



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

**GABRIELA FREITAS RAMOS**

**DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES E PROBABILIDADE DE FALHA  
DE COROAS TOTAIS EM ZIRCÔNIA TRADICIONAL,  
GRADUADA E BIOINSPIRADA**

2018

**GABRIELA FREITAS RAMOS**

**DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES E PROBABILIDADE DE FALHA DE COROAS  
TOTAS EM ZIRCÔNIA TRADICIONAL, GRADUADA E BIOINSPIRADA**

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 DOUTOR, pelo Programa de Pós-Graduação em ODONTOLOGIA RESTAURADORA, Área de Prótese Dentária.

Orientadora: Profa. Dra. Renata Marques de Melo Marinho

São José dos Campos

2018

Instituto de Ciência e Tecnologia [internet]. Normalização de tese e dissertação [acesso em 2018]. 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).

Ramos, Gabriela Freitas

Distribuição de tensões e probabilidade de falha de coroas totais em zircônia tradicional, graduada e bioinspirada / Gabriela Freitas Ramos. - São José dos Campos : [s.n.], 2018.

56 f. : il.

Tese (Doutorado em Odontologia Restauradora) - Pós-Graduação em Odontologia Restauradora - Universidade Estadual Paulista (Unesp), Instituto de Ciência e Tecnologia, São José dos Campos, 2018.

Orientadora: Renata Marques de Melo Marinho.

1. Cerâmica. 2. Bioinspiração. 3. Gradação. I. Marinho, Renata Marques de Melo, orient. II. Universidade Estadual Paulista (Unesp), Instituto de Ciência e Tecnologia, São José dos Campos. III. Universidade Estadual Paulista 'Júlio de Mesquita Filho' - Unesp. IV. Universidade Estadual Paulista (Unesp). V. Título.

## **BANCA EXAMINADORA**

**Dra Renata Marques de Melo Marinho** (Orientadora)

Universidade Estadual Paulista (Unesp)

Instituto de Ciência e Tecnologia

Campus de São José dos Campos

**Prof. Dr. Lafayette Nogueira Junior**

Universidade Estadual Paulista (Unesp)

Instituto de Ciência e Tecnologia

Campus de São José dos Campos

**Prof. Dr. Tarcisio José de Arruda Paes Junior**

Universidade Estadual Paulista (Unesp)

Instituto de Ciência e Tecnologia

Campus de São José dos Campos

**Profa. Dra. Laís Regiane da Silva Concilio**

Universidade de Taubaté (Unitau)

**Dra. Marina da Rosa Kaizer**

New York University (NYU)

São José dos Campos, 08 de junho de 2018.

## DEDICATÓRIA

Gostaria de dedicar minha Tese de Doutorado

À Deus, a força que direciona minha vida e sustenta minha alma. Luz que ilumina minha vida, e me faz acreditar na humanidade, meu TUDO!

À Maria, mãe de Jesus, que se permitiu ser também minha, e tenho certeza que sempre intercedeu por mim junto a DEUS.

Dedico aos meus pais, Donizete e Francisca, que sempre se esforçaram para que eu tivesse o melhor deles. Vocês me deram a vida e me ensinaram a bem vivê-la. Seguraram-me no colo, até mesmo quando eu já não tinha tamanho para isso. E hoje, são os melhores avôs para minha menina. Também ao meu irmão Matheus, que sempre foi meu amigo, me dando força e torcendo por mim.

Dedico ao meu marido, que me deu o melhor presente do mundo, a Júlia. Você é meu companheiro, meu amigo e amor. Mesmo quando não me compreende, está ao meu lado e me dá força.

Dedico especialmente a pessoa que trouxe mais vida aos meus dias, minha filha Júlia. Alguns não conhecem a verdadeira essência de ser mãe que está em cada momento simples que fazemos mágico ao lado deste pequeno ser.

## **AGRADECIMENTOS**

Ao Instituto de Ciência e Tecnologia de São José dos Campos da UNESP, na pessoa do diretor Prof. Tit. Estevão Tomomitsu Kimpara e vice-diretora Professora Rebeca Di Nicolo.

Ao Programa de Pós-graduação em Odontologia Restauradora, na pessoa do coordenador ProfºAlexandre Luiz Souto Borges.

À Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES) pela concessão da bolsa durante o primeiro ano de Doutorado.

À Fundação de Amparo à Pesquisa do estado de São Paulo (FAPESP) pela concessão do Auxílio à Pesquisa que possibilitou a aquisição dos materiais necessários para a realização deste trabalho (Processo FAPESP nº 2016/07920-6), e pela bolsa durante os anos de Doutorado (Processo FAPESP nº 2015/11001-3).

À minha família de sangue Freitas, e de coração, Ramos, por estarem sempre presentes em minha vida.

À minha orientadora Dra. Renata Marques de Melo Marinho pelos ensinamentos e por todos os momentos que me fizeram alguém melhor.

Ao professor Tit. Marco Antonio Bottino por ter me iniciado na pesquisa e por todo apoio, e aos professores do Programa de Pós-graduação que contribuíram de alguma forma para o desenvolvimento acadêmico.

Agradeço aos meus grandes amigos, pessoas que se tornaram muito especiais nesta caminhada. Vocês fizeram os meus dias mais leves, mais cheios de vida e foram fundamentais para que eu me mantivesse firme. Também gostaria de agradecer aos colegas de pós-graduação que sempre me apoiaram.

Aos técnicos Thaís, Márcio, Lilian, Fernandinho, Marcão e à secretaria do Departamento, Juliana por estarem sempre prontos a ajudar. Obrigada pelo apoio e alegria no laboratório.

Ao Carlos Guedes e à Michele, pela eficiência, disponibilidade e atenção que tem conosco, sempre que precisamos de ajuda.

À secretaria da pós-graduação, Bruno, Sandra e Carolina pela competência e dedicação.

A todos os funcionários da UNESP, que de uma forma ou de outro contribuíram para minha estada aqui.

## SUMÁRIO

<b>RESUMO</b> .....	<b>6</b>
<b>ABSTRACT</b> .....	<b>7</b>
<b>1 INTRODUÇÃO</b> .....	<b>8</b>
<b>2 REVISÃO DE LITERATURA</b> .....	<b>10</b>
<b>2.1 Alternativas para melhorar o desempenho de restaurações totalmente cerâmicas a base de zircônia</b> .....	<b>10</b>
<b>2.1.1 Bioinspiração: Simulação funcional da estrutura dentária</b> .....	<b>12</b>
<b>2.1.2 Infiltração da zircônia</b> .....	<b>13</b>
<b>2.2 Ensaio de fadiga e análise de Weibull</b> .....	<b>15</b>
<b>3 PROPOSIÇÃO</b> .....	<b>17</b>
<b>4 MATERIAL E MÉTODOS</b> .....	<b>18</b>
<b>4.1 Delineamento experimental</b> .....	<b>18</b>
<b>4.2 Confecção dos espécimes</b> .....	<b>18</b>
<b>4.3 Tratamento de superfície interna da restauração e cimentação</b> .....	<b>27</b>
<b>4.4 Ensaio de Fadiga</b> .....	<b>29</b>
<b>4.5 Análise de Probabilidade de falha</b> .....	<b>30</b>
<b>4.6 Análise de Elementos Finitos</b> .....	<b>31</b>
<b>5 RESULTADO</b> .....	<b>36</b>
<b>5.1 Análise de Probabilidade de Falha (Weibull)</b> .....	<b>36</b>
<b>5.2 Análise fractográfica</b> .....	<b>40</b>
<b>5.3 Análise de Elementos Finitos</b> .....	<b>42</b>
<b>6 DISCUSSÃO</b> .....	<b>47</b>
<b>7 CONCLUSÃO</b> .....	<b>51</b>
<b>REFERÊNCIAS</b> .....	<b>52</b>

Ramos GF. Distribuição de tensões e probabilidade de falha de coroas totais em zircônia tradicional, graduada e bioinspirada [tese]. São José dos Campos (SP): Universidade Estadual Paulista (Unesp), Instituto de Ciência e Tecnologia; 2018.

## RESUMO

O objetivo foi avaliar a probabilidade de falha de coroas de zircônia-porcelana com e sem infiltração de sílica (gradação) da zircônia, em disposição tradicional, graduada e bioinspirada, através da análise de Weibull e de elementos finitos pelo critério de Tensão Máxima Principal. Foram utilizados cem preparos anatômicos de primeiro molar superior (26) confeccionados em resina epóxi- Nema G10, que foram divididos em quatro grupos: Tradicional: infraestrutura em zircônia (Zircônia Convencional-Incoris ZI, Sirona, Brasil) e cobertura de porcelana (Cerâmica Feldspática-Cerec Blocs); Graduada: infraestrutura em zircônia infiltrada por sílica e cobertura de porcelana; Bioinspirada: infraestrutura em porcelana e cobertura com zircônia (Zircônia translúcida-Incoris TZI, Sirona, Brasil); e Bioinspirada Graduada: infraestrutura em porcelana e cobertura com zircônia infiltrada por sílica. A porção mais externa de todas as coroas foi revestida com uma camada glaze. A carga para fadiga deslizante foi de 100 N. Então os espécimes foram ciclados mecanicamente em um simulador de ciclos mastigatórios no qual uma ponta aplicadora fez  $2.10^6$  ciclos a uma frequência de 4 Hz. A cada 500.000 ciclos as coroas foram avaliadas quanto à presença de falhas (trincas, lascamentos ou descolamento entre porcelana e zircônia, fraturas catastróficas), em estereomicroscópio. Os tipos de falhas predominantes para as coroas Tradicional e Graduada foram delaminação e trincas, respectivamente. Os parâmetros de Weibull (beta e eta), com intervalo de confiança bilateral de 95% foram respectivamente: Tradicional - 1,29 e  $0,23 \text{ E}+07$  ciclos; Graduada - 1,95 e  $0,23 \text{ E}+07$  ciclos; Bioinspirada - 1,00 e  $1,67 \text{ E}+07$  ciclos e Bioinspirada graduada - 1,00  $1,67 \text{ E}+07$  ciclos. As coroas Tradicionais e Graduadas apresentaram maior susceptibilidade à falha por fadiga e as Bioinspiradas e Bioinspiradas graduadas não demonstraram susceptibilidade à fadiga. Ainda, através da Análise de elementos finitos, pôde-se verificar que as coroas bioinspiradas e bioinspiradas graduadas apresentaram a melhor distribuição de tensões tanto sobre a coroa quanto para a estrutura dentária. As diferentes configurações de restauração apresentaram diferentes probabilidades de falha após o ensaio de fadiga deslizante, sendo que as coroas Bioinspirada e Bioinspirada Graduada apresentam a menor probabilidade de falha e melhor distribuição de tensões, podendo ser consideradas restaurações mais duradouras em longo prazo.

Palavras-chave: Cerâmica. Bioinspiração. Gradação.



Ramos GF. *Stress distribution and failure probability of all ceramic crowns in traditional, graded and bioinspired zirconia [doctorate thesis]. São José dos Campos (SP): São Paulo State University (Unesp), Institute of Science and Technology; 2018.*

## **ABSTRACT**

*The objective was to evaluate the failure probability of zirconia-porcelain crowns with and without silica infiltration (graded material) of the zirconia, using traditional, graded and bio-inspired design, through Weibull and finite element analysis by maximum principal stress. One hundred anatomical preparations of first upper molar were made of epoxy resin Nema G10 and divided into four groups: Traditional-zirconia (Conventional zirconia -Incoris ZI, Sirona, Brazil) and porcelain cover (Feldspathic ceramic-Cerec Blocks); Graded- infrastructure in zirconia silica infiltrated and porcelain cover; Bioinspired- porcelain infrastructure and zirconia cover (Trasnlucet zirconia-Incoris TZI, Sirona, Brazil); and Graded Bioinspired- porcelain infrastructure and zirconia infiltrated by silica cover. The outermost portion of all crowns was coated with a glaze layer. The load for sliding fatigue was 100 N. Then the specimens were mechanically cycled in a masticatory cycle simulator for  $2 \times 10^6$  cycles at 4 Hz of frequency. Every 500k cycles the crowns were evaluated in stereomicroscope for failures presence (cracks, chipping or detachment between porcelain and zirconia, or catastrophic fractures). The predominant failure types for the Traditional and Graded crowns were delamination and cracking, respectively. The Weibull parameters (beta and eta) with 95% bilateral confidence interval were respectively: Traditional - 1.29 and  $0.23 \text{ E} + 07$  cycles; Graded - 1.95 and  $0.23 \text{ E} + 07$  cycles; Bioinspired - 1,00 and  $1,67 \text{ E} + 07$  cycles and Graded Bioinspired - 1,00  $1,67 \text{ E} + 07$  cycles. The Traditional and Graded crowns presented greater susceptibility to failure due to fatigue and the Bioinspired and Graded Bioinspired crowns showed no susceptibility to fatigue. Also, through the finite elements analysis, it was verified that the Bioinspired and Graded Bioinspired crowns presented the best stress distribution on both crown and dental structure. The different restoration configurations presented different failure probabilities after the sliding fatigue test. Bioinspired and Graded Bioinspired crowns had the lowest failure probability and better stress distribution, which may be considered lasting restorations in the long term.*

**Keywords:** *Ceramics. Bioinspiration. Graded materials.*

## 1 INTRODUÇÃO

As restaurações totalmente cerâmicas são muito utilizadas por garantirem estética favorável em relação aos metais e desempenho mecânico satisfatório em longo prazo. Dentre os materiais cerâmicos destaca-se a zircônia que apresenta excelentes propriedades mecânicas, boa estabilidade química e dimensional e, principalmente, mecanismo de aumento da tenacidade à fratura (Piconi, Maccauro, 1999). Porém, as zircônias convencionais apresentam estética insatisfatória e necessitam de uma cerâmica vítrea que mimetize as características ópticas do dente natural. Para tanto é utilizada a porcelana de revestimento que apresenta excelente translucidez.

As restaurações de Zircônia/ Porcelana apresentam deficiências que podem levá-las ao fracasso precocemente. Isso porque restaurações totalmente cerâmicas são susceptíveis a falha quando submetidas à fadiga (Rekow, Thompson, 2007). Tais falhas acontecem por lascamento, delaminação ou até mesmo por fratura catastrófica da coroa como relatado em alguns estudos (Sailer et al., 2007; Crisp et al., 2008; Swain, 2009; Al-Amleh et al., 2010; Christensen, Ploeger, 2010), que podem ser explicadas pela incompatibilidade térmica dos materiais (Benetti et al., 2014), limitações da técnica de processamento do material (Lima et al., 2013), ou até mesmo pelo suporte inadequado da porcelana (Corazza et al., 2013).

Para melhorar o desempenho das restaurações, são realizados procedimentos laboratoriais como resfriamento lento (Benetti et al., 2014), utilização de *liners* entre os materiais (Kirmali et al., 2013) e/ ou modificações no preparo, no desenho ou na geometria da coroa (Silva et al., 2011; Sung et al., 2014). Estudos laboratoriais têm mostrado que a configuração geométrica bioinspirada, baseada na junção esmalte-dentina (JED), com material de maior módulo elástico na superfície externa e módulos gradualmente menores nas camadas internas, também pode distribuir melhor as tensões entre os materiais (Niu et al., 2009; Du et al., 2013). Dessa forma, por serem mais resistentes ao dano (Madfa, Yue, 2016), os materiais graduados podem impedir as trincas nas cerâmicas causadas pelo contato oclusal (Kelly, 1997).

Zhang e Kim (2010), utilizando a zircônia infiltrada, obtida com a técnica de

aplicação de uma pasta (pó+água) de vidro na superfície da zircônia pré sinterizada, observaram melhora na distribuição de tensões, e afirmaram que a união aos cimentos resinosos e à proteção contra a degradação por corrosão são as principais vantagens da infiltração com vidro. Ainda, segundo os autores, os lascamentos podem ser minimizados devido à união mais efetiva entre a porcelana e a zircônia. O filme intermediário de vidro funciona como camada “graduada”, que diminui a mudança brusca dos coeficientes de expansão térmica e módulos elásticos, e melhora a distribuição de tensões entre a camada de zircônia e porcelana (Zhang, Kim, 2010; Zhang et al., 2012; Mandani et al., 2016).

Da mesma, a infiltração de sílica na zircônia, sugerida por Campos et al. (2016) , cria uma camada de transição de módulos elásticos entre a porcelana e a zircônia, aumenta homogeneidade estrutural sem reduzir a resistência do material e mantém o mecanismo de tenacificação da zircônia. Nesta técnica, a infiltração de sílica é feita de forma simples, com baixo custo pelo método conhecido como sol-gel. Esse método consiste na síntese de materiais por via química com hidrólise e condensação de sóis, formando um gel que serve como precursor cerâmico. O gel pode ser secado em temperatura não muito alta e ser infiltrado nas porosidades de outra cerâmica (Miyamoto et al., 1999). A etapa única de sinterização em alta temperatura é uma vantagem desse método sobre outros citados na literatura (Zhang, Ma, 2009; Aboushelib, 2011).

Para avaliar o desempenho de diferentes desenhos de restauração é importante realizar análise por elementos finitos, uma vez que o teste físico pode ser comprometido por fatores como o ambiente e temperatura. Pode-se ainda compreender melhor a tendência da distribuição das tensões sobre as coroas, e assim esclarecer os achados da análise fractográfica (Benetti, 2011).

Assim, o presente estudo verificou se a modificação do desenho da coroa (bioinspiração) e infiltração com vidro da zircônia poderia impedir ou minimizar a ocorrência de falhas e aumentar a sobrevida da restauração sob fadiga, além de contribuir para melhor distribuição de tensões na coroa.

## 2 REVISÃO DE LITERATURA

### 2.1 Alternativas para melhorar o desempenho de restaurações totalmente cerâmicas a base de zircônia

A reabilitação prótica é objeto estudo por pesquisadores, uma vez que o mercado disponibiliza muitos materiais que prometem restabelecer a condição bucal, tanto esteticamente quanto fisiologicamente. Nesse sentido, restaurações totalmente cerâmicas são amplamente utilizadas, pois permitem estética satisfatória e alta resistência. Como infraestrutura dessas restaurações, é utilizada a zircônia que apresenta características mecânicas superiores a outras cerâmicas, além do mecanismo de aumento a tenacidade à fratura (Piconi, Maccauro, 1999).

A zircônia é encontrada na natureza em três arranjos cristalinos: Monoclínica (até 1170°C), Tetragonal (de 1170°C até 2370°C) e Cúbica (Acima de 2370°C), porém, como a fase monoclínica é considerada mais instável e sujeita a degradação em meio bucal, são utilizados óxidos como MgO, CaO ou Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub> para estabilizar os grãos de zircônia na temperatura ambiente em tetragonais, sendo mais comum o uso de Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub> (Itria). Essa estabilização permite que no momento do início da trinca no material sob tensão de tração, os grãos de zircônia tetragonais se transformem em monoclínico, resultando no aumento de volume de aproximadamente 3%, o que impede ou dificulta sua propagação pela restauração (Garvie, Nicholson, 1972; Denry, Kelly, 2008).

Apesar do bom desempenho mecânico, a zircônia convencional não apresenta estética adequada e necessita de recobrimento com uma cerâmica que possua propriedades ópticas semelhantes às do dente humano (Conrad et al., 2007). Para isso é utilizada a cerâmica feldspática com boa translucidez, mimetizando o dente e garantindo boa estética.

Esse sistema cerâmico é bastante estudado por pesquisadores já que é considerado por estes, falho, uma vez que a porcentagem de fraturas de porcelana é alta quando comparada às fraturas da porcelana observada para restaurações metalo-cerâmicas (Sailer et al., 2007; Crisp et al., 2008; Swain, 2009; Al-Amleh et al., 2010; Christensen, Ploeger, 2010). Os insucessos dessas restaurações podem

ser atribuídos a fatores como: menor módulo de elasticidade e tenacidade à fratura da porcelana (Quinn et al., 2010), espessura de camadas de porcelana não homogêneas (Swain, 2009; Lima et al., 2013), incompatibilidade térmica devido a diferença dos coeficientes térmicos de expansão da zircônia e porcelana, que gera tensões na interface e aumentam as falhas por lascamento e delaminação da porcelana (Benetti et al., 2014; Lima et al., 2013), falhas no processamento do material ou da restauração, com inclusão de defeitos que os tornam frágeis e susceptíveis a fratura (Lima et al., 2013; Scherrer et al., 1999), baixo molhamento da porcelana sobre a zircônia (Fischer et al., 2009; Tholey et al., 2009) e desenhos ou geometrias de restaurações inadequadas que deixam a porcelana sem suporte, aumentando a chance de fratura (Ramos GF et al., 2015; Corazza et al., 2013; Silva et al., 2011).

Para melhorar o desempenho da restauração são utilizadas algumas técnicas, dentre elas o resfriamento lento (Benetti et al., 2014; Al-Amleh et al., 2010; Lima et al., 2013), modificação do desenho ou da geometria do preparo (Ramos GF, 2015; Corazza et al., 2013; Silva et al., 2011) e controle da espessura do material de cobertura (Lima et al., 2013; De Jager et al., 2005) .

Benetti et al. (2014), mostraram que utilizando o protocolo de resfriamento lento há diminuição no gradiente térmico que resulta em menor tensão residual, assim como encontrado por Lima et al. (2013). Lima et al. (2013), também mostrou que quanto menor a espessura da porcelana, menor a incorporação de bolha e conseqüentemente redução no número de falhas destas restaurações.

Além dessas alternativas, a utilização de um desenho ou geometria que proporcione melhor suporte para porcelana pode gerar aumento significativo na sobrevivência de restaurações totalmente cerâmicas. Ramos GF et al. (2015) avaliando a probabilidade de falha de coroas de zircônia recobertas total ou parcialmente com cerâmica de cobertura e/ou *glaze*, com análise de Weibull, concluíram que a geometria da coroa influencia na probabilidade de falha e conseqüentemente na sobrevivência das restaurações, concordando com o estudo de Silva et al. em 2011. Outro estudo (Anami et al., 2015), mostrou que a modificação da geometria ou do desenho da restauração pode influenciar também na distribuição de tensão nas restaurações, uma vez que reduz a concentração de tensão na interface da infraestrutura e cobertura (Zircônia/ Feldspática).

Apesar das técnicas aumentarem o desempenho das restaurações, ainda não se vê em coroas totalmente cerâmicas, união tão satisfatória como encontrada pela junção amelodentinária, região dental em que a concentração de tensão é reduzida e interconecta o esmalte e a dentina, e por isso pesquisadores têm buscado técnicas que permitam reproduzir o comportamento dentário para este tipo de restauração (Niu et al., 2009; Du et al., 2013; Cui, Sun, 2014; Denry, Kelly, 2014; Madfa, Yue, 2016)

### **2.1.1 Bioinspiração: Simulação funcional da estrutura dentária**

Recentemente, o conceito de restauração bioinspirada funcionalmente graduada tem sido estudado a fim de reduzir a concentração de tensão e, conseqüentemente, diminuir as falhas clínicas (Cui, Sun, 2014).

Marshall GW Jr (2001) descobriu que o módulo elástico da junção amelodentinária apresentava mudança linear do esmalte para dentina, e esta zona foi chamada de zona graduada. Em 2003, Marshall SJ et al. verificaram que a utilização da junção amelodentinária, como modelo biomimético para interfaces, poderia inspirar a união de materiais diferentes.

White et al. (2005), mostraram que a junção amelodentinária não sofre delaminação interfacial catastrófica, pois distribui o dano para uma zona maior, confirmando o estudo de Tyldesly (1959), que havia mostrado que é muito difícil iniciar e propagar trincas nessa região.

A reprodução dessa camada proporcionaria melhor comportamento mecânico das restaurações totalmente cerâmicas, e conseqüentemente, aumentaria a sua longevidade, uma vez que materiais graduados são mais resistentes ao dano que estruturas convencionais (Madfa, Yue, 2016).

Denry e Kelly (2014) estudaram os materiais cerâmicos e os problemas para odontologia e para as aplicações biomédicas da zircônia monolítica e mostraram que com a evolução das cerâmicas odontológicas, é possível melhorar a qualidade das restaurações, além de aumentar as chances de reprodução da estrutura dentária.

Essa reprodução já teria sido pensada por Huang et al. (2007) que

consideraram o uso de estruturas bioinspiradas, por essa configuração ser mais resistente à nucleação da trinca sub-superficial. Além disso, mostraram que, ao contrário das restaurações convencionais, a bioinspiração pode reduzir a tensão nas estruturas, aumentar a carga crítica para fratura e a durabilidade das restaurações.

Niu et al. em 2009, concordando com estudo de Huang et al. (2007), mostraram em seu estudo que nas restaurações bioinspiradas a carga crítica para fratura é aumentada. Du et al. em 2013, também mostraram, através de análise de elementos finitos, que quando se utiliza uma geometria bioinspirada com material de maior módulo por fora, e a medida que se aprofunda para as camadas internas, este módulo vai diminuindo, há redução nas tensões na superfície da zircônia.

A partir dos estudos mostrados, pode se afirmar que a construção de uma restauração com configuração semelhante a da estrutura dentária poderia melhorar o comportamento desta em função.

### **2.1.2 Infiltração da zircônia**

Técnicas para melhorar o desempenho de restaurações livres de metais têm sido utilizadas, uma vez que a união entre a zircônia e a cerâmica feldspática não é satisfatória, como mostrado por estudos clínicos (Sailer et al., 2007; Crisp et al., 2008; Swain, 2009; Al-Amleh et al., 2010; Christensen, Ploeger, 2010) e por isso pesquisadores tentam buscar alternativas para melhorar essa adesão.

O conceito de configuração geométrica bioinspirada, baseada na junção esmalte-dentina (JED), na qual se tem um material de maior módulo na superfície externa e este módulo vai decrescendo nas camadas internas, tem levado muitos autores a se aprofundarem neste assunto (Huang et al., 2007; Niu et al., 2009; Du et al., 2013; Denry, Kelly, 2014).

A formação de camada graduada entre materiais cerâmicos para restaurações multilaminadas pode proporcionar diminuição significativa na tensão da coroa, assim como melhorar as suas propriedades mecânicas, tornando-as menos susceptível à fratura (Huang et al., 2007). Costa et al. (2015), mostraram que a estrutura graduada (em camadas) pode melhorar a tenacidade da estrutura do

material cerâmico promovendo efeitos que dificultam ou impedem o fenômeno do crescimento sub-crítico da trinca entre as camadas.

As estruturas graduais podem ser criadas através da infiltração do vidro, e exibem capacidade de carga significativamente maior do que a zircônia homogênea (Zhang, Ma, 2009), melhorando a resistência ao dano por contato deslizante, além de tornar a superfície da zircônia condicionável (Campos et al., 2016). Zhang e Ma em 2009 mostraram que a utilização de zircônia infiltrada pode aumentar a capacidade das restaurações de suportar as cargas mastigatórias independentemente da espessura de zircônia utilizada.

Zhang e Kim em 2010 estudaram o desenvolvimento de um sistema de restauração graduado, utilizando-se da aplicação de uma pasta (pó+água) de vidro sobre a zircônia pré sinterizada. Após algumas mensurações e teste de flexão, concluíram que é possível fazer uso da infiltração de vidro associada à densificação da cerâmica, sendo que este material graduado pode prover melhor resistência a danos sob flexão, melhores resultados estéticos e, melhor adesão entre a zircônia e a cerâmica de cobertura, e também melhor adesão aos cimentos.

Em um estudo de fadiga com contato deslizante, Ren et al. (2011) mostraram que a utilização dessa infiltração de vidro na zircônia é essencial para evitar desgaste excessivo na dentição oposta, e para proteger da degradação hidrotérmica da Y-TZP. Além do que a zircônia infiltrada exibe comportamento semelhante ao da zircônia monolítica em relação à resistência a fadiga.

Liu et al. (2015), avaliaram a adesão e as propriedades físicas da zircônia infiltrada com cobertura de porcelana, e mostraram que existe forte adesão entre a zircônia infiltrada e a porcelana de revestimento. Além disso, a infiltração de sílica (gradação da cerâmica) pode aumentar a homogeneidade estrutural do material a ser infiltrado e melhorar a sua adesão com o cimento resinoso (Campos et al., 2016).

A gradação do material para confecção da restauração pode ainda apresentar melhor distribuição de tensões residuais térmicas, simultaneamente na estrutura e na interface, e conseqüentemente levar à redução nas falhas das restaurações (Henriques et al., 2017).

Com base nos estudos anteriores, pode-se concluir que a utilização da zircônia infiltrada pode prover excelentes propriedades mecânicas como maior



resistência ao dano, melhor estética, melhor união com o cimento resinoso, além de tornar o material mais homogêneo estruturalmente, o que contribui para melhor comportamento das restaurações em longo prazo (Villefort et al., 2017).

## 2.2 Ensaio de fadiga e análise de Weibull

Sabendo que a partir de um defeito estrutural pré-existente associado a uma força repetitiva (Zhang et al., 2013), principalmente em contato oclusal, pode haver formação de trincas ou até mesmo a fratura do material (Kelly, 1997; Sailer et al., 2009), estudos laboratoriais devem se basear em ensaios que simulem a condição bucal para se conhecer o comportamento das restaurações em longo prazo.

Ensaio de fadiga podem simular essa condição (Nelson, 1990), pois fragilizam essas restaurações, causando mudanças estruturais permanentes. Além disso, os materiais cerâmicos podem apresentar o fenômeno do crescimento lento de trincas (Gonzaga et al., 2011; Ramos NdeC et al., 2016), e através de alguns parâmetros é possível analisar a susceptibilidade do material ao fenômeno de corrosão sob tensão. Esse fenômeno pode acontecer em diferentes tipos de fadiga, como por exemplo, fadiga estática, dinâmica ou cíclica (Bonfante, Coelho, 2016).

A fadiga estática é uma fadiga simples em que a amostra é testada por compressão até a falha (Bonfante, Coelho, 2016). A fadiga dinâmica é realizada com aplicação de diferentes cargas e mostra a susceptibilidade do material cerâmico a corrosão sob tensão (Ramos NdeC et al., 2016), já a fadiga cíclica pode mostrar a vida em fadiga, ou seja, o número de ciclos que a amostra pode resistir, antes da falha (Llobell et al., 1992), porém necessita de número elevado de amostras.

O limite à fadiga é considerado o valor da tensão em que o material ou a restauração poderá sobreviver em determinado período de tempo (ciclos). Esse limite é medido pelo método de escada (stair-case) (Amaral et al., 2016, 2017).

Os testes de vida acelerados, como o *step-stress*, extrapolam as condições clínicas, pois utilizam vários perfis de tensão para se obter falhas com diferentes incrementos de carga (diminuindo assim os intervalos de confiança), a fim de estimar o tempo de vida dos materiais (Borba et al., 2013). Borba et al. (2013)

estimou a confiabilidade de uma cerâmica à base de alumina utilizando o método step-stress e concluíram que o perfil de envelhecimento determinado pela análise foi efetivo para reduzir a resistência da cerâmica.

Através dos ensaios de fadiga é possível analisar os dados de vida até a falha. Essa análise pode ser determinada pela distribuição de Weibull no qual a partir dos parâmetros beta e eta é evidenciado o modo de falha (" $\beta < 1$ " sugere falha precoce ou grosseira do material, " $\beta = 1$ ", falhas aleatórias que não variam com o tempo, " $\beta > 1$ " sugere falhas por fadiga) e eta indica vida característica das coroas (onde 63,2% das falhas irão ocorrer), respectivamente (Nelson, 1990; Ramos GF et al., 2015) ou Kaplan-Meier (Kaplan, Meier, 1958). Na análise de Weibull, especificamente, é realizada a análise de dados de vida que pode ser completa, quando se sabe o momento exato em que aconteceu a falha ou censurada, quando apresenta espécimes sobreviventes após o término do teste (Ramos GF et al., 2015).

### 3 PROPOSIÇÃO

O objetivo foi avaliar a probabilidade de falha de coroas de zircônia-porcelana com estrutura tradicional, graduada, bioinspirada ou bioinspirada graduada sob fadiga através da análise de Weibull e a distribuição de tensões nas coroas através da análise de elementos finitos pelo critério da análise de Tensão Máxima Principal.

Os objetivos específicos (hipóteses) foram:

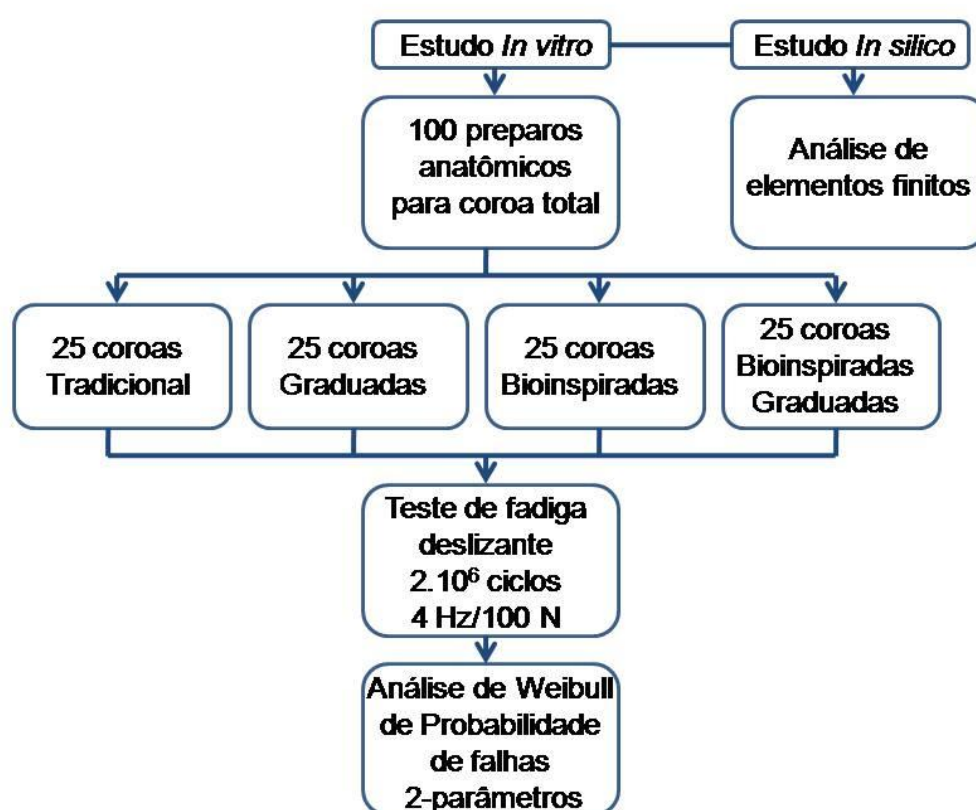
H0: Não haverá diferenças na probabilidade de falha das diferentes configurações de restauração;

H1: As coroas Bioinspiradas e Bioinspiradas Graduadas apresentarão a menor probabilidade de falha após a fadiga e melhor distribuição de tensões em comparação as coroas tradicionais e graduadas.

## 4 MATERIAL E MÉTODOS

### 4.1 Delineamento experimental

Figura 1 – Fluxograma para delineamento experimental do presente estudo



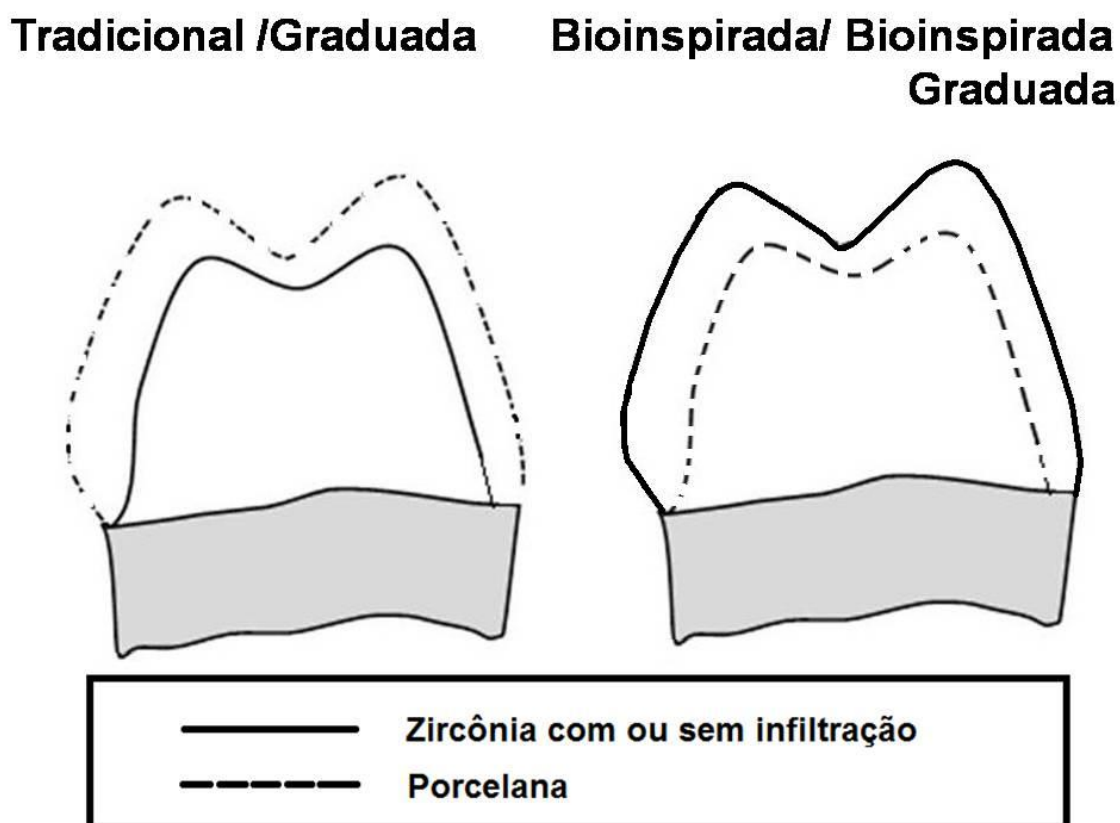
Fonte: Elaborada pelo autor.

### 4.2 Confeção dos espécimes

Em um centro de usinagem, foram confeccionados 100 preparos anatômicos padronizados (desenhados em ferramenta de CAD- Rhynoceros) em resina epóxi Nema G10, de acordo com a anatomia de primeiro molar superior (altura: 5 mm em

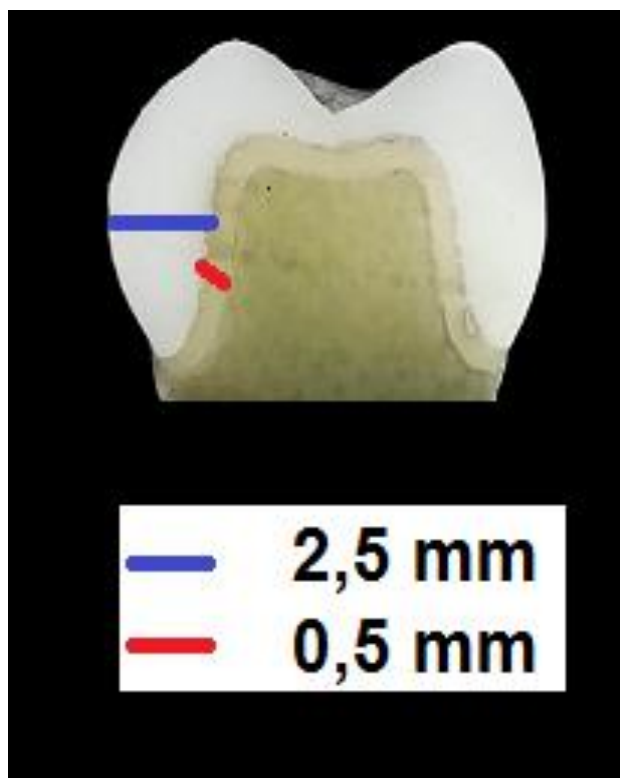
relação ao término do preparo; Largura do término: 1,5 mm, ângulo de convergência de 6°), os quais foram incluídos em poliuretano 2 mm abaixo do término cervical do preparo com ajuda de um delineador, a fim de posicionar o longo eixo do dente perpendicular ao plano horizontal. Os preparos anatômicos foram aleatorizados e divididos em: Tradicional: infraestrutura em zircônia (zircônia convencional - Incoris ZI- 40 x 19x 15 mm; Sirona Brasil) e cobertura de porcelana (Cerâmica feldspática - Cerec Blocs, Sirona Brasil), Graduada: infraestrutura em zircônia Infiltrada por sílica e cobertura de porcelana; Bioinspirada: Infraestrutura em porcelana e cobertura com zircônia (Zircônia translúcida - Incoris TZI- 40 x 19 x 15 mm) (Sirona Brasil); e Bioinspirada graduada: Infraestrutura em porcelana e cobertura com zircônia infiltrada por sílica (Figura 2). Todas as estruturas apresentaram 0,5 mm de espessura para o *coping* e 2,5 mm de espessura na maior porção da cerâmica de cobertura (Figura 3).

Figura 2 – Esquematização dos grupos utilizados



Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 3 – Espessura das estruturas das coroas



Fonte: Elaborada pelo autor.

Depois de realizados os preparos, estes foram moldados com a técnica de dupla mistura com silicone de adição (massa densa- Elite H-D+ Putty Soft, Rovigo Italia; massa leve Elite H-D+ Light BodyFast, RovigoItalia). A base e o catalisador da massa densa e fluida foram preparados nas proporções indicadas pelo fabricante, o material foi levado em um dispositivo e, concomitantemente, o material leve foi misturado e colocado sobre o preparo por 5 minutos. Após 1 hora, foi aplicado sobre o molde um redutor de tensão superficial (Surfacer, Polidental Ind. E Com. Ltda) que foi removido depois de 20 minutos (Figura 4A).

O modelo foi obtido com gesso tipo IV contendo em sua composição dióxido de titânio (CAM-base, Dentona AG, Alemanha), para captura óptica do preparo em scanner (inEos Blue, Sirona Dental Systems, Bensheim, Alemanha). A proporção seguida foi de 100 g de pó que foram aglutinados a 20 mL de água, e espatulados manualmente durante 1 minuto. Com auxílio de um pincel fino, o gesso foi levado ao molde em pequenas quantidades até o total preenchimento. O gesso foi aplicado no

molde sob vibração para evitar incorporação de bolhas. O modelo obtido foi removido do molde após 45 minutos (Figura 4B).

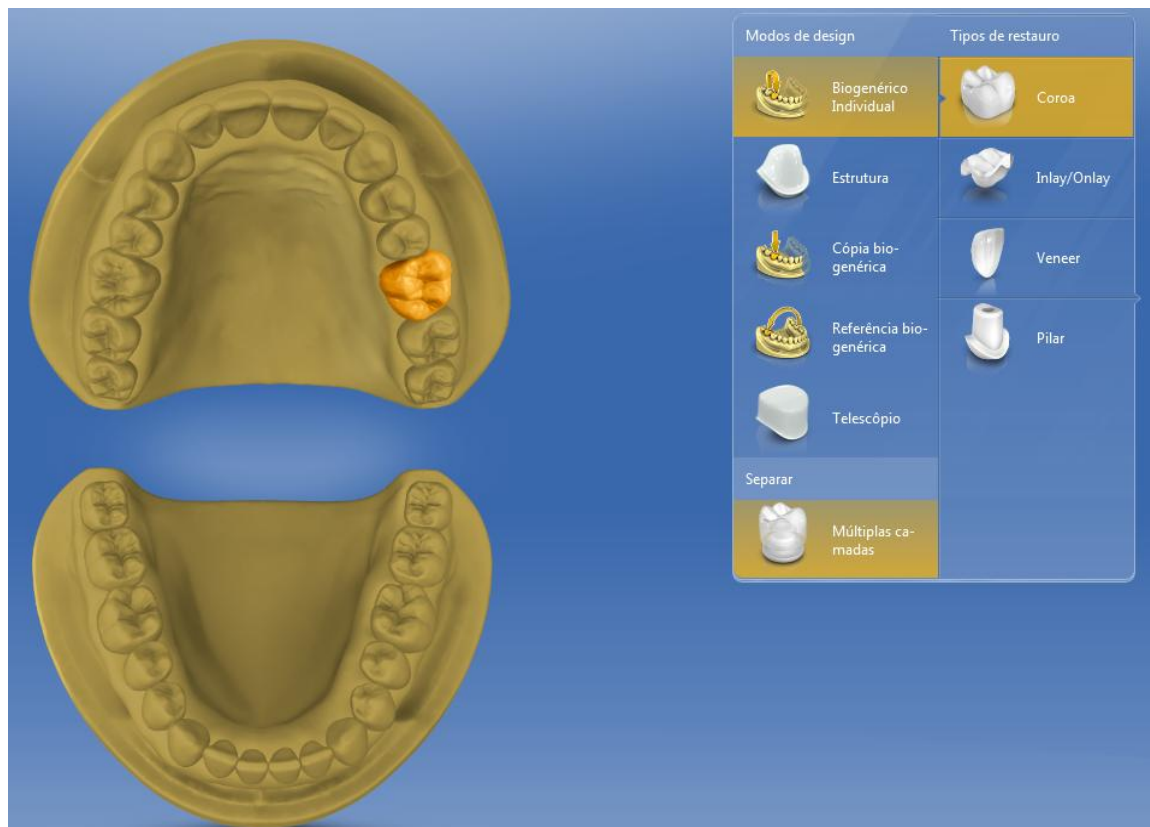
Figura 4 – Moldagem do troquel de G10



Legenda: (A) Molde e; (B) Modelo para escaneamento.  
Fonte: Elaborada pelo autor.

No programa Cerec InLab foi escolhida o tipo de restauração (Figura 5) e então, os preparos foram recobertos com um contraste azul jateando-se o CerecOptiSpray (Sirona Dental Systems, Bensheim, Alemanha) para torná-los sensíveis à leitura com a luz azul do scanner óptico e posicionados em um modelo de arcada superior para padronizar as distâncias mesio-distal, vestibulo-lingual e ocluso-cervical (Figura 6).

Figura 5 - Escolha do tipo de restauração utilizando a técnica de união com conector vitrocerâmico, em que as duas estruturas são desenhadas ao mesmo tempo



Fonte: Obtida através do software 4.0 do sistema Cerec InLab.

Figura 6 - Troquel posicionado no modelo de arcada superior

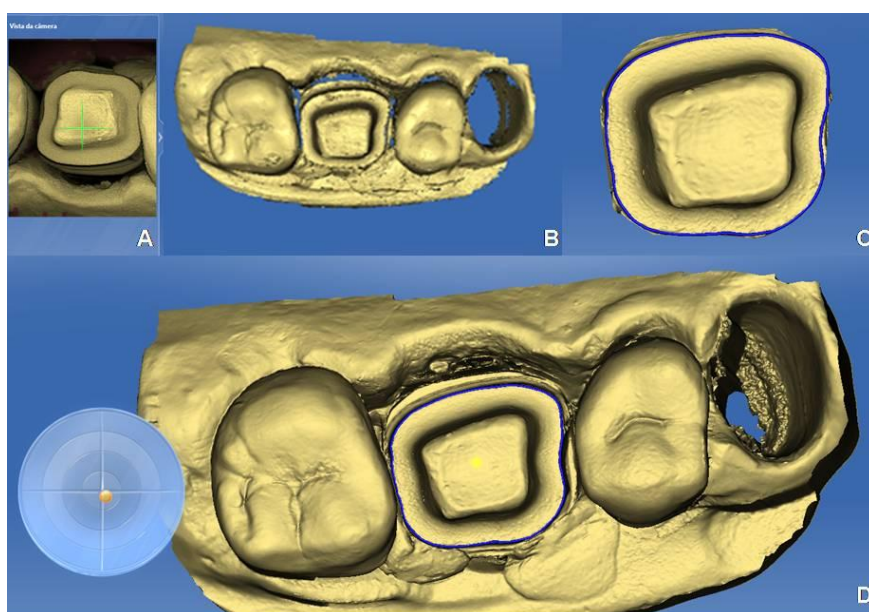


Fonte: Elaborada pelo autor.



Após o escaneamento (Figura 7A), foi realizado o delineamento do término do preparo (Figura 7B) e definição do eixo de inserção da restauração (Figura 7C) no computador e as estruturas foram confeccionadas, de acordo com o tipo de coroa a ser desenhada com alívio interno de 70  $\mu\text{m}$  para coroa de primeiro molar superior (Dente 26) (Figura 8), e então as estruturas foram enviadas para unidade fresadora.

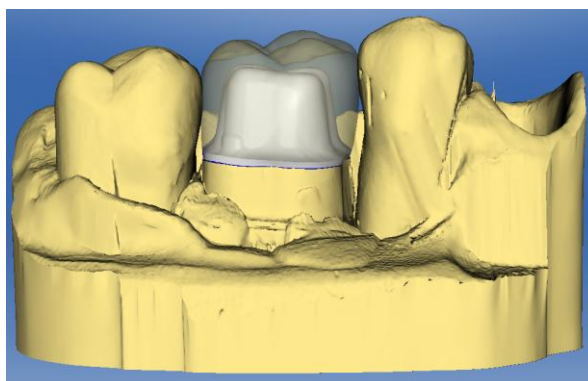
Figura 7 - Passos para confecção do desenho no sistema CAD/CAM



Legenda: (a) Escaneamento do troquel, (b) Delimitação do término cervical do preparo e (c) Definição do eixo de inserção da coroa.

Fonte: Obtida através do software 4.0 do sistema Cerec InLab.

Figura 8 – Desenho final padrão para as coroas do estudo na unidade CAD



Fonte: Obtida através do software 4.0 do sistema Cerec InLab.

Para usinagem das infraestruturas Tradicional e Graduada, foi posicionado o bloco cerâmico pré-sinterizado Incoris- ZI (40 x 19 x 15 mm) e para as coberturas foi posicionado o bloco cerâmico de Cerec blocs (C14). Cada bloco foi colocado na unidade fresadora e fixado em posição com uma chave, de forma que permaneceu firme durante toda usinagem. Para usinagem das infraestruturas Bioinspirada e Bioinspirada Graduada, foi posicionado o bloco cerâmico Cerec blocs (C14) e para as coberturas foi posicionado o bloco cerâmico pré-sinterizado Incoris- TZI- 40 (40 x 19 x 15 mm) na unidade fresadora e fixado em posição com uma chave, de forma que permaneceu firme durante toda usinagem.

Para realização da usinagem, foram utilizadas duas pontas cilíndricas, uma de 1,6 mm de diâmetro que foi montada no braço esquerdo da fresadora para usinagem da superfície externa das estruturas e uma com 1,2 mm de diâmetro, no braço direito, para superfície interna, as quais foram substituídas a cada 20 blocos fresados. As estruturas de zircônia foram fresadas com 20% de aumento das dimensões finais, a fim de compensar a contração de sinterização

As infraestruturas da coroa Tradicional e as coberturas da Bioinspirada foram então sinterizadas no forno Sirona in Fire HTC de acordo com ciclo de sinterização recomendada pelo fabricante (Quadro 1).

Quadro 1 - Ciclo de sinterização da zircônia no forno Sirona in Fire HTC

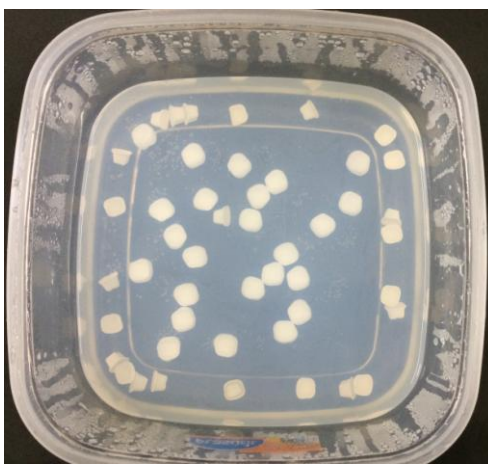
Temperatura inicial (°C)	Taxa de Aquecimento (°C/min)	Temperatura de queima (°C)	Tempo de queima (min)
800	15	1510	120

Fonte: Obtido através do programa do forno.

Antes da sinterização das infraestruturas Graduadas e coberturas Bioinspiradas Graduadas, foi realizada a infiltração da sílica por meio do ácido silícico (sol de sílica) através da passagem de metassilicato de sódio ( $\text{Na}_2\text{SiO}_3 \cdot 5\text{H}_2\text{O}$ ) em solução aquosa (10% m/m) em uma resina de troca iônica (IR120 – Rohm and. Haas). As coroas de zircônia ficaram cinco dias na solução

(Figura 9). Após esse tempo, os copings e coroas de zircônia foram retirados da solução e colocados em uma estufa a 100°C por dois dias. Depois que ocorrer a secagem as amostras foram sinterizadas na temperatura indicada pelo fabricante (Quadro 1).

Figura 9 – Copings e coroas na solução de ácido silícico por 5 dias



Fonte: Elaborada pelo autor.

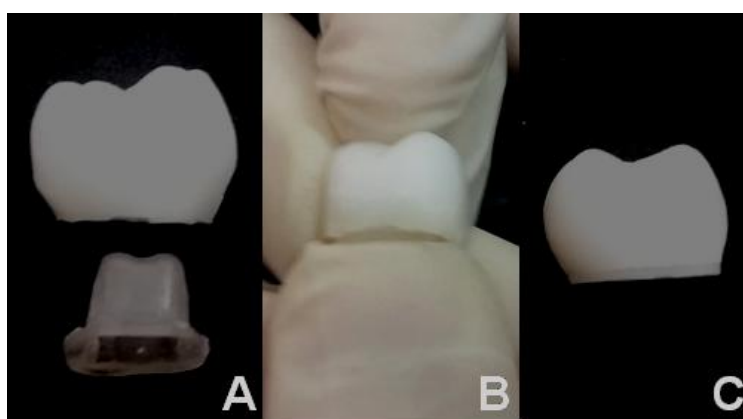
Para união das infraestruturas e coberturas, de todos os grupos, foi utilizado o IPS e.max CAD Crystall, um conector vitro-cerâmico, na interface infraestrutura/cobertura que através da fusão (queima) une a infraestrutura à cerâmica de cobertura. Este material foi aplicado na superfície interna da coroa de cerâmica de cobertura, sobre um vibrador a fim de eliminar porosidade e para melhor escoamento (Figura 10). A cerâmica de cobertura foi unida à infraestrutura sob pressão digital (Figura 11), e em seguida, levada ao forno de acordo com as temperaturas indicadas no quadro 2.

Figura 10 – Aplicação do conector vitro-cerâmico IPS e.max CAD Crystall



Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 11 – União das estruturas por pressão digital



Legenda: (A) Estruturas separadas; (B) Pressão digital para união das estruturas e; (C) Estruturas unidas.

Fonte: Elaborada pelo autor.

Quadro 2 - Ciclo de sinterização para união do coping e da cobertura

Temp. pré-sec °C	↗ °C/ min	Temp. Crist. 1 (°C)	→ min	↗ °C/ min	Temp. Crist. 2 (°C)	→ min	Temp. abert. (°C)
403	60	710	0.106	30	850	10.00	700

Fonte: Obtido através do programa do forno.

Após a obtenção das coroas, foi aplicada uma fina camada de glaze na superfície das coroas (Vita Akzent), e em seguida foram levadas ao forno Vita Vacumat 6000 MP para sinterização (Quadro 3).

Quadro 3 - Ciclo de sinterização do glaze no forno Vita Vacumat 6000MP

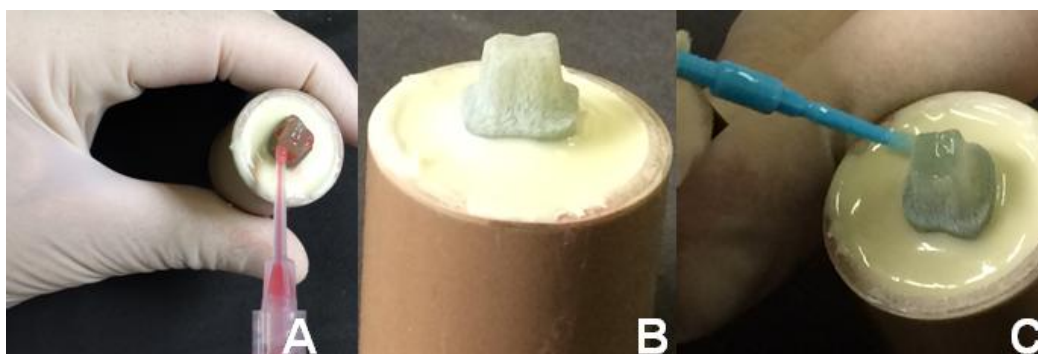
	Temp Inicial C	→ min	↗ min	↗ °C/ min	Temp aprox.°C	→ min	↘ °C	→ min	Vácuo min
Glaze	500	0.00	5.00	80	900	1.00	600	-	4.20

Fonte: Obtido através do programa do forno.

#### 4.3 Tratamento de superfície interna da restauração e cimentação

Antes da cimentação, os preparos foram condicionados com ácido fluorídrico 10% por 1 minuto (Figura 12A), lavados abundantemente com água e secos com jato de ar (Figura 12B). O sistema adesivo Excite F DSC (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) foi aplicado com auxílio de um microbrush (Figura 12C).

Figura 12 – Tratamento de superfície do G10



Legenda: (A) Condicionamento ácido; (B) G10 condicionado e; (C) Aplicação do adesivo.  
Fonte: Elaborada pelo autor.

Para o tratamento de superfície das coroas foi utilizado o seguinte protocolo:

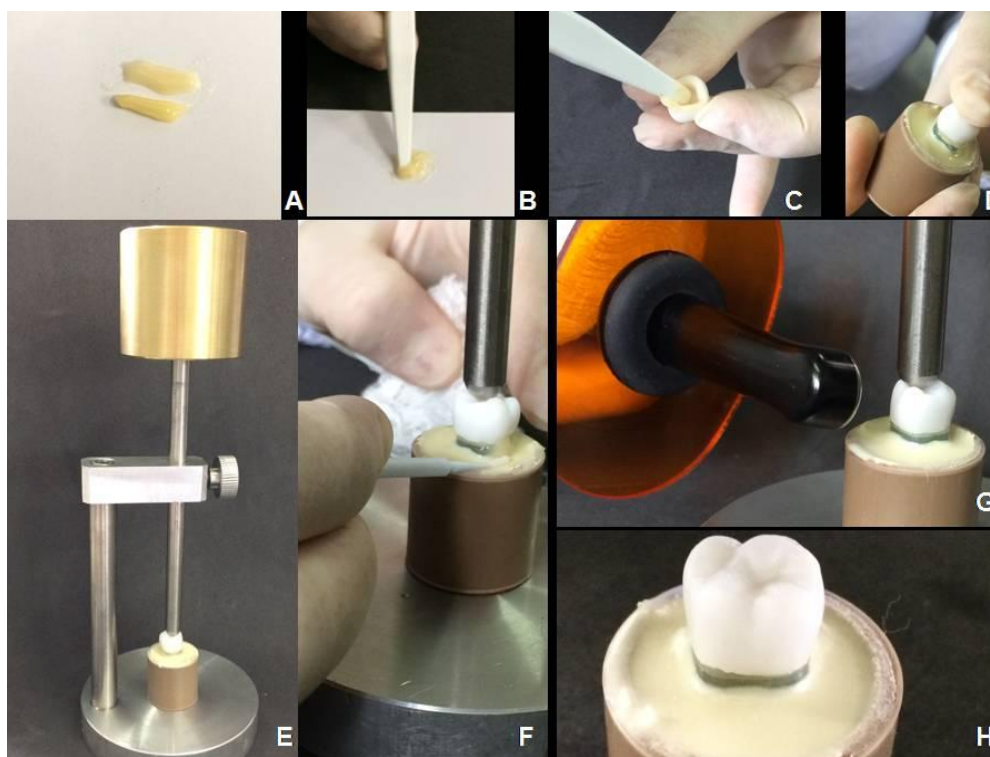
Tradicional: Com auxílio de um microbrush, o Monobond N (Ivoclar Vivadent) foi aplicado na superfície interna das coroas, agindo por 1 minuto. Em seguida, foi aplicado um jato de ar para evaporação do solvente;

Graduada: o tratamento foi realizado com ácido fluorídrico 2% por 10 segundos. Após lavagem e secagem, foi aplicado Monobond N (IvoclarVivadent) como descrito no grupo tradicional;

Bioinspirada e Bioinspirada graduada: o tratamento foi realizado com ácido fluorídrico 10% por 1 minuto. Após lavagem e secagem, foi aplicado Monobond N (IvoclarVivadent) como descrito no grupo tradicional.

Para todas as restaurações foi realizada a cimentação com Variolink N (Cimento resinoso de cura dual de baixa viscosidade na cor amarela - Ivoclar Vivadent) cuja base e catalisador foram espatulados em proporções iguais (Figura 13). O cimento foi aplicado nas paredes laterais internas da coroa, que foi levada em posição e mantida sob carga de 750 g (Figura 13). O conjunto foi fotopolimerizado (Fotopolimerizador Valo- Intensidade de luz de  $1.400 \text{ mW/cm}^2$ ) por 40 segundos nas faces vestibular, lingual e na oclusal (totalizando 120 segundos) (Figura 13). As coroas foram armazenadas em temperatura ambiente, e após 24 horas foram submetidas ao ensaio de fadiga deslizante.

Figura 13 – Cimentação das coroas



Legenda: A) Proporcionamento do cimento; B) Manipulação do cimento; C) inserção do cimento nas paredes internas da coroa; D) Posicionamento da coroa no preparo, E) Coroa mantida sob carga de 750 g; F) Limpeza do excesso de cimento; G) Fotopolimerização e; H) Coroa cimentada.

Fonte: Elaborada pelo autor

#### 4.4 Ensaio de Fadiga

O teste de fadiga foi realizado com uma ponta aplicadora de carga de aço inox esférica ( $r = 3,5 \text{ mm}$ ) em um simulador de ciclos mastigatórios (BioPdisliding) em água destilada: onde a carga máxima (força de mordida)  $P = 100\text{N}$  e frequência de 4 Hz. Entre a ponta aplicadora de carga e a superfície da restauração foi interposta uma matriz de silicone (0,5 mm) para melhor distribuição da carga, sendo que esta matriz foi substituída a cada 500.000 ciclos ou quando apresentava algum dano (perfuração). Cada ciclo de carga consistiu no contato da ponta com a amostra, carregando na vertente interna da cúspide mésio vestibular, deslizamento até o fundo de sulco central (0,7 mm) por 0,17 segundos e descarregando completamente a amostra por 0,16 segundos. Foram realizados  $2 \cdot 10^6$  ciclos, sendo

que a cada 500.000 ciclos, as coroas foram inspecionadas quanto à presença de falhas, em estereomicroscópio (SteREO Discovery.V12, Carl Zeiss, LLC, EUA). As falhas foram classificadas em: trincas, lascamento da cerâmica de cobertura, delaminação (exposição da infraestrutura) e fratura catastrófica. Caso os espécimes não apresentassem nenhuma das falhas citadas, continuaram sob o teste de fadiga até que falhassem ou até o término do teste. Os espécimes que não falharam foram considerados “suspensos” na análise.

#### 4.5 Análise de Probabilidade de falha

A estatística dos resultados foi realizada pela análise de probabilidade de falha calculada para os intervalos de ciclos: 0 à 500.000, 500.000 à 1.000.000, 1.000.000 à 1.500.000 e 1.500.000 a 2.000.000 ciclos (95% de intervalo de confiança bilateral - Synthesis 9, Weibull++ 9, Reliasoft). A análise de probabilidade de falha de Weibull está associada a dois parâmetros: beta ( $\beta$ ) e eta ( $\eta$ ).

Esta estatística trata-se da probabilidade de um material falhar em determinado tempo “t” de operação. Neste caso a equação que a descreve é:

$$F(t) = 1 - e^{-\left(\frac{t-t_0}{\eta}\right)^\beta} = 1 - \exp\left[-\left(\frac{t-t_0}{\eta}\right)^\beta\right]$$

onde “ $\eta$ ” (eta) = Vida Característica ou Parâmetro de Escala (intervalo de tempo entre “ $t_0$ ” e “t” no qual ocorrem 63,2% das falhas, restando, portanto, 36,8% de itens sem falhar). O parâmetro  $\beta$ (beta) é um fator de forma em que  $\beta < 1$  indica que a taxa de falha diminuiu ao longo do tempo,  $\beta = 1$  indica que não houve variação ao longo do tempo, e  $\beta > 1$  indica que a falha aumentou ao longo do tempo. Ainda, foi realizado o cálculo de taxa de falha por anos para os grupos testados (Synthesis 9, Weibull++ 9, Reliasoft)

Os espécimes fraturados foram analisados em esteremicroscópio (SteREO



Discovery. V12, Carl Zeiss, LLC, EUA), e as coroas com falhas mais representativas foram metalizadas com ouro, e analisadas em Microscópio Eletrônico de Varredura (MEV-FEI-Phillips, Eindhoven, Netherlands).

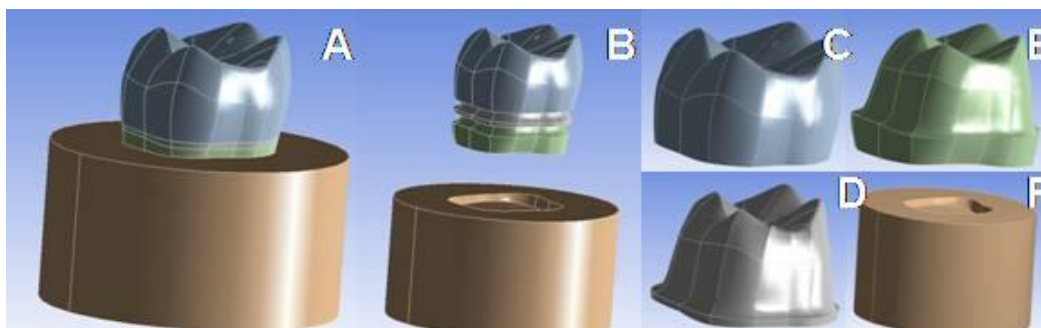
Os espécimes suspensos, ou seja, que sobreviveram após os 2.000.000 de ciclos foram seccionados perpendicularmente ao ponto de contato, polidos com lixa de granulação de 600 à 1200 *grit*, e então foram metalizados e analisados em MEV.

#### **4.6 Análise de Elementos Finitos**

A partir do programa Rhinoceros 4.0, software de modelagem em CAD (Computer Aided Design) que utiliza tecnologia NURBS, para o desenho de superfícies complexas, foram obtidos modelos tridimensionais (3D) em representação BioCAD das estruturas anatômicas desejadas (Tradicional e bioinspirada)

Após a formação das superfícies, estas foram transformadas em sólidos para conferir delimitação dos órgãos que foram estudados para posterior caracterização das propriedades mecânicas (Figura 14). Os volumes foram exportados em formato STP (Standard for the Exchange of Product model Data) para que o software de pré- e pós-processamento de elementos finitos (Ansys 13.0, Ansys Inc. Canonsburg, PA, EUA).

Figura 14 - Modelagem dos desenhos das coroas tradicionais, graduadas, bioinspiradas e bioinspiradas graduadas



Legenda: (A) Restauração colada; (B) Restauração separada; (C) Cobertura de feldspática para coroas tradicionais e graduadas ou Cobertura de zircônia para coroas bioinspiradas e zircônia infiltrada por sílica para as coroas bioinspiradas graduadas; (D) Coping de Feldpástica para coroas bioinspiradas e bioinspiradas graduadas ou Coping de zircônia para coroas tradicionais e zircônia infiltrada por sílica para as coroas graduadas; (E). Troquel de G10 e; (F). Resina de poliuretano.  
Fonte: Obtida através do software Rhinoceros 4.0.

As estruturas consideradas para a modelagem foram: cerâmica feldspática, zircônia, preparo dental (Nema G10) e resina de poliuretano. A camada de sílica entre a infraestrutura/sobre estrutura e cimento resinoso não foi simulada, pois o contato colado entre o dente e a restauração já foi uma hipótese de simplificação para representar a interface adesiva, com o propósito de economizar quantidade de elementos, uma vez que o objetivo do trabalho não foi analisar o comportamento na interface adesiva.

Essas camadas, nesse caso, serviriam somente como passagem de transmissão de tensão entre restauração e o dente. Da mesma forma, a camada de glaze não foi considerada na simulação das coroas modificadas, pois é bastante fina.

Após a edição dos modelos, o passo seguinte foi a atribuição de duas propriedades dos materiais (o módulo de elasticidade e coeficiente Poisson). Foram utilizadas barras na dimensão de 25x2x5 mm para mensuração das propriedades elásticas em Sonelastic® Atcp Engenharia Física da zircônia (com e sem infiltração) e da cerâmica feldspática. As propriedades elásticas dos outros materiais estão de acordo com a literatura (Quadro 4).

Quadro 4 - Propriedades físicas dos materiais utilizados para o processamento no Ansys

Propriedades Materiais	Coefficiente de Poisson	Módulo de Elasticidade	Referência
Zircônia Pura	0,24	212,0 GPa	Sonelastic
Zircônia Infiltrada	0,31	223,0 GPa	Sonelastic
Feldspática	0,23	88,68GPa	Sonelastic
G10	0,31	14,90GPa	Yi, Kelly, 2008
Poliuretano	0,30	3,600GPa	Souza et al., 2015

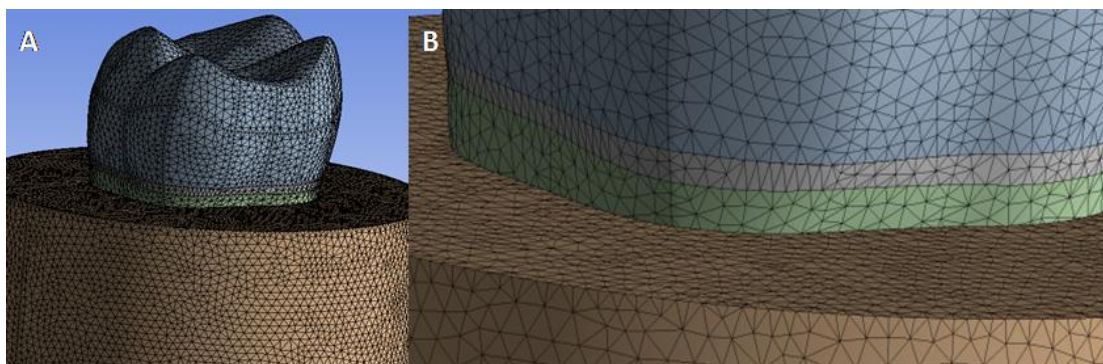
Fonte: Elaborado pelo autor.

Para o caso do estudo, todos os materiais foram considerados isotrópicos, lineares e homogêneos. Embora essa hipótese pareça demasiado forte para materiais reconhecidamente complexos, foi uma opção feita com base em dados que se mostram adequados para um procedimento inicial.

No software Ansys, foi realizada a geração de malhas de elementos finitos em geometrias tridimensionais complexas. Fez-se necessário obter boa discretização destes modelos, a fim de que a qualidade dos resultados não fosse comprometida em função de malhas grosseiras.

Assim, utilizaram-se malhas controladas através de elementos tetraédricos quadráticos, caracterizados por pirâmides de base triangular, com um nó em cada vértice e outro no centro de cada aresta, totalizando uma malha com 210483 nós e 120432 elementos tetraédricos com 20 mm de aresta e grau de convergência de 10%. Este tipo de elemento é uma ferramenta bastante poderosa para representação de volumes de geometrias complexas (Figura 15).

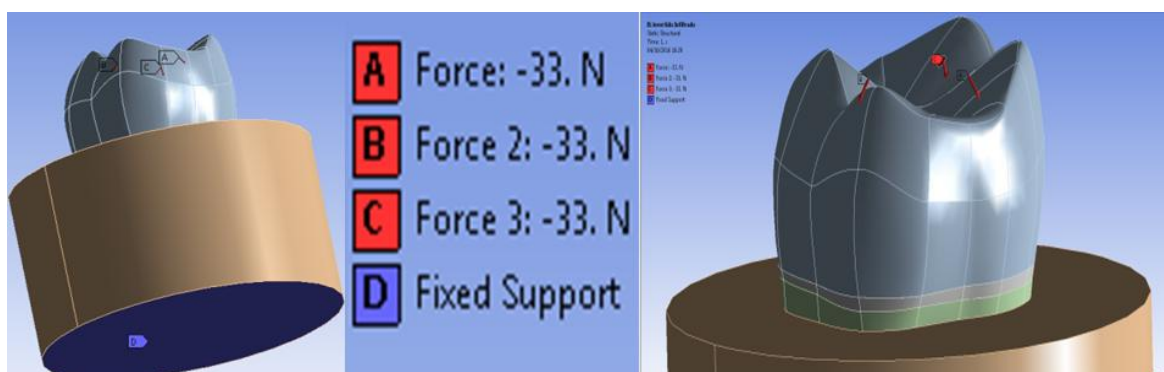
Figura 15 – Construção das malhas para análise de elementos finitos



Legenda: (A) Malhas obtidas; (B) Imagem ampliada das malhas.  
 Fonte: Obtida através do software Ansys13.0.

Para o processamento, a base de poliuretano foi considerada fixa em todas as direções do espaço e foi aplicada força de 100 N normal à superfície (força média comum na mastigação), distribuídas em três áreas de contato (vertentes triturantes vestibular e lingual) para a simulação em máxima intercuspidação (Figura 16). Foi aplicada uma força de 40 N normal (Benazzi et al., 2016) em uma área de contato (ponta de cúspide) para a simulação de deslocamento final da mastigação (Figura 17). Para todos os relacionamentos foram adotados contatos colados, ou seja, perfeitamente unidos.

Figura 16- Fixação em poliuretano e carregamento em três pontos de contato



Fonte: Obtida através do software Ansys13.0.

Figura 17 - Fixação em poliuretano e carregamento em um ponto de contato



Fonte: Obtida através do software Ansys13.0.

Neste estudo, a simulação e análise mais adequada para representar o ensaio de compressão foram realizadas pela análise estática estrutural. Logo, cada geometria possuiu propriedades específicas que caracterizaram seu comportamento para um ensaio dentro dos limites de linearidade.

A análise dos resultados foi realizada por meio de visualização gráfica dos campos de deslocamento e Tensões de Von mises e Máxima Principal, com auxílio de uma escala de cores, em que cada tonalidade representou a faixa de tensões gerada nas estruturas avaliadas.

## 5 RESULTADO

### 5.1 Análise de Probabilidade de Falha (Weibull)

A tabela 1 mostra os valores de Beta ( $\beta$ ), parâmetro de forma que indica o tipo de falha do material e Eta ( $\eta$ ), vida característica dos 4 tipos de desenho da coroa, que indica o número de ciclos onde 63,2 % das coroas irão falhar. Através desses parâmetros pôde-se observar que os grupos Tradicional e Graduado apresentaram comportamentos semelhantes, porém diferentes do grupo Bioinspirado e Bioinspirado Graduado que também foram semelhantes.

As coroas Tradicional e Graduada apresentaram falhas que aumentaram com o tempo ( $\beta > 1$ ), isto é, pertinentes ao ensaio de fadiga, já as coroas Bioinspirada e Bioinspirada Graduada não apresentaram as falhas para este protocolo de fadiga, e portanto foi admitido o valor de beta igual a um, fazendo-se estimativa que estas coroas falharão por motivos aleatórios (ex: cáries secundárias, descolamento da coroa). Ainda na Tabela 1 observa-se que as coroas Tradicionais e Graduadas apresentaram previsibilidade de falha de acordo com sua vida característica, já as coroas Bioinspiradas e Bioinspiradas Graduadas apresentam vida característica muito maior que o tempo de ciclos estimado para este trabalho de falha. Ainda, tabela 1 é possível analisar a taxa de falha dos grupos experimentais.

Todas as coroas Bioinspiradas e Bioinspiradas Graduadas sobreviveram (tabela 2). Com  $\beta > 1$ , para a Coroa Tradicional, a delaminação como falha predominate e, para Coroa Graduada, as trincas. Estas falhas explicam porque o valor de  $\eta$  é bem inferior, em comparação com os valores das coroas bioinspiradas e bioinspiradas graduadas que não apresentaram susceptibilidade de falha por este protocolo de fadiga. A figura 18 e 19 mostram o gráfico de probabilidade de falha para todos os grupos.

Tabela 1 - Valores de  $\beta$ ,  $\eta$  e taxa de falha ao ano para os grupos experimentais

Coroas	$\beta$	$\eta$	Taxa de falha/ano
Tradicional	1,29	0,23E+07 ciclos	0,071
Bioinspirada	1,00	1,67E+07 ciclos	0,005
Graduada	1,95	0,23E+07 ciclos	33,148
Bioinspirada Graduada	1,00	1,67E+07 ciclos	0,005

Fonte: Obtida através do software Weibull ++.

Tabela 2 - Caracterização das falhas por grupo e total de coroas sobreviventes

Falhas	Tradicional	Bioinspirada	Graduada	Bioinspirada Graduada
Trincas	3	0	8	0
Lascamento	3	0	1	0
Delaminação	8	0	4	0
Catastrófica	0	0	0	0
<b>Coroas sobreviventes</b>	11	25	12	25

Fonte: Elaborada pelo autor.

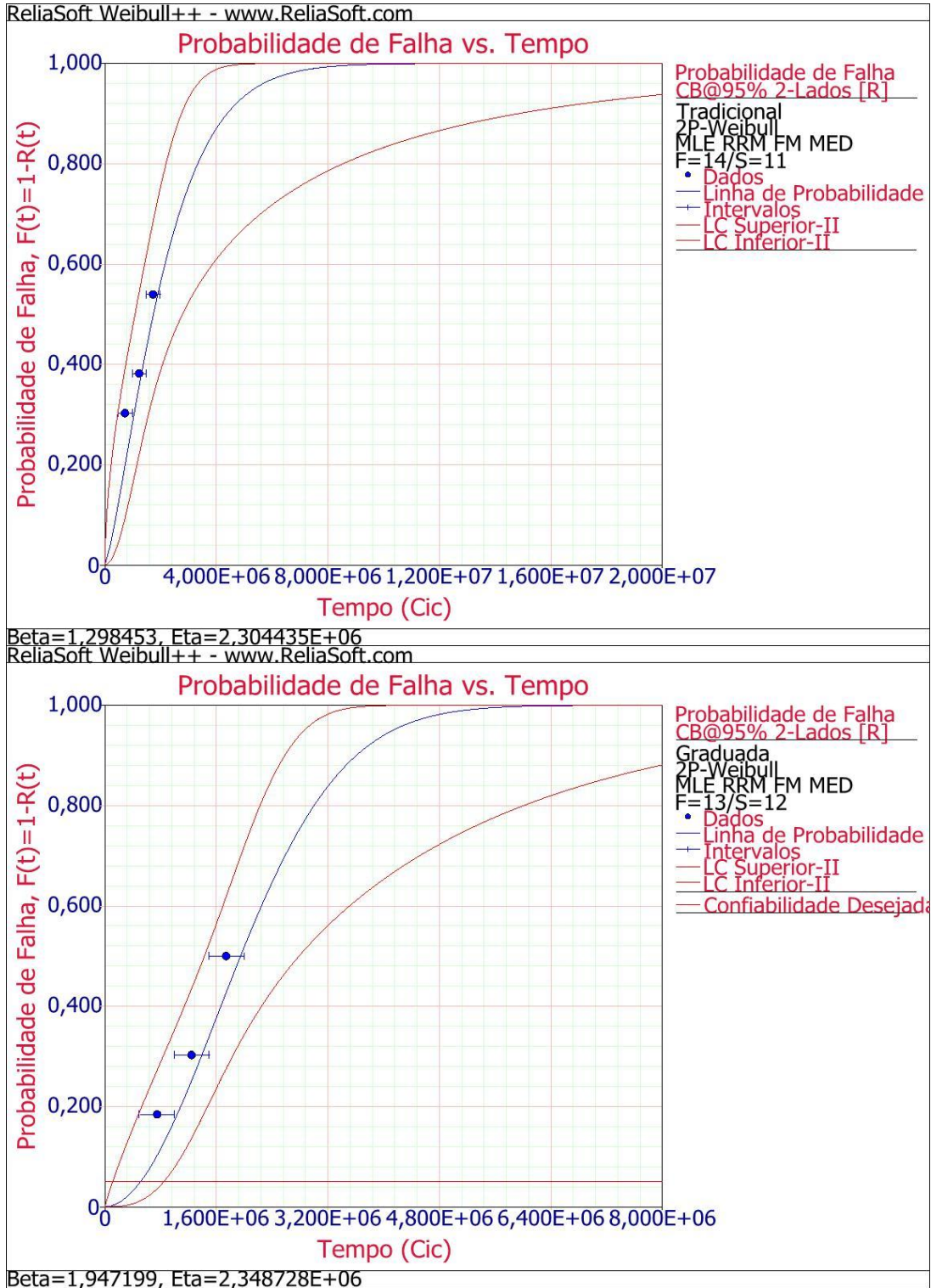
Tabela 3 - Número e tipo de falhas para cada período decorrente (Ciclo)

	500.000	1.000.000	1.500.000	2.000.000
Tradicional	3 (3D)	5 (2T, 2L, 1D)	2 (1T, 1D)	4 (1L, 3 D)
Bioinspirada	-	-	-	-
Graduada	1 (1D)	4 (2T,1L,1D)	3 (2T, 1D)	5 (4T, 1D)
Bioinspirada Graduada	-	-	-	-

Legenda: T: trincas, L: Lascamento e D: Delaminação.

Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 18 - Gráfico de probabilidade de falha das coroas Tradicional e Graduada x Tempo (ciclos)

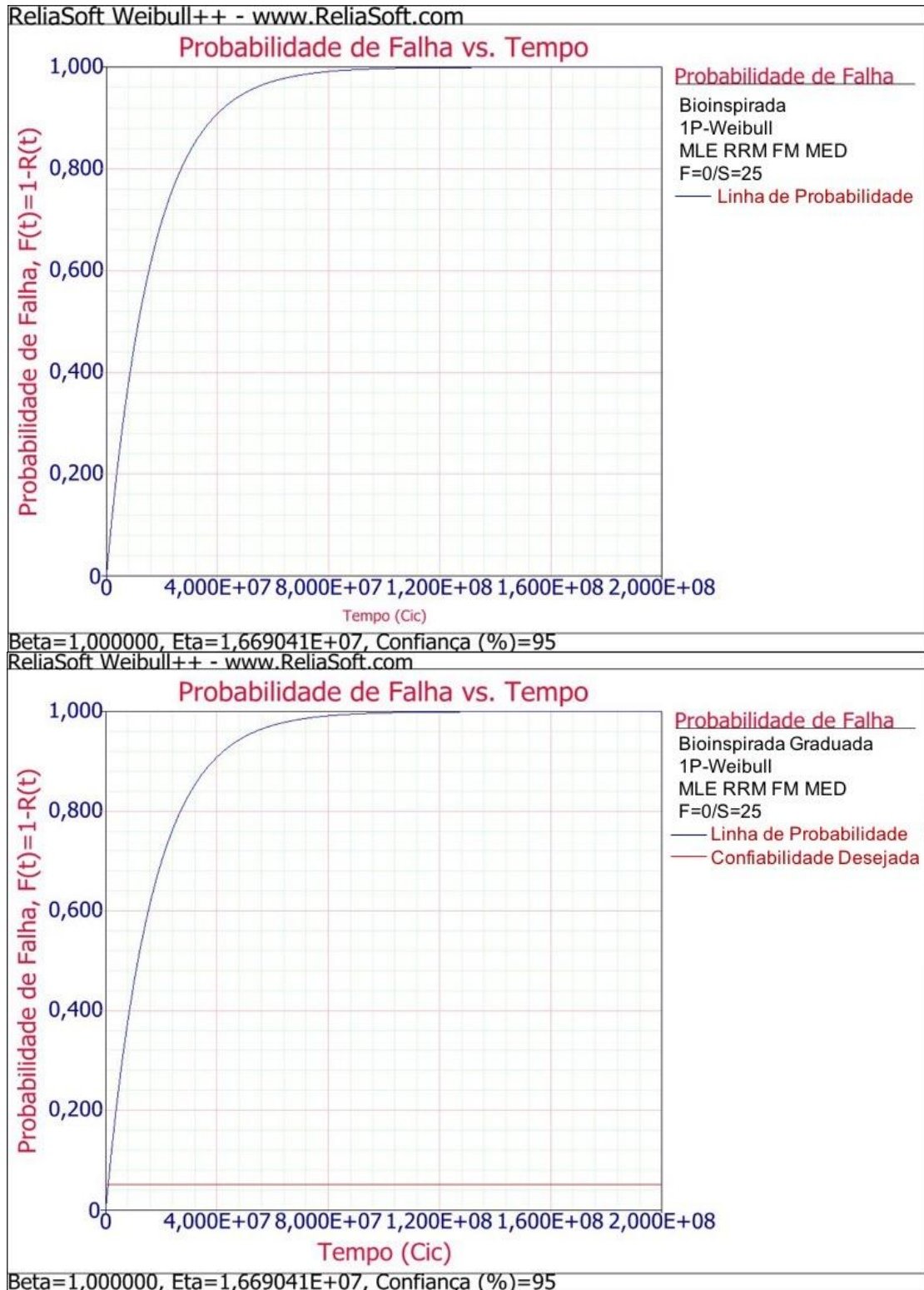


Legenda: A linha azul mostra a probabilidade de falha das coroas com nível de confiança bilateral de 95%, e as linhas vermelhas indicam o intervalo de confiança.

Fonte: Obtida através do software Weibull ++.



Figura 19 - Gráfico de probabilidade de falha das coroas Bioinspirada e Bioinspirada Graduada x Tempo (ciclos)



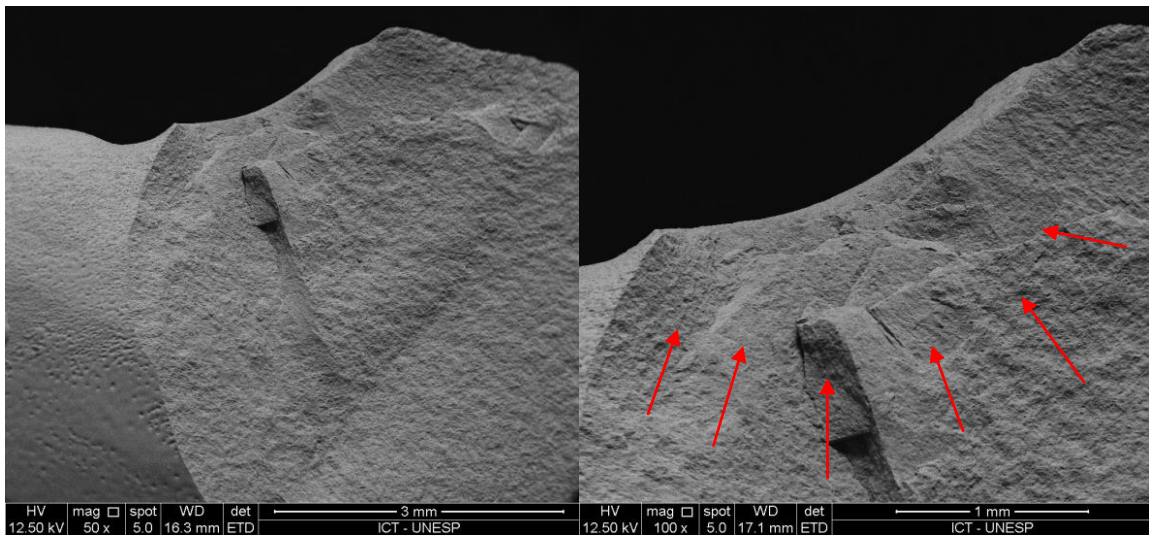
Legenda: A linha azul mostra a probabilidade de falha das coroas com nível de confiança 95%.

Fonte: Obtida através do software Weibull ++.

## 5.2 Análise fractográfica

As figuras 20 e 21 mostram falhas por lascamento da porcelana e trinca respectivamente, que tiveram sua origem no ponto de contato com a ponta aplicadora de carga. Para as amostras que sofreram delaminação, não foi possível realizar a micrografia, pois houve estraçalhamento da porcelana.

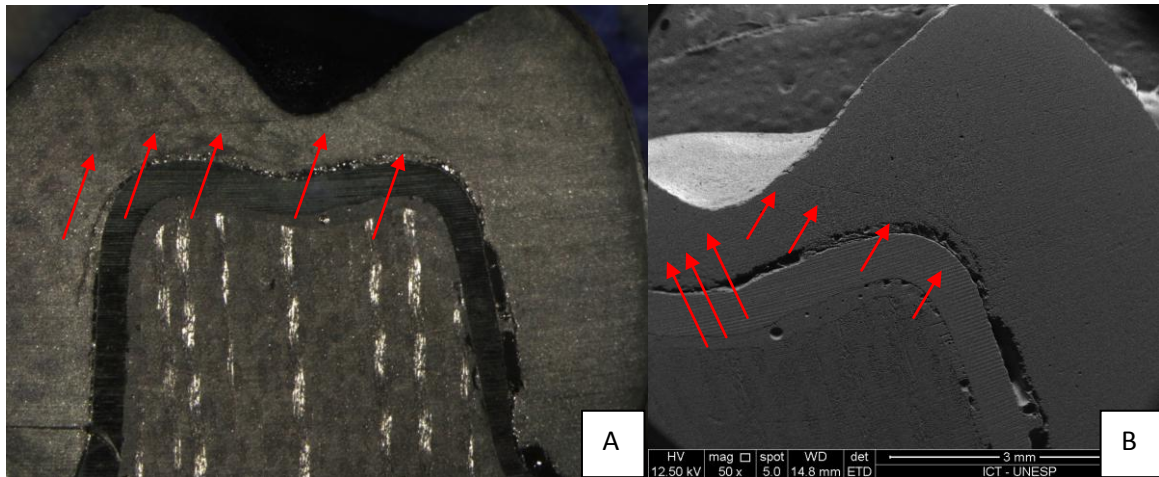
Figura 20– Fotomicrografia de MEV de lascamento de uma coroa Tradicional



Legenda: A) Imagem com 50x de aumento; B) Imagem de MEV ampliada (100x) As setas vermelhas mostram uma marca de fratura do tipo cone crack de uma coroa que fratura no intervalo de 1500.000 à 2.000.000 de ciclos.

Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 21–Fotomicrografia de Esteomicroscópio e MEV de trinca de uma coroa Tradicional

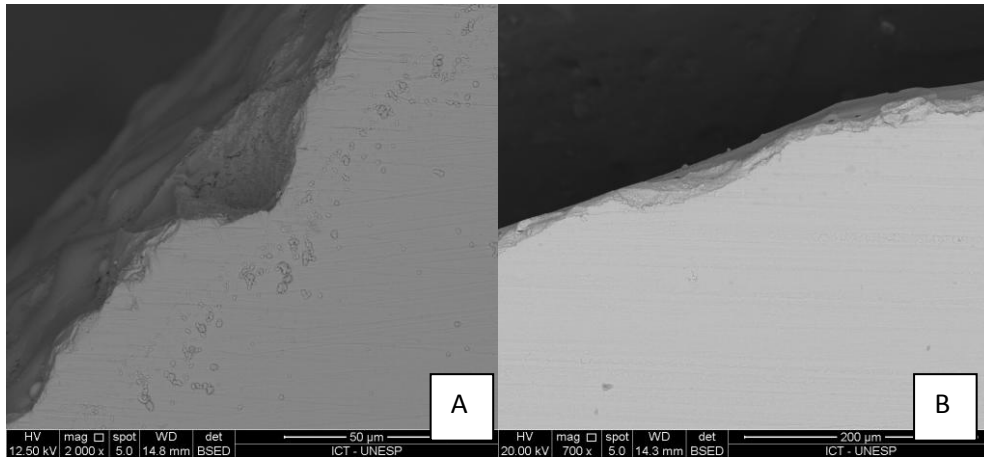


Legenda: A) Imagem da coroa tradicional em estereomicroscópio com 10x de aumento do mapeamento de uma falha do tipo *cone crack*; B) Imagem da trinca em MEV (50x) As setas vermelhas mostram uma marca de fratura do tipo *cone crack* de uma coroa que fratura no intervalo de 1500.000 à 2.000.000 de ciclos.

Fonte: Elaborada pelo autor.

As coroas bioinspiradas e bioinspiradas graduadas não apresentaram nenhuma das falhas descritas neste estudo, e por isso foram analisadas as suas superfícies e subsuperfícies (Figura 22).

Figura 22 – Imagem de MEV das coroas bioinspirada e bioinspirada graduada que sobreviveram à 2000000 de ciclos



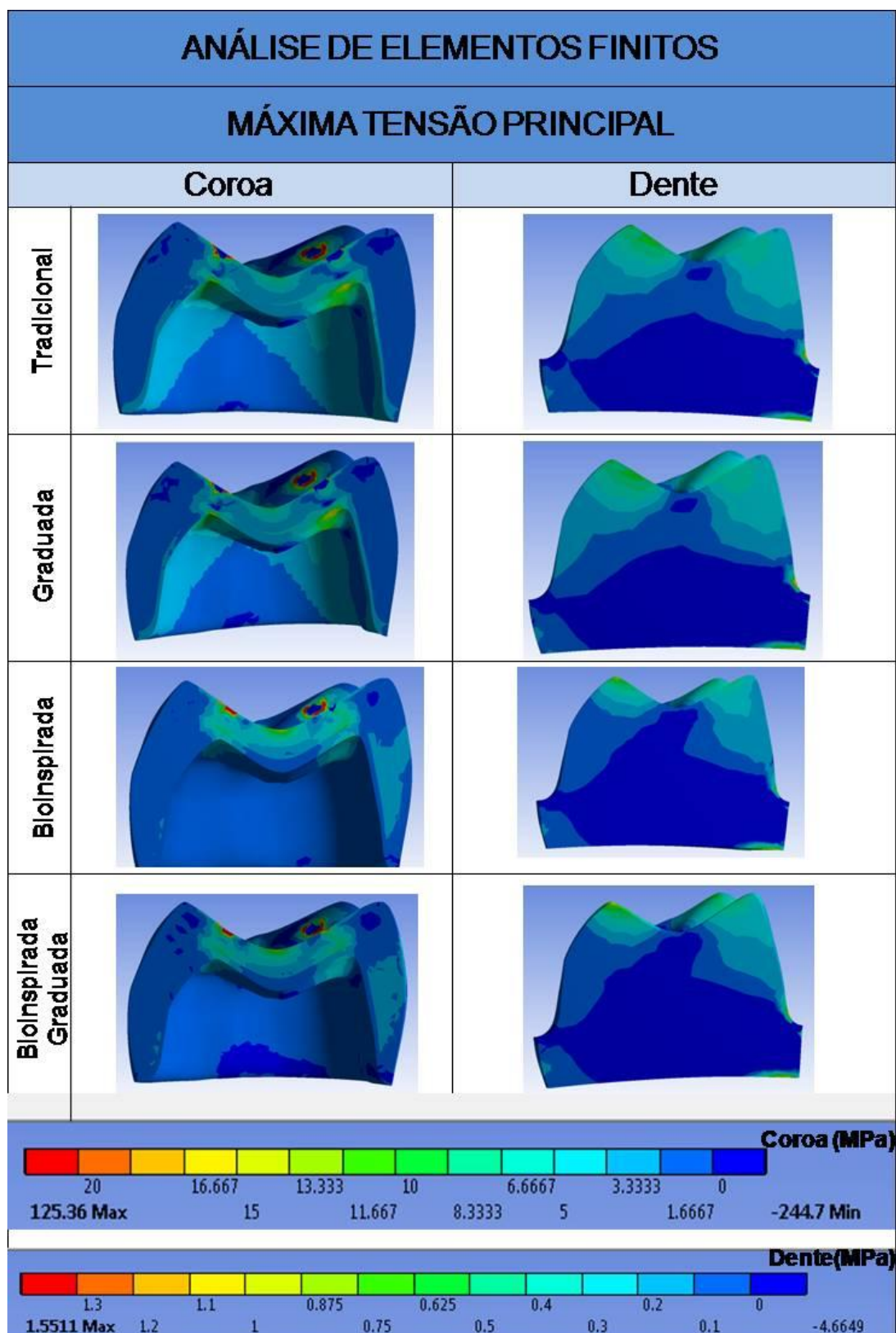
Legenda: A micrografia mostra que apesar da coroa não ter fraturado, houve o desgaste do glaze e da zircônia para coroa Bioinspirada (A) e coroa Bioinspirada graduada (B).

Fonte: Elaborada pelo autor.

### 5.3 Análise de Elementos Finitos

O critério de análise escolhido foi o da Tensão Máxima Principal, em que os valores de tração são os positivos e compressão os negativos. Os resultados de Tensão máxima principal para o contato de máxima intercuspidação são apresentados na figura 23.

Figura 23 - Tensão máxima principal para as coroas testadas e para o dente em máxima intercuspidação



Fonte: Obtida através do software Ansys13.0.

De acordo com a distribuição de tensão (área colorida), observou-se menor tensão de tração para os grupos Bioinspirado e Bioinspirado Graduado tanto para restauração quanto para o dente que essa estrutura modificada foi empregada,

As coroas Tradicionais e Graduadas apresentaram maior área com concentração de tensão de tração. Ainda, para o valor de simulação de carga de 100N, nenhum pico de tensão ultrapassou a tensão crítica do material.

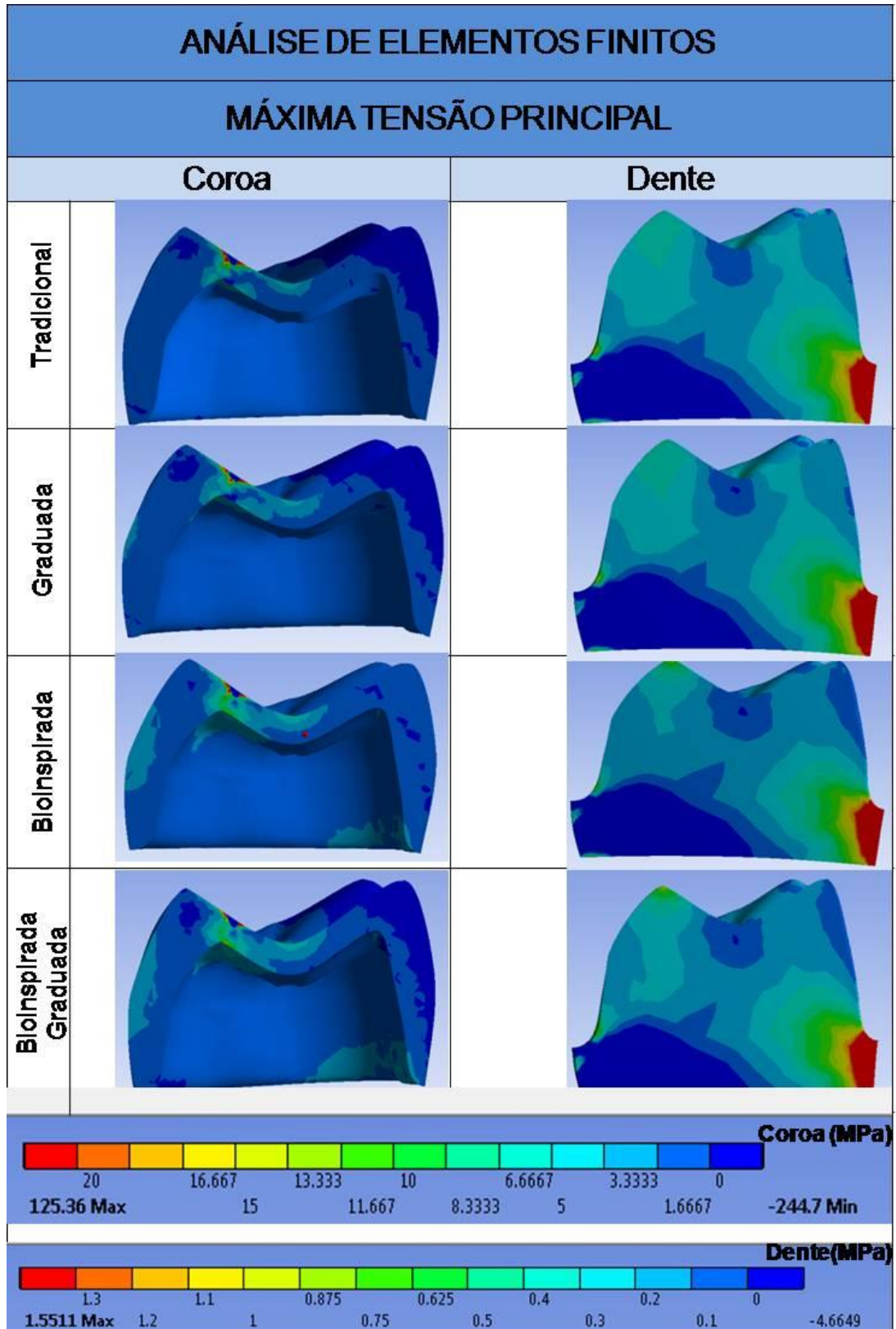
Os resultados de Tensão máxima principal para o contato de deslocamento final para lingual são apresentados na figura 24.

No deslocamento do contato para lingual, pode se observar o mesmo comportamento de tensão descrito anteriormente, as coroas bioinspirada e bioinspirada graduada apresentaram a melhor distribuição de tensão, com a menor transmissão de carga para a estrutura dentária.

O elo mais fraco da restauração também foi analisado através de Elementos Finitos. Na figura 25 é possível observar que a porcelana apresentou menor tensão de tração tanto para a coroa Bioinspirada quanto para coroa Bioinspirada Graduada, além de apresentarem a melhor distribuição de tensão. Já a porcelana das coroas Tradicional e Graduada, apresentou uma área maior de tensão de tração.

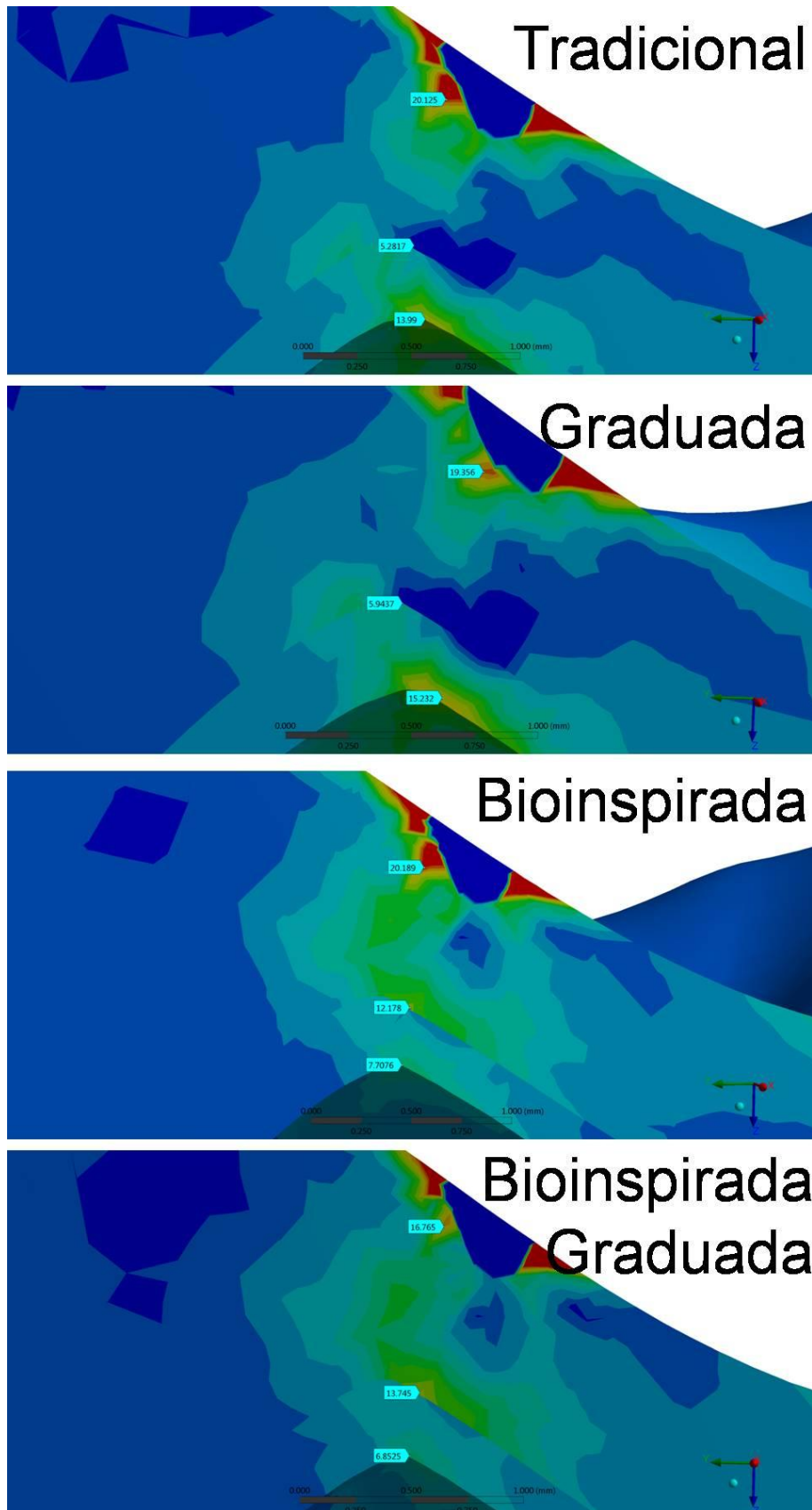


Figura 24 - Tensão máxima principal para as coroas testadas e para o dente em contato de deslocamento para lingual



Fonte: Obtida pelo software Ansys 13.0.

Figura 25 - Distribuição de tensões nas coroas apresentadas no estudo



Fonte: Obtida através do software Ansys 13.0.



## 6 DISCUSSÃO

No presente estudo foi avaliada a probabilidade de falhas de coroas de zircônia/porcelana com diferentes configurações (tradicional, graduada, bioinspirada e bioinspirada graduada) sob fadiga através da análise de Weibull e a distribuição de tensões nas coroas através da análise de elementos finitos pelo critério da análise de Tensão Máxima Principal. De acordo com os resultados, pode-se verificar que as coroas apresentaram probabilidades de falha diferentes, rejeitando-se a hipótese nula.

As coroas tradicionais e graduadas apresentaram falhas por desgaste, ou seja, falhas que aumentam a medida que o dano é acumulado ( $\beta > 1$ ) (Tabela 1). Isso significa que essas coroas apresentaram falhas pertinentes ao ensaio de fadiga deslizante, e ainda podem ter ocorrido pelo material em contato com a ponta aplicadora da carga, ser o material mais frágil da restauração, a porcelana (Zhang et al., 2013). Já as coroas bioinspiradas e bioinspiradas graduadas não apresentaram influência do teste de fadiga para o protocolo de ensaio do estudo, uma vez que todas as coroas sobreviveram após o término de 2.000.000 de ciclos, com valor de beta igual a 1. Esse tipo de coroa apresentou resultado bem semelhante ao de coroas monolíticas apresentado por Ramos GF et al. (2015).

Pode ser visto que as configurações bioinspiradas e bioinspiradas graduadas melhoraram o comportamento mecânico das restaurações, e também aumentaram sua longevidade (vida característica) (Tabela 1) em comparação às coroas tradicionais e graduadas. Isso pode ter acontecido porque nesta configuração tem-se o material mais resistente e de maior módulo elástico (Zircônia) na porção mais externa, e ainda para as coroas bioinspiradas graduadas tem-se a sílica que proporciona transição dos módulos elásticos da zircônia e porcelana, formando gradiente na restauração, que as torna mais resistentes ao dano (Madfa, Yue, 2016).

A utilização do conector vitrocerâmico foi prevista no presente estudo para controlar a gradação nas camadas da restauração, por não haver diferença de resistência à flexão de coroas monolíticas e de tricamadas usando a técnica em questão, e por melhorar os valores de tenacidade à fratura das estruturas em camadas como mostrado por Basso et al. (2015). Assim, a técnica pode ter

influenciado no tipo de falha encontrado no presente estudo.

De acordo com a análise fractográfica, pode-se observar que, apesar do número considerável de coroas sobreviventes para ambos os grupos, as coroas tradicionais e graduadas apresentaram falhas por trinca, lascamento e delaminação (Tabela 2), porém a predominância dos tipos de falhas para estas coroas foi diferente. As coroas tradicionais tiveram mais falhas por delaminação, que podem estar relacionadas a pouca interação do conector vitrocerâmico com a estrutura de zircônia convencional.

Já as coroas graduadas apresentaram predominância de trincas, que apesar de serem consideradas como falhas no presente estudo, são clinicamente passíveis de reparação e podem ser preservadas. Nesse sentido, a infiltração de sílica na zircônia pode ter aumentado a interação com o conector vitrocerâmico e conseqüentemente, diminuído a ocorrência de falhas por delaminação como no grupo Tradicional. Além da adesão entre os materiais a homogeneidade estrutural da restauração pode ter sido aumentada, em concordância com estudos de Liu et al. (2015) e Campos et al. (2016).

De acordo com o cálculo da taxa de falha (número de falhas/ano) nos grupos, percebe-se que as coroas graduadas apresentam a maior taxa quando comparada aos outros grupos, porém, como foi visto anteriormente, esse foi o grupo que apresentou maior número de trincas e isto pode ter elevado a taxa. As bioinspiradas, por sua vez, tiveram a menor taxa sendo consideradas mais resistentes à fadiga do que as outras coroas. Portanto, essas coroas somente falharão se outro item do sistema falhar, como por exemplo, a interface de união, ou estrutura dentária devido a cáries secundárias.

Ainda, pode ser observado que as falhas encontradas nas coroas, tradicionais e graduadas, foram clinicamente relevantes, provenientes do contato oclusal, em concordância com os achados de Kelly (1997). Isso porque no presente estudo foi utilizado um cenário complexo de fadiga, ou seja, teste caracterizado pelo contato uniaxial e posterior deslizamento da ponta aplicadora de carga (Kim et al., 2007).

Apesar das coroas bioinspiradas e bioinspiradas graduadas não apresentarem nenhuma das falhas descritas no presente estudo, foi realizada análise da sub superfície destas coroas e observou-se desgaste na superfície das

coroas bioinspiradas (Figura 22A) e bioinspiradas Graduadas (Figura 22B), porém sem causar danos mais profundos. Isto pode ter ocorrido pelo fato da estrutura bioinspirada se comportar semelhantemente a uma estrutura monolítica, como visto no estudo de Ramos GF et al. (2015).

Portanto, a bioinspiração contribuiu para a não ocorrência de falhas para as coroas de zircônia/porcelana (Tabela 2), por se tratar de uma estrutura graduada, tanto pela diminuição do módulo elástico quanto pela criação da camada de transição (camada de sílica) entre os materiais, semelhante à JED, que promove redução na concentração de tensões nas interfaces (Kim et al., 2010; Niu et al., 2009; Du et al., 2013; Cui, Sun, 2014; Marshall GW Jr et al., 2001). Ainda, essa camada pode ter promovido alterações na tenacidade à fratura do conjunto, que pode ter detido a propagação de trincas nesta configuração (Costa et al., 2015), tornando essas coroas com gradação bem mais resistentes ao dano que as coroas tradicionais (Madfa, Yue, 2016).

Os achados da análise de Elementos finitos reafirmaram os achados laboratoriais, mostrando que a modificação do desenho da coroa pode melhorar o comportamento das restaurações, assim como estudos anteriores já haviam mostrado (Silva et al., 2011; Sung et al., 2014; Ramos GF et al., 2015; Anami et al., 2015), seja por melhorar o suporte para porcelana ou até mesmo permitir uma configuração de restauração que distribua melhor as tensões de tração que são deletérias a porcelana (Swain, 2009).

De acordo com a análise de elementos finitos, a infiltração com sílica da zircônia melhorou a distribuição de tensão da restauração, e transmitiu menor tensão para o análogo da estrutura dentária tanto em contato de máxima intercuspidação, como em contato de ponta de cúspide. Isto porque a sílica entre as estruturas de zircônia e porcelana pode ter funcionado como material de transição de módulos elásticos semelhante ao que acontece na relação esmalte/dentina (junção amelodentinária) (Marshall GW Jr, 2001), além de que se tem maior gradação na restauração contribuindo para melhora da distribuição de tensões como sugerido pelos estudos de Henriques et al. (2017) e de Huang et al. (2007).

A modificação da geometria pela bioinspiração, proposta por este estudo, pode melhorar o desempenho das restaurações e contribuir para melhor distribuição de tensão, em acordo com estudos de Niu et al. (2009) e Du et al. (2013),

principalmente porque neste tipo de configuração geométrica, o material de maior módulo elástico suporta a maior tensão, e a camada inferior funciona como amortecedor para esta transmissão de tensão, portanto a tensão que chega ao análogo da estrutura dentária é menor.

Visto que a porcelana é o elo mais fraco de restaurações livre de metal, pode-se verificar que, quando se utiliza uma restauração na configuração tradicional, a porcelana fica sujeita a maior área de concentração de tensão de tração (Figura 25), podendo fraturar precocemente.

Pode-se afirmar que há grandes vantagens em se utilizar a restauração na configuração bioinspirada ao invés da tradicional, uma vez que esta pode facilitar o acesso a estrutura dentária se houver necessidade de procedimento endodônticos, e também pode melhorar a união da restauração à estrutura dentária, já que a porcelana apresenta melhor adesão aos cimentos resinosos do que a zircônia. Além de que, o comportamento das restaurações bioinspiradas é superior ao das tradicionais em relação à resistência a fadiga e distribuição de tensões.

## 7 CONCLUSÃO

Dentro das limitações do presente estudo pode-se concluir que:

As diferentes configurações de restauração apresentaram diferentes probabilidades de falha após o ensaio de fadiga deslizante, sendo que as coroas Bioinspirada e Bioinspirada Graduada apresentam a menor probabilidade de falha e melhor distribuição de tensões e podem ser consideradas mais duradouras em longo prazo.

## REFERÊNCIAS\*

Aboushelib MN. Evaluation of zirconia/resin bond strength and interface quality using a new technique. *J Adhes Dent.* 2011;13:255-60.

Al-Amleh B, Lyons K, Swain M. Clinical trials in zirconia: a systematic review. *J Oral Rehab.* 2010 Aug;37(8):641-52.

Amaral M, Villefort RF, Melo RM, Pereira GKR, Zhang Y, Valandro LF, et al. Fatigue limit of monolithic Y-TZP three-unit-fixed dental prostheses: Effect of grinding at the gingival zone of the connector. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2017 Aug;72:159-62.

Amaral M, Cesar PF, Bottino MA, Lohbauer U, Valandro LF. Fatigue behavior of Y-TZP ceramic after surface treatments. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2016 Apr;57:149-56.

Anami LC, Lima JMC, Corazza PH, Yamamoto ETC, Bottino MA, Borges ALS. Finite element analysis of the influence of geometry and design of zirconia crowns on stress distribution. *J Prosthodont.* 2015;24:146–51.

Basso GR, Moraes RR, Borba M, Griggs JA, Della Bona A. Flexural strength and reliability of monolithic and trilayer ceramic structures obtained by the CAD-on technique. *Dent Mater.* 2015 Dec;31(12):1453-9. doi: 10.1016/j.dental.2015.09.013. Epub 2015 Oct 23.

Benazzi S, Nguyen HN, Kullmer O, Kupczik K. Dynamic Modelling of tooth deformation using occlusal kinematics and finite element analysis. *PLoS ONE.* 2016; 11(3): e0152663. doi:10.1371/journal.pone.0152663

Benetti P, Kelly JR, Sanchez M, Della Bonna A. Influence of thermal gradients on stress state of veneered restorations. *Dent Mater.* 2014 May;30(5):554–63.

Benetti P. *Fratura Precoce da porcelana em restaurações com infra-estrutura de zircônia: influência dos gradientes térmicos no desenvolvimento e magnitude de tensões residuais e transitórias [tese].* São José dos Campos (SP): Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista; 2011.

Bonfante EA, Coelho PG. A critical perspective on mechanical testing of implants and prostheses. *Adv Dent Res.* 2016 Mar;28(1):18-27.

Borba M, Cesar PF, Griggs JA, Della Bona A. Step-stress analysis for predicting dental ceramic reliability. *Dent Mater.* 2013 Aug;29(8):913-8.

Campos TM, Ramos NC, Machado JP, Bottino MA, Souza RO, Melo RM. A new silica-infiltrated Y-TZP obtained by the sol-gel method. *J Dent.* 2016 May;48:55-61.

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

Christensen RP, Ploeger BJ. A clinical comparison of zirconia, metal and alumina fixed-prosthesis frameworks veneered with layered or pressed ceramic: a three-year report. *J Am Dent Assoc.* 2010 Nov;141(11):1317-29.

Conrad HJ, Seong WJ, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *J Prosthet Dent.* 2007 Nov;98(5):389-404.

Corazza PH, Feitosa AS, Borges AL, Della Bona A. Influence of convergence angle of tooth preparation on the fracture resistance of Y-TZP-based all-ceramic restorations. *Dent Mater.* 2013 Mar;29(3):339-47.

Costa AK, Kelly RD, Fleming GJ, Borges AL, Addison O. Laminated ceramics with elastic interfaces: a mechanical advantage? *J Dent.* 2015 Mar;43(3):335-41.

Crisp RJ, Cowan AJ, Lamb J, Thompson O, Tulloch N, Burke FJ. A clinical evaluation of all-ceramic bridges placed in UK general dental practices: first-year results. *Br Dent J.* 2008 Nov 8;205(9):477-82.

Cui C, Sun J. Optimizing the design of bio-inspired functionally graded material (FGM) layer in all-ceramic dental restorations. *Dent Mater J.* 2014:173-8.

De Jager N, Pallav P, Feilzer AJ. The influence of design parameters on the FEA-determined stress distribution in CAD-CAM produced all-ceramic dental crowns. *Dent Mater.* 2005 Mar;21(3):242-51.

Denry I, Kelly JR. Emerging ceramic-based materials for dentistry. *J Dent Res.* 2014;93(12):1235-42.

Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater.* 2008 Mar;24(3):299-307.

Du J, Niu X, Rahbar N, Soboyejo W. Bio-inspired dental multilayers: Effects of layer architecture on the contact-induced deformation. *Acta Biomater.* 2013;9:5273-9.

Fischer J, Stawarczyk B, Trottmann A, Hämmerle CH. Impact of thermal misfit on shear strength of veneering ceramic/zirconia composites. *Dent Mater.* 2009;25(4):419-23.

Garvie RC, Nicholson PS. Phase analysis in zirconia systems. *J Am Ceram Soc.* 1972;55:303-5.

Gonzaga CC, Cesar PF, Miranda Jr WG, Yoshimura HN. Slow crack growth and reliability of dental ceramics. *Dent Mater.* 2011 Apr;27(4):394-406.

Henriques B, Fabris D, Souza JCM, Silva FS, Guimarães JM, Zhang Y, et al. Influence of interlayer design on residual thermal stresses in trilayered and graded all-ceramic restorations. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl.* 2017;71:1037-45.

Huang M, Wang R, Thompson V, Rekow D, Soboyejo WO. Bioinspired design of dental multilayers. *J Mater Sci: Mater Med*. 2007;18:57–64.

Kaplan EL, Meier P. Nonparametric estimation from incomplete observations. *J Am Stat Assoc*. 1958;53(282):457–81.

Kelly JR. Ceramics in restorative dentistry and prosthesis dentistry. *Annu Rev Mater Sci*. 1997;27:443-68.

Kim JW, Liu L, Zhang Y. Improving the resistance to sliding contact damage of zirconia using elastic gradients. *J Biomed Mater Res B: Appl Biomater*. 2010;84:347-52.

Kim JW, Kim JH, Thompson VP, Zhang Y. Sliding contact fatigue damage in layered ceramic structures. *J Dent Res*. 2007 Nov;86(11):1046-50.

Kirmali O, Akin H, Ozdemir AK. Shear bond strength of veneering ceramic to zirconia core after different surface treatments. *Photomed Laser Surg*. 2013 Jun;31(6):261-8.

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. *Dent Mater*. 2013 Oct;29(10):1063-72.

Liu R, Sun T, Zhang Y, Zhang Y, Jiang D, Shao L. The effect of graded glass-zirconia structure on the bond between core and veneer in layered zirconia restorations. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2015 Jun;46:197-204.

Llobell A, Nicholls JI, Kois JC, Daly CH. Fatigue life of porcelain repair systems. *Int J Prosthodont*. 1992;5(3):205–13.

Madani A, Nakhaei M, Karami P, Rajabzadeh G, Salehi S, Bagheri H. Sol-gel dip coating of yttria-stabilized tetragonal zirconia dental ceramic by aluminosilicate nanocomposite as a novel technique to improve the bonding of veneering porcelain. *Int J Nanomedicine*. 2016 Jul 14;11:3215-23.

Madfa AA, Yue XG. Dental prostheses mimic the natural enamel behavior under functional loading: A review article. *Jpn Dent Sci Rev*. 2016;52:2-13.

Marshall SJ, Balooch M, Habelitz S, Balooch G, Gallagher R, Marshall GW. The dentin–enamel junction—a natural, multilevel interface. *J Eur Ceram Soc*. 2003;23:2897–904.

Marshall GW Jr, 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 Jan;54(1):87-95.

Miyamoto Y, Kaysser WA, Rabin BH, Kawasaki A, Ford RG. *Functionally Graded Materials: Design, Processing and Applications*. New York: Springer Science + Business Media; 1999.



Nelson WB. Accelerated Testing. New York: John Wiley & Sons, Inc; 1990.

Niu X, Rahbar N, Farias S, Soboyejo W. Bio-inspired design of dental multilayers: Experiments and model. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2009 Dec;2(6):596-602. doi: 10.1016/j.jmbbm.2008.10.009. Epub 2008 Nov 13.

Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*. 1999 Jan;20(1):1-25.

Quinn JB, Quinn GD, 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):343-52.

Ramos GF, Monteiro EB, Bottino MA, Zhang Y, Marques de Melo R. Failure Probability of Three Designs of Zirconia Crowns. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2015 Nov-Dec;35(6):843-9.

Ramos NdeC, Campos TM, Paz IS, Machado JP, Bottino MA, Cesar PF, et al. Microstructure characterization and SCG of newly engineered dental ceramics. *Dent Mater*. 2016 Jul;32(7):870-8.

Rekow D, Thompson VP. Engineering long term clinical success of advanced ceramic prostheses. *J Mater Sci Mater Med*. 2007 Jan;18(1):47-56.

Ren L, Janal MN, Zhang Y. Sliding contact fatigue of graded zirconia with external esthetic glass. *J Dent Res*. 2011 Sep;90(9):1116-21.

Sailer I, Feher A, Filser F, Gauckler LJ, Luthy H, Hammerle CH. Five year clinical results of zirconia frameworks for posterior fixed partial dentures. *Int J Prosthodont*. 2007 Jul-Aug;20(4):383-8.

Scherrer SS, Kelly JR, Quinn GD, Xu K. Fracture toughness (K<sub>Ic</sub>) of a dental porcelain determined by fractographic analysis. *Dent Mater*. 1999 Sep;15(5):342-8.

Silva NRFA, Bonfante EA, Rafferty BT, Zavanelli RA, Rekow ED, Thompson VP, et al. Modified Y-TZP core design improves all-ceramic crown reliability. *J Dent Res*. 2011 Jan;90(1):104-8.

Souza AC, Xavier TA, Platt JA, Borges AL. Effect of base and inlay restorative material on the stress distribution and fracture resistance of weakened premolars. *Oper Dent*. 2015;40:E158-66.

Swain MV. Unstable cracking (chipping) of veneering porcelain on all-ceramic dental crowns and fixed partial dentures. *Acta Biomater*. 2009 Jun;5(5):1668-77.

Sung M, Han CH, Kim S. A novel coping design to decrease maximum principal stress in zirconia ceramic restorations. *J Prosthodont*. 2014 Oct;23(7):534-9.

Tholey MJ, Swain MV, Thiel N. SEM observations of porcelainY-TZP interface. *Dent Mater.* 2009;25(7):857–62.

Tyldesly WR. Mechanical properties of human dental enamel and dentin. *Br Dent J.* 1959;106:269-78.

Villefort RF, Amaral M, Pereira GK, Campos TM, Zhang Y, Bottino MA, et al. Effects of two grading techniques of zirconia material on the fatigue limit of full-contour 3-unit fixed dental prostheses. *Dent Mater.* 2017 Apr;33(4):e155-e164. doi: 10.1016/j.dental.2016.12.010. Epub 2017 Jan 21.

White SN, Miklus VG, Chang PP, Caputo AA, Fong H, Sarikaya M, et al. Controlled failure mechanisms toughen the dentino-enamel junction zone. *J Prosthet Dent.* 2005;94:330-5.

Yi YJ, Kelly JR. Effect of occlusal contact size on interfacial stresses and failure of a bonded ceramic: FEA and monotonic loading analyses. *Dent Mater.* 2008;24:403-9.

Zhang Y, Sailer I, Lawn BR. Review: Fatigue of dental ceramics. *J Dent.* 2013 Dec;41(12):1135-47.

Zhang Y, Chai H, Lee JJW, Lawn BR. Chipping resistance of graded zirconia ceramics for dental crowns. *J Dent Res.* 2012 Mar;91(3):311-5.

Zhang Y, Kim JW. Graded zirconia glass for resistance to veneer fracture. *J Dent Res.* 2010;89:1057-62.

Zhang Y, Ma L. Optimization of ceramic strength using elastic gradients. *Acta Mater.* 2009;57:2721-9.