



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

ANA BEATRIZ GOMES DE CARVALHO

**SOBREVIVÊNCIA EM FADIGA DE COROAS
BIOINSPIRADAS BILAMINADAS: estudo *in vitro***

2024

ANA BEATRIZ GOMES DE CARVALHO

**SOBREVIVÊNCIA EM FADIGA DE COROAS BIOINSPIRADAS
BILAMINADAS: estudo *in vitro***

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

Área: Prótese Dentária. Linha de pesquisa: Desenvolvimento de biomateriais e novas tecnologias em Odontologia.

Orientador: Prof. Assist. Dr. Guilherme de Siqueira Ferreira Anzaloni Saavedra

Coorientadora: Profa. Dra. Nathália de Carvalho Ramos Ribeiro

São José dos Campos

2024

Instituto de Ciência e Tecnologia [internet]. Normalização de tese e dissertação [acesso em 2024]. Disponível em <http://www.ict.unesp.br/biblioteca/normalizacao>

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

Carvalho, Ana Beatriz Gomes de

Sobrevivência em fadiga de coroas bioinspiradas bilaminadas: estudo in vitro / Ana Beatriz Gomes de Carvalho. - São José dos Campos : [s.n.], 2024. 81 f. : il.

Tese (Doutorado) - - Universidade Estadual Paulista (Unesp), Instituto de Ciência e Tecnologia, São José dos Campos, 2024.

Orientador: Guilherme de Siqueira Ferreira Anzaloni Saavedra
Coorientadora: Nathalia de Carvalho Ramos Ribeiro

1. Fadiga. 2. Biomimética. 3. Cerâmicas. 4. Prótese Parcial Fixa. 5. Análise de elementos finitos. I. Saavedra, Guilherme de Siqueira Ferreira Anzaloni, orient. II. Ribeiro, Nathalia de Carvalho Ramos, coorient. III. Universidade Estadual Paulista (Unesp), Instituto de Ciência e Tecnologia, São José dos Campos. IV. Universidade Estadual Paulista 'Júlio de Mesquita Filho' - Unesp. V. Universidade Estadual Paulista (Unesp). VI. Título.

BANCA EXAMINADORA

Prof. Assist. Guilherme de Siqueira Ferreira Anzaloni Saavedra (Orientador)

Universidade Estadual Paulista - UNESP

Instituto de Ciência e Tecnologia

Campus de São José dos Campos

Prof. Tit. Marco Antonio Bottino

Universidade Estadual Paulista - UNESP

Instituto de Ciência e Tecnologia

Campus de São José dos Campos

Pesquisadora II Renata Marques de Melo

Universidade Estadual Paulista - UNESP

Instituto de Ciência e Tecnologia

Campus de São José dos Campos

Prof. Tit. Luiz Felipe Valandro

Universidade Federal de Santa Maria - UFSM

Faculdade de Odontologia

Campus de Santa Maria

Prof. Assoc. Carlos Eduardo Francci

Universidade de São Paulo - USP

Faculdade de Odontologia

Campus de São Paulo

São José dos Campos, 05 de abril de 2024.

DEDICATÓRIA

Dedico minha tese aos meus avós maternos *Maria José Soares Carneiro, Armando Ribeiro Carneiro*, e paternos *Maria Nazareth Coura Carvalho e Omar Gomes de Carvalho*, que com certeza celebram comigo no plano espiritual por mais uma conquista.

AGRADECIMENTOS

Impossível não começar agradecendo a Deus, que é a minha maior fonte de força e determinação para enfrentar qualquer momento difícil. Agradeço a vida, a saúde, e a possibilidade de ser uma pessoa melhor a cada dia.

Agradeço aos meus pais *Zilda e Omar*, e também a minha irmã *Gabriella*, pelo apoio imensurável em todos os aspectos. Nossa família é meu porto seguro, minha inspiração diária e também minha maior fonte de orgulho. Os altos e baixos dessa vida são amenizados pelo nosso carinho e parceria, e eu serei para sempre grata pela presença de vocês na minha vida.

Agradeço também a UNESP, que virou minha segunda casa há tantos anos. Entrei aqui com 18 anos e o sonho de ser dentista e hoje, 10 anos depois, encerro um grande capítulo, levando na bagagem tantas experiências incríveis. Agradeço ao apoio financeiro da CAPES (código de financiamento 001) e FAPESP (processo nº2020/07693-5), que me possibilitaram realizar grandes sonhos. Além de adquirir muito conhecimento nas áreas de pesquisa nas quais estou envolvida, também tive a oportunidade de realizar dois intercâmbios que foram extremamente enriquecedores não só para a minha formação profissional, mas também pessoal. Minha eterna gratidão a todos os funcionários da UNESP, em especial *Fernandinho, Marcão, Lilian, Juliane e Thais* que sempre foram tão gentis comigo neste tempo.

Ao meu orientador *Prof. Guilherme*, agradeço por sempre acreditar que eu consigo ir além. Sua forma de orientar me trouxe conhecimento em Odontologia, e também um importante conhecimento sobre a vida. Obrigada pela confiança que depositou em mim em todos esses anos de muito trabalho e aprendizado. A minha coorientadora *Profa. Nathália*, por sempre ser um exemplo de educação, inteligência e competência. Obrigada por estar comigo em todos os momentos, dentro e fora da

Universidade e pela amizade incrível que construímos nestes anos.

Ao *Prof. Marco Bottino*, obrigada por ter me acolhido desde o primeiro dia em que decidi que gostaria de fazer Pós-graduação na UNESP. Seu amor pela profissão e pela Universidade me inspiram a ser uma profissional melhor.

A *Prof. Renata*, obrigada por ser sempre tão solícita e gentil comigo, e pela oportunidade de aprender um pouco do seu tão valioso conhecimento. Ao *Prof. Felipe Valandro*, agradeço por ter me recebido no seu laboratório em Santa Maria, por ter compartilhado seu tempo e seus alunos, *Kiara e Renan*, para auxiliar no meu trabalho. Além de um teste de fadiga excelente, ainda ganhei dois amigos incríveis! Sua inteligência e competência são admiráveis. Ao *Prof. Carlos Francci*, o qual conheci a partir do meu orientador Prof. Guilherme, conheci seu trabalho e passei a admirá-lo como pessoa e profissional. Obrigada a todos vocês por fazerem parte deste momento tão especial para mim.

Agradeço ainda aos grandes colaboradores: *Lincoln* do laboratório Prime que juntamente com meu colega *Guilherme Schmitt* realizaram a estratificação das peças deste trabalho; e também a *Prof. Eliandra* da UNIFESP que realizou as imagens de microscopia eletrônica de varredura. Obrigada por doarem o precioso tempo de vocês para auxiliar na confecção deste projeto.

Agradeço a todos os meus colegas e amigos que fiz na Pós-graduação, em especial *Rossana, Joyce, Guilherme, Ana Carolina, Clarice, Génesis, Talita e Amir*. Obrigada por deixarem os dias no laboratório mais alegres e leves, por todas as conversas acompanhadas de um café, e todas as risadas que compartilhamos. Todos esses momentos são guardados com carinho. Ainda, agradeço a minha psicóloga e amiga *Ruanda* que me ajuda desde o Mestrado a manter minha saúde emocional, você foi e ainda é fundamental em todo esse processo.

Agradeço ao *Prof. Marco C. Bottino*, por me receber na Universidade de

Michigan e me proporcionar um intenso crescimento profissional e pessoal no último ano. Admiro muito seu trabalho e sua liderança no laboratório, e agradeço imensamente a oportunidade de aprender com o senhor. A todos os meus colegas e amigos que fiz na Universidade de Michigan, que se tornaram minha segunda família em um período muito importante da minha (e nossa) vida. Celebramos cada conquista e nos apoiamos em cada dificuldade, encontramos conforto nas pequenas coisas quando estávamos longe dos nossos. Obrigada por todo o apoio, por todas as experiências e pela parceria. Além de experiências incríveis com meus amigos, o intercâmbio para Michigan ainda me trouxe a oportunidade de conhecer meu namorado *Christopher*, que alegra meus dias com muito amor e leveza, mesmo que há muitos quilômetros de distância. Obrigada por me admirar, por celebrar minhas conquistas, e me amar do jeito que eu sou.

Estamos neste plano para evoluir espiritualmente, e eu acredito que cada um que cruza meu caminho todos os dias têm algo para me ensinar. Encerro esse capítulo com o coração cheio de alegria, serei eternamente grata por cada ensinamento, cada risada, cada choro, e cada desafio. Obrigada a todos que passaram pelo meu caminho em todos esses anos!

SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS	9
LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS	12
RESUMO	13
<i>ABSTRACT</i>	15
1 INTRODUÇÃO	17
2 REVISÃO DE LITERATURA	20
2.1 Cerâmicas como material restaurador	20
2.2 Combinação de materiais cerâmicos	22
2.2 Bioinspiração	24
3 OBJETIVO	27
3.1 Objetivos específicos	27
4 MATERIAL E MÉTODOS	28
4.1 Delineamento experimental	28
4.2 Confeção dos espécimes	33
4.2.1 Confeção dos preparos	33
4.2.2 Confeção das coroas	35
4.2.3 Cimentação das coroas/infraestruturas sobre os preparos	42
4.2.4 Cimentação das facetas sobre as infraestruturas	44
4.3 Teste de fadiga cíclica	45
4.4 Análise fractográfica	47
4.5 Análise por Elementos Finitos (FEA)	48

5 RESULTADOS	51
5.1 Estudo A	51
5.1.1 Teste de fadiga	51
5.1.2 Análise por Elementos Finitos (FEA)	54
5.1.3 Análise de fratura	56
5.2 Estudo B	58
5.2.1 Teste de fadiga	58
5.2.2 Análise por Elementos Finitos	61
5.1.3 Análise de fratura	64
6 DISCUSSÃO	67
7 CONCLUSÃO	72
REFERÊNCIAS	73

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Esquematização dos grupos experimentais e dos testes mecânicos realizados no Estudo A.....	29
Figura 2 - Esquematização dos grupos experimentais e dos testes mecânicos realizados no Estudo B.....	30
Figura 3 - Ilustração do preparo em incisivo central superior.....	33
Figura 4 - Confeção dos preparos. (A) Preparos em resina epóxi reforçada por fibra de vidro; (B) Preparos em vistas frontal (vista vestibular), direita, traseira (vista lingual) e esquerda; (C) Matriz de nylon utilizada para embutir os preparos em resina acrílica; (D) Imagem final do preparo após ser embutido em base de resina.	35
Figura 5 - Dimensões das infraestruturas e dos recobrimentos dos grupos. A imagem da direita ilustra esquematicamente o grupo IC, já a imagem da esquerda representa os demais grupos	36
Figura 6 - Confeção das infraestruturas convencionais (A e B) imagem do software inLab no momento do desenho das peças e (C e D) infraestruturas após processo de fresagem	37
Figura 7 - Confeção das infraestruturas modificadas (A e B) imagem do software inLab no momento do desenho das peças e (C e D) infraestruturas após processo de fresagem	38
Figura 8 - Coroas do grupo IC após processo de estratificação dos recobrimentos	39
Figura 9 - Confeção dos recobrimentos (A e B) desenho no software inLab e (C) após fresagem.....	39
Figura 10 - Diferenças entre as infraestruturas convencional e modificada em vistas (A) frontal e (B) lateral.....	40

Figura 11 - Etapas da cimentação das coroas sobre as infraestruturas (A) aplicação do ácido fluorídrico; (B) lavagem do preparo com jato de ar e água; (C) aplicação do adesivo na superfície do preparo; (D) aplicação do primer autocondicionante Monobond Etch & Prime; (E) lavagem da superfície interna da coroa; (F) aplicação do agente cimentante na porção interna da coroa; (G) remoção dos excessos de cimento resinoso após posicionar a coroa sobre o preparo; (H) fotopolimerização do conjunto e (I) aspecto final da coroa sobre o preparo após processo de cimentação.	43
Figura 12 - Cimentação adesiva das facetas sobre suas infraestruturas (A) condicionamento da porção externa da infraestrutura e da; (B) porção interna do recobrimento com Monobond Etch & Prime; (C) lavagem das superfícies com jato de ar e água; (D) aplicação do agente cimentante sobre a superfície interna das facetas; (E) pressão digital para promover extravasamento dos excessos e (F) aspecto final após fotopolimerização.	44
Figura 13 - Posição do espécime na máquina, durante a realização do teste de fadiga em vistas (A) lateral e (B) superior	47
Figura 14 - Etapas da Análise por Elementos Finitos (FEA) (A) malha 3D do conjunto para FEA; (B) modelo 3D gerado a partir da malha e aplicação de carga no local indicado	49
Figura 15 - Gráfico de probabilidade de sobrevivência (%) para carga para falha em fadiga (N) e número de ciclos para falha para o Evento 1	52
Figura 16 - Gráfico de probabilidade de sobrevivência (%) para carga para falha em fadiga (N) e número de ciclos para falha para o Evento 2	53
Figura 17 - Resultados de FEA para Tensão Máxima Principal (MPa) para os diferentes grupos do Estudo A	55

Figura 18 - Resultados de tensão de Von Mises de acordo com os diferentes grupos do Estudo A	55
Figura 19 - Imagens de estereomicroscópio das coroas fraturadas	56
Figura 20 - Imagens de MEV para o Estudo A	57
Figura 21 - Gráfico de probabilidade de sobrevivência (%) para carga para falha em fadiga (N) e número de ciclos para falha para o Evento 1	59
Figura 22 - Gráfico de probabilidade de sobrevivência (%) para carga para falha em fadiga (N) e número de ciclos para falha para o Evento 2	60
Figura 23 - Resultados de FEA para Tensão Máxima Principal (MPa) na infraestrutura, camada de cimento e recobrimento para os diferentes grupos do Estudo B	62
Figura 24 - Resultados de tensão de Von Mises de acordo com os diferentes grupos do Estudo B	64
Figura 25 - Imagens de MEV do Estudo B	65

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

B	Temperatura inicial
PVC	Polyvinyl chloride (policloreto de vinil)
CAD	Computer Aided Design (Desenho Assistido por Computador)
CAM	Computer Aided Manufacturing (Fabricação Assistida por Computador)
CH	Cerâmica híbrida
cm	Centímetros
DL	Dissilicato de lítio
FEA	Finite Element Analysis (Análise por Elementos Finitos)
H1/H2	Tempo de espera durante o processo de queima da cerâmica
IC	Infraestrutura
IMC	Infraestrutura modificada cimentada
IME	Infraestrutura modificada estratificada
L	Esfriamento lento
LEU	Leucita
MPa	Megapascal (unidade padrão de pressão e tensão)
MPS	Maximum Principal Stress (Tensão Máxima Principal)
mW	Miliwatts
S	Tempo de fechamento do forno de cerâmica
stl	Standard Tessellation Language (Linguagem de Tesselação Padrão)
T1/T2	Temperatura de queima da cerâmica
V1/V2	Vácuo durante o processo de queima da cerâmica

Carvalho ABG. Sobrevivência em fadiga de coroas bioinspiradas bilaminadas: estudo *in vitro* [tese]. São José dos Campos (SP): Universidade Estadual Paulista (Unesp), Instituto de Ciência e Tecnologia; 2024.

RESUMO

O objetivo deste estudo foi avaliar o comportamento biomecânico através da resistência à fadiga e análise por elementos finitos de coroas bioinspiradas bilaminadas com infraestruturas modificadas na superfície vestibular (Estudo A) e utilizando diferentes materiais cerâmicos com módulos elásticos distintos (Estudo B). Para isso, foram confeccionados 90 preparos para coroa total em resina epóxi G10, sobre os quais foram preparadas coroas bioinspiradas de acordo com os seguintes grupos: Estudo A - IC (infraestrutura convencional), IME (infraestrutura modificada estratificada) e IMC (infraestrutura modificada cimentada), todas confeccionadas em dissilicato de lítio (infraestrutura) + porcelana (recobrimento); Estudo B – DL+LEU (dissilicato de lítio + leucita), LEU+DL (leucita + dissilicato de lítio), CH+DL (cerâmica híbrida + dissilicato de lítio) e CH+LEU (cerâmica híbrida + leucita). Para o Estudo A, todas as infraestruturas foram usinadas; os recobrimentos dos grupos IC e IME foram confeccionados através da estratificação, e os recobrimentos do grupo IMC foram usinados. Já para o Estudo B, todas as peças foram usinadas, de acordo com o material cerâmico de cada grupo. Em seguida, foi realizada a cimentação adesiva dos recobrimentos sobre as infraestruturas (a depender do grupo) e das coroas sobre os preparos utilizando cimento resinoso fotopolimerizável (Variolink Esthetic LC). Após a cimentação, os espécimes foram submetidos ao teste de fadiga cíclica (10.000 ciclos, 20Hz), e como desfecho foram considerados dois eventos, em que o primeiro foi a ocorrência de trinca e/ou lascamento (evento 1) e o segundo foi a falha catastrófica do conjunto (evento 2). Os valores de carga e número de ciclos para falha em que foram observados os eventos 1 e 2 foram utilizados para realizar a análise de sobrevivência de acordo com Kaplan-Meier e Log-Rank (Mantel-Cox; 95%). As marcas de fratura e o modo de falha das coroas foram avaliados e classificados por estereomicroscópio óptico e microscópio eletrônico de varredura. Por fim, foi realizada análise por elementos finitos (FEA) para ambos os estudos, a fim de avaliar a distribuição de tensões sobre

as coroas e interface adesiva. Para o Estudo A, os resultados do teste de fadiga mostraram que, considerando o evento 1 (trinca/lascamento), os grupos IC e IMC apresentaram médias de carga fadiga estatisticamente significantes entre si (733,33 N e 913,33 N, respectivamente), enquanto o grupo IME apresentou média superior (1.020 N). O mesmo foi observado para o número de ciclos em fadiga para todos os grupos. Ao considerar o evento 2 (falha catastrófica), os três grupos apresentaram médias estatisticamente semelhantes entre si (~1.028 N). Os resultados de FEA mostraram que o grupo IC concentrou maior tensão de tração do que os grupos IME e IMC. Para o Estudo B, no teste de fadiga, o grupo DL+LEU apresentou a maior média de resistência à fadiga (evento 1: 913,33 N e evento 2: 1033,33 N), enquanto todas as outras combinações de materiais cerâmicos analisadas foram estatisticamente semelhantes entre si, considerando carga e número de ciclos. Com relação ao FEA, os grupos com cerâmica híbrida (CH+DL e CH+LEU) apresentaram menores picos de concentração de tensão na infraestrutura do que os grupos com cerâmicas vítreas (DL+LEU e LEU+DL), porém, em contrapartida, concentraram maior tensão na interface adesiva. Com isso, conclui-se que a utilização da infraestrutura modificada é uma alternativa viável e promissora para tratamentos reabilitadores, apresentando sobrevivência em fadiga e distribuição de tensões satisfatórias. Além disso, a combinação entre uma infraestrutura de dissilicato de lítio e recobrimento de cerâmica a base de leucita corresponde a melhor abordagem considerando a infraestrutura modificada.

Palavras-chave: Fadiga. Biomimética. Cerâmicas. Prótese Parcial Fixa. Análise de elementos finitos.

Carvalho ABG. Fatigue survival rate of bioinspired bilaminar crowns: in vitro study [doctorate thesis]. São José dos Campos (SP): Sao Paulo State University (Unesp), Institute of Science and Technology; 2024.

ABSTRACT

The objective of this study was to evaluate the biomechanical behavior through fatigue resistance and finite element analysis of bilaminar bioinspired crowns with modified infrastructures on the buccal surface (Study A) and using different ceramic materials with different elastic moduli (Study B). For this, 90 preparations were made for a full crown in G10 epoxy resin, on which bioinspired crowns were prepared according to the following groups: Study A - CI (conventional infrastructure), SMI (stratified modified infrastructure) and CMI (cemented modified infrastructure), all made of lithium disilicate (infrastructure) + porcelain (veneer); Study B - LD+LEU (lithium disilicate + leucite), LEU+LD (leucite + lithium disilicate), HC+LD (hybrid ceramic + lithium disilicate) and HC+LEU (hybrid ceramic + leucite). For Study A, all infrastructures were machined; the coverings of the CI and SMI groups were made through stratification technique, and the veneers of the SMI group were machined. For Study B, all pieces were machined, according to the ceramic material of each group. Then, the veneers were cemented into their infrastructures (depending on the group) and crowns were cemented into preparations using light-cured resin cement (Variolink Esthetic LC). After cementing, the specimens were subjected to the cyclic fatigue test (10,000 cycles, 20Hz), and as an outcome two events were considered: the occurrence of cracking and/or chipping (event 1) and catastrophic failure (event 2). The load (N) and number of cycles to failure in which events 1 and 2 were observed were used to perform the survival analysis according to Kaplan-Meier and Log-Rank (Mantel-Cox; 95%). The fracture marks and failure mode of the crowns were evaluated and classified by optical stereomicroscope and scanning electron microscope. Finally, finite element analysis (FEA) was performed for both studies in order to evaluate the stress distribution over the crowns and adhesive interface. For Study A, the results of the fatigue test showed that, considering event 1 (cracking/chipping), the CI and CMI groups presented average to failure that were statistically significant compared to each other (733.33 N and 913.33 N, respectively), while the SMI group showed higher averages (1,020 N). Same pattern was observed for the number of cycles under fatigue for both groups. When considering event 2 (catastrophic

failure), the three groups presented statistically similar means (~1,028 N). The FEA results showed that the CI group concentrated greater tensile stress than the CMI and SMI groups. For Study B, in the fatigue test, the LC+LEU group presented the highest average fatigue resistance (event 1: 913.33 N and event 2: 1033.33 N), while all other combinations of ceramic materials analyzed were statistically similar to each other, considering load and number of cycles. Regarding FEA, the groups with hybrid ceramics (HC+LC and HC+LEU) showed lower stress concentration peaks in the infrastructure than the groups with glassy ceramics (LC+LEU and LEU+LC), however; on the other hand, concentrated greater tension at the adhesive interface. With this, it is concluded that the use of modified infrastructure is a viable and promising alternative for oral rehabilitation treatments, presenting satisfactory fatigue survival and adequate stress distribution. Furthermore, the combination of a lithium disilicate infrastructure and a leucite-based ceramic coating corresponds to the best approach considering the modified infrastructure.

Keywords: Fatigue. Biomimetics. Ceramics. Denture, Partial, Fixed. Finite element analysis.

1 INTRODUÇÃO

A demanda por restaurações estéticas aumentou o uso de restaurações totalmente cerâmicas, majoritariamente devido às suas excelentes propriedades ópticas, tais como sua alta translucidez (Bona and Kelly, 2008; Griggs, 2007). Essa característica faz com que a transmissão da luz não seja interrompida pela infraestrutura metálica como ocorre nas restaurações metalocerâmicas (Raptis et al., 2006).

As restaurações totalmente cerâmicas já estão consolidadas na literatura científica, apresentando uma taxa de sucesso de 96% em 5 anos (Sailer et al., 2015). No que diz respeito ao design ou estrutura, podem ser divididas em bilaminadas (*bilayers*) ou monolíticas. As restaurações bilaminadas apresentam uma infraestrutura de zircônia recoberta por uma camada de porcelana, a fim de melhorar a estética do produto final (Heffernan et al., 2002). No que diz respeito ao disfarce de um substrato escurecido, restaurações bilaminadas apresentam bom desempenho (Basso et al., 2017). Entretanto, apresentam alguns problemas como a diferença de coeficiente térmico entre os dois tipos de cerâmica que podem gerar tensões internas no material, além da possibilidade de lascamento e delaminação da camada superficial de porcelana (Bona and Kelly, 2008; Sailer et al., 2015; Skjold et al., 2022).

Já as restaurações monolíticas, fabricadas em um único material e que dispensam a cerâmica de cobertura, eliminam o problema de diferença de propriedades entre materiais e lascamento (Marchack et al., 2011; Quinn et al., 2012). Apesar de apresentarem-se como uma opção promissora devido ao tempo de processamento reduzido, as restaurações monolíticas possuem suas limitações

estéticas, justamente por serem confeccionadas em um único tipo de material (Seydler and Schmitter, 2015).

Sabe-se que os dentes naturais são compostos por estruturas e propriedades diferentes, que desempenham suas funções em conjunto. O esmalte apresenta módulo elástico de aproximadamente 90 GPa, enquanto a dentina apresenta um valor menor (11-20 GPa) (Marshall Jr et al., 2001), e estas estruturas estão unidas por uma interface denominada junção amelo-dentinária, que apresenta uma transição suave de módulo elástico entre os dois extremos (46.9 GPa) (Lin et al., 1993; Marshall Jr et al., 2001), permitindo uma sinergia entre os dois tecidos (Schlichting et al., 2014). No que diz respeito aos materiais restauradores, cerâmicas à base de dissilicato de lítio apresentam módulo elástico de 63,9 GPa, cerâmicas feldspáticas 48,7 GPa e cerâmicas infiltradas por polímero 34,7 GPa (Ramos et al., 2016). A partir dos conhecimentos destas estruturas e das propriedades dos materiais restauradores, a filosofia de biomimética ganhou espaço na odontologia nos últimos anos.

O conceito de biomimética ou bioemulação apresenta a ideia de reproduzir a estrutura do dente natural utilizando uma abordagem bilaminar (Magne e Belser, 2003). Ao mimetizar, a dentina é representada por um material resiliente que seja capaz de absorver as cargas mastigatórias, enquanto o esmalte é representado por um material mais translúcido e frágil. Além do fator mecânico, este conceito também visa melhorar as propriedades ópticas, tentando mimetizar as características de um dente hígido (Bazos e Magne, 2014, 2011; Magne e Belser, 2003).

O conceito de biomimética, associado ao uso da tecnologia CAD/CAM consiste em uma alternativa futura promissora para a mimetização dos tecidos naturais como esmalte e dentina (Schlichting et al., 2014). Já existem na literatura alguns relatos de casos clínicos realizados seguindo esta filosofia tanto para coroas totais sobre dente ou sobre implantes (Conejo et al., 2020; Gamborena et al., 2019),

nos quais foram realizados uma infraestrutura utilizando material mais resistente recoberto por um material menos resistente. Porém, a realização destes casos teve como objetivo principal a compatibilidade de cor entre o dente restaurado e os dentes naturais adjacentes, e não uma abordagem biomecânica.

Esta filosofia aplicada sobre a odontologia restauradora parece uma boa alternativa, porém ainda há pouco na literatura sobre a perspectiva de dissipação de forças e biomecânica dessas restaurações. Sendo assim, este trabalho teve como objetivo avaliar a sobrevivência em fadiga e distribuição de tensões de coroas bioinspiradas bilaminadas a partir da combinação de diferentes materiais restauradores.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 Cerâmicas como material restaurador

Os materiais cerâmicos podem ser definidos como materiais contendo predominantemente compostos inorgânicos refratários, tais como porcelanas e vidros, que podem ser prensados, queimados, usinados ou impressos, segundo a American Dental Association (ADA). Estes materiais se destacam pela sua aparência natural, propriedades químicas e ópticas satisfatórias (Kelly et al., 1996). Além disso, estas características fazem com que as cerâmicas possam ser indicadas para os mais diversos casos, desde próteses fixas unitárias ou múltiplas, restaurações parciais como *inlays* e *onlays*, infraestruturas, tanto em regiões anteriores quanto posteriores (Elsaka and Elnaghy, 2016; Zhang and Kelly, 2017).

O uso das cerâmicas como material restaurador já está consagrado na literatura, como por exemplo no estudo clínico realizado por Fasbinder et al. em 2010 (Fasbinder et al., 2010) que acompanhou pacientes reabilitados com restaurações em cerâmica durante dois anos e constatou que não houve nenhum tipo de falha, seja por fratura ou lascamento, em nenhum dos pacientes. Ainda, Sailer et al., em 2015 relatou através de uma revisão de literatura que a taxa de sucesso de restaurações de cerâmica a base de leucita ou dissilicato de lítio foi de 96,6% após um controle de 5 anos (Sailer et al., 2015). Esta alta taxa de sucesso das cerâmicas se dá pela correta indicação, escolha e manuseio do material, mas majoritariamente pelo processo de cimentação adesiva que adere o material ao tecido dentário, pois ao final da cimentação, a restauração, o sistema adesivo e o remanescente dentário

formam uma unidade biomecânica forte (Politano et al., 2018) funcionando como um corpo único.

De acordo com a classificação mais recente para materiais cerâmicos, proposta por Gracis et al. em 2016 (Gracis et al., 2016), eles podem ser divididos em cerâmicas com matriz vítrea, cerâmicas policristalinas e cerâmicas com matriz resinosa. Dentro da primeira classificação encontram-se as cerâmicas que apresentam uma matriz vítrea em sua composição, como as cerâmicas feldspáticas, cerâmicas a base de leucita, dissilicato de lítio ou fluorapatita, e cerâmicas aluminizadas, pouco utilizadas atualmente.

Já na segunda classificação encontram-se as cerâmicas que não possuem nenhuma fase vítrea, como a zircônia. A zircônia já foi muito utilizada para a confecção de próteses fixas, porém devido a sua alta opacidade comparada aos outros tipos de cerâmicas disponíveis no mercado, sua utilização ficou restrita a infraestruturas que seriam recobertas por uma cerâmica com melhores propriedades estéticas (Conrad et al., 2007; Pjetursson et al., 2015; Sailer et al., 2015). Porém, novos tipos de zircônia têm surgido no mercado, como as zircônias de alta translucidez, que tornou possível a realização de coroas monolíticas de zircônia, reduzindo os problemas de lascamento e delaminação, diferenças de coeficiente térmico e também aumento da translucidez, melhorando as propriedades estéticas do material (Harada et al., 2016; Kolakarnprasert et al., 2019; Tanaka et al., 2019).

Por fim, a última classificação abrange as cerâmicas que apresentam matriz resinosa, dentre elas as resinas nanocerâmicas, cerâmicas vítreas com presença de matriz resinosa e zircônias com presença de matriz resinosa. Os desenvolvedores afirmam que o intuito da união entre cerâmicas e material orgânico é obter um material que apresente módulo de elasticidade mais próximo à dentina; promover

maior facilidade de usinagem e ajustes e facilitar o reparo com resina composta, caso seja necessário (Gracis et al., 2016).

A classificação e as propriedades de cada material cerâmico devem ser levadas em consideração no momento da seleção do material, devido à relação paradoxal que existe entre os materiais cerâmicos, sendo que quanto maior sua resistência menor será sua estética, sendo o inverso verdadeiro (Borba et al., 2011). Cerâmicas menos resistentes e mais estéticas devem ser utilizadas em regiões que recebem menor carga mastigatória, enquanto cerâmicas menos estéticas e mais resistentes devem ser utilizadas em regiões de maior carga mastigatória (Bottino et al., 2009). Sendo assim, com o constante desenvolvimento de novos materiais no mercado odontológico, as características mecânicas e estéticas de cada um deles deve ser conhecida pelo profissional, a fim de realizar uma correta indicação para cada caso.

2.2 Combinação de materiais cerâmicos

A combinação de materiais cerâmicos para fins restauradores iniciou-se com a combinação entre zircônia e cerâmica feldspática, em coroas do tipo *bilayer*. Esta combinação tem a finalidade de promover melhora na estética da restauração final, uma vez que as zircônias apresentam alta opacidade (Pjetursson et al., 2015; Sailer et al., 2007) e necessitam ser recobertas por uma cerâmica com melhores propriedades estéticas a fim de proporcionar um resultado aproximado ao do dente natural humano (Conrad et al., 2007). Além disso, sugere-se que restaurações totalmente cerâmicas sejam suportadas por uma infraestrutura forte, especialmente em casos de reabilitação em dentes posteriores (Raigrodski, 2004). Durante o

processo de confecção, uma infraestrutura é confeccionada em zircônia e então, a cerâmica feldspática é aplicada sobre a infraestrutura através da técnica de estratificação. Esta técnica consiste em aplicar camadas de pó e líquido aglutinados sobre a infraestrutura e posteriormente realizar a queima deste conjunto (Lima et al., 2013),), processo denominado sinterização ou cristalização, em que a cerâmica atingirá suas propriedades finais (Belli et al., 2017).

Entretanto, esta técnica apresenta algumas desvantagens, que resultam em insucesso e/ou falha do tratamento, como diferença no módulo de elasticidade entre as cerâmicas (Quinn et al., 2010), espessura da camada de cerâmica feldspática não homogênea que pode gerar maior fragilidade em certos pontos da restauração (Lima et al., 2013; Rosentritt et al., 2009), diferença no coeficiente térmico entre os materiais que causa tensões na interface (Benetti et al., 2014; Lima et al., 2013), inclusão de porosidades decorrentes da técnica de estratificação (Lima et al., 2013; Tsalouchou et al., 2008), geometria inadequadas que geram falta de suporte para a porcelana (Ramos et al., 2015), entre outros. Dentre estes tipos de falha, é possível afirmar que o lascamento ou delaminação da cerâmica de cobertura é o mais encontrado (Bona and Kelly, 2008; Pjetursson et al., 2015; Raigrodski et al., 2012; Sailer et al., 2015). Em um estudo clínico realizado por Molin e Karlsson em 2008 (Molin and Karlsson, 2008), a taxa de falha devido a este motivo foi de 30% após 5 anos de acompanhamento.

Como alternativa a este método de união para materiais cerâmicos, surgiu uma nova técnica, denominada “file-splitting” ou “CAD on”. Nesta, o sistema CAD/CAM (*computer aided design/computer aided manufacturing*) realiza o planejamento e a fresagem não só da infraestrutura, como também do recobrimento (Beuer et al., 2009; Kanat-Ertürk et al., 2015; Schmitter et al., 2012). E, ao final do processo de fresagem, estas duas estruturas são unidas entre si utilizando uma

cerâmica vítrea (Beuer et al., 2009) ou cimento resinoso (Kurbad, 2011). Além de reduzir o número de etapas laboratoriais e conseqüentemente os erros inerentes a técnica, vantagens já consagradas do uso da tecnologia CAD/CAM na odontologia, o sistema CAD/CAM utiliza blocos de materiais cerâmicos, o que confere maior homogeneidade ao material (Miyazaki et al., 2009) e conseqüentemente maior confiabilidade (Tinschert et al., 2000), além de possibilitar estruturas com espessuras homogêneas, já que as mesmas são projetadas em computador (Rosentritt et al., 2009).

2.2 Bioinspiração

O conceito de bioinspiração, também conhecido por biomimética, foi introduzido pelos autores Bazos e Magne, em estudos prévios (Bazos e Magne, 2014, 2011). Este conceito tem o objetivo de mimetizar a microestrutura do dente natural, a partir das estruturas de esmalte e dentina, em uma abordagem restauradora *bilayer* (Magne e Belser, 2003). Dessa forma, um material resiliente capaz de absorver adequadamente as forças mastigatórias é utilizado como substituto para a dentina, enquanto um material mais translúcido e mais frágil é utilizado como análogo ao esmalte (Bazos e Magne, 2011).

Entretanto, para entender o conceito de biomimética, é necessário entender primeiramente como se apresentam as estruturas que compõem os dentes naturais. O esmalte dentário apresenta, em média, 95% de matéria inorgânica, 4% de água e apenas 1% de material orgânico. A porção de matéria inorgânica é composta basicamente por cristais de hidroxiapatita, que se apresentam em um arranjo

perpendicular à superfície, que promove aumento da dureza e redução do desgaste deste tecido (Madfa and Yue, 2016). Com relação às propriedades mecânicas, o esmalte apresenta módulo elástico de aproximadamente 90 GPa, de acordo com Marshall Jr e colaboradores, em 2001 (Marshall Jr et al., 2001), que analisaram as propriedades mecânicas dos dentes naturais.

A dentina, por sua vez, é um tecido mais resiliente do que o esmalte, que apresenta túbulos dentinários de aproximadamente 1µm de diâmetro em sua estrutura, os quais abrigam os prolongamentos odontoblásticos responsáveis pela sensibilidade dos dentes (Imbeni et al., 2005; Marshall et al., 1997). Apresenta módulo elástico bastante inferior ao esmalte, em média, de 11 a 20 GPa (Marshall Jr et al., 2001).

A união destas duas estruturas é feita por uma interface denominada junção amelo-dentinária, que apresenta um módulo elástico variável gradualmente entre esmalte e dentina (Lin et al., 1993; Marshall Jr et al., 2001). Já foi relatado que a porção de matéria inorgânica do esmalte varia de acordo com sua localização, sendo maiores na superfície externa, e reduzindo gradativamente em porções mais internas em direção à junção amelo-dentinária (Robinson et al., 1971). Além disso, Huang e colaboradores, 2007 (Huang et al., 2007), analisaram a microestrutura da junção amelo-dentinária, e constataram que as fibrilas de colágeno da dentina se unem em feixes mais grosseiros capazes de penetrar através desta junção, atingindo e ancorando-se ao esmalte, estas são chamadas de fibras do manto de von Korff (Lin et al., 1993). Ainda, pode-se afirmar que a concentração de tensões é reduzida nos dentes naturais devido a esta estrutura de gradação da junção amelo-dentinária (Cui and Sun, 2014), já que ela atua como um intermediário entre dois tecidos que são bastante diferentes entre si, desde o conteúdo de fluidos e proteínas até grau de

mineralização, que afetam diretamente as propriedades biomecânicas dos mesmos (Lin et al., 1993).

Alguns estudos laboratoriais e clínicos já propuseram reabilitações utilizando o conceito de bioinspiração em restaurações em camadas, e foi constatado que estruturas funcionalmente bioinspiradas resultaram em menor acúmulo de tensões na região subsuperficial da camada superior de cerâmica (Huang et al., 2007; Niu et al., 2009; Rahbar and Soboyejo, 2011). Além dos aspectos mecânicos, este conceito também pode ser aplicado para as propriedades ópticas, mimetizando a translucidez, fluorescência e outras particularidades dos dentes naturais hígidos (Bazos e Magne, 2014; Magne e Belser, 2003).

Um caso clínico realizado por Gamborena e colaboradores em 2019 (Gamborena et al., 2019), aplicou a técnica de bioinspiração com a finalidade de promover propriedades ópticas semelhantes para incisivos centrais, sendo um deles uma coroa sobre implante. Já Conejo e colaboradores em 2020 (Conejo et al., 2020), realizaram a mesma técnica para igualar dois incisivos centrais superiores, sendo um deles coroa total, e o outro apenas uma faceta laminada. Apesar da técnica de combinação/união entre os materiais cerâmicos ter sido diferente, já que no primeiro caso foi utilizada a técnica de estratificação e no segundo foi utilizada a técnica de usinagem (“file-splitting” ou “CAD-on”, ambos conseguiram atingir resultados estéticos bastante satisfatórios.

3 OBJETIVO

O objetivo do presente estudo foi avaliar o comportamento biomecânico através da análise por elementos finitos e a sobrevivência em fadiga de coroas totais anteriores bioinspiradas contendo infraestruturas modificadas e confeccionadas em diferentes materiais cerâmicos. As hipóteses nulas foram que nem a alteração do desenho da infraestrutura nem os diferentes tipos de materiais afetaram o comportamento biomecânico das coroas.

3.1 Objetivos específicos

- a) Avaliar o comportamento biomecânico através da resistência à fadiga e a distribuição de tensão da infraestrutura modificada de coroas totais anteriores bilaminadas.

H01: O desenho da infraestrutura não afetou o comportamento biomecânico (resistência à fadiga e distribuição de tensão) das coroas.

- b) Avaliar o comportamento biomecânico através da resistência à fadiga, e a distribuição de tensão de diferentes combinações de materiais de infraestrutura e recobrimento para coroas totais anteriores bilaminadas com infraestrutura modificada.

H02: Os diferentes materiais utilizados para confecção de infraestrutura e recobrimento não afetaram o comportamento biomecânico (resistência à fadiga e distribuição de tensão) das coroas.

4 MATERIAL E MÉTODOS

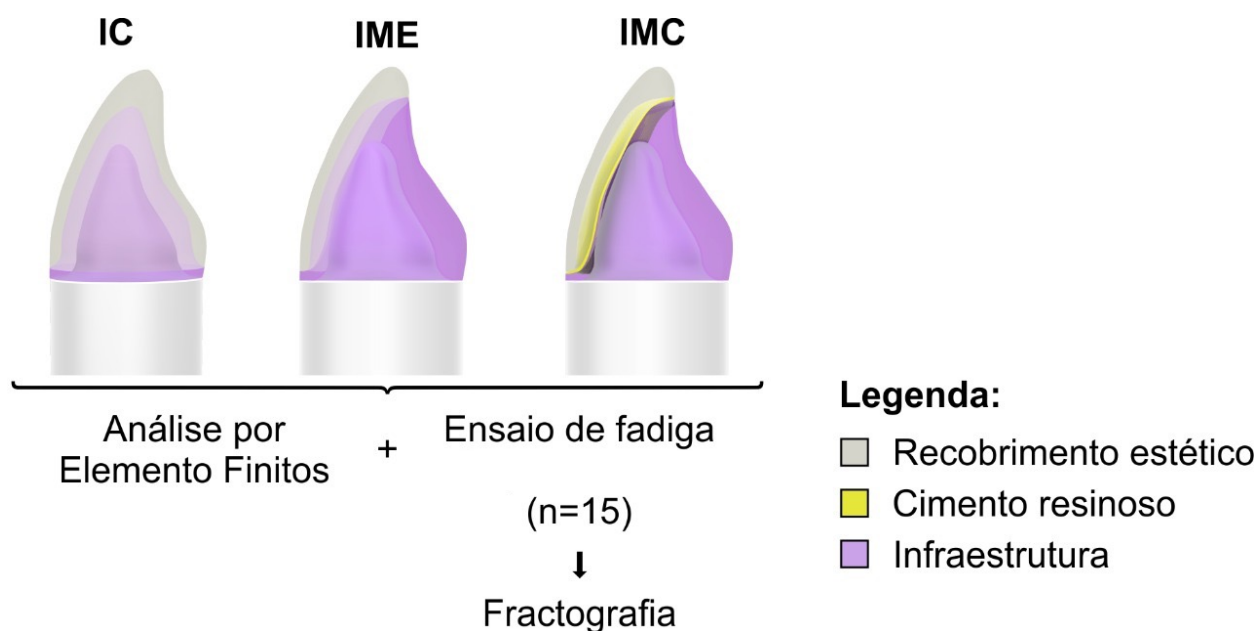
Este trabalho foi dividido em duas partes de acordo com os dois objetivos específicos citados anteriormente. Na primeira parte do estudo (Estudo A), foi avaliado o comportamento biomecânico da infraestrutura bioinspirada modificada comparada com uma infraestrutura bilaminada tradicional. Já na segunda parte (Estudo B), foram avaliadas diferentes combinações de materiais de infraestrutura e recobrimento para as coroas bilaminadas bioinspiradas modificadas, com intuito de avaliar se as diferentes propriedades desses materiais afetariam o comportamento mecânico da modificação proposta. Para isso, em ambos os estudos foram utilizados o ensaio de fadiga cíclica e a análise por elementos finitos. Os materiais que foram utilizados no estudo estão descritos no Quadro 1.

4.1 Delineamento experimental

No estudo A foram considerados os grupos ilustrados na Figura 1. Foi utilizada uma cerâmica de dissilicato de lítio para confecção das infraestruturas e porcelana para o recobrimento. Nos grupos em que a porcelana foi aplicada (estratificação), foi utilizada uma porcelana de fluorapatita, já no grupo em que a porcelana foi fresada, foi utilizada uma cerâmica feldspática reforçada com leucita. Os módulos elásticos das porcelanas em questão são similares e podem ser conferidos no Quadro 1. Os grupos considerados foram:

- a) IC (infraestrutura bilaminada convencional): infraestrutura convencional fresada recoberta com porcelana confeccionada pela técnica da estratificação de camadas;
- b) Grupo IME (infraestrutura modificada estratificada): infraestrutura modificada na superfície vestibular confeccionada pela técnica de fresagem, recobertas com porcelana confeccionada pela técnica da estratificação;
- c) Grupo IMC (infraestrutura modificada cimentada): infraestrutura modificada na superfície vestibular confeccionada pela técnica de fresagem, e recobertas com porcelana também fresada, seguido de cimentação das duas peças.

Figura 1 - Esquemática dos grupos experimentais e dos testes mecânicos realizados no Estudo A

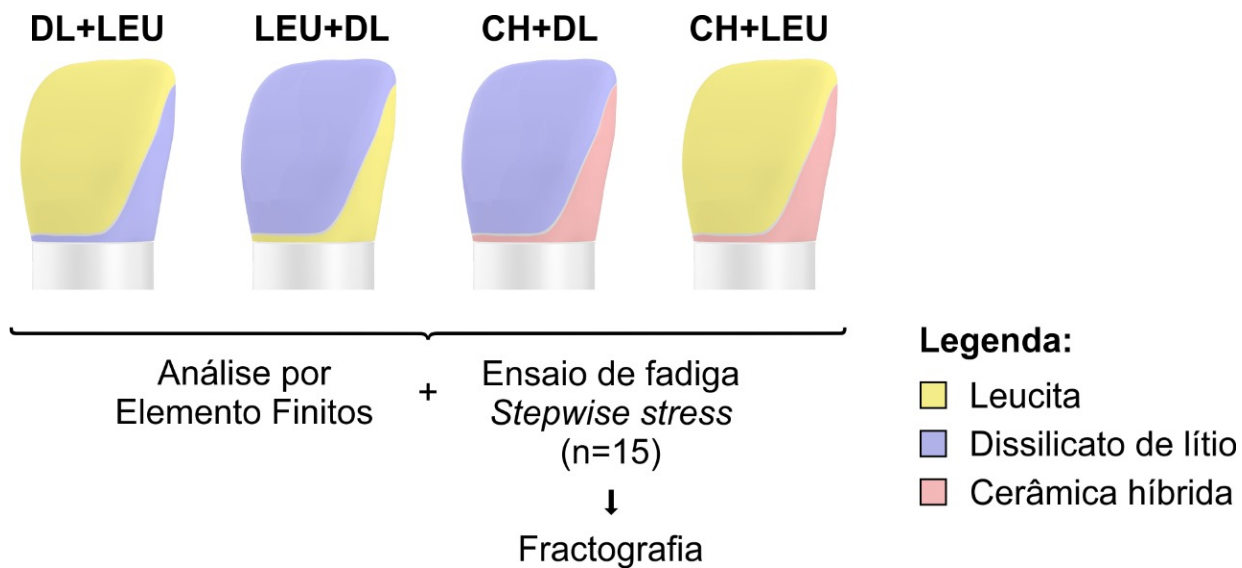


Fonte: Elaborado pela autora.

No Estudo B foram considerados quatro grupos, sendo que todas as infraestruturas seguiram o padrão “modificado”, e tanto infraestruturas quanto recobrimentos foram confeccionados pela técnica de fresagem, seguido pela cimentação de ambas as peças (Figura 2). Foram considerados os seguintes grupos:

- a) **DL+LEU**: infraestrutura confeccionada em dissilicato de lítio e recobrimento em cerâmica a base de leucita;
- b) **LEU+DL**: infraestrutura confeccionada em cerâmica a base de leucita e recobrimento em dissilicato de lítio;
- c) **CH+DL**: infraestrutura confeccionada em cerâmica híbrida e recobrimento em dissilicato de lítio;
- d) **CH+LEU**: infraestrutura confeccionada em cerâmica híbrida e recobrimento em cerâmica a base de leucita.

Figura 2 - Esquematisação dos grupos experimentais e dos testes mecânicos realizados no Estudo B



Fonte: Elaborado pela autora.

Quadro 1 – Materiais, nomes comerciais, composições e propriedades dos materiais utilizados na confecção dos espécimes e na análise por elementos finitos

Material	Nome comercial	Composição	E (GPa)	ν	Tempo de condicionamento ^a
Cerâmica a base de dissilicato de lítio	IPS e.max CAD, Ivoclar	57%-80% SiO ₂ , 11%-19% Li ₂ O, 0%-13% K ₂ O, 0%-11% P ₂ O ₅ , 0%-8% ZrO ₂ , 0%-8% ZnO, 0%-5% Al ₂ O ₃ , e 0%-5% MgO ^a	102,8 _b	0,21 _b	20 segundos
Cerâmica híbrida	Enamic, VITA Zahnfabrik	Rede de cerâmica feldspática (86%) infiltrada por uma matriz orgânica de <i>uretano dimetacrilato e trietilenoglicol-dimetacrilato</i> ^a	38,11 _b	0,24 _b	60 segundos
Cerâmica feldspática reforçada por leucita	Empress CAD, Ivoclar	64.9% SiO ₂ , 16.25% Al ₂ O ₃ , 11.85% K ₂ O, 5.37% Na ₂ O, 1.56% CaO ^a	65,8 _b	0,20 _b	60 segundos
Cerâmica a base de fluorapatita	IPS e.max Ceram, Ivoclar	60-65% SiO ₂ , 8.0-120% Al ₂ O ₃ , 6-9% Na ₂ O, 6-9% K ₂ O, 2-3 ZnO, CaO, P ₂ O ₅ , F (2-6%), outros óxidos 2-8.5% e 0.1-1.5% pigmentos ^a	68 ^c	0,24 _c	-
Análogo da dentina	NEMA Grade G10, International Paper	Fibra de vidro (60% em volume) e 40% resina epóxi ^a	14,9 ^d	0,31 _d	60 segundos
Resina acrílica	Duralay, Reliance	Pó: peróxido de benzoíla, dialquil ftalato, monômeros residuais, dióxido de titânio, pigmentos Líquido: metacrilato de metila ^a	2,7 ^e	0,35 _e	-
Primer cerâmico	Monobond Etch & Prime	Solução aquosa alcoólica de polifluoreto de amônio, metacrilato de silano e pigmento.	-	-	-
Sistema adesivo universal	Tetric N-Bond Universal, Ivoclar	Metacrilato de 2-hidroxi-etilo, bisfenol a diglicidil metacrilato, etanol, dimetacrilato de 1,10-decandiol, éster de ácido fosfórico metacrilado, canforoquinona, metacrilato de 2-dimetilamino-etilo, etanol ^a	-	-	-
Cimento resinoso fotopolimerizável	Variolink Esthetic LC, Ivoclar	Uretano dimetacrilato, trifluoreto de itérbio, dimetacrilato de 1,10-decandiol, 1,3-dimetacrilato de glicerina, 2,6-di-terc-butil-p-cresol ^a	2,9 ^f	0,35 _f	-

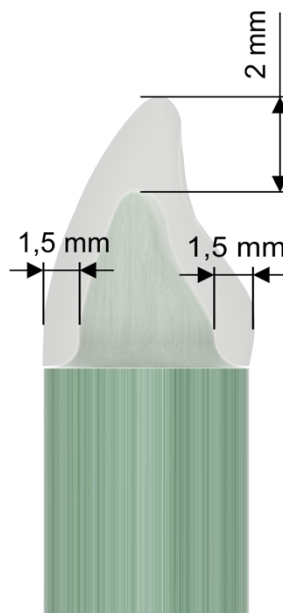
Legenda: E = Módulo de elasticidade; ν = Coeficiente de Poisson. Fonte: ^a Dados fornecidos pelo fabricante; ^b (Belli et al., 2017); ^c (Ereifej et al., 2011); ^d (Weber et al., 2018); ^e (Nagai et al., 2001).

4.2 Confeção dos espécimes

4.2.1 Confeção dos preparos

Para a confeção dos espécimes de fadiga dos Estudos A e B, foram confeccionados 90 preparos para coroa total em cerâmica, padronizados para incisivo central superior em resina epóxi reforçada por fibra de vidro que foi utilizado como análogo à dentina (Nema Grade G10, International Paper, Memphis, EUA). Para padronização da morfologia dos preparos, foi realizado um preparo mestre para coroa total em um incisivo central superior direito (11) de um manequim odontológico (P-Oclusal, São Paulo, Brasil) com dimensões de 1,5 mm de largura de término e formato em chanfro profundo, desgaste de 1,5 mm nas faces vestibular, palatina e proximais e redução incisal de 2 mm (Figura 3). Para isto, foram utilizadas pontas diamantadas 446KR (14 mm de diâmetro) para desgaste das faces vestibular, proximais e chanfro, e 833F para desgaste da face palatina (Jota, Ruthi, Suíça).

Figura 3 - Ilustração do preparo em incisivo central superior

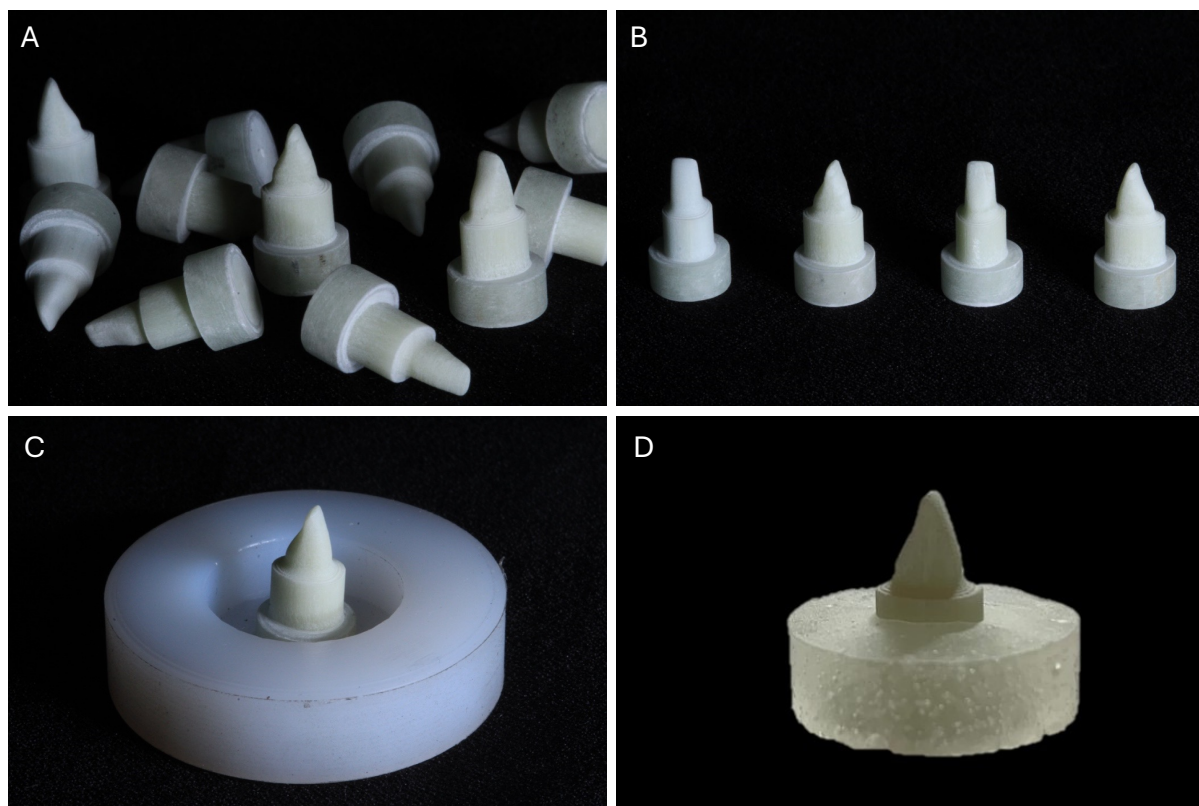


Fonte: Elaborado pela autora.

Após a finalização do preparo mestre foi realizado o escaneamento do mesmo, utilizando o escâner intraoral CS 3600 (Carestream Dental, Atlanta, EUA). O arquivo gerado foi exportado na linguagem “.stl”, e então enviado para uma unidade fresadora para que fosse realizada a usinagem da resina epóxi reforçada por fibra de vidro com a mesma morfologia e mesmas dimensões do preparo mestre (Figuras 4A e B).

Após a fresagem, os preparos foram incluídos em resina acrílica e em cano PVC (policloreto de vinil) na forma de substrato simples (Dal Piva et al., 2019). Uma matriz de nylon foi utilizada para padronizar a inserção durante a inclusão em resina acrílica (Figuras 4C e D). Após a inclusão, os preparos foram distribuídos aleatoriamente para receber as coroas, cujos grupos estão descritos nas Figura 1 e 2.

Figura 4 - Confeccção dos preparos. (A) Preparos em resina epóxi reforçada por fibra de vidro; (B) Preparos em vistas frontal (vista vestibular), direita, traseira (vista lingual) e esquerda; (C) Matriz de nylon utilizada para embutir os preparos em resina acrílica; (D) Imagem final do preparo após ser embutido em base de resina.



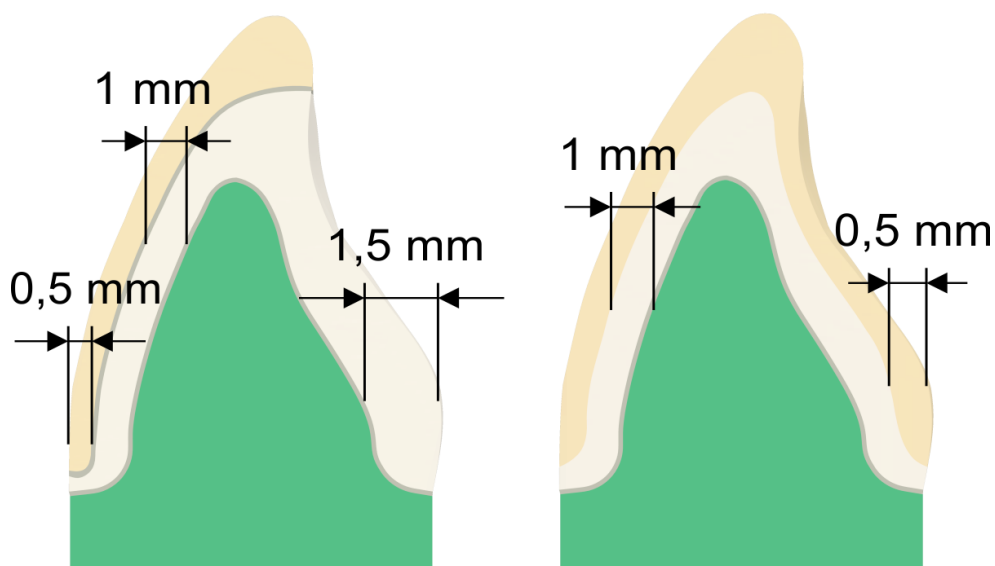
Fonte: Elaborado pela autora.

4.2.2 Confeccção das coroas

A morfologia externa das coroas deste estudo seguiu a anatomia presente no manequim odontológico, obtida pelo escaneamento do mesmo antes da realização do preparo protético.

O *software* de modelagem de CAD (Exocad, Darmstadt, Alemanha) foi utilizado para desenhar digitalmente as coroas. Todas as coroas apresentaram espessura de 1,0 mm para infraestrutura e 0,5 mm para recobrimento (Figura 5).

Figura 5 - Dimensões das infraestruturas e dos recobrimentos dos grupos. A imagem da direita ilustra esquematicamente o grupo IC, já a imagem da esquerda representa os demais grupos

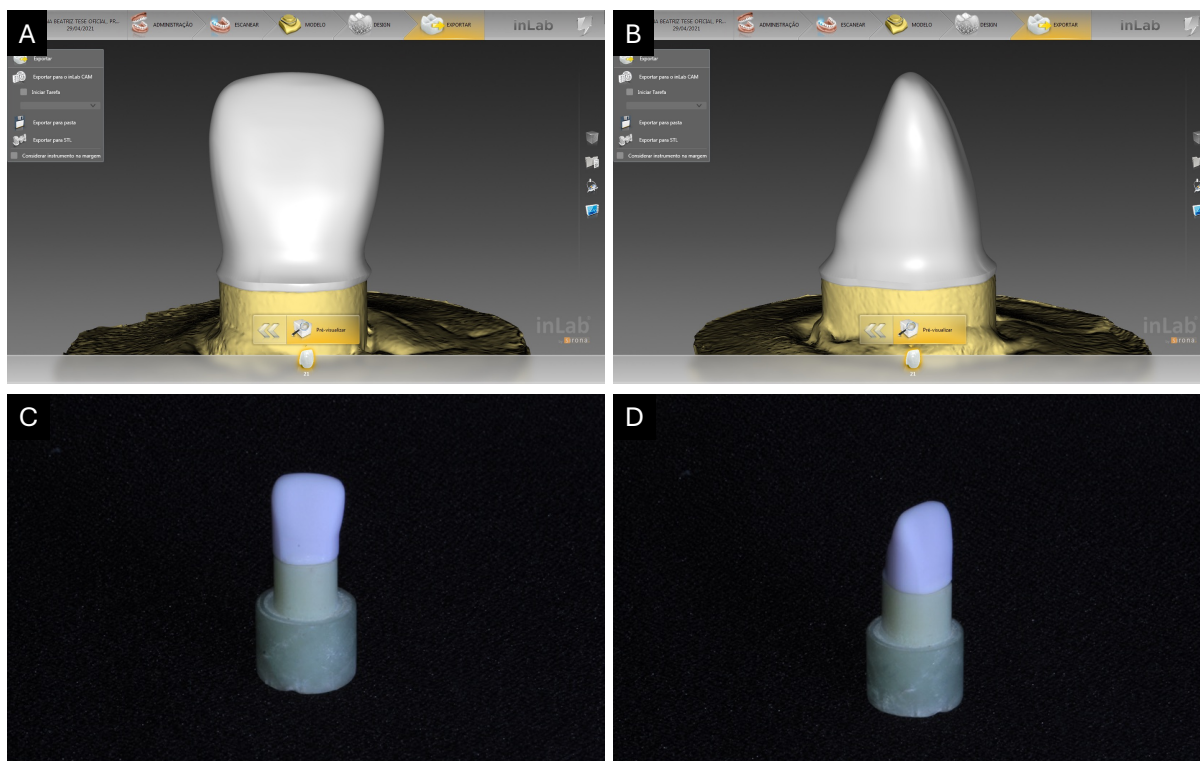


Fonte: Elaborado pela autora.

No Estudo A, para o grupo IC, que é o grupo controle, foi confeccionada uma infraestrutura convencional para coroa total com espessura homogênea de 1,0 mm, sob a qual foi realizada a estratificação com cerâmica posteriormente, totalizando 1,5 mm de espessura (Figura 6). Já para os grupos IME e IMC, as infraestruturas

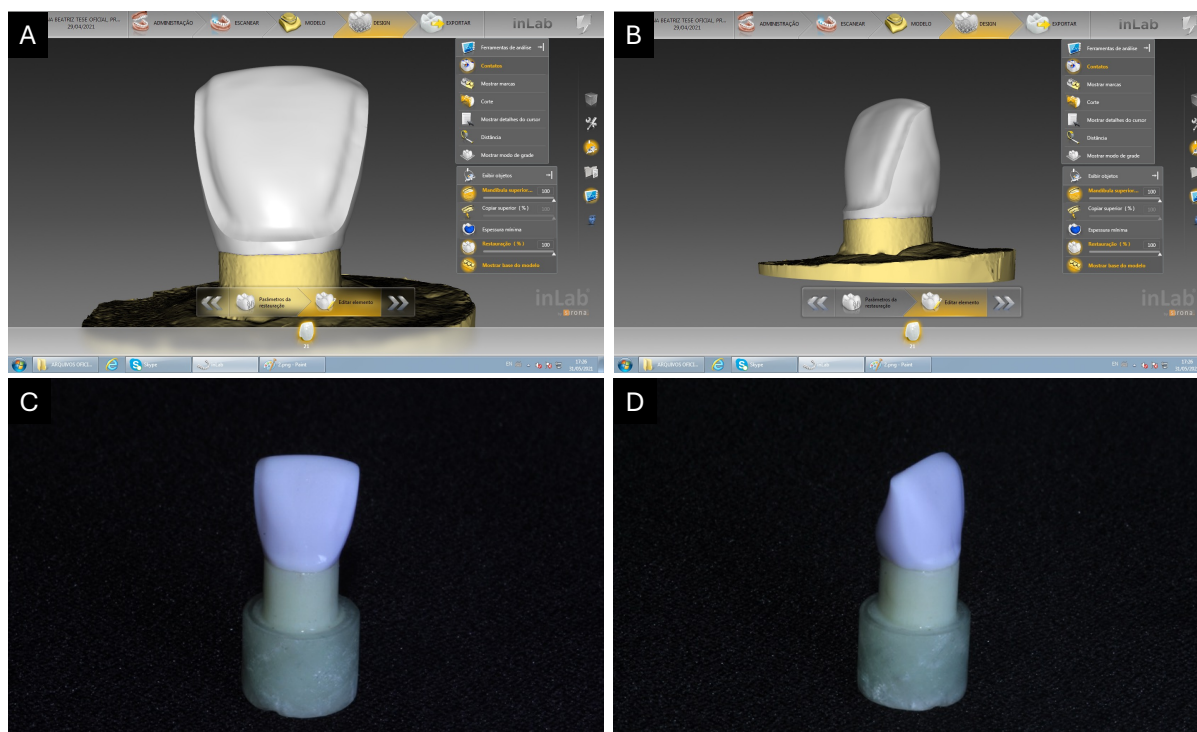
modificadas apresentaram formato de preparo para faceta com 1,0 mm na sua porção vestibular e 1,5 mm na sua porção lingual, e recobrimento no formato de laminado cerâmico com 0,5 mm de espessura. No Estudo B, todas as coroas apresentaram infraestrutura modificada e recobrimento no formato de laminado cerâmico, seguindo as mesmas dimensões citadas anteriormente. A linha de cimento foi padronizada em 100 µm para ambos os estudos (Figura 7).

Figura 6 - Confeção das infraestruturas convencionais (A e B) imagem do software inLab no momento do desenho das peças e (C e D) infraestruturas após processo de fresagem



Fonte: Elaborado pela autora.

Figura 7 - Confeção das infraestruturas modificadas (A e B) imagem do software inLab no momento do desenho das peças e (C e D) infraestruturas após processo de fresagem

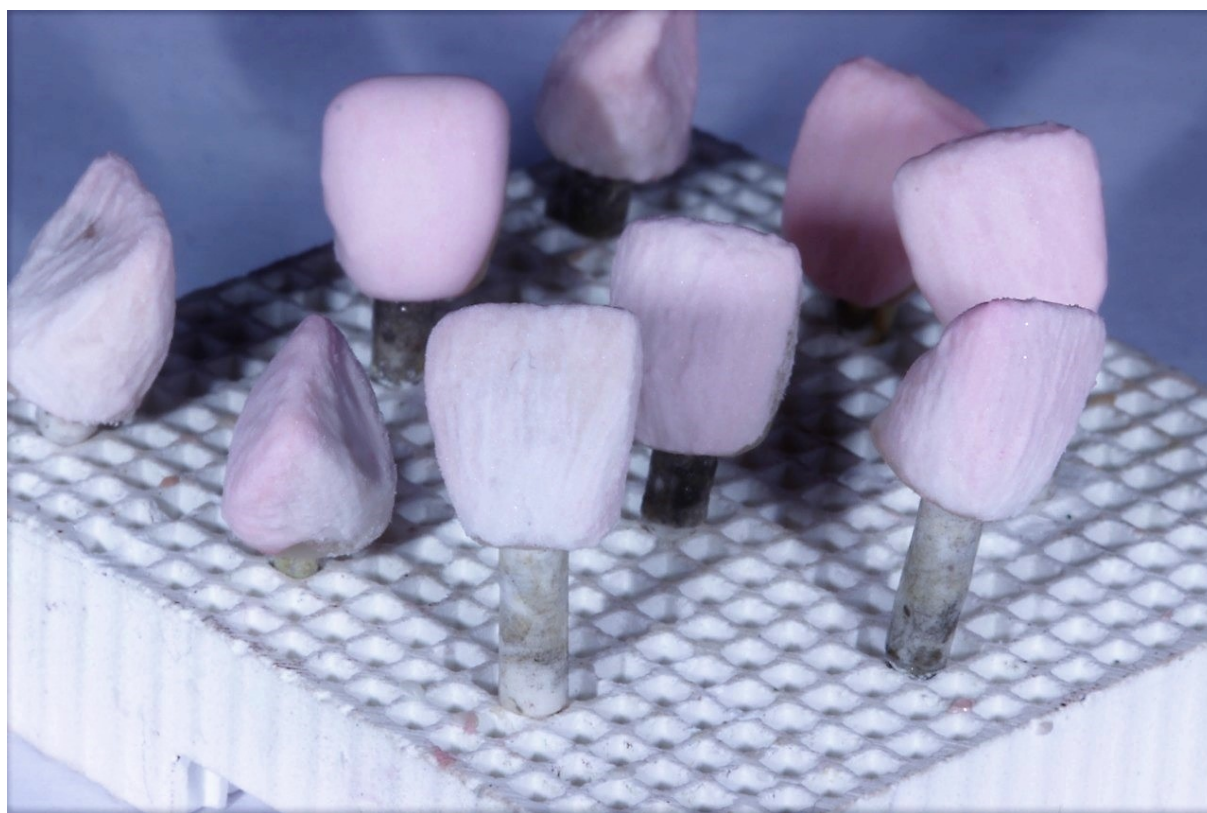


Fonte: Elaborado pela autora.

No Estudo A, todas as infraestruturas foram confeccionadas em cerâmica de dissilicato de lítio, a partir da técnica de fresagem. Os recobrimentos foram confeccionados pela técnica de estratificação em cerâmica a base de fluorapatita, e pela técnica de fresagem para o grupo IMC utilizando cerâmica feldspática reforçada por leucita (Figura 8). Para a padronização da morfologia dos recobrimentos de cerâmica estratificada, foram utilizadas matrizes de silicone de adição (Virtual, Ivoclar Schaan, Liechtenstein), confeccionadas a partir da moldagem do incisivo central (11) do manequim odontológico. No Estudo B, tanto infraestruturas quanto

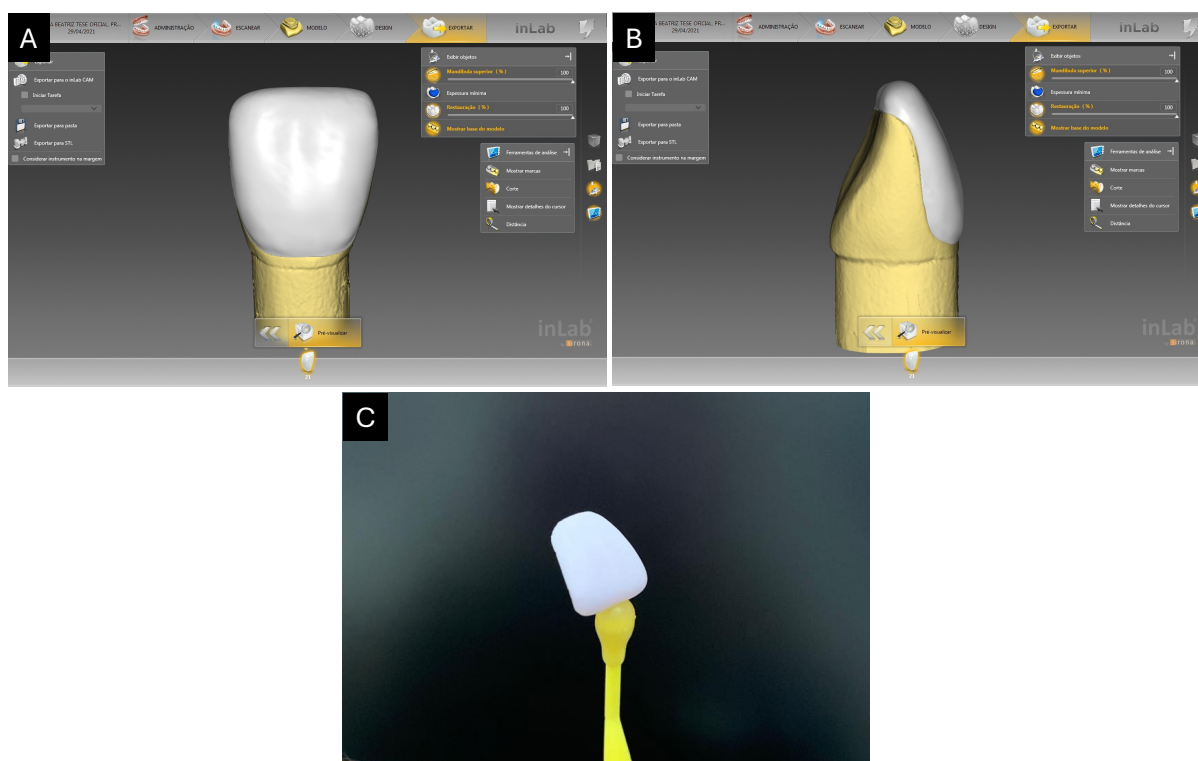
recobrimentos foram confeccionados pela técnica de fresagem (Figura 9). A diferença entre as infraestruturas convencional e modificada pode ser verificada na Figura 10.

Figura 8 - Coroas do grupo IC após processo de estratificação dos recobrimentos



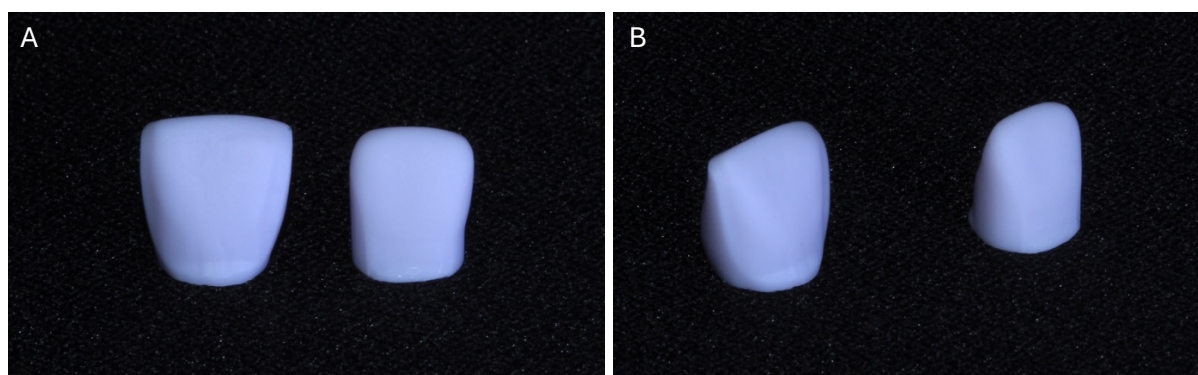
Fonte: Elaborado pela autora.

Figura 9 - Confeção dos recobrimentos (A e B) desenho no software inLab e (C) após fresagem



Fonte: Elaborado pela autora.

Figura 10 - Diferenças entre as infraestruturas convencional e modificada em vistas (A) frontal e (B) lateral



Fonte: Elaborado pela autora.

Todas as peças fresadas foram confeccionadas utilizando a unidade de fresagem Cerec InLab MC XL (Sirona Dental Systems, Bensheim, Alemanha).

As peças de dissilicato de lítio passaram pelo processo térmico de cristalização, processo responsável por fazer a cerâmica atingir suas propriedades mecânicas e estéticas finais (Denry and Holloway, 2010; Guess et al., 2011; Hallmann et al., 2018). Ainda, as coroas dos grupos IC e IME do Estudo A passaram pelo processo térmico de sinterização após a estratificação da camada de cobertura de cerâmica à base de fluorapatita. Ambos os ciclos térmicos foram realizados no forno Programat EP5000 (Ivoclar), também seguindo as recomendações do fabricante (Quadro 2).

Quadro 2 - Protocolos de tratamentos térmicos

Material	B (°C)	S (min)	t _↑ (°C/min)	T1 (°C)	H1 (min)	t _↑ (°C/min)	T2 (°C)	H2 (min)	V1 ¹ /V2 ² (°C)	V2 ¹ /V2 ² (°C)	L(°C/min)
Dissilicato de lítio	403	6	90	820	0:10	30	840	7	550/1022	820/1508	700
Fluorapatita	403	4	90	650	0	20	730	2	400/650	650/729	0

Legenda: B= Temperatura inicial; S= Tempo de fechamento do forno; t_↑= Taxa de aquecimento; T= Temperatura de queima; H= Tempo de espera; V= Vácuo; L= Esfriamento lento.

Fonte: Informações fornecidas pelo fabricante.

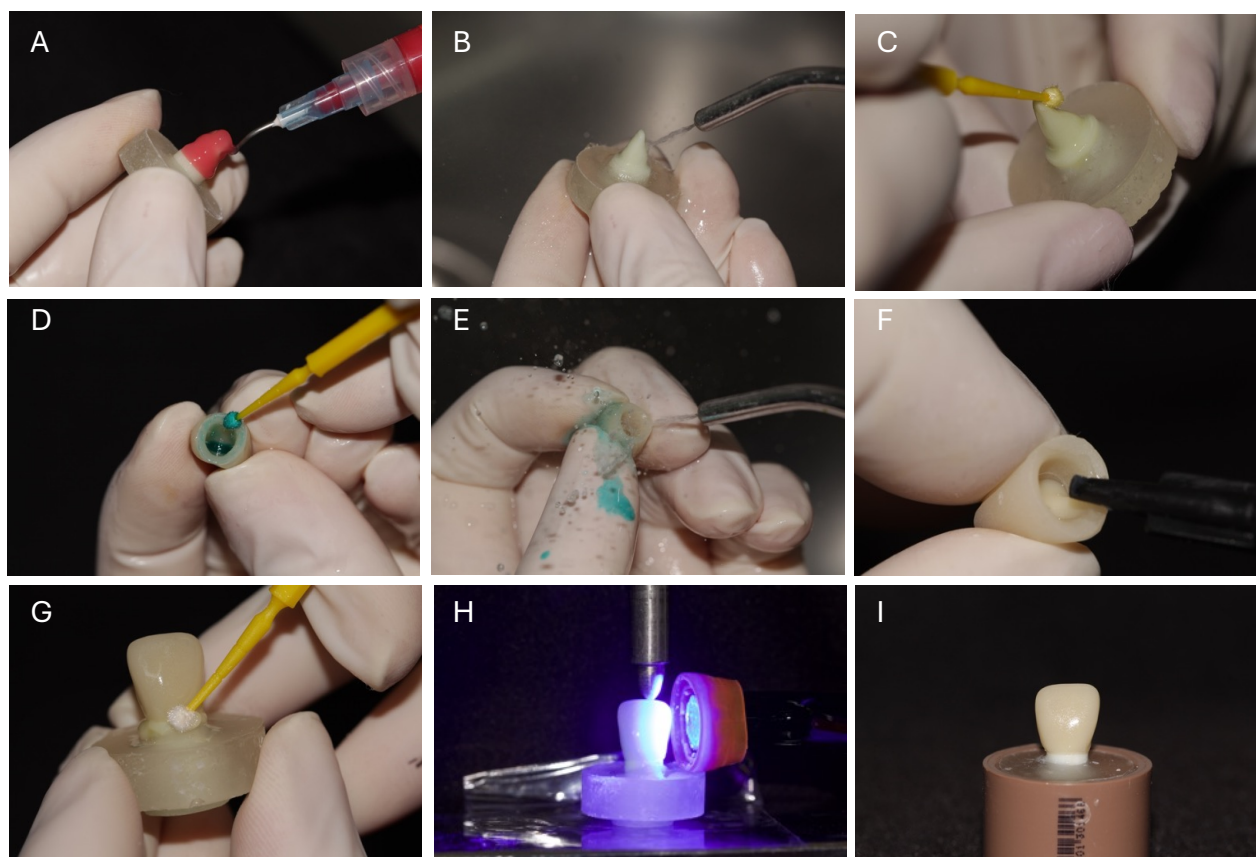
4.2.3 Cimentação das coroas/infraestruturas sobre os preparos

Para realizar a cimentação das coroas e das infraestruturas sobre os preparos de G10, os preparos foram condicionados com ácido fluorídrico durante 1 minuto (Kelly, 1999), lavados com jato de água e ar abundantemente e secos com jato de ar. Após o condicionamento ácido, foi aplicada uma fina camada de adesivo (Tetric N Bond Universal, Ivoclar) utilizando aplicador *microbrush* de forma ativa, durante 20 segundos. Então, foi aplicado um leve jato de ar sobre a camada de adesivo para evaporação do solvente e melhor espalhamento do adesivo sobre a superfície, e então foi fotopolimerizado por 10 segundos (Bluephase N, 1200 mW/cm², Ivoclar) (Figuras 11A-C).

Com relação as coroas, suas superfícies internas foram tratadas com o primer cerâmico autocondicionante Monobond Etch & Prime (Ivoclar), com aplicação ativa por 20 segundos e o produto ficou agindo na superfície por mais 40 segundos. As superfícies foram lavadas abundantemente com jato de ar e água durante 30 segundos. Por fim, foi aplicado um jato de ar por 10 segundos para a secagem da superfície (Figuras 11D-E).

Ao final dos tratamentos de superfície, todas as coroas foram cimentadas com cimento resinoso fotopolimerizável (Variolink Esthetic LC, Ivoclar) sobre os preparos em G10. O cimento foi aplicado na porção interna da coroa e levado em posição sobre o preparo, sendo mantida sob carga de 750 gramas com auxílio de um delineador. O excesso de cimento foi removido com o auxílio de um aplicador *microbrush*. O conjunto foi fotopolimerizado utilizando o fotopolimerizador (Bluephase N, Ivoclar) com intensidade de luz de 1200 mW/cm² durante 10 segundos em todas as faces (Figuras 11F-I).

Figura 11 - Etapas da cimentação das coroas sobre as infraestruturas (A) aplicação do ácido fluorídrico; (B) lavagem do preparo com jato de ar e água; (C) aplicação do adesivo na superfície do preparo; (D) aplicação do primer autocondicionante Monobond Etch & Prime; (E) lavagem da superfície interna da coroa; (F) aplicação do agente cimentante na porção interna da coroa; (G) remoção dos excessos de cimento resinoso após posicionar a coroa sobre o preparo; (H) fotopolimerização do conjunto e (I) aspecto final da coroa sobre o preparo após processo de cimentação.



Fonte: Elaborado pela autora.

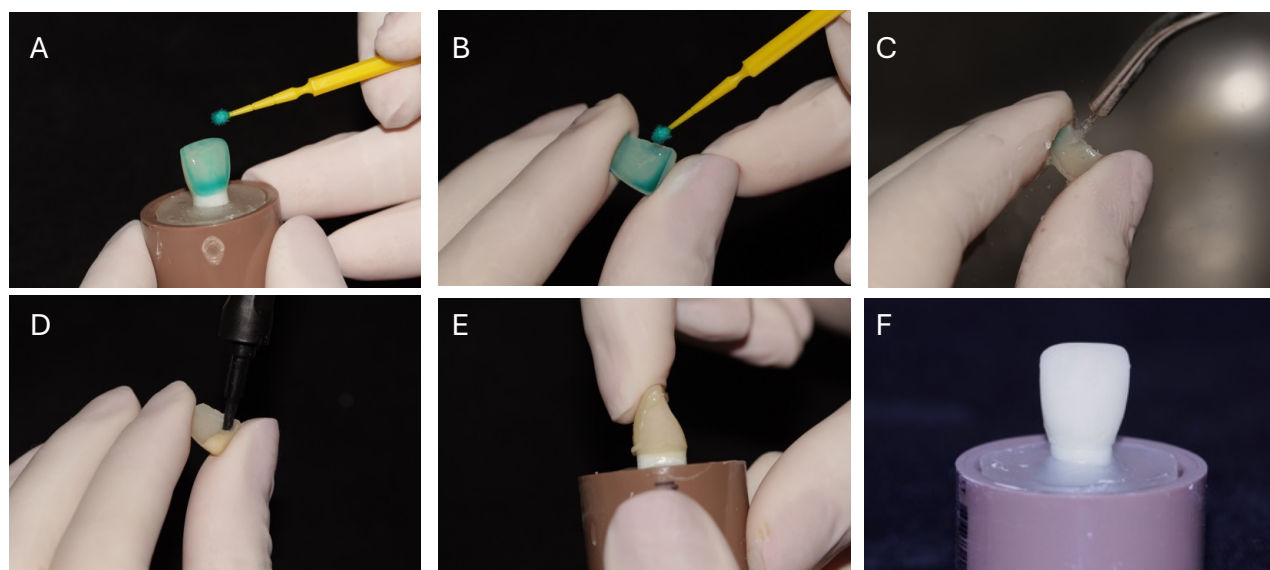
4.2.4 Cimentação das facetas sobre as infraestruturas

Com as infraestruturas cimentadas sobre os preparos, foi realizada a cimentação das facetas sobre as infraestruturas, de acordo com os respectivos grupos. As superfícies externas das infraestruturas e as superfícies internas dos recobrimentos foram condicionadas com o primer cerâmico autocondicionante Monobond Etch & Prime (Ivoclar), com aplicação ativa por 20 segundos e o produto ficou agindo na superfície por mais 40 segundos. Em seguida, as superfícies foram lavadas abundantemente com jato de ar e água durante 30 segundos. Depois, foi aplicado um jato de ar por 10 segundos para a secagem da superfície (Figura 12A-C).

Após o condicionamento das superfícies, foi aplicada uma porção cimento resinoso (Variolink Esthetic LC, Ivoclar) na superfície interna das coberturas, as quais foram posicionadas sobre suas respectivas infraestruturas e pressionadas uma contra a outra com pressão digital, promovendo um íntimo contato entre as duas peças. Os excessos de cimento foram removidos com um aplicador *microbrush*. Em seguida, foram realizados 5 ciclos de fotopolimerização durante 10 segundos em cada face da coroa, utilizando fotopolimerizador (Bluephase N, 1200 mW/cm², Ivoclar) (Figuras 12D-F).

Figura 12 - Cimentação adesiva das facetas sobre suas infraestruturas (A) condicionamento da porção externa da infraestrutura e da; (B) porção interna do recobrimento com Monobond Etch & Prime; (C) lavagem das superfícies com jato

de ar e água; (D) aplicação do agente cimentante sobre a superfície interna das facetas; (E) pressão digital para promover extravasamento dos excessos e (F) aspecto final após fotopolimerização.



Fonte: Elaborado pela autora.

4.3 Teste de fadiga cíclica

Três espécimes de cada grupo foram testados com carga monotônica até a fratura a fim de determinar os parâmetros utilizados no teste de fadiga cíclica. Os espécimes foram posicionados em uma máquina de ensaio universal (EMIC DL 1000, São José dos Pinhais, Brasil), em um ângulo de 45° em relação à base da mesma, e imersos em água destilada. Os espécimes receberam carga compressiva até a falha catastrófica, utilizando uma célula de carga de 1000 kgf e velocidade

constante de 1,0 mm/min. Para aplicação da carga foi utilizado um pistão de aço inoxidável em formato cilíndrico transversal, com diâmetro de 6 mm, e a carga foi aplicada a 1 mm de distância do cingulo. A média dos valores de resistência máxima obtidos no teste monotônico foram utilizados para determinar os parâmetros utilizados no teste de fadiga, como o perfil do carregamento, ou seja, a quantidade de carga aplicada (100 N/step) e o número de ciclos para cada estágio do teste de fadiga.

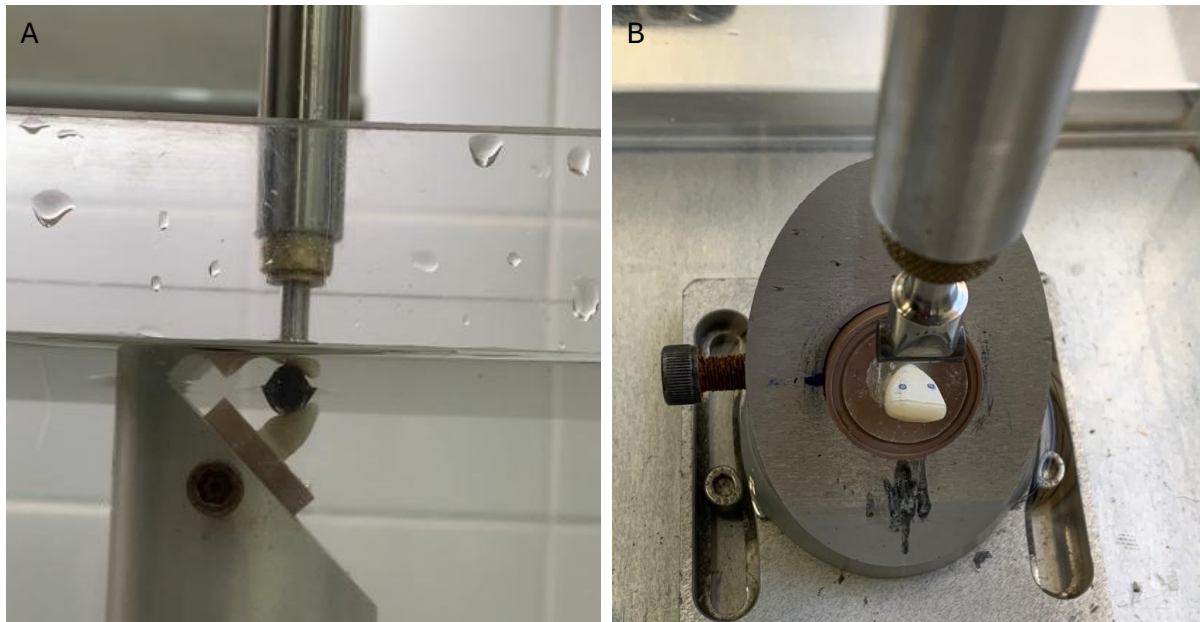
O teste de resistência à fadiga foi realizado utilizando 10.000 ciclos por step e frequência de 20 Hz (Velho et al., 2020) em uma máquina eletrodinâmica (Instron ElectroPuls E3000, Instron Corporation; Norwood, EUA). Assim como no teste monotônico, a aplicação da carga foi realizada em uma angulação de 45°, a 1 mm do cingulo, e os espécimes ficaram imersos em água destilada durante a realização do teste (Figura 13). Uma fita adesiva foi colocada entre a superfície do pistão e o local da aplicação da carga, para evitar danos de contato (Kelly, 1999). Os ciclos de fadiga foram repetidos até que fosse identificada a falha dos espécimes, ou até que se tenha atingido o valor máximo de carga pré-determinada (1200 N) (Anami et al., 2016; Magne et al., 2015).

Os dados de carga para falha e ciclos para falha foram considerados através de dois eventos, sendo que o primeiro consistiu na presença de uma trinca (visualizado por transiluminação) ou lascamento da cerâmica, e o segundo consistiu na falha catastrófica do conjunto. Após a tabulação dos dados, foi realizada a análise estatística (análise de sobrevivência) considerando a carga para falha (evento 1: trinca; evento 2: fratura) e o número de ciclos para cada evento.

O *software* estatístico SPSS (IBM SPSS Software, v. 21, IBM, Armonk, EUA) foi utilizado para realização das análises. O teste de Shapiro-Wilk foi realizado para verificar a normalidade dos dados. Os dados de fadiga foram submetidos à análise

de sobrevivência de acordo com o teste de Kaplan-Meier e Log-Rank (Mantel-Cox; 95%) para obtenção das médias e do intervalo de confiança da resistência à fadiga (N), assim como a probabilidade de sobrevivência foi analisada para cada incremento de carga do teste.

Figura 13 - Posição do espécime na máquina, durante a realização do teste de fadiga em vistas (A) lateral e (B) superior



Fonte: Elaborado pela autora.

4.4 Análise fractográfica

Todas as amostras submetidas ao teste de fadiga foram analisadas pela análise fractográfica em estereomicroscópio (Discovery V20, CarlZeiss, Jena, Thuringia, Alemanha) e as amostras representativas de cada grupo foram observadas em microscópio eletrônico de varredura (Inspect S50, FEI Company, Brno, República Tcheca) para identificação de marcas e determinação dos padrões de fratura. Além disso, os tipos de falhas foram classificados como: falhas iniciadas na superfície interna da coroa, falhas iniciadas na interface de união entre os dois materiais restauradores, falhas iniciadas na superfície externa da coroa na região de aplicação de carga ou falhas iniciadas na superfície externa da coroa na região cervical.

4.5 Análise por Elementos Finitos (FEA)

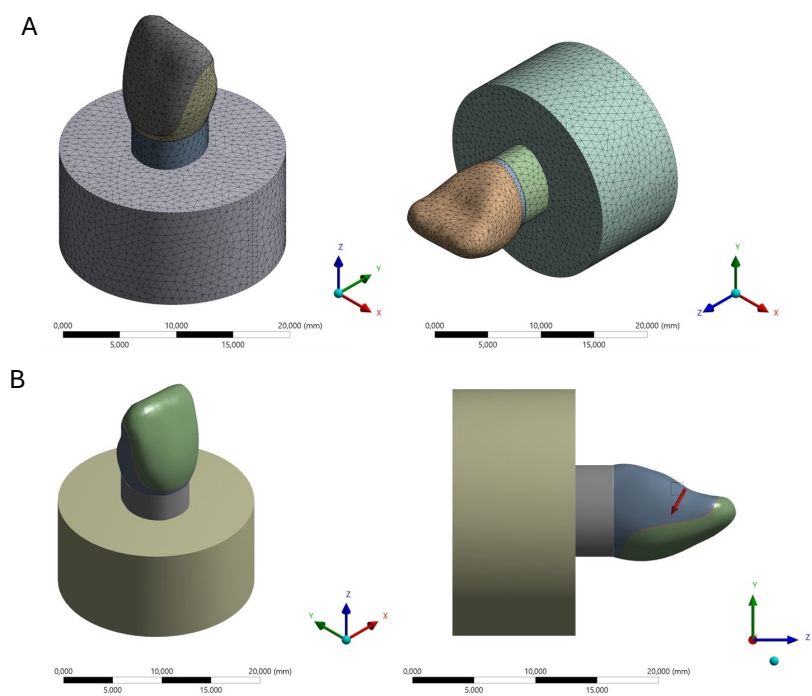
Para ambos os estudos foi utilizado o método tridimensional (3D) de análise por elementos finitos (FEA) através do software de simulação para engenharia (ANSYS 19.2, ANSYS Inc., Houston, TX, EUA), a fim de analisar a distribuição de tensões sobre a coroa e as interfaces, variando o tipo de infraestrutura e de material, de acordo com a finalidade de cada um dos estudos.

Para isso, foi confeccionado um incisivo central superior no *software* de modelamento (Rhinoceros 6.0SR8, McNeel, North America, EUA) utilizando a malha “.stl” do preparo em G10 e da morfologia das coroas e infraestruturas. A camada externa do preparo em G10 foi duplicada e utilizada para a confecção da linha de cimento das coroas, com 0,1 mm de espessura. Para os grupos em que o recobrimento foi cimentado na infraestrutura (IMC do Estudo A, e todos os grupos do Estudo B), o mesmo procedimento foi realizado com a camada externa do preparo

para laminado da infraestrutura. O osso alveolar foi simulado por um cilindro de resina acrílica, posicionado 2 mm abaixo da junção amelodentinária (Figura 14A). O número de elementos e nós está descrito na tabela 1.

Os modelos confeccionados foram importados no *software* ANSYS, a fim de avaliar a distribuição de tensões na restauração e no preparo dental. As propriedades mecânicas correspondentes para cada material e estrutura foram determinadas a partir da literatura (Quadro 1), e os modelos foram submetidos ao teste de convergência de malha com 10% de relevância. Todas as interfaces foram consideradas perfeitamente coladas e os materiais considerados isotrópicos, homogêneos e linearmente elásticos. Foi aplicado um carregamento de 400 N a 1 mm de distância da borda incisal (Figura 14), e a distribuição de tensão foi avaliada pelo critério de Tensão Máxima Principal (em MPa) e tensão de Von Mises, através de gráficos colorimétricos.

Figura 14 - Etapas da Análise por Elementos Finitos (FEA) (A) malha 3D do conjunto para FEA; (B) modelo 3D gerado a partir da malha e aplicação de carga no local indicado



Fonte: Elaborado pela autora.

Tabela 1 – Número de nós e elementos de acordo com cada grupo dos diferentes estudos

	Grupos	n° de nós	n° de elementos
Estudo A	IC	75.051	41.255
	IME	70.851	38.829
	IMC	85.982	46.146
Estudo B	DL+LEU	85.982	46.146
	LEU+DL	85.982	46.146
	CH+DL	85.982	46.146
	CH+LEU	85.982	46.146

Fonte: Elaborado pela autora.

5 RESULTADOS

5.1 Estudo A

5.1.1 Teste de fadiga

Para a análise dos dados foram considerados dois desfechos, sendo o evento 1 como a presença de trinca e/ou lascamento da cerâmica, e o evento 2 como a falha catastrófica do conjunto.

Considerando o evento 1 os grupos com infraestrutura modificada apresentaram médias maiores de carga e número de ciclos para falha em fadiga do que o grupo com infraestrutura convencional (Tabela 1) (Figura 15). O maior valor de carga para resistência à fadiga foi para o grupo IME (1020 ± 142 N), seguido do grupo IMC ($913,33 \pm 206$ N), e por fim IC ($773,33 \pm 278$ N).

Já considerando o evento 2, não houve diferenças estatisticamente significantes entre os grupos, apesar do grupo IMC apresentar maior valor médio de carga para falha em fadiga ($1033,33 \pm 149$ N) do que os demais ($1026,66 \pm 138$ N) (Tabela 2) (Figura 16).

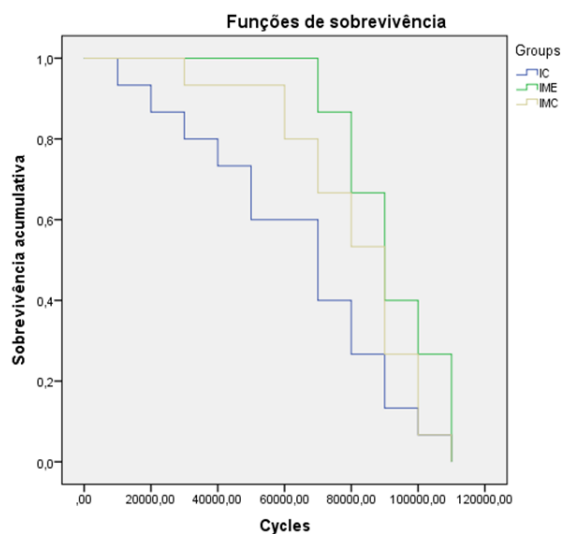
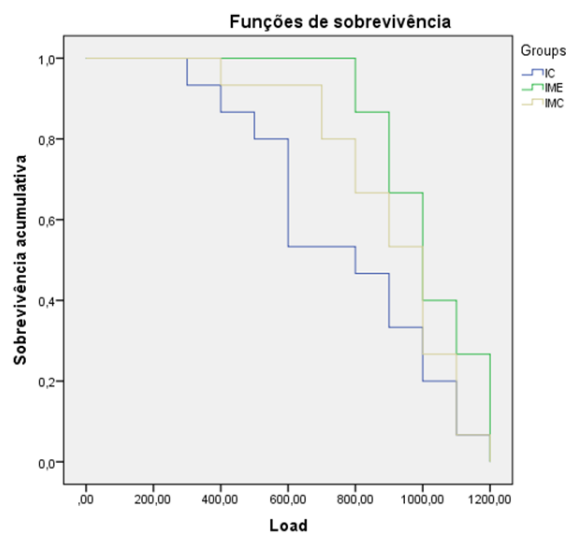
Tabela 2 – Média e intervalo de confiança da carga para falha (em Newtons) e número de ciclos para falha em fadiga com 95% de intervalos de confiança obtidos pelo teste de Kaplan Meier e Mantel-Cox

Grupo	Desfecho	Evento 1	Evento 2
IC	Carga para falha (N)	773,33 (632,16 – 914,49) ^A	1026,66 (953,91 – 1099,41) ^A
	Ciclos para falha	64.000 (48.963,19 – 79.036,80) ^a	86.000 (73.486,37 – 98.513,63) ^a
IME	Carga para falha (N)	1.020 (947,92 – 1092,07) ^B	1.026,66 (956,47 – 1096,85) ^A
	Ciclos para falha	92.000 (84.792,15 – 99.207,84) ^b	92.666,66 (85.647,40 – 99.685,92) ^a
IMC	Carga para falha (N)	913,33 (808,80 – 1.017,86) ^{AB}	1.033,33 (957,62 – 1.109,04) ^A
	Ciclos para falha	81.333,33 (70.880 – 91.786,66) ^{ab}	87.333,33 (74.155,14 – 100.511,52) ^a

Diferentes letras maiúsculas (comparação entre as cargas para falha por coluna) e minúsculas (comparação entre o número de ciclos para falha por coluna) indicam diferenças estatísticas pelo teste Kaplan-Meier e Log Rank (Mantel-Cox).

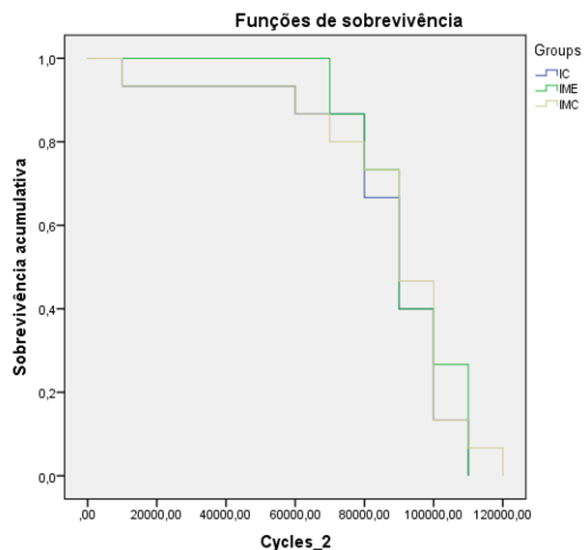
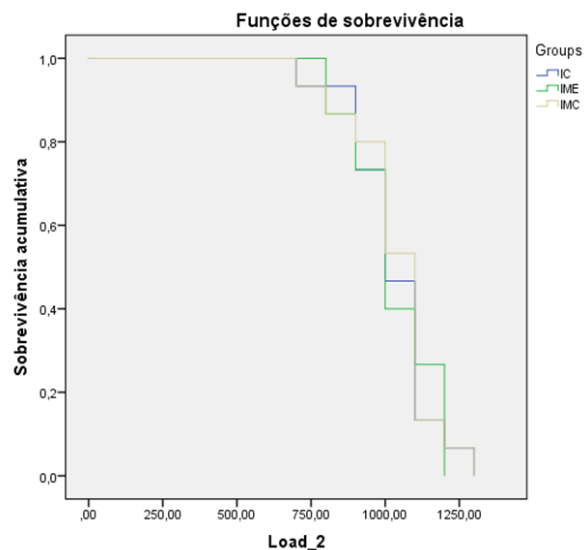
Fonte: Elaborado pela autora.

Figura 15 - Gráfico de probabilidade de sobrevivência (%) para carga para falha em fadiga (N) e número de ciclos para falha para o Evento 1



Fonte: Elaborado pela autora.

Figura 16 - Gráfico de probabilidade de sobrevivência (%) para carga para falha em fadiga (N) e número de ciclos para falha para o Evento 2



Fonte: Elaborado pela autora.

5.1.2 Análise por Elementos Finitos (FEA)

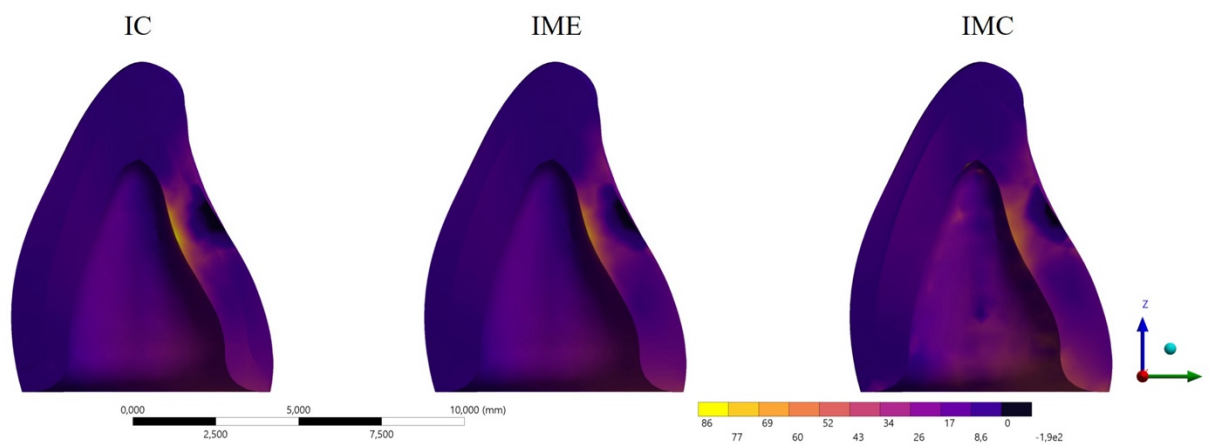
Os resultados de FEA estão evidenciados na Tabela 3 através dos valores dos picos de tensão (em MPa), e nas Figuras 17 e 18 através dos gráficos colorimétricos. Os valores máximos dos picos de tensão da Tabela 3 foram obtidos através da ferramenta “probe” do software ANSYS 19.2. Pode-se observar que os grupos IME e IMC apresentaram menores picos de concentração de tensão (74,268 e 76,597 MPa respectivamente) em comparação ao grupo IC (85,901 MPa). Para todos os grupos, as análises de Tensão Máxima Principal e Tensão de Von Mises evidenciaram que a área que mais concentrou tensão foi o local da aplicação de carga, porém, o grupo IMC apresentou ainda uma leve concentração de tensão de tração próximo a margem do preparo na região lingual, a qual não foi identificada nos demais grupos.

Tabela 3 – Tensão (em MPa) de cada grupo analisado no Estudo A

Grupo	Tensão de tração	Tensão de Von Mises
IC	85,901	175,53
IME	74,268	186,03
IMC	76,597	188,62

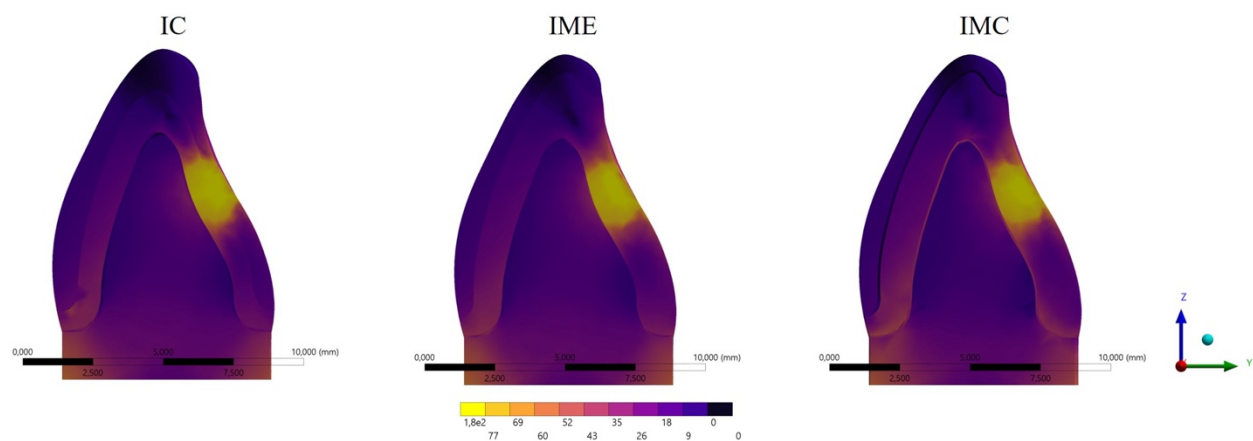
Fonte: Elaborado pela autora.

Figura 17 - Resultados de FEA para Tensão Máxima Principal (MPa) para os diferentes grupos do Estudo A



Fonte: Elaborado pela autora.

Figura 18 - Resultados de tensão de Von Mises de acordo com os diferentes grupos do Estudo A

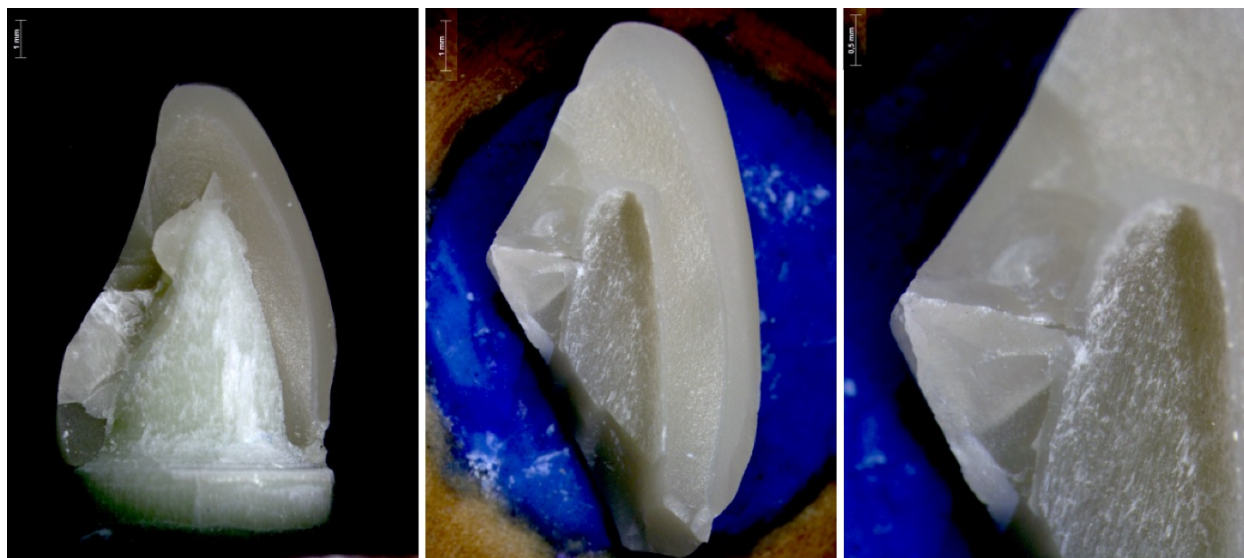


Fonte: Elaborado pela autora.

5.1.3 Análise de fratura

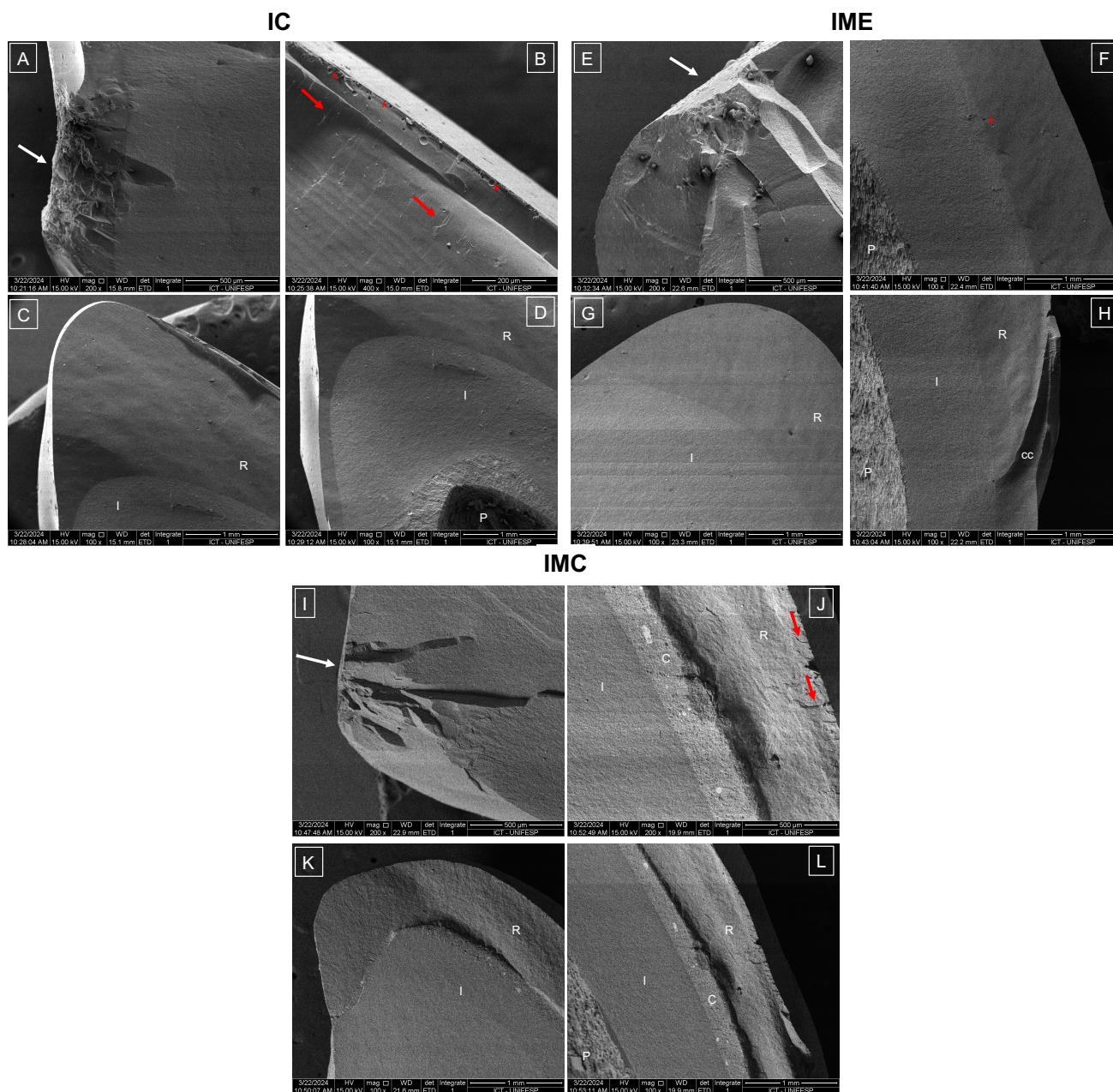
As imagens de microscopia eletrônica de varredura (MEV) (Figura 20) ilustram espécimes representativos de cada um dos grupos. Nelas, o local da aplicação de carga na face vestibular está indicado pelas setas brancas, hackles direcionados para a origem da fratura estão indicados pelas setas vermelhas e porosidades presentes nas cerâmicas estratificadas estão indicados pelos asteriscos vermelhos. A partir das imagens é possível observar que, em geral, a face lingual das coroas foi a maior região de tensão nos espécimes, uma vez que foi o local em que a carga foi aplicada no teste de fadiga. Sendo assim, uma região de tração foi criada na superfície interna das coroas, levando a fratura da maioria dos espécimes (Figura 19). Ainda, os grupos confeccionados com cerâmica estratificada (IC e IME) apresentaram grande incidência de lascamento.

Figura 19 - Imagens de estereomicroscópio das coroas fraturadas



Fonte: Elaborado pela autora.

Figura 20 - Imagens de MEV para o Estudo A



Legenda: Imagens de MEV para os grupos IC (A-D), IME (E-H) e IMC (I-L). Em todas as imagens, o lado esquerdo corresponde a face lingual e o lado direito corresponde a face vestibular das coroas. Setas brancas indicam local da aplicação de carga. Asteriscos (*) indicam presença de bolas na cerâmica estratificada.

Setas vermelhas indicam hackles direcionados para a possível origem da fratura. I= infraestrutura; C= cimento; R= recobrimento.

Fonte: Elaborado pela autora.

5.2 Estudo B

5.2.1 Teste de fadiga

Com relação ao Estudo B, também foram considerados dois eventos, assim como descrito anteriormente. O grupo DL+LEU apresentou maior média de carga para falha em fadiga ($913,33 \pm 206$ N e $1.033,33 \pm 149$ N para evento 1 e 2, respectivamente), seguido do grupo CH+LEU (680 ± 156 N e $793,33 \pm 186$ N) (Tabela 4) considerando os dois momentos. Já os grupos CH+DL ($633,33 \pm 129$ N e $753,33 \pm 168$ N) e LEU+DL ($653,33 \pm 118$ N e 700 ± 125 N) apresentaram as menores médias de carga para falha em fadiga (Figuras 19 e 20).

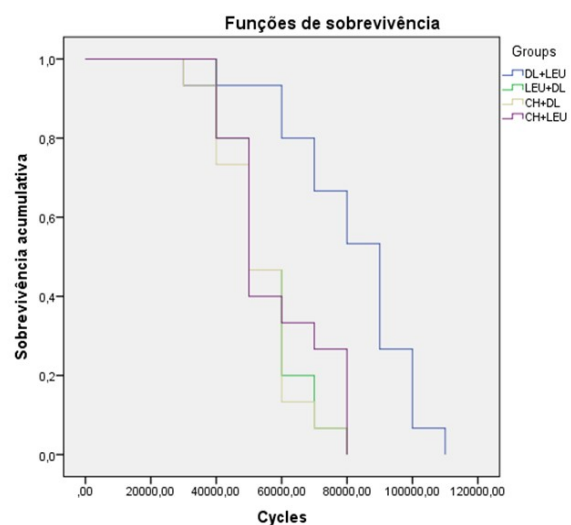
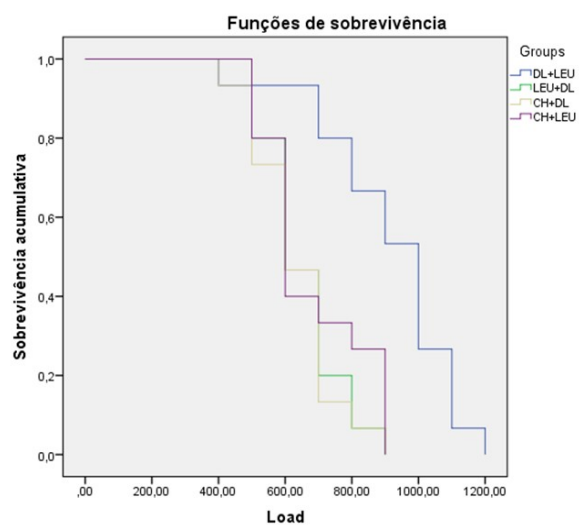
Tabela 4 – Média e intervalo de confiança da carga para falha (em Newtons) e número de ciclos para falha em fadiga com 95% de intervalos de confiança obtidos pelo teste de Kaplan Meier e Mantel-Cox

Grupo	<i>Desfecho</i>	Evento 1	Evento 2
DL + LEU	Carga para falha (N)	913,33 (808,80 – 1.017,86) ^A	1033,33 (957,62 – 1.109,04) ^A
	Ciclos para falha	81.333,33 (70.880 – 91.786,66) ^a	93.169,93 (86.537,99 – 99.801,87) ^a
LEU + DL	Carga para falha	653,33 (593,25 - 713,41) ^B	700 (636,56 - 763,43) ^B
	Ciclos para falha	55.333,33 (49.325,10 – 61.341,56) ^b	60.000 (53.656,07 – 66.343,92) ^b
CH + DL	Carga para falha (N)	633,33 (568 - 698,66) ^B	753,33 (668,07 - 838,58) ^B
	Ciclos para falha	53.333,33 (46.800 – 59.866,66) ^b	65.333,33 (56.807,75 – 73.858,91) ^b
CH + LEU	Carga para falha (N)	680 (600,67 - 759,32) ^B	793,33 (698,72 - 887,94) ^B
	Ciclos para falha	58.000 (50.067,21 -65932,78) ^b	69.333,33 (59.872,07 – 78.794,59) ^b

Diferentes letras maiúsculas (comparação entre as cargas para falha por coluna) e minúsculas (comparação entre o número de ciclos para falha por coluna) indicam diferenças estatísticas pelo teste Kaplan-Meier e Log Rank (Mantel-Cox).

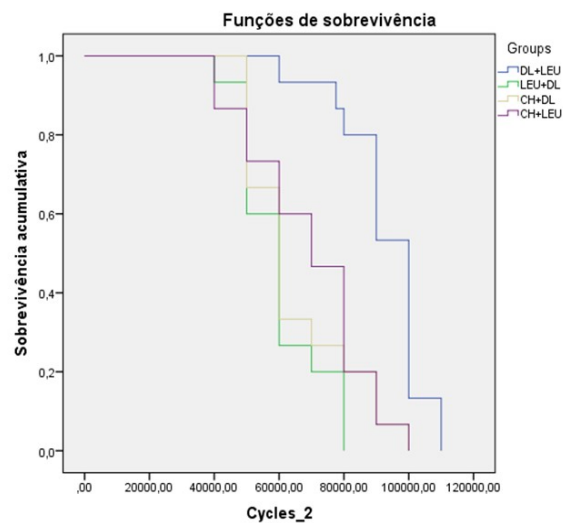
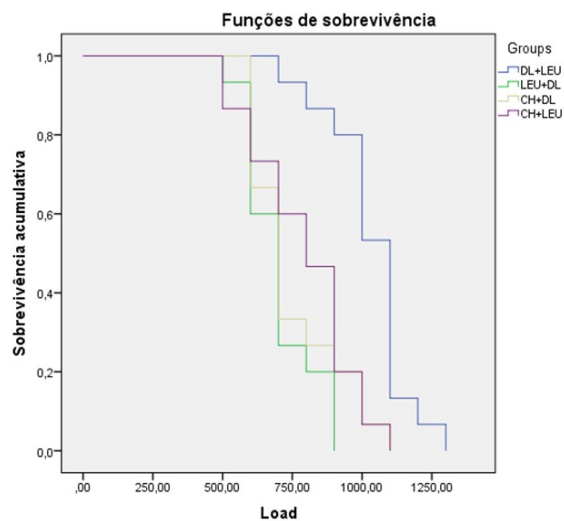
Fonte: Elaborado pela autora.

Figura 21 - Gráfico de probabilidade de sobrevivência (%) para carga para falha em fadiga (N) e número de ciclos para falha para o Evento 1



Fonte: Elaborado pela autora.

Figura 22 - Gráfico de probabilidade de sobrevivência (%) para carga para falha em fadiga (N) e número de ciclos para falha para o Evento 2



Fonte: Elaborado pela autora.

5.2.2 Análise por Elementos Finitos

Os resultados de FEA estão evidenciados na Tabela 5 através dos valores dos picos de tensão (em MPa), e nas Figuras 21 e 22 através dos gráficos colorimétricos. Os valores máximos dos picos de tensão da Tabela 4 também foram obtidos através da ferramenta “probe” do *software* ANSYS 19.2. Considerando a distribuição de tensão na infraestrutura do conjunto, os grupos com infraestrutura em cerâmica híbrida (CH+LEU e CH+DL) apresentaram menores picos de concentração de tensão, em média de 53 MPa. O grupo DL+LEU apresentou o maior pico de tensão de 76,604 MPa, e o grupo LEU+DL apresentou um valor médio de 61,629 MPa. De acordo com os gráficos colorimétricos de Tensão Máxima Principal e Tensão de Von Mises, a área crítica de acúmulo de tensão é a região próxima a aplicação de carga, assim como observado no Estudo A.

Considerando a camada de cimento foi observado um cenário inverso, em que os grupos de cerâmica híbrida apresentaram maior concentração de tensão (~15MPa), enquanto os grupos DL+LEU e LEU+DL apresentaram valores menores (~11,75 MPa). A região crítica de acúmulo de tensão, neste caso, é região mais cervical da interface adesiva. Ainda, observa-se um padrão entre todos os grupos, em que a região cervical acumula maior tensão de tração, representada pela cor vermelha, enquanto a medida que progredimos para a região incisal, esta tensão torna-se uma tensão de compressão, representada pela cor azul.

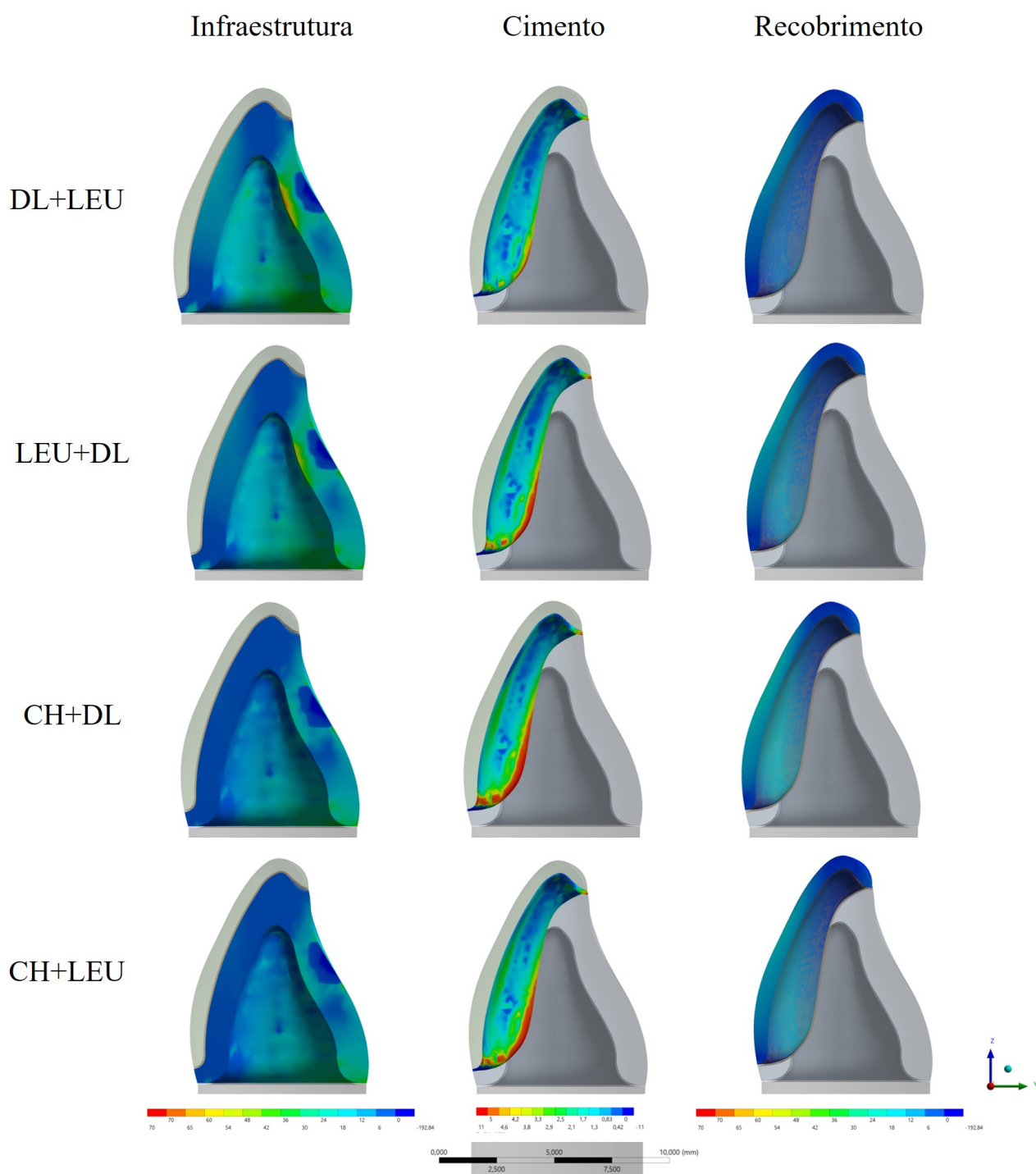
Por fim, considerando apenas o recobrimento, os grupos CH+DL e LEU+DL apresentaram maiores picos de concentração de tensão (32,592 MPa e 31,254 MPa) enquanto os grupos CH+LEU e DL+LEU apresentaram menores valores, de 27,408 MPa e 25,816 MPa respectivamente.

Tabela 5 – Tensão (em MPa) na infraestrutura, camada de cimento e recobrimento, de acordo com cada grupo analisado no Estudo B

Grupo	Tensão na infraestrutura	Tensão no cimento	Tensão no recobrimento	Tensão de Von Mises
DL+LEU	76,604	11,06	25,816	188,62
LEU+DL	61,629	12,448	31,254	187,81
CH+DL	53,685	15,432	32,592	181,6
CH+LEU	53,515	14,733	27,408	181,66

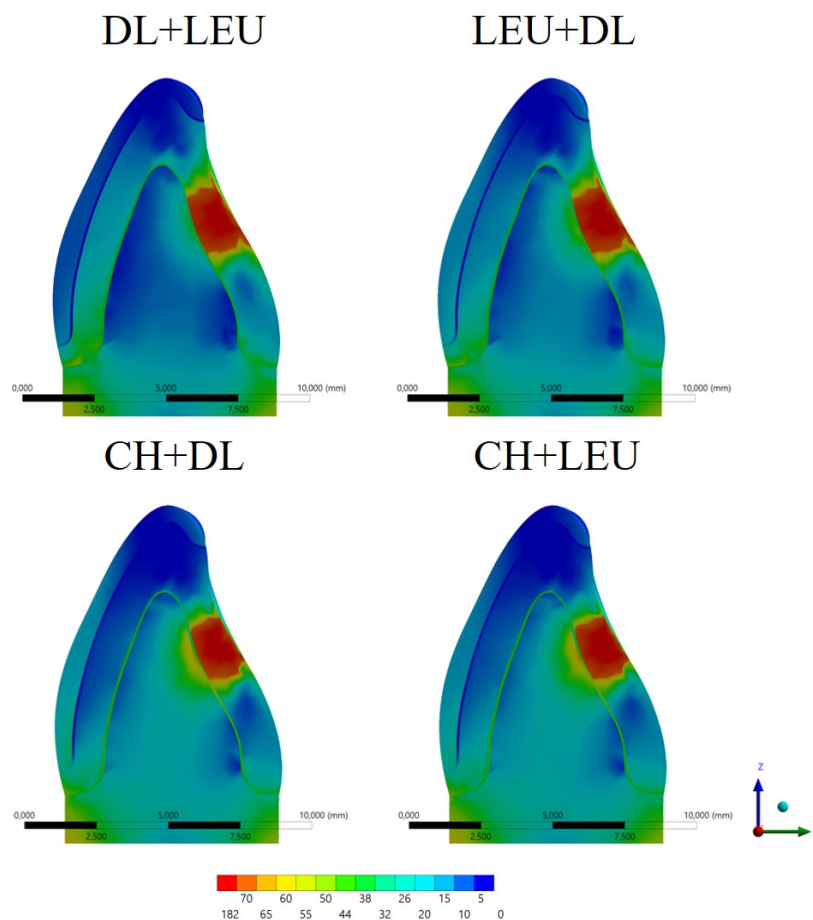
Fonte: Elaborado pela autora.

Figura 23 - Resultados de FEA para Tensão Máxima Principal (MPa) na infraestrutura, camada de cimento e recobrimento para os diferentes grupos do Estudo B



Fonte: Elaborado pela autora.

Figura 24 - Resultados de tensão de Von Mises de acordo com os diferentes grupos do Estudo B



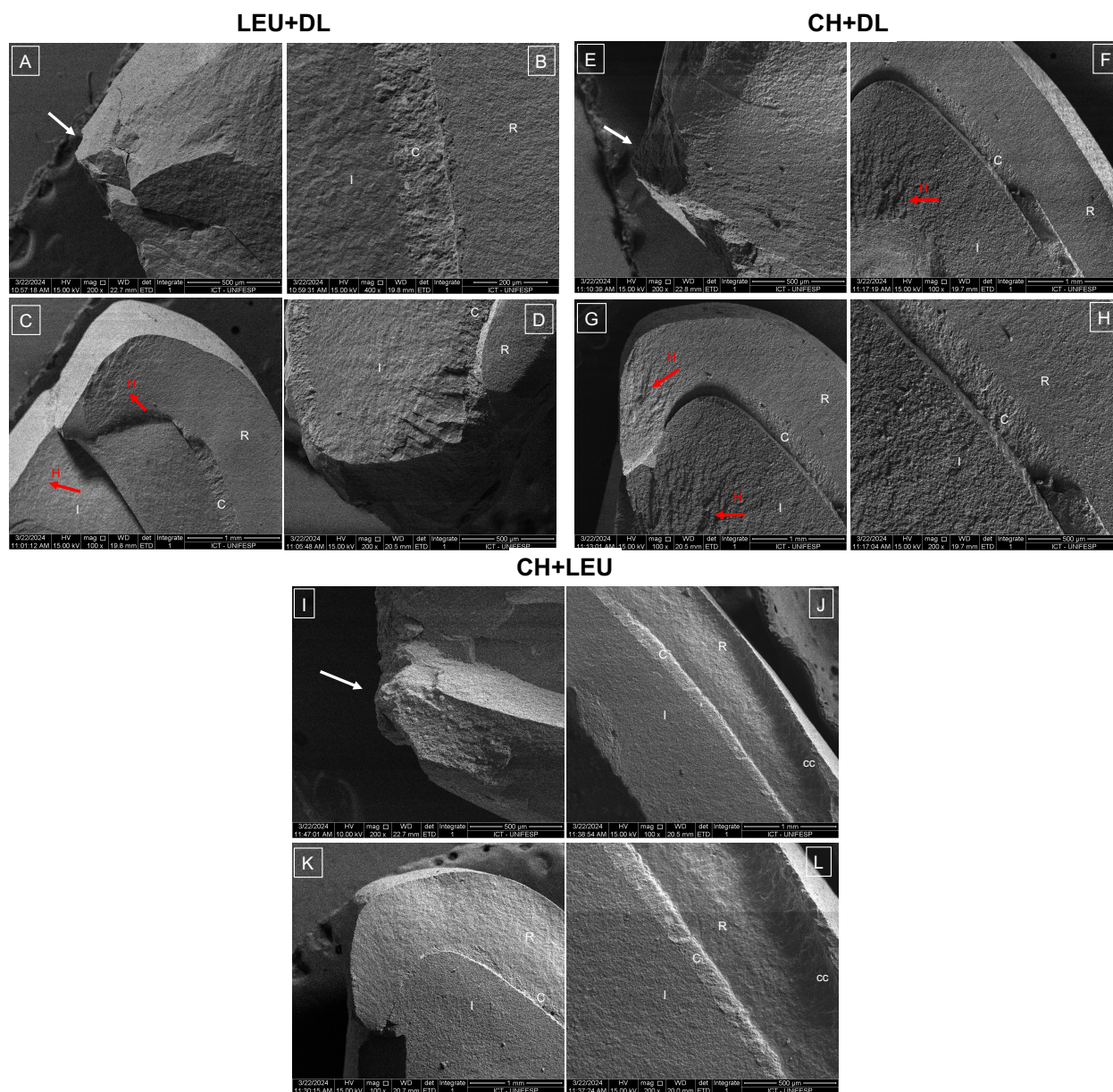
Fonte: Elaborado pela autora.

5.1.3 Análise de fratura

Com relação a fractografia, espécimes representativos de cada grupo foram analisados em MEV e as imagens estão ilustradas na Figura 24. As estruturas estão indicadas da mesma forma que para o Estudo A, sendo que setas brancas apontam para o local da aplicação da carga e as setas vermelhas indicam hackles direcionados

para o provável local da origem da fratura. Assim como para o Estudo A, a região de tração localizada na face interna das coroas foi a região mais provável de falha para a maioria dos espécimes. Porém, alguns espécimes apresentaram falha originada na região cervical especialmente para os grupos contendo CH, com trincas contidas na infraestrutura (CH+DL) ou se estendendo até o recobrimento (CH+LEU). Ainda, uma vez que os recobrimentos foram cimentados sobre as infraestruturas, acreditávamos que a interface adesiva poderia ser uma área de concentração de tensão favorecendo a ocorrência da fratura nessa região, porém isso não ocorreu.

Figura 25 - Imagens de MEV do Estudo B



Legenda: Imagens de MEV para os grupos LEU+DL (A-D), CH+DL (E-H) e CH+LEU (I-L). Em todas as imagens, o lado esquerdo corresponde a face lingual e o lado direito corresponde a face vestibular das coroas. Setas brancas indicam local da aplicação de carga. Asteriscos (*) indicam presença de bolas na cerâmica estratificada. Setas vermelhas indicam hackles direcionados para a possível origem da fratura. I= infraestrutura; C= cimento; R= recobrimento.

Fonte: Elaborado pela autora.

6 DISCUSSÃO

O conceito de biomimética está em constante desenvolvimento na Odontologia Restauradora, podendo ser aplicado em diversos tratamentos reabilitadores da área. Neste sentido, a ideia de reproduzir a estrutura dentária natural do corpo humano é enfatizada, considerando os diferentes aspectos biológicos, mecânicos e estéticos. No que diz respeito a confecção de coroas totais para dentes anteriores, a ideia de utilizar uma abordagem bilaminar é interessante, tentando reproduzir as estruturas de esmalte e dentina (Bazos e Magne, 2014). Sendo assim, o presente estudo avaliou o efeito de uma infraestrutura modificada seguindo o conceito de biomimética numa abordagem bilaminar (Estudo A), e ainda avaliou diferentes tipos de combinações entre materiais cerâmicos para infraestrutura e recobrimento (Estudo B).

De acordo com os resultados obtidos no Estudo A, foi possível observar que a hipótese nula foi parcialmente aceita, uma vez que o uso da infraestrutura modificada afetou o comportamento biomecânico das coroas no que diz respeito ao surgimento de trincas e/ou lascamento, porém a ocorrência de falhas catastróficas não foi afetada.

Durante o teste de fadiga cíclica, dois eventos foram analisados separadamente, sendo eles o surgimento de uma trinca e/ou lascamento, e a falha catastrófica do conjunto. Isso se deu pelo fato de que, na prática clínica, a presença de uma trinca ou lascamento nas cerâmicas nem sempre requer a substituição completa da coroa (Gresnigt et al., 2017). Neste sentido, o grupo IC apresentou uma maior ocorrência de lascamento na cerâmica de cobertura, o que já era esperado uma vez que este consiste na principal causa de falha em cerâmicas estratificadas (Sailer

et al., 2015; Solá-Ruiz et al., 2022). Entretanto, contrastando com este fato, o grupo IME apresentou maior sobrevivência a fadiga dentre os três grupos analisados, mesmo apresentando o recobrimento estratificado em sua face vestibular. Sendo assim, acredita-se que o fato de a infraestrutura modificada ter sido fresada contribuiu para a retardação do dano no local da aplicação da carga.

Ao comparar abordagens convencionais com abordagens cimentadas, Alessandretti et al. (2020) concluíram que os espécimes bilaminados confeccionados pela técnica de fresagem em CAD/CAM e cimentados apresentaram maior sobrevivência em fadiga do que os convencionais (Alessandretti et al., 2020), o que contrasta com os achados do presente estudo. Porém, muitas variáveis podem estar envolvidas neste desfecho afetando assim os resultados do teste de fadiga, tais como formato dos espécimes e materiais restauradores.

Em relação aos resultados de FEA, o uso da infraestrutura convencional levou a um maior acúmulo de tensões de tração na coroa do que os grupos com infraestrutura modificada, principalmente na região lingual das coroas, onde a carga foi aplicada. Estes resultados corroboram de certa forma com os resultados obtidos no teste de fadiga, uma vez que esta maior concentração de tensão pode ter colaborado para a falha precoce do grupo IC. Ainda, considerando que cerâmicas estratificadas apresentam porosidades em sua microestrutura (Skjold et al., 2022), este também pode ter sido um fator que corroborou para a falha deste grupo.

Em contrapartida, de acordo com os resultados obtidos no Estudo B, foi observado que a hipótese nula foi rejeitada, uma vez que as diferentes combinações de materiais cerâmicos para infraestrutura e recobrimento afetaram o comportamento biomecânico das coroas tanto para o surgimento de trincas quanto para a ocorrência de falha catastrófica. A combinação de materiais cerâmicos que apresentou maior sobrevivência em fadiga é composta por uma infraestrutura

confeccionada em dissilicato de lítio e recobrimento confeccionado em cerâmica a base de leucita (DL+LEU).

Ainda existem poucos relatos na literatura acerca da biomecânica de diferentes combinações de materiais cerâmicos para serem relacionados com este estudo. Porém, ao analisar o comportamento mecânico de coroas bilaminadas bioinspiradas sobre substratos de implantes, foi constatado que o tipo de material restaurador utilizado na infraestrutura impacta diretamente nas propriedades mecânicas do conjunto (Jo et al., 2022; Molina et al., 2017; Tribst et al., 2019).

Os resultados de FEA mostraram que os grupos que contém cerâmica híbrida como infraestrutura apresentaram uma menor concentração de tensão na infraestrutura, e este fato se deve provavelmente a capacidade resiliente e característica deste material. Tribst et al. (2019) demonstraram que a concentração de tensões na região cervical ocorre inversamente proporcional ao módulo de elasticidade do material da coroa, o que corrobora com o achado citado anteriormente (J P M Tribst et al., 2019), uma vez que o material com menor módulo elástico apresentou menor concentração de tensão na infraestrutura. Acredita-se que essa diferença pode se dar pela diferença de anatomia, o que afeta a distribuição de forças em cada um dos casos.

Apesar deste fator favorável, foi induzida maior concentração de tensão na camada de cimento para os mesmos grupos, o que poderia resultar em descolamento dos recobrimentos ou ruptura da interface adesiva. Ainda, apesar do grupo DL+LEU ter apresentado maior pico de tensão na infraestrutura quando comparado aos outros grupos, este foi o grupo que apresentou maior sobrevivência em fadiga.

Ainda de acordo com os resultados de FEA, alguns fatos podem ser relacionados aos achados de fractografia. A área cervical das coroas foi uma região que acumulou certa tensão dentre os diferentes grupos, o que poderia indicar que

essa área seria uma região crítica para o conjunto e haveria maior probabilidade de a falha ser iniciada neste local. De fato, alguns espécimes apresentaram fratura na região cervical, porém a maioria dos espécimes apresentou falha iniciando a partir da zona de aplicação de carga.

Considerando a análise de fratura, as imagens mostraram padrões semelhantes entre a maioria os espécimes, sendo que a região mais provável do início da falha foi a área lingual das coroas. Este fato pode dar-se pelo posicionamento do pistão e aplicação da carga, mas também pela anatomia côncava natural dos incisivos (Molina et al., 2017). Acreditava-se que a região da interface adesiva entre infraestrutura e recobrimento poderia ser uma região crítica para a fratura, o que não foi observado na análise de falha das amostras. Nenhum descolamento dos recobrimentos em relação as infraestruturas foi encontrado, independentemente do grupo e/ou estudo, evidenciando que o processo de cimentação dessas duas estruturas foi realizado de forma adequada sem causar danos para o conjunto.

Uma das grandes vantagens da técnica apresentada é o fato de ambas as peças (infraestrutura e recobrimento) serem confeccionadas através do sistema CAD/CAM, o que confere grande confiabilidade a todo o conjunto. Ao utilizar-se de peças fresadas, os erros de técnica incorporados pela técnica manual de estratificação são minimizados, como por exemplo a incorporação de bolhas que podem levar a falha prematura do conjunto (Molina et al., 2017). Além disso, a reprodutibilidade também consiste em outra grande vantagem do uso da tecnologia CAD/CAM, uma vez que é possível confeccionar as mesmas peças protéticas quantas vezes forem necessárias em um curto período de tempo (Saavedra et al., 2022).

Outra grande vantagem desta técnica diz respeito a facilitar a confecção de casos unitários, viabilizando a uniformização de cores entre o dente reabilitado e os

dentos adjacentes. Este fator não pôde ser mensurado neste estudo, mas já foi estudado anteriormente, evidenciando que a escolha de diferentes níveis de translucidez para a infraestrutura são efetivos no mascaramento de substratos escurecidos (Basso et al., 2017; Conejo et al., 2020).

Apesar das limitações presentes em um estudo *in vitro* como este, este conjunto de metodologias contribui significativamente para a escolha dos materiais restauradores e técnicas antes da sua aplicação clínica (Malament et al., 2019). Dentro das limitações, acredita-se que este estudo simulou com precisão as situações clínicas ao utilizar-se de metodologias previamente estabelecidas e consolidadas na literatura. Entretanto, com o desenvolvimento de novos materiais cerâmicos e também novas técnicas restauradoras, faz-se necessária a ampliação dos achados do presente estudo para aplicação com outros materiais e também possíveis estudos clínicos com acompanhamento de longa duração.

7 CONCLUSÃO

De acordo com os resultados obtidos no presente estudo pode-se concluir que as infraestruturas modificadas consistem em uma alternativa promissora para tratamentos reabilitadores em região anterior, apresentando alta sobrevivência à fadiga e distribuição de tensões uniforme. Ainda, a combinação entre dissilicato de lítio e cerâmica a base de leucita consistem na melhor alternativa restauradora ao considerar a sobrevivência em fadiga.

REFERÊNCIAS

- Alessandretti R, Borba M, Della Bona A. Cyclic contact fatigue resistance of ceramics for monolithic and multilayer dental restorations. *Dental Materials*. 2020;36(4):535–41. doi: 10.1016/j.dental.2020.02.006.
- Anami L, Lima J, Valandro L, Kleverlaan C, Feilzer A, Bottino M. Fatigue Resistance of Y-TZP/Porcelain Crowns is Not Influenced by the Conditioning of the Intaglio Surface. *Oper Dent*. 2016;41(1):E1–12. doi: 10.2341/14-166-L.
- Basso G, Kodama A, Pimentel A, Kaizer M, Bona A Della, Moraes R, et al. Masking Colored Substrates Using Monolithic and Bilayer CAD-CAM Ceramic Structures. *Oper Dent*. 2017;42(4):387–95. doi: 10.2341/16-247-L.
- Bazos P, Magne P. Bioemulation: biomimetically emulating nature utilizing a histo-anatomic approach; visual synthesis. *Eur J Esthet Dent*. 2014;9(3):330–52.
- Bazos P, Magne P. Bio-emulation: biomimetically emulating nature utilizing a histo-anatomic approach; structural analysis. *Eur J Esthet Dent*. 2011;6(1):8–19.
- Belli R, Wendler M, de Ligny D, Cicconi MR, Petschelt A, Peterlik H, et al. Chairside CAD/CAM materials. Part 1: Measurement of elastic constants and microstructural characterization. *Dent Mater*. 2017;33(1):84–98. doi: 10.1016/j.dental.2016.10.009.
- Benetti P, Kelly JR, Sanchez M, Della Bona A. Influence of thermal gradients on stress state of veneered restorations. *Dental Materials*. 2014;30(5):554–63. doi: 10.1016/j.dental.2014.02.020.
- Beuer F, Schweiger J, Eichberger M, Kappert H, Gernet W, Edelhoff D. High-strength CAD/CAM-fabricated veneering material sintered to zirconia copings — A new fabrication mode for all-ceramic restorations. *Dental Materials*. 2009;25(1):121–8. doi: 10.1016/j.dental.2008.04.019.
- Bona A Della, Kelly JR. The Clinical Success Of All-Ceramic Restorations. *The Journal of the American Dental Association*. 2008;139(9 SUPPL.):S8–13. doi: 10.14219/jada.archive.2008.0361.

- Borba M, de Araújo MD, de Lima E, Yoshimura HN, Cesar PF, Griggs JA, et al. Flexural strength and failure modes of layered ceramic structures. *Dental Materials*. 2011;27(12):1259–66. doi: 10.1016/j.dental.2011.09.008.
- Bottino MA, Salazar-Marochó SM, Leite FPP, Vásquez VC, Valandro LF. Flexural Strength of Glass-Infiltrated Zirconia/Alumina-Based Ceramics and Feldspathic Veneering Porcelains. *Journal of Prosthodontics*. 2009;18(5):417–20. doi: 10.1111/j.1532-849X.2009.00462.x.
- Conejo J, Stone-Hirsch L, Ann S, Bergler M, Blatz MB. Veneer and Crown Shade Matching: A Digital Approach. In: Duarte Jr S, editor. *QDT 2020: Quintessence of Dental Technology*, Chicago: Quintessence Pub. Co; 2020, p. 99–107.
- Conrad HJ, Seong W-J, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: A systematic review. *J Prosthet Dent*. 2007;98(5):389–404. doi: 10.1016/S0022-3913(07)60124-3.
- Cui C, Sun J. Optimizing the design of bio-inspired functionally graded material (FGM) layer in all-ceramic dental restorations. *Dent Mater J*. 2014;33(2):173–8. doi: 10.4012/dmj.2013-264.
- Dal Piva AMO, Tribst JPM, Borges ALS. Influence of substrate design for in vitro mechanical testing. *J Clin Exp Dent*. 2019;11(2):119–25. doi: 10.4317/jced.55353.
- Denry I, Holloway JA. Ceramics for dental applications: A review. *Materials*. 2010;3(1):351–68. doi: 10.3390/ma3010351.
- Elsaka SE, Elnaghy AM. Mechanical properties of zirconia reinforced lithium silicate glass-ceramic. *Dental Materials*. 2016;32(7):908–14. doi: 10.1016/j.dental.2016.03.013.
- Ereifej N, Rodrigues FP, Silikas N, Watts DC. Experimental and FE shear-bonding strength at core/veneer interfaces in bilayered ceramics. *Dental Materials*. 2011;27(6):590–7. doi: 10.1016/j.dental.2011.03.001.
- Fasbinder DJ, Dennison JB, Heys D, Neiva G. A Clinical Evaluation of Chairside Lithium Disilicate CAD/CAM Crowns. *The Journal of the American Dental Association*. 2010;141:10S-14S. doi: 10.14219/jada.archive.2010.0355.

Gamborena I, Sasaki Y, Blatz MB. Novel Approach for Predictably Matching a Veneer to an Implant Crown. QDT 2019: Quintessence of Dental Technology., Chicago: Quintessence Pub. Co; 2019, p. 7–14.

Gracis S, Thompson V, Ferencz J, Silva N, Bonfante E. A New Classification System for All-Ceramic and Ceramic-like Restorative Materials. *Int J Prosthodont.* 2016;28(3):227–35. doi: 10.11607/ijp.4244.

Gresnigt M, Magne M, Magne P. Porcelain veneer post-bonding crack repair by resin infiltration. *Int J Esthet Dent.* 2017;12(2):156–70.

Griggs JA. Recent Advances in Materials for All-Ceramic Restorations. *Dent Clin North Am.* 2007;51(3):713–27. doi: 10.1016/j.cden.2007.04.006.Recent.

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

Hallmann L, Ulmer P, Kern M. Effect of microstructure on the mechanical properties of lithium disilicate glass-ceramics. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2018;82:355–70. doi: 10.1016/j.jmbbm.2018.02.032.

Harada K, Raigrodski AJ, Chung K-H, Flinn BD, Dogan S, Mancl LA. A comparative evaluation of the translucency of zirconias and lithium disilicate for monolithic restorations. *J Prosthet Dent.* 2016;116(2):257–63. doi: 10.1016/j.prosdent.2015.11.019.

Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Haselton DR, Stanford CM, Vargas MA. Relative translucency of six all-ceramic systems. Part II: Core and veneer materials. *Journal of Prosthetic Dentistry.* 2002;88(1):10–5. doi: 10.1016/S0022-3913(02)00041-0.

Huang M, Wang R, Thompson V, Rekow D, Soboyejo WO. Bioinspired design of dental multilayers. *J Mater Sci Mater Med.* 2007;18(1):57–64. doi: 10.1007/s10856-006-0662-0.

Imbeni V, Kruzic JJ, Marshall GW, Marshall SJ, Ritchie RO. The dentin–enamel junction and the fracture of human teeth. *Nat Mater.* 2005;4(3):229–32. doi: 10.1038/nmat1323.

Jo E-H, Huh Y-H, Ko K-H, Park C-J, Cho L-R. Effect of different ceramic materials and substructure designs on fracture resistance in anterior restorations. *J Prosthet Dent.* 2022;127(5):785–92. doi: 10.1016/j.prosdent.2020.09.056.

Kanat-Ertürk B, Çömlekoğlu EM, Dünder-Çömlekoğlu M, Özcan M, Güngör MA. Effect of Veneering Methods on Zirconia Framework-Veneer Ceramic Adhesion and Fracture Resistance of Single Crowns. *Journal of Prosthodontics.* 2015;24(8):620–8. doi: 10.1111/jopr.12236.

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

Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD. Ceramics in dentistry: Historical roots and current perspectives. *J Prosthet Dent.* 1996;75(1):18–32. doi: 10.1016/S0022-3913(96)90413-8.

Kolakarnprasert N, Kaizer MR, Kim DK, Zhang Y. New multi-layered zirconias: Composition, microstructure and translucency. *Dental Materials.* 2019;35(5):797–806. doi: 10.1016/j.dental.2019.02.017.

Kurbad A. Digital veneering--manufacturing computer-generated veneers with the CAD-on technique. *Int J Comput Dent.* 2011;14(3):255–71.

Lima JMC, Souza ACO, Anami LC, Bottino MA, Melo RM, Souza ROA. Effects of thickness, processing technique, and cooling rate protocol on the flexural strength of a bilayer ceramic system. *Dental Materials.* 2013;29(10):1063–72. doi: 10.1016/j.dental.2013.07.019.

Lin CP, Douglas WH, Erlandsen SL. Scanning electron microscopy of type I collagen at the dentin-enamel junction of human teeth. *Journal of Histochemistry and Cytochemistry.* 1993;41(3):381–8. doi: 10.1177/41.3.8429200.

Madfa AA, Yue X-G. Dental prostheses mimic the natural enamel behavior under functional loading: A review article. *Japanese Dental Science Review.* 2016;52(1):2–13. doi: 10.1016/j.jdsr.2015.07.001.

Magne P, Belser UC. Compreensão da estrutura dental intacta e do princípio de Biomimética. In: Magne P, Belser UC, editors. *Restaurações adesivas de porcelana na dentição anterior: uma abordagem biomimética*, São Paulo: Quintessence Pub. Co; 2003, p. 23–56.

- Magne P, Carvalho AO, Bruzi G, Giannini M. Fatigue resistance of ultrathin CAD/CAM complete crowns with a simplified cementation process. *J Prosthet Dent.* 2015;114(4):574–9. doi: 10.1016/j.prosdent.2015.04.014.
- Malament KA, Natto ZS, Thompson V, Rekow D, Eckert S, Weber H-P. Ten-year survival of pressed, acid-etched e.max lithium disilicate monolithic and bilayered complete-coverage restorations: Performance and outcomes as a function of tooth position and age. *J Prosthet Dent.* 2019;121(5):782–90. doi: 10.1016/j.prosdent.2018.11.024.
- Marchack BW, Sato S, Marchack CB, White SN. Complete and partial contour zirconia designs for crowns and fixed dental prostheses: A clinical report. *J Prosthet Dent.* 2011;106(3):145–52. doi: [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(11\)60112-1](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(11)60112-1).
- Marshall GW, Marshall SJ, Kinney JH, Balooch M. The dentin substrate: structure and properties related to bonding. *J Dent.* 1997;25(6):441–58. doi: 10.1016/S0300-5712(96)00065-6.
- Marshall Jr GW, Balooch M, Gallagher RR, Gansky SA, Marshall SJ. Mechanical Properties of the Dentinoenamel Junction: AFM Studies of Nanohardness, Elastic Modulus, and Fracture. *J Biomed Mater Res.* 2001;54(1):87–95. doi: 10.1002/1097-4636(200101)54:1<87::aid-jbm10>3.0.co;2-z.
- Miyazaki T, Hotta Y, Kunii J, Kuriyama S, Tamaki Y. A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dent Mater J.* 2009;28(1):44–56. doi: 10.4012/dmj.28.44.
- Molin MK, Karlsson SL. Five-year clinical prospective evaluation of zirconia-based Denzir 3-unit FPDs. *Int J Prosthodont.* 2008;21(3):223–7.
- Molina I, Goldberg J, Volpato CM, Magne P. Accelerated fatigue resistance of novel-design histoanatomic implant restorations made of CAD/CAM bilaminar assemblies. *Int J Esthet Dent.* 2017;12(3):336–51.
- Nagai E, Otani K, Satoh Y, Suzuki S. Repair of denture base resin using woven metal and glass fiber: Effect of methylene chloride pretreatment. *J Prosthet Dent.* 2001;85(5):496–500. doi: 10.1067/mpr.2001.115183.

Niu X, Rahbar N, Farias S, Soboyejo W. Bio-inspired design of dental multilayers: Experiments and model. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2009;2(6):596–602. doi: 10.1016/j.jmbbm.2008.10.009.

Pjetursson BE, Sailer I, Makarov NA, Zwahlen M, Thoma DS. All-ceramic or metal-ceramic tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs)? A systematic review of the survival and complication rates. Part II: Multiple-unit FDPs. *Dental Materials*. 2015;31(6):624–39. doi: 10.1016/j.dental.2015.02.013.

Politano G, Van Meerbeek B, Peumans M. Nonretentive bonded ceramic partial crowns: concept and simplified protocol for long-lasting dental restorations. *J Adhes Dent*. 2018;20(6):495–510. doi: 10.3290/j.jad.a41630.

Quinn GD, Hoffman K, Quinn JB. Strength and fracture origins of a feldspathic porcelain. *Dental Materials*. 2012;28(5):502–11. doi: 10.1016/j.dental.2011.12.005.

Quinn J, Quinn G, Sundar V. Fracture toughness of veneering ceramics for fused to metal (PFM) and zirconia dental restorative materials. *J Res Natl Inst Stand Technol*. 2010;115(5):343. doi: 10.6028/jres.115.024.

Rahbar N, Soboyejo WO. Design of functionally graded dental multilayers. *Fatigue Fract Eng Mater Struct*. 2011;34(11):887–97. doi: 10.1111/j.1460-2695.2011.01581.x.

Raigrodski AJ. Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: A review of the literature. *J Prosthet Dent*. 2004;92(6):557–62. doi: 10.1016/j.prosdent.2004.09.015.

Raigrodski AJ, Hillstead MB, Meng GK, Chung K-H. Survival and complications of zirconia-based fixed dental prostheses: A systematic review. *J Prosthet Dent*. 2012;107(3):170–7. doi: 10.1016/S0022-3913(12)60051-1.

Ramos G, Monteiro E, Bottino M, Zhang Y, Marques de Melo R. Failure Probability of Three Designs of Zirconia Crowns. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2015;35(6):843–9. doi: 10.11607/prd.2448.

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

- Raptis N V, Michalakis KX, Hirayama H. Optical behavior of current ceramic systems. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2006;26(1):31–41. doi: 10.11607/prd.00.0671.
- Robinson C, Weatherell JA, Hallsworth AS. Variation in Composition of Dental Enamel Within Thin Ground Tooth Sections. *Caries Res*. 1971;5(1):44–57. doi: 10.1159/000259731.
- Rosentritt M, Steiger D, Behr M, Handel G, Kolbeck C. Influence of substructure design and spacer settings on the in vitro performance of molar zirconia crowns. *J Dent*. 2009;37(12):978–83. doi: 10.1016/j.jdent.2009.08.003.
- Saavedra G, Schmitt De Andrade G, Gomes De Carvalho AB, Fernanda N, Carlos B, Diogo EF, et al. *Tecnologia CAD/CAM na Odontologia Restauradora. Restaurações Cerâmicas*. 1st ed., Editora Ponto; 2022, p. 310–65.
- Sailer I, Holderegger C, Jung RE, Suter A, Thiévent B, Pietrobon N, et al. Clinical study of the color stability of veneering ceramics for zirconia frameworks. *Int J Prosthodont*. 2007;20(3):263–9.
- Sailer I, Makarov NA, Thoma DS, Zwahlen M, Pjetursson BE. All-ceramic or metal-ceramic tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs)? A systematic review of the survival and complication rates. Part I: Single crowns (SCs). *Dent Mater*. 2015;31(6):603–23. doi: 10.1016/J.DENTAL.2015.02.011.
- Schlichting LH, Schlichting KK, Stanley K, Magne M, Magne P. An approach to biomimetics: The natural CAD/CAM restoration: A clinical report. *J Prosthet Dent*. 2014;111(2):107–15. doi: 10.1016/j.prosdent.2013.08.006.
- Schmitter M, Mueller D, Rues S. Chipping behaviour of all-ceramic crowns with zirconia framework and CAD/CAM manufactured veneer. *J Dent*. 2012;40(2):154–62. doi: 10.1016/j.jdent.2011.12.007.
- Seydler B, Schmitter M. Clinical performance of two different CAD/CAM-fabricated ceramic crowns: 2-Year results. *J Prosthet Dent*. 2015;114(2):212–6. doi: 10.1016/j.prosdent.2015.02.016.
- Skjold A, Schriwer C, Gjerdet NR, Øilo M. Fractographic analysis of 35 clinically fractured bi-layered and monolithic zirconia crowns. *J Dent*. 2022;125. doi: 10.1016/j.jdent.2022.104271.

Solá-Ruiz MF, Leon-Martine R, Labaig-Rueda C, Selva-Otalaorrouchi E, Agustín-Panadero R. Clinical outcomes of veneered zirconia anterior partial fixed dental prostheses: A 12-year prospective clinical trial. *J Prosthet Dent.* 2022;127(6):846–51. doi: 10.1016/j.prosdent.2020.09.046.

Tanaka CB, Ballester RY, De Souza GM, Zhang Y, Meira JBC. Influence of residual thermal stresses on the edge chipping resistance of PFM and veneered zirconia structures: Experimental and FEA study. *Dental Materials.* 2019;35(2):344–55. doi: 10.1016/j.dental.2018.11.034.

Tinschert J, Zwez D, Marx R, Anusavice KJ. Structural reliability of alumina-, feldspar-, leucite-, mica- and zirconia-based ceramics. *J Dent.* 2000;28(7):529–35. doi: 10.1016/S0300-5712(00)00030-0.

Tribst João Paulo Mendes, Dal Piva AM de O, Borges ALS, Bottino MA. Different combinations of CAD/CAM materials on the biomechanical behavior of a two-piece prosthetic solution. *Int J Comput Dent.* 2019;22(2):171–6.

Tribst J P M, Dal Piva AMO, Özcan M, Borges ALS, Bottino MA. Influence of Ceramic Materials on Biomechanical Behavior of Implant Supported Fixed Prosthesis with Hybrid Abutment. *Eur J Prosthodont Restor Dent.* 2019;27(2):76–82. doi: 10.1922/EJPRD_01829Tribst07.

Tsalouchou E, Cattell M, Knowles J, Pittayachawan P, McDonald A. Fatigue and fracture properties of yttria partially stabilized zirconia crown systems. *Dental Materials.* 2008;24(3):308–18. doi: 10.1016/j.dental.2007.05.011.

Velho HC, Dapieve KS, Rocha Pereira GK, Fraga S, Valandro LF, Venturini AB. Accelerated loading frequency does not influence the fatigue behavior of polymer infiltrated ceramic network or lithium disilicate glass-ceramic restorations. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2020;110:103905. doi: 10.1016/j.jmbbm.2020.103905.

Weber KR, Benetti P, Della Bona Á, Corazza PH, Medeiros JA, Lodi E, et al. How does the piston material affect the in vitro mechanical behavior of dental ceramics? *J Prosthet Dent.* 2018;120(5):747–54. doi: 10.1016/j.prosdent.2018.01.025.

Zhang Y, Kelly JR. Dental Ceramics for Restoration and Metal Veneering. *Dent Clin North Am.* 2017;61(4):797–819. doi: 10.1016/J.CDEN.2017.06.005.