras foram avaliadas utilizando estereomicroscópio (Leica DFC295 ligado a um Leica S8 APO, Leica Microsystems, Wetzlar, Alemanha) com ampliação de 40 ×.

Figura 21 Ensaio de fadiga termomecânica acelerada em um simulador de mastigação pneumático



Fonte: Autor.

Figura 22. Ajuste oclusal das *endocrowns* (tripodismo)



Fonte: Autor.

3.2.7 Ensaio de resistência à fratura

Após o envelhecimento termomecânico, as amostras foram submetidas ao ensaio de compressão, a fim de avaliar a resistência à fratura das amostras, que foi realizado em máquina universal de ensaios (Biopdi, São Carlos, SP, Brasil). A carga de compressão foi aplicada axialmente com célula de carga de 1000 kgf e velocidade de 0,5 mm/min até deformação permanente ou falha da amostra (Figura 23). A esfera metálica e o padrão oclusal foram os mesmos descritos anteriormente para o teste de fadiga acelerada (Figura 21). A carga máxima para produzir fratura foi registrada em N.

Figura 23. Teste de compressão em máquina universal de ensaio com célula de carga de 1000 Kgf (Biopdi, São Carlos, SP, Brasil).



Fonte: Autor.

3.2.8 Análise de falhas

O modo de falha das amostras foi avaliado qualitativamente por meio de estereomicroscópio em aumento de $40\times$ (Mitutoyo, Tokyo, Japan) e classificadas como: Tipo I - fratura da *endocrown*, Tipo II - fratura reparável do dente e Tipo III – fratura não-reparável do dente.

Posteriormente, a superfície fraturada de cada *endocrown* foi submetida ao processo de metalização (SCD 050, Bal-Tec, Fürstentum, Liechtenstein) com tempo de recobrimento com ouro por 120 segundos, sob 0,1 mbar de vácuo e, posteriormente, avaliada por meio de microscopia eletrônica de varredura (MEV) (EVO 50, Carl Zeiss, Cambridge, UK), contraste topográfico, vácuo de 3×10^{-5} Torr, a fim de determinar o modo de falha baseados na origem de fratura e princípios de fractografia.

Nas imagens fractográficas buscou-se identificar os eventos característicos de fratura, como: presença do ponto de origem da fratura, *hackles* (linhas sobre a superfície fraturada que percorrem em direção ao local da fratura), *twist hackle* (linhas sobre a superfície fraturada distantes do ponto de origem e resultantes da mudança abrupta da direção da fratura, devido

ao carregamento de compressão), *arrest lines* (linhas definidas produzidas quando se tem a interrupção da fratura em um ponto e sua retomada muitas vezes em uma direção um pouco diferente), *compression curl* (linha curva produzida do lado oposto ao ponto de origem antes da fratura total do material) e direção de propagação da fratura (DPF).

3.2.9 Análise dos resultados

O teste estatístico de Shapiro-Wilk para normalidade e o teste de Lèvene para homogeneidade revelaram distribuições normais para os dados. Os dados para resistência à fratura foram submetidos à ANOVA 1-fator e *post hoc* teste de Tukey ($p < 0,05$). As análises foram realizadas com o auxílio do programa SPSS (IBM SPSS Statistics, v20.0; IBM Corp., Chicago, IL, EUA).

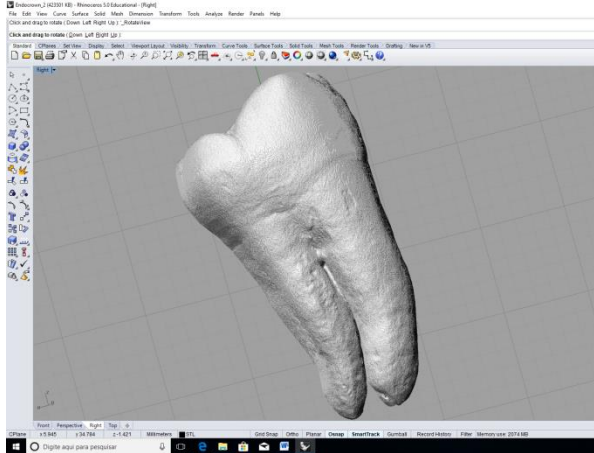
3.3 Método dos elementos finitos

3.3.1 Obtenção do modelo geométrico

A geometria tridimensional (3D) representativa do molar inferior tratado endodonticamente e reabilitado com *endocrown* foi obtida a partir de microtomografia computadorizada (micro-CT) (SkyScan 1174v2; Bruker-microCT, Kontich, Bélgica) utilizando os seguintes parâmetros: tensão de aceleração de 90 kV, corrente de 272 mA, tempo de exposição de 81 ms por imagen, passo de rotação de 1° (360° de rotação), resolução de 9 µm, step de 0,7, frame 5, filtro de 0,1 mm Cu. Posteriormente ao escaneamento, as imagens adquiridas pelo microCT foram reconstruídas no software NRecon (SkyScan) com os seguintes ajustes da imagen: smoothing = 2, ring artifact correction = 20, beam hardening correction (%) = 10 e exportadas em arquivo .stl (Figura 24).

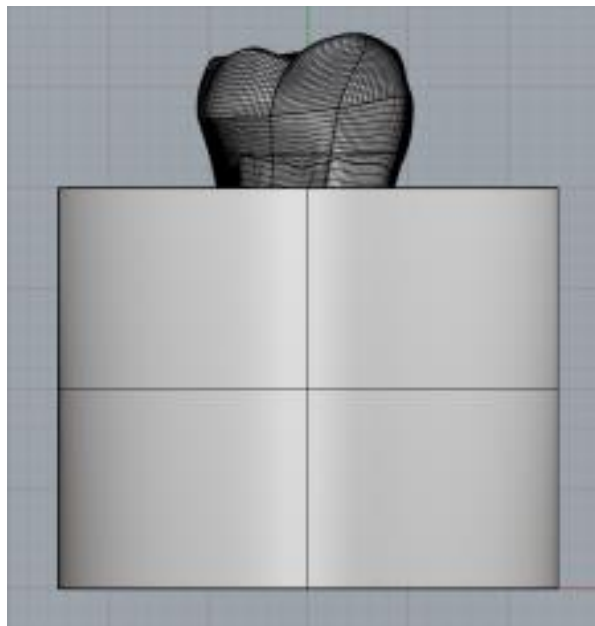
Os dados do microCT foram importados para o programa Rhinoceros 5.0 Educational (NURBS Modeling for Windows, McNeel North America, Seattle, WA, EUA) para a conversão da malha .stl em modelo CAD-3D sólido e posterior desenho dos BioCAD da *endocrown*, dentina radicular e guta-percha por meio da criação de superfícies NURBS (Non Uniform Rational Bazier Spline) (Figura 25). Adicionalmente, foi modelado o ligamento periodontal com espessura de 0,2 mm e cilindro ósseo com dimensões de 25 mm de diâmetro × 20 mm de altura em todos os modelos. Assim foram obtidos os modelos geométricos BioCAD e gerados os arquivos .step (Standard for the Exchange of Product model data) para importação pelo programa de elementos finitos (SimLab 2017.2.1, 64-bit, Altair/HyperWorks, Troy, Michigan, EUA) (Figuras 26 e 27).

Figura 24. Imagem adquirida pelo microCT e importada em arquivo .stl pelo software Rhinoceros



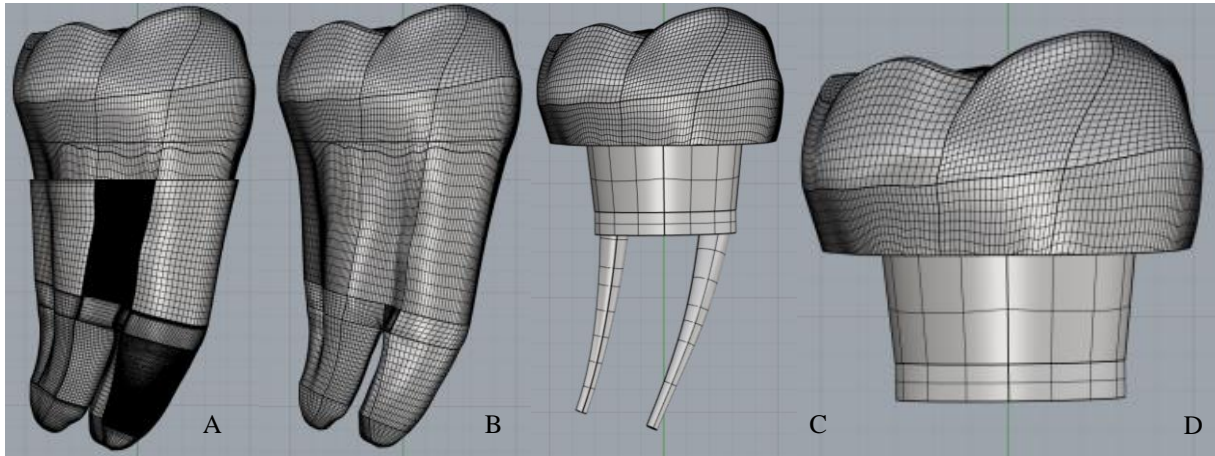
Fonte: Autor.

Figura 25. Vista lateral do modelo geométrico CAD obtido a partir do software Rhinoceros, com o elemento dental tratado endodonticamente, reabilitado com *endocrown* e inserido em bloco ósseo.



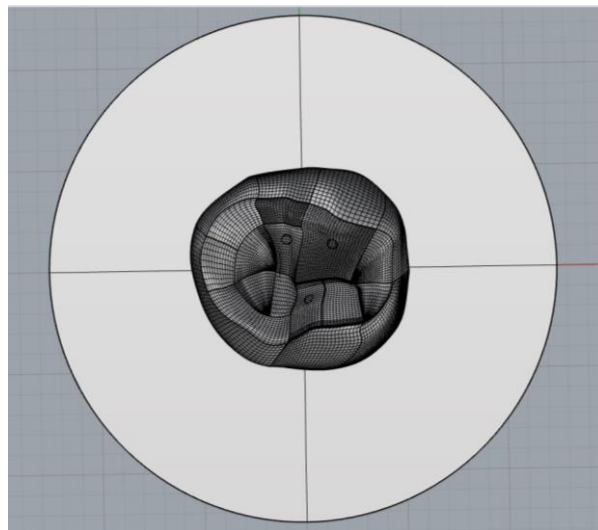
Fonte: Autor.

Figura 26. Imagens CAD representativas de: A. Elemento dental tratado endodonticamente, reabilitado com *endocrown* e ligamento periodontal; B. Elemento dental tratado endodonticamente e reabilitado com *endocrown*; C. Tratamento endodôntico e *endocrown*; D. *Endocrown*.



Fonte: Autor.

Figura 27. Vista oclusal do modelo geométrico CAD.

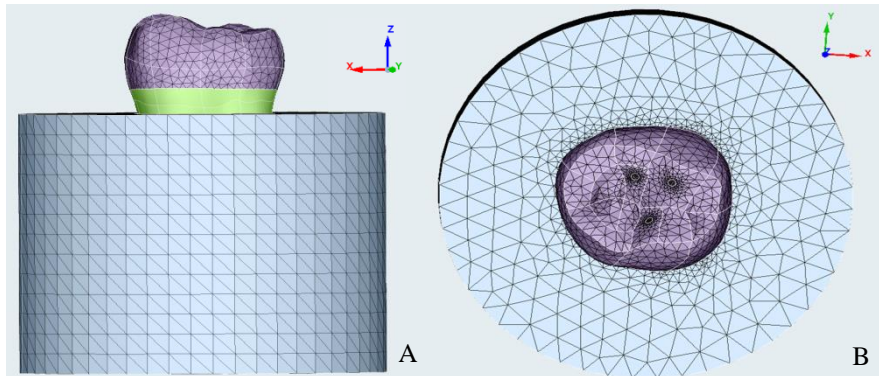


Fonte: Autor.

3.3.2 Confeção da malha de elementos finitos

No programa de elementos finitos (SimLab 2017.2.1, 64-bit, Altair/HyperWorks, Troy, Michigan, EUA) a malha de elementos finitos foi gerada individualmente para cada estrutura, sendo, inicialmente confeccionada a malha de superfície (2D) com elementos do tipo Tri3 e, posteriormente, foi gerada a malha volumétrica 3D com elementos tetraédricos do tipo Tet10, totalizando em 504.659 nós e 304.632 elementos para cada modelo (Figura 28).

Figura 28. Malha de elementos finitos. A. Vista lateral. B. Vista oclusal

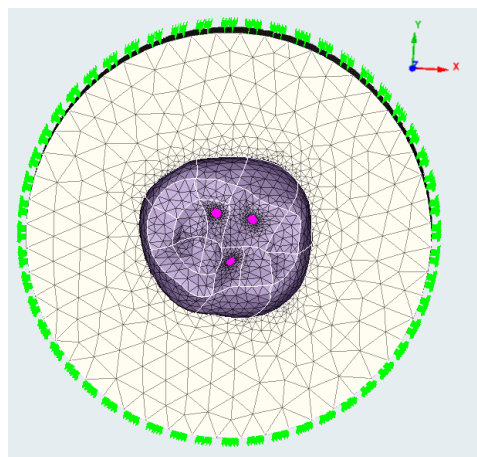


Fonte: Autor.

3.3.3 Definição das condições de carregamento, contorno e interface

Carga axial estática foi aplicada em três pontos de oclusão cêntrica na superfície oclusal da *endocrown* (tripodismo), como descrito anteriormente para os testes de fadiga e fratura. O valor de carga de 200 N foi aplicado em cada modelo. Como condição de contorno, os nós do cilindro ósseo das faces laterais e da face inferior foram fixados nos três eixos do plano cartesiano (x , y e z), assumindo valores de $x = y = z = 0$. Todas as estruturas dos modelos foram consideradas perfeitamente unidas, ou seja, sem falhas na adesão e interposição das mesmas (Figura 29).

Figura 29. Condições de carregamento (representada pelas setas rosas) e contorno (triangulos verdes)



Fonte: Autor.

3.3.4 Propriedades dos materiais

As propriedades mecânicas dos materiais (módulo de elasticidade [E] e coeficiente de Poisson [ν]) foram obtidas a partir de dados apresentados na literatura (Tabela III), sendo todos os materiais considerados homogêneos, isotrópicos e linearmente elásticos.

Tabela III. Propriedades mecânicas dos materiais investigados

Material	E (GPa)	ν	Referência
Cerâmica vítrea à base de leucita	65,3	0,20	BELLI et al., 2017
Dissilicato de lítio	102,5	0,21	BELLI et al., 2017
Silicato de lítio reforçado por óxido de zircônio	102,9	0,19	BELLI et al., 2017
Zirconia monolítica	206,3	0,24	BELLI et al., 2017
Osso medular	1370	0,30	BARBIER et al., 1998
Dentina	18,6	0,31	REINHARDT et al., 1983
Ligamento periodontal	50	0,45	SOARES et al., 2008
Guta-percha	$1,4 \times 10^{-1}$	0,45	FRIEDMAN et al., 1975

3.3.5 Análise dos resultados

Os modelos foram solucionados no módulo de processamento OptiStruct e os resultados foram avaliados no módulo de pós-processamento do SimLab 2017.2.1 (64-bit) (Altair/HyperWorks, Troy, Michigan, EUA). Inicialmente foi realizada a análise de coerência baseados nos mapas de deslocamento (mm). Posteriormente, a análise qualitativa dos modelos foi realizada empregando o critério de von Mises (MPa), por meio dos mapas de tensões (cores quentes representam os maiores valores de tensão e cores frias representam os menores valores de tensão) e análise numérica.

4. RESULTADOS

4.1 Resistência à fratura

ANOVA a 1 fator revelou haver diferença estatisticamente significativa entre os grupos ($p < 0,05$) (Tabela IV). O teste de Tukey mostrou que a Zircônia apresentou os maiores valores de resistência à fratura, sendo estatisticamente diferente dos demais grupos ($p < 0,05$) (Tabela V).

Tabela IV: ANOVA 1-fator para resistência à fratura

	Soma dos quadrados	df	Quadrado médio	F	Sig.
Intergrupos	2,512E8	3	8,373E7	54,528	0,000
Intragrupos	8,599E7	56	1535605,574		
Total	3,372E8	59			

Tabela V: Valores da resistência à fratura (N)

Grupos	Média	Desvio Padrão
Leucita	1177,84 A	272,50
Dissilicato	1935,11 A	530,38
Silicato	1858,92 A	588,19
Zircônia	6333,31 B	2390,64

*Letras diferentes indicam diferença estatística ($p < 0,05$).

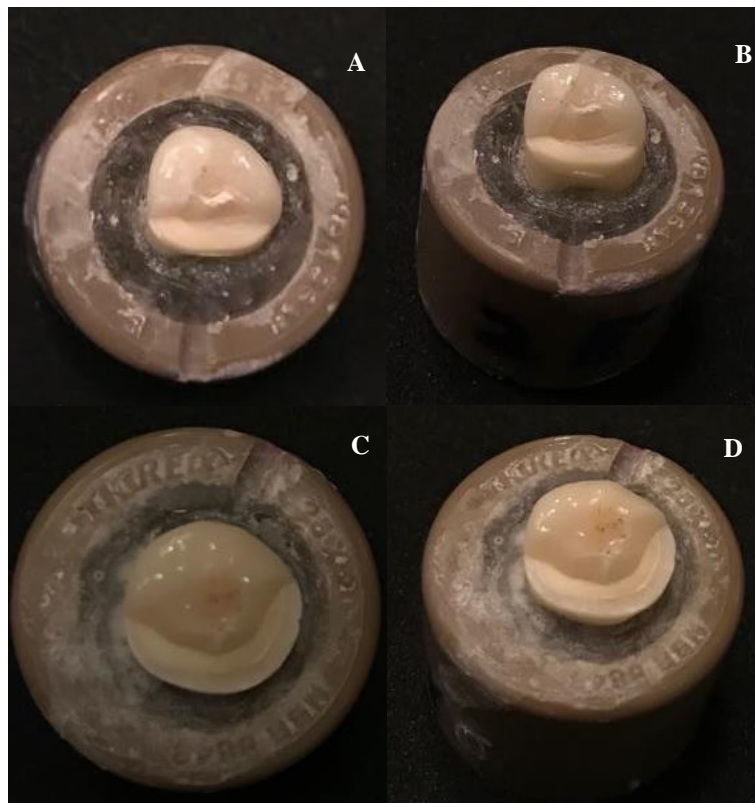
4.2 Análise de falhas

Os resultados do modo de falha dos 4 grupos estudados podem ser observados na tabela VI. Verificou-se para os grupos Leucita e Dissilicato maior porcentagem de fratura da *endocrown*, sem que houvesse o comprometimento da dentina radicular (Figura 30). Já para os grupos Silicato e Zirconia verificou-se maior índice de fratura irreparável, sendo observado falha tanto da *endocrown* como a extensão da linha de fratura para região de terço médio da dentina radicular (Figura 31).

Tabela VI: Porcentagem (%) do modo de falha dos grupos estudados

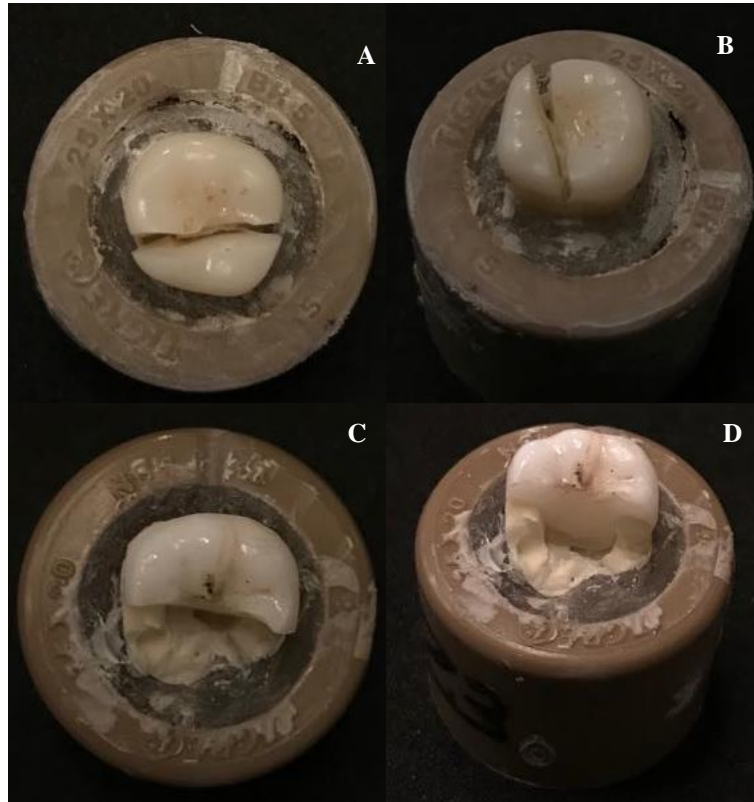
Grupos	Tipo I	Tipo II	Tipo III
Leucita	92 %	0	8 %
Dissilicato	45 %	19 %	36 %
Silicato	15 %	0	85 %
Zircônia	0	23 %	77 %

Figura 30. Modo de falha. A e B. Grupo Leucita: Falha tipo I, vista oclusal e lateral, respectivamente; C e D. Grupo Dissilicato: Falha tipo I, vista oclusal e lateral, respectivamente



Fonte: Autor.

Figura 31. Modo de falha. A e B. Grupo Silicato: Falha tipo III, vista oclusal e lateral, respectivamente; C e D. Grupo Zirconia: Falha tipo III, vista oclusal e lateral, respectivamente

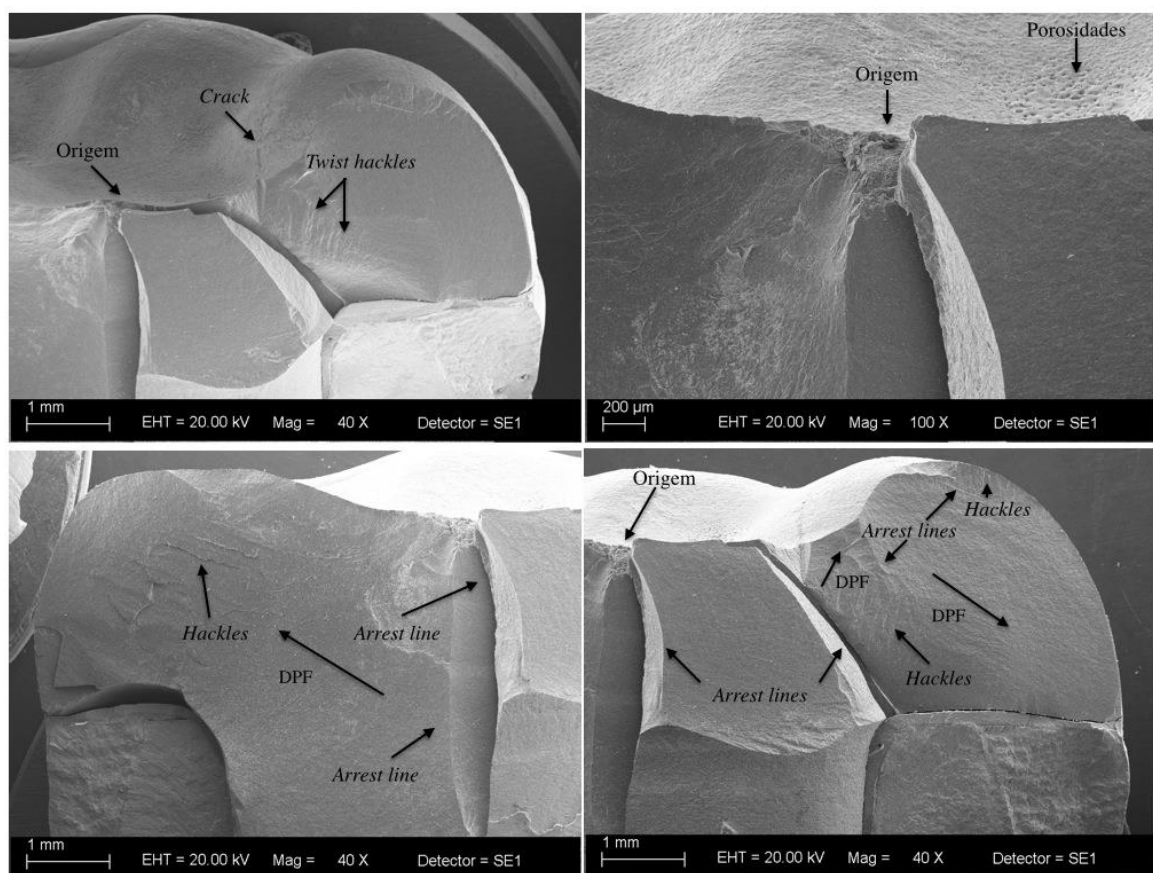


Fonte: Autor.

4.3 Fractografia

De modo geral, a avaliação da superfície fraturada por meio do MEV mostrou que a fratura se originou na superfície oclusal, especificamente no local de carregamento em todos os grupos avaliados. Para o grupo Leucita foi possível observar a presença de porosidades e trincas na superfície oclusal do material cerâmico. Quanto ao padrão de fratura, este grupo apresentou fratura em vários fragmentos cerâmicos, sendo esta uma fratura irregular típica de cerâmicas vítreas (Figura 32).

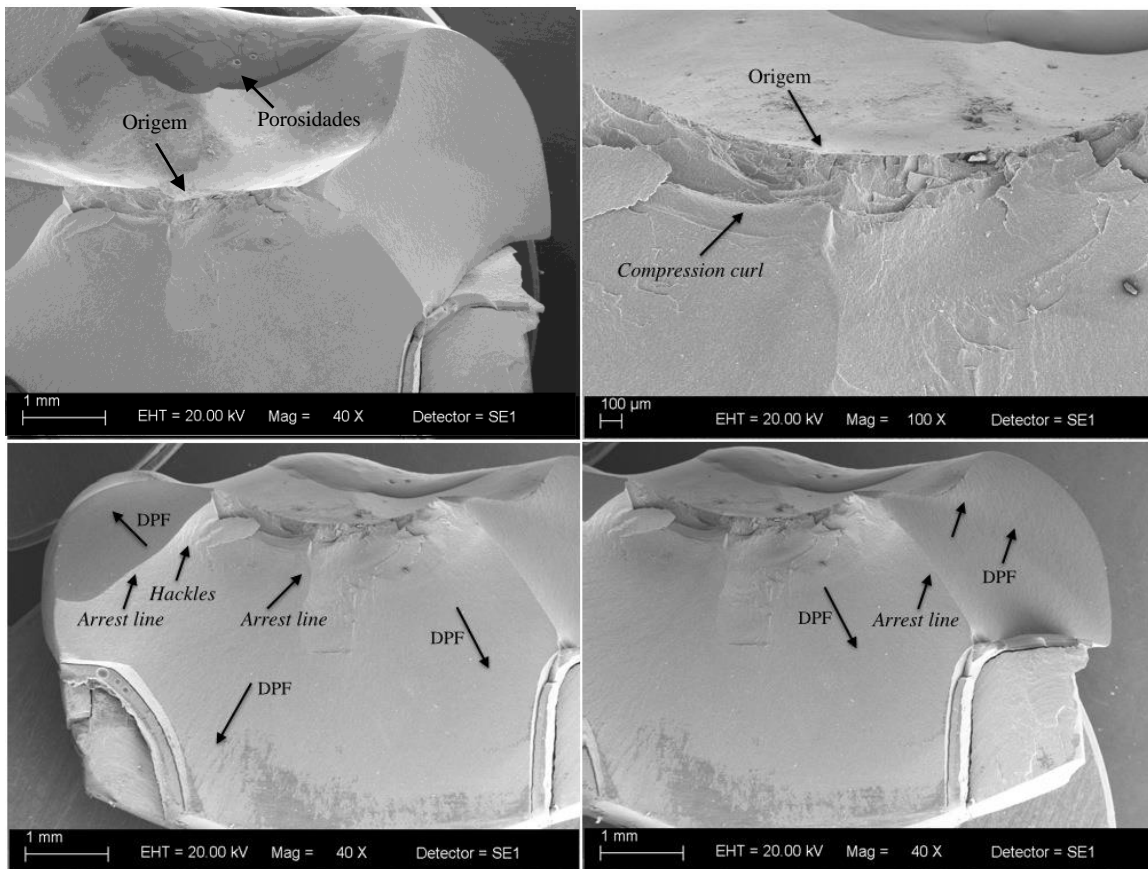
Figura 32. Imagem fractográfica com a identificação dos eventos característicos de fratura para o grupo Leucita



Fonte: Autor.

Para o grupo Dissilicato foi possível observar a presença de porosidades na superfície oclusal do material cerâmico. Quanto ao padrão de fratura, este grupo apresentou fratura irregular com menor quantidade de degraus no material cerâmico quando comparado aos grupos Leucita e Silicato, apresentando-se como uma cerâmica vítrea (Figura 33).

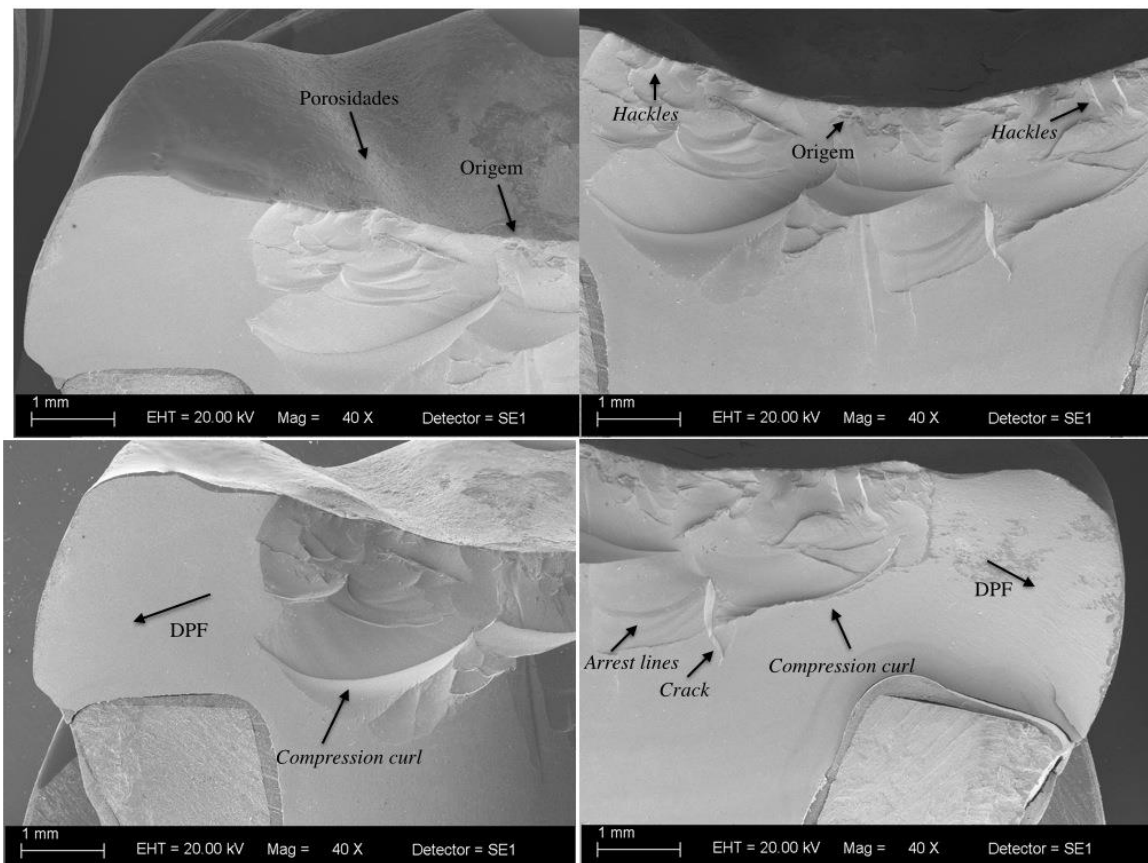
Figura 33. Imagem fractográfica com a identificação dos eventos característicos de fratura para o grupo Dissilicato



Fonte: Autor.

Para o grupo Silicato não foi possível observar a presença de porosidades na superfície oclusal do material cerâmico. Quanto ao padrão de fratura, este foi o grupo que apresentou fratura com maior quantidade de degraus no material cerâmico e presença de trincas, com fratura em apenas um plano, não havendo fratura múltipla do material cerâmico, com diversos fragmentos cerâmicos, como no grupo Leucita (Figura 34).

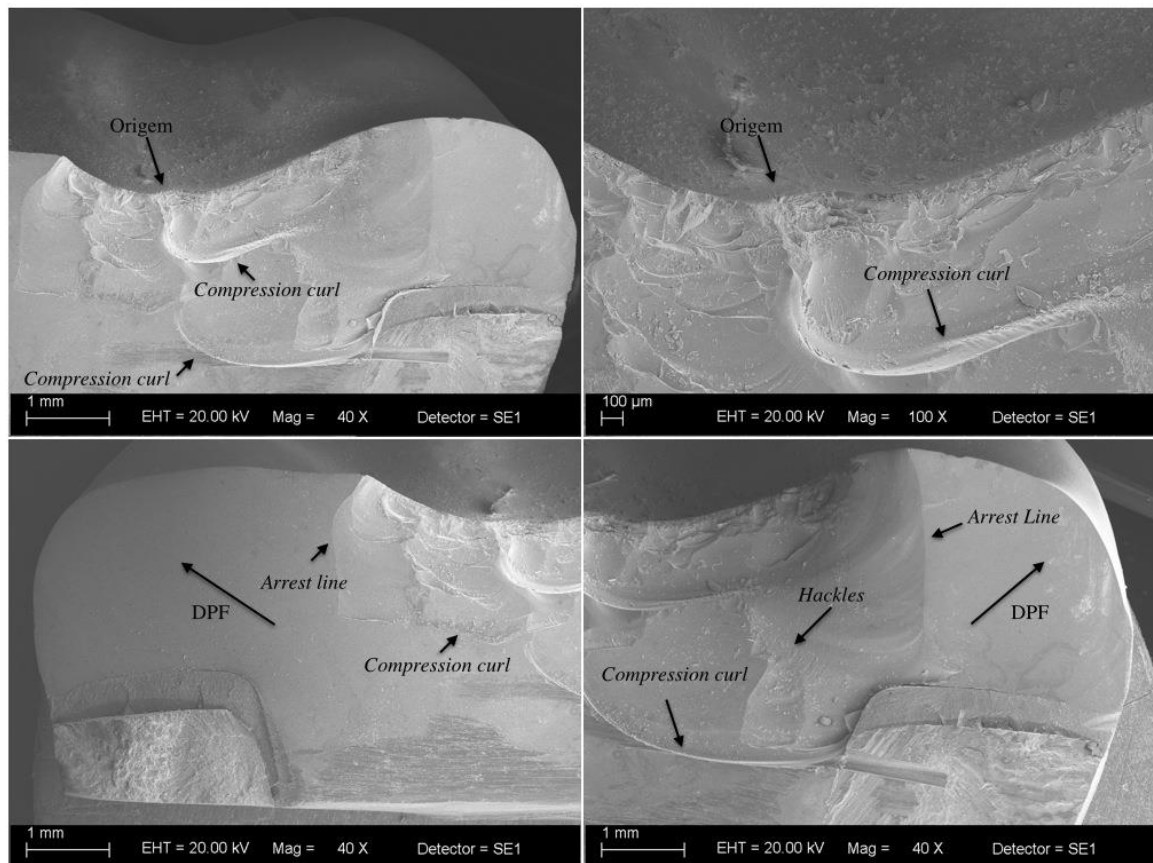
Figura 34. Imagem fractográfica com a identificação dos eventos característicos de fratura para o grupo Silicato.



Fonte: Autor.

Para o grupo Zirconia não foi observado a presença de porosidades na superfície oclusal do material cerâmico. Quanto ao padrão de fratura, este apresentou menor quantidade de degraus na superfície do material cerâmico e fratura do dente, sendo caracterizada como uma fratura regular, com superfície mais rugosa, o que é característico de cerâmicas cristalinas (Figura 35).

Figura 35. Imagem fractográfica com a identificação dos eventos característicos de fratura para o grupo Zirconia

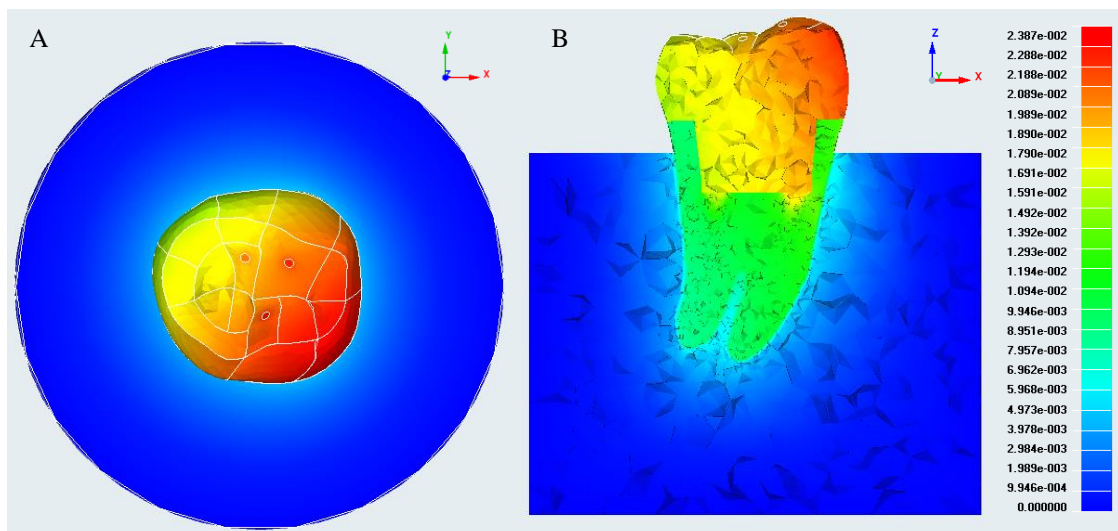


Fonte: Autor.

4. 4 Distribuição de tensões

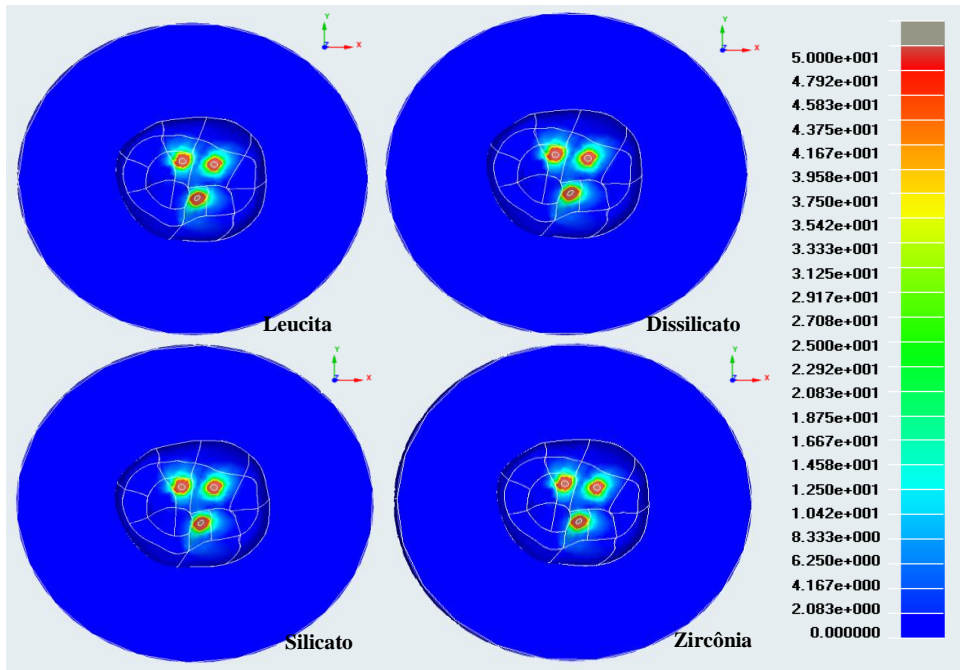
A análise de coerência dos modelos mostrou padrão semelhante entre os grupos estudados, evidenciando maior deslocamento (mm) na região de aplicação do carregamento, dissipando-se em direção ao tecido ósseo (Figura 36). Concordantemente, observou-se maior concentração de tensões máximas de von Mises (MPa) no local de aplicação do carregamento (Figura 37) e na região do ângulo formado entre as paredes pulpar e axial da *endocrown* em relação à dentina radicular (Figura 38). Quantitativamente, observou-se próximos valores de tensões de von Mises para todos os grupos (Leucita: 635,77 MPa, Dissilicato: 630,62 MPa, Silicato: 630,56 MPa e Zirconia: 626,17 MPa).

Figura 36. Mapa de deslocamento (mm) para a análise de coerência. A. Vista oclusal. B. Corte sagital



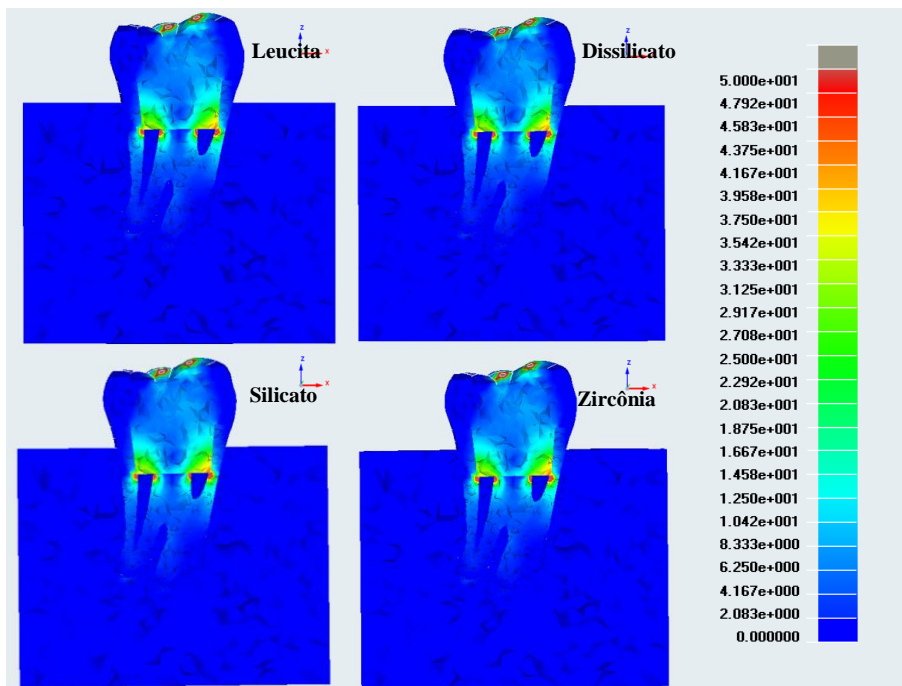
Fonte: Autor.

Figura 37. Mapa de tensões de von Mises (MPa) para os grupos estudados (vista oclusal)



Fonte: Autor.

Figura 38. Mapa de tensões de von Mises (MPa) para os grupos estudados (corte sagital)



Fonte: Autor.

5. DISCUSSÃO

A primeira hipótese nula deste estudo foi rejeitada, uma vez que os diferentes materiais cerâmicos afetaram tanto a resistência à fratura como o padrão de falha dos dentes tratados endodonticamente. A segunda hipótese nula foi aceita, pois os valores e padrão de distribuição de tensões de von Mises das *endocrowns* utilizadas para a reabilitação de dentes tratados endodonticamente foi semelhante.

Baseados no conhecimento de que o desempenho e a longevidade dos materiais cerâmicos está diretamente relacionado à capacidade do material em resistir às influências do ambiente oral, como carga mastigatória e variação térmica (ROSENTRITT et al., 2009; SENYILMAZ et al., 2010; MITOV et al., 2016), o presente estudo considerou a importância de submeter as amostras ao ensaio de envelhecimento termomecânico previamente ao ensaio estático de resistência à compressão.

Diferentes simulações têm sido utilizadas na tentativa de fornecer estimativas suficientes da taxa de sobrevivência e prever falhas catastróficas em restaurações de cerâmica pura (ROSENTRITT et al., 2009; SENYILMAZ et al., 2010; MITOV et al., 2016). No presente estudo empregou-se o protocolo de carregamento cíclico isométrico associado à ciclagem térmica com o intuito de promover o envelhecimento termomecânico do material, visto que tal ensaio promove o aumento gradual da carga mastigatória ao dente restaurado a fim de gerar, inicialmente, uma acomodação do material restaurador ao substrato dental até, posteriormente, alcançar um nível de carga oclusal mais crítico, que poderia levar até mesmo a falha do conjunto. Muito embora todas as amostras tenham sobrevivido ao ensaio termomecânico, as imagens obtidas por meio da microscopia eletrônica de varredura mostraram elevado índice de porosidades e trincas na superfície das *endocrowns* dos grupos Leucita, Dissilicato e Silicato, que pode ter sido influenciado pelo envelhecimento termomecânico.

O valor médio de resistência à fratura para a Leucita (IPS Empress CAD) foi de 1177,84 N, no presente estudo, apesar de não indicar diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$) entre Dissilicato e Silicato, mostrou o menor valor de resistência. O Dissilicato (IPS e.max CAD) apresentou valor de resistência à fratura de 1935,11 N, semelhante aos valores médios encontrados em estudos anteriores (SLOMP, 2015; DARTORA et al., 2018). Correlacionando as expectativas clínicas de força de mordida em molares hígidos que pode variar entre 441 N e 981 N (VALLITTU; KÖNÖNEN, 2000), considerando oclusão normal e durante hábitos parafuncionais, respectivamente, sugere-se que, apesar da Leucita apresentar

excelentes propriedades ópticas (SHAHMIRI et al., 2018), este material deve ser indicado com cautela para confecção de *endocrowns*, evitando-se a reabilitação de pacientes bruxômanos (DE ABREU et al., 2014). Por outro lado, acredita-se que o Dissilicato possa ser indicado com segurança para este tipo de reabilitação, independentemente do tipo de oclusão apresentado pelo paciente.

O Silicato (Vita Suprinity) (1858,92 N) apresentou valores de resistência máxima à fratura semelhante às demais cerâmicas vítreas (Leucita e Dissilicato) e próximos aos valores obtidos por (CHOI, S., et al. 2017) (2203,5 N) para coroas de molares produzidas em CAD/CAM com espessura de 1,5mm em silicato de lítio reforçado por óxido de zircônio. Diante de tal resultado, a adição de 8-10% em peso de óxido de zircônio à cerâmica vítrea que, de acordo com o fabricante, tende a proporcionar maior resistência mecânica ao material (ELSAKA et al., 2016; LAWSON et al., 2016; WENDLER et al., 2017) não foi observada no presente estudo. Ainda, sugere-se que o envelhecimento termomecânico realizado previamente ao ensaio de fratura possa ter provocado uma instabilidade térmica das fases do silicato de lítio reforçado por óxido de zircônio, resultando em aumento de tensões residuais locais que foram aliviadas durante o resfriamento por meio de micro-trincas levando, conseqüentemente, a valores de resistência mecânica estatisticamente semelhante à cerâmica vítrea à base de leucita e dissilicato de lítio (WENDLER et al., 2017; MARQUES, 2018). Assim, diante dos escassos estudos sobre tal cerâmica, parece não haver justificativa para a adição de zircônio neste material com o intuito de aumentar a sua resistência à fratura. No entanto, como a tenacidade à fratura de um material, a qual descreve seu comportamento à propagação catastrófica de defeitos sob tensão e a sua viscoelasticidade diferem os materiais na dissipação da energia e, conseqüentemente, na resistência e no modo de fratura, pode ser que outras pesquisas identifiquem melhoras deste material em relação ao dissilicato de lítio.

Por outro lado a zircônia (ZirkOM SI) apresentou os maiores valores de resistência à fratura (6333,31 N), sendo muito superior à resistência à fratura de um dente molar hígido (3901 N) (FÁVERO, 2017). Acredita-se que esta superioridade nos valores de resistência encontrado para este material esteja diretamente relacionado às suas características intrínsecas favoráveis, como tenacidade à fratura, resistência à flexão e biocompatibilidade, permitindo seu uso em restaurações mais extensas (DENRY; KELLY, 2008; MIYAZAKI et al., 2013; WENDLER et al., 2017).

Tão importante quanto se considerar a carga de fratura é analisar o padrão de fratura e distribuição de tensões dos dentes reabilitados com *endocrowns*, pois, na prática clínica, após o registro de falha técnica o dente é avaliado para se determinar se a estrutura remanescente é

reparável ou irreparável (AKTAS et al., 2018). Em relação ao modo de falha das *endocrowns*, os grupos Leucita e Dissilicato apresentaram maior porcentagem de falhas do tipo I e tipo II, ou seja, maior incidência de falhas reparáveis. Já o Silicato mostrou elevada porcentagem de fraturas não-reparáveis semelhantemente à Zircônia, o que está de acordo com os resultados encontrados por AKTAS et al. (2018).

Materiais com resistência à fratura e módulo de elasticidade próximo ao do dente natural têm como benefícios a menor concentração de tensões e uma dissipação de forças mais homogênea ao seu longo eixo em relação aos materiais mais rígidos (ZARONE et al., 2006). Também, a maior deformação de um material restaurador possibilita ao sistema transferir menos esforços ao osso adjacente (AVERSA, R. et al., 2009). Essa absorção de esforços também é absorvida pelo ligamento periodontal, o qual previne deformações ósseas decorrentes de movimentos flexurais habituais do dente (FORBERGER; GÖHRING, 2008). Além disso, a busca por materiais restauradores com propriedades similares ao dente natural parece favorecer a biomecânica do complexo dente-restauração (DIETSCHI, D. et al., 2007).

Neste contexto, além de avaliar o módulo de elasticidade dos materiais reabilitadores e a estruturas do elemento dental remanescente é extremamente relevante a avaliação do comportamento de falha das cerâmicas após o teste de fratura, pois materiais com módulo de elasticidade muito superior à dentina resultam em acúmulo de tensão e, conseqüentemente, falhas catastróficas (EL-DAMANHOURY, HAJ-ALI, PLATT, 2015; AKTAS et al., 2018). No entanto, no presente estudo, não apenas a Zircônia utilizada para a confecção das *endocrowns*, mas também o Silicato, que apesar de apresentar módulo de elasticidade semelhante ao Dissilicato, mostraram maior índice de falhas catastróficas. Acredita-se que a adição das partículas de óxido de zircônio ao Silicato tenha levado a um padrão de fratura semelhante à Zircônia (SCHERRER et al., 2017; MARQUES, 2018). Porém, diferentemente do Silicato, apesar da Zirconia também apresentar altos índices de falhas catastróficas, este material também mostrou elevado valor de resistência máxima à fratura, sendo muito superior aos limites de carga oclusal até mesmo em pacientes com hábitos parafuncionais.

É oportuno afirmar que diante dos resultados obtidos nos testes de resistência à fratura com o grupo Silicato e o grupo Zircônia, a alta resistência à fratura de um determinado material, não é o fator determinante para obter altos índices de falhas catastróficas, já que o Silicato mostrou aproximadamente 30% do valor de resistência à fratura apresentado pela Zircônia, no entanto, um índice de 85% de falhas catastróficas. Assim, acredita-se ser importante analisar se o alto percentual de falhas catastróficas ocorre com um material que apresenta valores

de resistência máxiama à fratura abaixo ou próximo ao valor apresentado por um dente natural ou, muito superior a este, como é o caso do grupo Zircônia. Portanto, a zircônia apesar de apresentar um alto percentual de falhas catastróficas, estas ocorrem com uma carga que nem mesmo um paciente bruxômano atingiria, por isso, na prática clínica este dado não seja determinante para a manutenção de um dente em boca, pois o fato de não atingirmos tal magnitude de força, é pouco provável que isso venha influenciar na longevidade de um remenescen-te dentário. Apesar de a literatura supor que este tipo de material poderia concentrar tensões sobre o dente (ZARONE et al., 2006), a superioridade dos resultados biomecânicos apresentados, sugere afirmar que a confecção de *endocrown* em zircônia pode mostrar índices de sucesso relevantes.

Analisando-se as tensões de von Mises, os modelos de elementos finitos mostraram similar padrão de distribuição de tensões, sendo que maior concentração foi observada entre a base pulpar da *endocrown* e dentina radicular, mesmo com diferentes módulos de elasticidade apresentado pelos diferentes materiais CAD/CAM utilizados para a confecção das *endocrowns* nos diferentes grupos, semelhante ao estudo de DARTORA et al. (2018). ZHU et al. (2017) avaliando a influência do tipo de material na distribuição de tensões em pré-molares superiores restaurados por *endocrown* também encontraram semelhante padrão de distribuição de tensões entre os grupos. Verificaram ainda que, quando a *endocrown* foi confeccionada em zircônia, com módulo de elasticidade muito superior ao esmalte, a deformação foi marcadamente menor comparada à de uma *endocrown* confeccionada em cerâmica de vidro reforçada por dissilicato de lítio, evidenciando que o material restaurador com elevado módulo de elasticidade beneficiou a resistência do elemento dental.

Importante ressaltar que os estudos laboratoriais apresentam limitações e os resultados devem ser interpretados com cautela. No entanto, diante da correlação dos resultados obtidos entre os ensaios mecânicos e validação pelo método dos elementos finitos, pode-se sugerir que as *endocrowns* confeccionadas em Dissilicato e em Zircônia são as opções mais viáveis para a reabilitação de dentes tratados endodonticamente, sendo que os materiais contendo óxido de zircônio necessitam de mais estudos para a confiabilidade de sua utilização. Apesar do elevado índice de falha catastrófica apresentada pela Zircônia, o material parece ser promissor para este tipo de reabilitação visto que apresentou superioridade biomecânica em relação aos demais materiais. No entanto, ao se pensar em propriedades ópticas, o Dissilicato certamente atenderá melhor os resultados estéticos.

6. CONCLUSÕES

Correlacionando os resultados obtidos pelos testes mecânicos e validação pelo MEF conclui-se que:

1- A Leucita e o Dissilicato de lítio apresentaram semelhante resistência mecânica e maior porcentagem de falhas reparáveis.

2- Apesar da adição do óxido de zircônia ao Silicato, este material apresentou resistência mecânica semelhante à Leucita e ao Dissilicato, além de elevados índices de falhas catastróficas.

3- A Zirconia apresentou melhor desempenho mecânico em relação aos demais materiais cerâmicos avaliados, considerando resistência à fratura e padrão de distribuição de tensões.

REFERÊNCIAS

- AKTAS, G.; YERLIKAYA, H.; AKCA, K. Mechanical failure of endocrowns manufactured with different ceramic materials: an in vitro biomechanical study. **J. Prosthodont.**, v. 27, n. 4, p. 340-346, 2018.
- AVERSA, R.; APICELLA, D.; PERILLO, L.; SORRENTINO, R.; ZARONE, F.; FERRARI, M.; APICELLA, A. Non-linear elastic three-dimensional finite element analysis on the effect of endocrown material rigidity on alveolar bone remodeling process. **Dent. Mater.**, v. 25, p. 678-690, 2009.
- BACCHI, A.; DOS SANTOS, M. B.; PIMENTEL, M. J.; CAETANO, C. R.; SINHORETI, M. A.; CONSANI, R. L. Influence of post-thickness and material on the fracture strength of teeth with reduced coronal structure. **J. Conserv. Dent.**, v. 16, n. 2, p. 139–143, 2013.
- BARBIER, L.; VANDER SLOTEN, J.; KRZESINSKI, G.; SCHEPERS, E.; VAN DER PERRE, G. Finite element analysis of non-axial versus axial loading of oral implants in the mandible of the dog. **J. Oral Rehabil.**, v. 25, n. 11, p. 847-858, 1998.
- BELLI, R.; WENDLER, M.; DE LIGNY, D.; CICONI, M. R.; PETSCHERT, A.; PETERLIK, H.; L200HBAUER, U. Chairside CAD/CAM materials. Part 1: Measurement of elastic constants and microstructural characterization. **Dent. Mater.**, v. 33, n. 1, p. 84-98, 2017.
- BIACCHI, G. R.; BASTING, R. T. Comparison of fracture strength of endocrowns and glass fiber post-retained conventional crowns. **Oper. Dent.**, v. 37, n. 2, p. 130-136, 2012.
- BIACCHI, G. R.; MELLO, B.; BASTING, R. T. The endocrown: an alternative approach for restoring extensively damaged molars. **J. Esthet. Restor. Dent.**, v. 25, n. 6, p. 383-390, 2013.
- BINDL, A.; MÖRMANN, W. H. Clinical evaluation of adhesively placed Cerec endo-crowns after 2 years--preliminary results. **J. Adhes. Dent.**, v. 1, n. 3, p. 255-265, 1999.
- BINDL, A.; RICHTER, B.; MÖRMANN, W. H. Survival of ceramic computer-aided design/manufacturing crowns bonded to preparations with reduced macroretention geometry. **Int. J. Prosthodont.**, v. 18, n. 3, p. 219-224, 2005.
- BORBA, M.; DE ARAÚJO, M. D.; DE LIMA, E.; YOSHIMURA, H. N.; CESAR, P. F.; GRIGGS, J. A.; DELLA BONA, A. Flexural strength and failure modes of layered ceramic structures. **Dent. Mater.**, v. 27, n. 12, p. 1259-1266, 2011.
- BORBA, M.; DE ARAÚJO, M. D.; FUKUSHIMA, K. A.; YOSHIMURA, H. N.; GRIGGS, J. A.; DELLA BONA, A.; CESAR, P. F. Effect of different aging methods on the mechanical behavior of multi-layered ceramic structures. **Dent. Mater.**, v. 32, n. 12, p. 1536-1542, 2016.
- BRITO-JÚNIOR, M.; LEONI, G. B.; PEREIRA, R. D.; FARIA-E-SILVA, A. L.; GOMES, E. A.; SILVA-SOUSA, Y. T.; SOUSA-NETO, M. D. A novel dentin push-out bond strength model that uses micro-computed tomography. **J. Endod.**, v. 41, n. 12, p. 2058-2063, 2015.
- CARLOS, R. B.; THOMAS NAINAN M.; PRADHAN, S.; ROSHNI SHARMA; BENJAMIN, S.; ROSE, R. Restoration of endodontically treated molars using all ceramic endocrowns. **Case Rep. Dent.**, v. 2013, p. 210763, 2013.

CARVALHO, A. O. ; BRUZI, G. ; ANDERSON, R. E. ; MAIA, H. P. ; GIANNINI, M. ; MAGNE, P. Influence of adhesive core buildup designs on the resistance of endodontically treated molars restored with lithium disilicate CAD/CAM crowns. **Oper. Dent.**, v. 41, n. 1, p. 76-82, 2016.

CHOI, S.; YOON, H.; PARK, E. Load-bearing capacity of various CAD/CAM monolithic molar crowns under recommended occlusal thickness and reduced occlusal thickness conditions. **J. Adv. Prosthodont.**, v. 9, n. 6, p. 423–431, 2017.

DARTORA, N.R.; DE CONTO FERREIRA, M.B.; MORIS, I.C.M.; BRAZÃO, E.H.; SPAZIN, A.O.; SOUSA-NETO, M.D.; SILVA-SOUSA, Y.T.; GOMES, E.A. Effect of intra-coronal depth of teeth restored with endocrowns on fracture resistance: in vitro and 3-dimensional finite element analysis. **J. Endod.**, v. 44, n. 7, p. 1179-1185, 2018.

DARTORA, N.R.; DE CONTO FERREIRA, M.B.; SPAZIN, A.O.; SOUSA-NETO, M.D.; DARTORA, G.; GOMES, E.A. Endocrown in premolar using lithium disilicate-reinforce ceramic: a case report. **J. Oral Investig.**, v. 6, n. 2, p. 43-49, 2017.

DE ABREU, R.A.; PEREIRA, M.D.; FURTADO, F.; PRADO, G.P.; MESTRINER, W. JR., FERREIRA L.M. Masticatory efficiency and bite force in individuals with normal occlusion. **Arch. Oral Biol.**, v. 59, n. 10, p. 1065-1074, 2014.

DIETSCHI, D.; DUCO, 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.**, v. 38, n. 9, 2007.

DEJAK, B.; MLOTKOWSKI, A. 3D–Finite element analysis of molars restored with endocrowns and posts during masticatory simulation. **Dent. Mat.**, v. 29, n. 12, p. e309–317, 2013.

DENRY, I.; KELLY, J. R. State of the art of zirconia for dental applications. **Dent. Mater.**, v. 24, n. 3, p. 299-307, 2008.

DENRY, I.; KELLY, J.R.; Emerging ceramic-based materials for dentistry. **J. Dent. Res.**, v. 93, n.12, p. 1235-1242, 2014.

DOS SANTOS, D. M.; MORENO, A.; VECHIATO-FILHO, A. J.; BONATTO, L. R.; PESQUEIRA, A. A.; LAURINDO JÚNIOR, M. C.; DE MEDEIROS, R. A.; DA SILVA, E. V.; GOIATO, M. C. The importance of the lifelike esthetic appearance of all-ceramic restorations on anterior teeth. **Case Rep. Dent.**, v. 2015, p. 704348, 2015.

EL-DAMANHOURY, H. M.; HAJ-ALI, R. N.; PLATT, J. A. Fracture resistance and micro-leakage of endocrowns utilizing three CAD-CAM blocks. **Oper. Dent.**, v. 40, n. 2, p. 201-210, 2015.

ELSAKA, S. E.; ELNAGHY, A. M. Mechanical properties of zirconia reinforced lithium silicate glass-ceramic. **Dent. Mater.**, v. 32, n. 7, p. 908-914, 2016.

FAGES, M.; BENNASAR, B. The endocrown: a different type of all-ceramic reconstruction for molars. **J. Can. Dent. Assoc.**, v. 79, p. d140, 2013.

FARIA, A. C.; RODRIGUES, R. C.; DE ALMEIDA ANTUNES, R. P.; DE MATTOS MDA, G.; RIBEIRO, R. F. Endodontically treated teeth: characteristics and considerations to restore them. **J. Prosthodont. Res.**, v. 55, n. 2, p. 69-74, 2011.

FÁVERO, F.J. Avaliação da resistência à fratura de molares endodonticamente tratados com preparo MOD transfixados por um pino de fibra de vidro e restaurados com diferentes materiais. Tese de Doutorado. Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul. Faculdade de Odontologia, Porto Alegre, RS, 2017.

FORBERGER, N.; GÖHRING, T. Influence of the type of post end core on in vitro marginal continuity, fracture resistance, and fracture mode of lithia disilicate-based all-ceramic crowns. **J Prosthet Dent.**, n.100, v. 4, p. 264-73, 2008.

FRIEDMAN, C.M., SANDRIK, J.L., HEUER, M.A., RAPP, G.W. Composition and mechanical properties of gutta-percha endodontic points. **J Dent Res.** v. 54, p. 921-925, 1975.

FUKUI, Y.; KOMADA, W.; YOSHIDA, K.; OTAKE, S.; OKADA, D.; MIURA, H. Effect of reinforcement with resin composite on fracture strength of structurally compromised roots. **Dent. Mater. J.**, v. 28, n. 5, p. 602-609, 2009.

GILLEN, B. M.; LOONEY, S. W.; GU, L. S.; LOUSHINE B. A.; WELLER, R. N.; LOUSHINE, R. J.; PASHLEY, D. H.; TAY, F. R. Impact of the quality of coronal restoration versus the quality of root canal fillings on success of root canal treatment: a systematic review and meta-analysis. **J. Endod.**, v. 37, n. 7, p. 895–902, 2011.

GRESNIGT, M. M.; ÖZCAN, M.; VAN DEN HOUTEN, M. L.; SCHIPPER, L.; CUNE, M. S. Fracture strength, failure type and Weibull characteristics of lithium disilicate and multi-phase resin composite endocrowns under axial and lateral forces. **Dent. Mater.**, v. 32, n. 5, p. 607-614, 2016.

HEIDECKE, G.; BUTZ, F.; STRUB, J. R. 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.**, v. 29, n. 6, p. 427-433, 2001.

HEYDECKE, G.; PETERS, M. C. The restoration of endodontically treated, single-rooted teeth with cast or direct post and cores: a systematic review. **J. Prosthet. Dent.**, v. 87, n. 4, p. 380-386, 2002.

JIRAJARIYAVEJ, B.; WANAPIROM, P.; ANUNMANA, C. Influence of implant abutment material and ceramic thickness on optical properties. **J. Prosthet Dent.**, S0022-3913(17)30371-2, 2017. [Epub ahead of print].

KISHEN, A. Mechanisms and risk factors for fracture predilection in endodontically treated teeth. **Endod. Topics**, v. 13, n. 1, p. 57-83, 2006.

LANDER, E.; DIETSCHI, D. Endocrowns: a clinical report. **Quintessence Int.**, v. 39, n. 2, p. 99-106, 2008.

LAWSON, N. C.; BANSAL, R.; BURGESS, J. O. Wear, strength, modulus and hardness of CAD/CAM restorative materials. **Dent. Mater.**, v. 32, n. 11, p. e275-e283, 2016.

LIN, C. L.; CHANG, Y. H.; HSIEH, S. K.; CHANG, W. J. Estimation of the failure risk of a maxillary premolar with different crack depths with endodontic treatment by computer-aided design/computer-aided manufacturing ceramic restorations. **J. Endod.**, v. 39, n. 3, p. 375-379, 2013.

LOHBAUER, U.; REICH, S. Antagonist wear of monolithic zirconia crowns after 2 years. **Clin. Oral Investig.**, v. 21, n. 4, p. 1165-1172, 2017.

LUCAS, T. J.; LAWSON, N. C.; JANOWSKI, G. M.; BURGESS, J. O. Effect of grain size on the monoclinic transformation, hardness, roughness, and modulus of aged partially stabilized zirconia. **Dent. Mater.**, v. 31, n. 12, p. 1487-1492, 2015.

MARQUES, A.G. Avaliação da caracterização de superfície e resistência à fratura de materiais cerâmicos CAD/CAM submetidos a envelhecimento térmico artificial. Dissertação de Mestrado. Universidade de Ribeirão Preto. Curso de Odontologia, Ribeirão Preto, SP, 2018.

MITOV, G.; ANASTASSOVA-YOSHIDA, Y.; NOTHDURFT, F.P.; VON SEE, C.; POSPIECH, P. Influence of the preparation design and artificial aging on the fracture resistance of monolithic zirconia crowns. **J. Adv. Prosthodont.**, v. 8, n. 1, p. 30-36, 2016.

MYAZAKI, T.; NAKAMURA, T.; MATSUMURA, H.; BAN, S.; KOBAYASHI, T. Current status of zirconia restoration. **J. Prosthodont. Res.**, v. 57, n. 4, p. 236-261, 2013.

OLIVEIRA, J. S.; GOMES, E. A.; CHAVES, C. A. L.; SILVA-SOUSA, Y. T. C. The finite element methods on oral rehabilitation: New trend for endodontically treated teeth. **Braz. Dent. Sci.**, v. 17, n. 3, p. 11-18, 2014.

ORTORP, A.; KIHIL, M. L.; CARLSSON, G. E. A 3-year retrospective and clinical follow-up study of zirconia single crowns performed in a private practice. **J. Dent.**, v. 37, n. 9, p. 731-736, 2009.

PISSIS, P. Fabrication of a metal-free ceramic restoration utilizing the monobloc technique. **Pract. Periodontics Aesthet. Dent.**, v. 7, n. 5, p. 83-94, 1995.

REEH, E. S.; MESSER, H. H.; DOUGLAS, W.H. Reduction in tooth stiffness as a result of endodontic and restorative procedures. **J. Endod.**, v. 15, n. 11, p. 512-516, 1989.

REINHARDT, R.A., KREJCI, R.F., PAO, Y.C., STANNARD, J.G. Dentin stresses in post reconstructed teeth with diminishing bone support. **J Dent Res.** v. 62, p. 1002-1008, 1983.

RITZBERGER, C.; APEL, E.; HÖLAND, W.; PESCHKE, A.; RHEINBERGER, V. M. Properties and Clinical Application of Three Types of Dental Glass-Ceramics and Ceramics for CAD-CAM Technologies. *Materials* 2010, 3, 3700-3713; doi:10.3390/ma3063700

ROCCA G. T.; RIZCALLA, N.; KREJCI, I. Fiber-reinforced resin coating for endocrown preparations: a technical report. **Oper. Dent.**, v. 38, n. 3, p. 242-248, 2013.

ROCCA, G. T.; SARATTI, C. M.; PONCET, A.; FEILZER, A. J.; KREJCI, I. The influence of FRCs reinforcement on marginal adaptation of CAD/CAM composite resin endocrowns after simulated fatigue loading. **Odontology**, v. 104, n. 2, p. 220-232, 2016.

ROCCA, G. T.; SEDLAKOVA, P.; SARATTI, C. M.; SEDLACEK, R.; GREGOR, L.; RIZCALLA, N.; FEILZER, A. J.; KREJCI, I. Fatigue behavior of resin-modified monolithic CAD-CAM RNC crowns and endocrowns. **Dent. Mater.**, v. 32, n. 12, p. e338-e350, 2016.

ROCCA, G.T.; DAHER, R.; SARATTI, C.M.; SEDLACEK, R.; SUCHY, T.; FEILZER, A.J.; KREJCI, I. Restoration of severely damaged endodontically treated premolars: The in-

fluence of the endo-core length on marginal integrity and fatigue resistance of lithium disilicate CAD-CAM ceramic endocrowns. **J. Dent.**, v. 68, p. 41-50, 2018.

ROSEN, H. Operative procedures on mutilated endodontically treated teeth. **J. Prosthet. Dent.**, v. 11, n. 5, p. 973-986, 1961.

ROSENTRITT, M.; BEHR, M.; VAN DER ZEL, J.M.; FEILZER, A.J. Approach for valuating the influence of laboratory simulation. **Dent. Mater.**, v. 25, n. 3, p. 348-352, 2009.

RUSE, N.D.; SADOON, M.J. Resin-composite blocks for dental CAD/CAM applications. **J. Dent. Res.**, v. 93, n. 12, p. 1232-1234, 2014.

SANTOS, M. O.; AMARAL, F. L.; FRANÇA, F. M.; BASTING, R. T. Influence of translucence/opacity and shade in the flexural strength of lithium disilicate ceramics. **J. Conserv. Dent.**, v. 18, n. 5, p. 394-398, 2015.

SARKIS-ONOFRE, R.; PEREIRA-CENCI, T.; OPDAM, N. J.; DEMARCO, F. F. Preference for using posts to restore endodontically treated teeth: findings from a survey with dentists. **Braz. Oral Res.**, v. 29, p. 1-6, 2015.

SCHERRER, S. S.; LOHBAUER, U.; DELLA BONA, A.; VICHI, A.; THOLEY, M. J.; KELLY, J. R.; VAN NOORT, R.; CESAR, P. F. ADM guidance-Ceramics: guidance to the use of fractography in failure analysis of brittle materials. **Dent. Mater.**, v. 33, n. 6, p. 599-620, 2017.

SEDREZ-PORTO, J.A.; DE OLIVEIRA DA ROSA, W.L.; DA SILVA, A.F.; MÜNCHOW, E.A.; PEREIRA-CENCI, T. Endocrown restorations: asystematic review and meta-analysis. **J. Dent.**, v. 52, p. 8-14, 2016.

SENYILMAZ, D.P.; CANAY, S.; HEYDECKE, G., STRUB, J.R. Influence of thermomechanical fatigue loading on the fracture resistance of all-ceramic posterior crowns. **Eur. J. Prosthodont. Restor. Dent.**, v. 18, n. 2, p. 50-54, 2010.

SHAHMIRI, R.; STANDARD, O. C.; HART, J. N.; SORRELL, C. C. Optical properties of zirconia ceramics for esthetic dental restorations A systematic review. **J. Prosthet. Dent.**, v. 119, n. 1, p. 36-46, 2018.

SKALSKYI, V.; MAKEEV, V.; STANKEVYCH, O.; PAVLYCHKO, R. Features of fracture of prosthetic tooth-endocrown constructions by means of acoustic emission analysis. **Dent. Mater.**, v. 34, n. 3, p. e46-e55, 2018.

SLOMP, C. Endocrown em CAD-CAM: análise in vitro da carga máxima de fratura e do modo de falha. Dissertação de mestrado, Faculdade de Odontologia Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2015.

SOARES, C.J.; SOARES, P.V.; DE FREITAS SANTOS-FILHO, P.C.; CASTRO, C.G.; MAGALHAES, D.; VERSLUIS, A. The influence of cavity design and glass fiber posts on biomechanical behavior of endodontically treated premolars. **J. Endod.**, v. 34, n. 8, p. 1015-1019, 2008.

SPAZZIN, A. O.; GALAFASSI, D.; DE MEIRA-JÚNIOR, A. D.; BRAZ, R.; GARBIN, C. A. Influence of post and resin cement on stress distribution of maxillary central incisors restored with direct resin composite. **Oper. Dent.**, v. 34, n. 2, p. 223-229, 2009.

SULAIMAN, T. A.; ABDULMAJEED, A. A.; DONOVAN, T. E.; COOPER, L. F.; WALTER, R. Fracture rate of monolithic zirconia restorations up to 5 years: A dental laboratory survey. **J. Prosthet. Dent.**, v. 116, n. 3, p. 436-439, 2016.

VALLITTU, P.K.; KONONEN, M. Biomechanical aspects and material properties. In: KARLSSON, S.; NILNER, K.; DAHL, B.L. (Eds.). **A Textbook of Fixed Prosthodontics: The Scandinavian Approach**. Gothia, Stockholm, 2000. pp. 116–130.

VERÍSSIMO, C.; SIMAMOTO JÚNIOR, P. C.; SOARES, C. J.; NORITOMI, P. Y.; SANTOS-FILHO, P. C. Effect of the crown, post, and remaining coronal dentin on the biomechanical behavior of endodontically treated maxillary central incisors. **J. Prosthet. Dent.**, v. 111, n. 3, p. 234-246, 2014.

VITA SUPRINITY Technical and scientific documentation, Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Germany, 2014.

WANDSCHER, V. F.; BERGOLI, C. D.; LIMBERGER, I. F.; ARDENGHI, T. M.; VALANDRO, L. F. Preliminary results of the survival and fracture load of roots restored with intracanal posts: weakened vs nonweakened roots. **Oper. Dent.**, v. 39, n. 5, p. 541-555, 2014.

WENDLER, M.; BELLI, R.; PETSCHT, A.; MEVEC, D.; HARRER, W.; LUBE, T.; DANZER, R.; LOHBAUER, U. Chairside CAD/CAM materials. Part 2: Flexural strength testing. **Dent. Mater.**, v. 33, n. 1, p. 99-109, 2017.

ZARONE, F., et al. Evaluation of the biomechanical behavior of maxillary central incisors restored by means of endocrowns compared to a natural tooth: a 3D static linear finite elements analysis. **Dent. Mater.**, v.22, n. 11, p. 1035-44, 2006.



ZHANG, Z.; YI, Y.; WANG, X.; GUO, J.; LI, D.; HE, L.; ZHANG, S. A comparative study of progressive wear of four dental monolithic, veneered glass-ceramics. **J. Mech. Behav. Biomed. Mater.**, v. 74, p. 111–117, 2017.

ZHU, J.; RONG, Q.; WANG, X.; GAO, X. Influence of remaining tooth structure and restorative material type on stress distribution in endodontically treated maxillary premolars: A finite element analysis. **J. Prosthet. Dent.**, v. 117, n. 5, p. 646-655, 2017.

ZHU, Z.; DONG, X. Y.; HE, S.; PAN, X.; TANG, L. Effect of post placement on the restoration of endodontically treated teeth: a systematic review. **Int. J. Prosthodont.**, v. 28, n. 5, p. 475–483, 2015.

ANEXO

Anexo I. Comprovante da aprovação do projeto pelo Comitê de Ética em Pesquisa.

- DADOS DA VERSÃO DO PROJETO DE PESQUISA	
Título da Pesquisa: Efeito do preenchimento da câmara pulpar com ionômero de vidro na resistência à fratura de dentes restaurados com endocoroas	
Pesquisador Responsável: Érica Alves Gomes	
Área Temática:	
Versão: 1	
CAAE: 55753216.3.0000.5319	
Submetido em: 01/04/2016	
Instituição Proponente: Faculdade Meridional - IMED	
Situação da Versão do Projeto: Aprovado	
Localização atual da Versão do Projeto: Pesquisador Responsável	
Patrocinador Principal: Financiamento Próprio	
Comprovante de Recepção:  PB_COMPROVANTE_RECEPCAO_666599	