



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

LARISSA MARCIA MARTINS ALVES

**FADIGA DESLIZANTE EM RESTAURAÇÕES DE ZIRCÔNIA
TRANSLÚCIDA SUBMETIDAS A DIFERENTES ACABAMENTOS DE
SUPERFÍCIE: probabilidade de sobrevivência e potencial de
desgaste**

2021

LARISSA MARCIA MARTINS ALVES

**FADIGA DESLIZANTE EM RESTAURAÇÕES DE ZIRCÔNIA TRANSLÚCIDA
SUBMETIDAS A DIFERENTES ACABAMENTOS DE SUPERFÍCIE: probabilidade
de sobrevivência e potencial de desgaste**

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, do Programa de Pós-Graduação em ODONTOLOGIA RESTAURADORA.

Área: Prótese Dentária. Linha de pesquisa: Desempenho de Materiais Reabilitadores Protéticos.

Orientadora: Pesq. III Dra. Renata Marques de Melo Marinho

Coorientador: Dr. Tiago Moreira Bastos Campos

São José dos Campos

2021

Instituto de Ciência e Tecnologia [internet]. Normalização de tese e dissertação [acesso em 2021]. 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).

Alves, Larissa Marcia Martins

Fadiga deslizante em restaurações de zircônia translúcida submetidas a diferentes acabamentos de superfície: probabilidade de sobrevivência e potencial de desgaste / Larissa Marcia Martins Alves. - São José dos Campos : [s.n.], 2021.

71 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, 2021.

Orientadora: Renata Marques de Melo Marinho

Coorientador: Tiago Moreira Bastos Campos

1. Prótese dentária. 2. Cerâmica. 3. Sílica gel. 4. Falha de restauração dentária. 5. Desgaste de restauração dentária. I. Marinho, Renata Marques de Melo, orient. II. Campos, Tiago Moreira Bastos, 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

Pesquisadora III Dra. Renata Marques de Melo Marinho (Orientador)

Universidade Estadual Paulista (Unesp)

Instituto de Ciência e Tecnologia

Campus de São José dos Campos

Prof. Dr. Alexandre Luiz Souto Borges

Universidade Estadual Paulista (Unesp)

Instituto de Ciência e Tecnologia

Campus de São José dos Campos

Prof. Dr. João Mauricio Ferraz da Silva

Universidade Estadual Paulista (Unesp)

Instituto de Ciência e Tecnologia

Campus de São José dos Campos

Prof. Dr. Rodrigo Othávio de Assunção e Souza

Universidade Federal do Rio Grande do Norte

Instituto de Ensino Superior

Campus de Natal

Prof. Dr. Frederico dos Reis Goyatá

Universidade Federal de Alfenas

Instituto de Ensino Superior

Campus de Alfenas

São José dos Campos, 11 de março de 2021.

DEDICATÓRIA

Com gratidão, dedico este trabalho a Deus, meu Protetor, que me guia, me ampara e me ilumina. Devo a Ele tudo o que sou.

Dedico esta nova conquista a toda minha família. E, em especial minha mãe, Mara, que sempre esteve ao meu lado, me apoiando e que sempre vibra com as minhas vitórias. Aos meus irmãos João Paulo, Gustavo, Aline e Pedro, que torcem e acreditam em mim e, me deram forças para que eu pudesse chegar até aqui. As minhas sobrinhas Ana Clara, Alice e Aurora, presentes de vida que meus irmãos me deram. Amo todos vocês!

AGRADECIMENTOS

À UNESP - Universidade Estadual Paulista, na pessoa da diretora do Instituto de Ciência e Tecnologia de São José dos Campos, Profa. Adj. Rebeca Di Nicoló e vice-diretor Prof. Adj. Cláudio Antônio Talge Carvalho e ao Programa de Pós-graduação em Odontologia Restauradora, na pessoa do coordenador Prof. Adj. Alexandre Luiz Souto Borges. Obrigada por me receberem nessa instituição e por todo crescimento a mim proporcionado.

À minha orientadora Professora Renata Melo, por todos os ensinamentos, pelos conhecimentos transmitidos sempre de forma tão generosa, atenciosa e serena. Obrigada por toda a sua paciência e compreensão, por acreditar no meu potencial e por todas as oportunidades que você me proporcionou. Mais uma vez eu só tenho motivos para te agradecer. Com a sua ajuda e contribuição termino esse ciclo como uma pessoa melhor. Minha especial admiração e gratidão.

Ao meu coorientador Dr. Tiago Campos, com quem eu compartilhei muito mais do que dúvidas científicas, você ouviu meus medos, minhas angústias e vibrou com as minhas conquistas. Muito obrigada por ser uma constante fonte de motivação e incentivo ao longo de todos esses anos, por me ouvir e me dar forças na ciência e na vida!

Ao Professor Yu Zhang minha eterna gratidão por ter me acolhido tão bem na Universidade de Nova Iorque. Por toda generosidade, carinho, cuidado e atenção. Obrigada por ter tornado a minha experiência pessoal e profissional no exterior tão valiosa e enriquecedora, certamente eu devo isso ao senhor. Foi um prazer trabalhar ao seu lado!

Ao Professor Alexandre Borges, pelas contribuições nesse trabalho, por todos os ensinamentos transmitidos sempre de forma carismática, pelo agradável convívio durante esses anos de pós-graduação, pelo suporte e pela torcida. Professores como o senhor fazem toda a diferença na trajetória de um aluno. Muito Obrigada!

Ao Professor Frederico Goyatá, quem me iniciou na pesquisa científica e me motivou a prosseguir meus estudos na pós-graduação acadêmica. Serei eternamente grata por isso. Admiro sua dedicação e seu esforço profissional. O seu amor pela Odontologia e pela docência me inspiram.

Ao Professor Rodrigo Othávio, obrigada pela disponibilidade para avaliar esse trabalho, pelas considerações e, também, pela contribuição enriquecedora na minha formação profissional. Obrigada pela sua gentileza, compreensão e seriedade de sempre.

Ao Professor João Maurício Ferraz, por dedicar o seu tempo para ler esse trabalho e fazer as considerações. Pela contribuição do meu crescimento profissional durante a especialização. Por ser um exemplo de professor e profissional competente e dedicado.

Ao Professor Marco Antônio Bottino, por quem eu tenho uma imensa admiração e respeito, obrigada por contribuir para a execução desse trabalho, por toda ajuda durante esses anos e pela confiança depositada em mim. Sou muito grata por ter dito o prazer de conviver com o senhor!

Ao Professor Ivan Balducci, por toda a atenção e convívio, pela ajuda na análise dos dados desse trabalho e por todos conhecimentos estatísticos transmitidos.

Aos demais Professores do Programa de Pós-graduação em Odontologia Restauradora que foram de fundamental importância na construção da minha vida profissional.

Às minhas amigas Gabriela Ramos, Nathália Ramos e Dominique Toyama. Eu serei eternamente grata pelo acolhimento que eu recebi de vocês quando cheguei na UNESP, pelo suporte, pelas orientações, pelos ensinamentos, pela amizade, pela força, foram tantas coisas boas, que se torna impossível mencionar todas elas. Nath, um agradecimento especial pela participação e contribuição na execução desse trabalho, muito obrigada pela ajuda!

Aos meus queridos amigos de pós-graduação Lígia Yamamoto, Patrícia Contreras, Júlio Luz, Ana Beatriz Gomes, Guilherme Schmitt, Aline Barcellos, Pamela Ricco, Jean Miranda, Jefferson Matos e Leonardo Jiro. Obrigada por todo convívio e apoio essenciais para tornar o caminhar da pós-graduação muito mais leve e agradável. Sou grata a Deus por tê-los colocado no meu caminho. Vocês continuaram presentes em minha vida.

Aos amigos que a NYU me deu, Camila Rodrigues, João De Bortoli, Ernesto Benalcazar, João Abreu e Beatriz Togoro, a minha eterna gratidão pelo acolhimento, companheirismo, por estarem do meu lado nessa experiência única e incrível, que representa tanto para todos nós. Vocês estarão sempre no meu coração.

Aos colegas do nosso grupo de pesquisa, os Renatetes, Pedro Prado, Ana Carolina Silva, Amanda Oliveira, Jonas Rodrigues e Amir Dimashkieh. Obrigada pelo convívio,

pela nossa parceria, pelas ajudas e trocas. Sinto muito carinho por vocês, contem sempre comigo!

À todos os colegas da pós-graduação Amanda Dal Piva, João Paulo Tribst, Jéssica Dias, Marcela Penteadó, Camila Madruga, Mirian Bueno, Gabriela Fonseca, Vandenberg Diniz, Dayana Campanelli, Aline Lins, Marcelo Gallo, Fernanda Abu-izze, Nayara Barchetta, Tabata Sato, Ana Flávia Reis, Hilton Riquieri, Elisa Kukulka, Elisa Grassi, Isabela Tanaka, Jhenifer Silva, Joyce de Souza, Larissa Barreto, Larissa Campaner, Laura Ortiz, Laura Calvache, Manassés Grangeiro, Mateus Grande, Murilo Rodrigues, Natália Gonçalves, Natália Rossi, Pedro Diamantino, Renata Samico, Carlos Eduardo Datte, Cristiane Inagati, Guilherme Scalzer, Michelle Gomes, Leonardo Gomes e Rossana Pignataro, Marcos Silveira, Alana Barbosa, Júlio Ferraz, Luigi Sichi, Fernanda Pierri, Priscila Rossi, Lais Ladim. Obrigada pelo compartilhamento de experiências de forma construtiva e por fazerem parte da minha formação. Um agradecimento especial a minha querida aluna de iniciação científica, Isabela Macedo, obrigada por me dar a oportunidade de te orientar e de conviver de perto com a pessoa incrível e bondosa que você é!

Aos meus amigos de coração Tatiana Kunihira, Isabela Cardoso, André Nascimento, Géssica Migoto, Fabiana Novaes, Glória Portugal, Michel Shima e Ana Beatriz Maia, que sempre estiveram ao meu lado, obrigada pela amizade de vocês e pela compreensão dos momentos de ausência.

À todos os funcionários da UNESP, em especial, aos profissionais da Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese, Márcio, Thaís, Lilian, Fernandinho, Marcão, Juliane por toda ajuda ao longo desses anos.

Ao Carlos Guedes e à Michele, pela disponibilidade e orientações, nos ajudando sempre que precisamos.

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

À New York University (NYU) College of Dentistry, ao Biomaterials and Biomimetics Department e aos profissionais e professores, pela colaboração e que contribuição para a execução desse trabalho e por todas as amizades que eu tive a sorte de desfrutar.

To my foreign friends Sonaj Vardhaman, Ravi Shrivastav, Chek Hai, Jeff Buizastrow, Zhizun Wang, Tomo Okamoto, thank you for every moment we spent together, for the precious memories we have made. It was a great pleasure to meet you guys!

À empresa Tecnodrill, em nome de Gustavo Freitas, que gentilmente realizaram a fresagem das restaurações, contribuindo de forma significativa para a realização desse trabalho.

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) por todo o financiamento dessa pesquisa através da minha bolsa de Doutorado Regular no País (2017/20633-9), no período de 01/03/2018 a 07/03/2021, e da bolsa de Estágio Pesquisa no Exterior (BEPE 2018/22627-9), no período de 01/04/2019 a 07/12/2019.

Agradeço aos que estiveram do meu lado durante todos esse anos de pós-graduação, a todos que diretamente ou indiretamente contribuíram para a realização desse trabalho e me ajudaram a chegar até aqui. Meus sinceros agradecimentos.

SUMÁRIO

RESUMO	10
ABSTRACT	11
1 INTRODUÇÃO.....	12
2 REVISÃO DE LITERATURA.....	15
2.1 Evolução da zircônia na Odontologia.....	15
2.2 Fatores que influenciam o desgaste do esmalte dentário e material restaurador.....	17
2.3 Infiltração da zircônia.....	19
2.4 Fadiga e sobrevivência.....	21
3 PROPOSIÇÃO.....	24
4 MATERIAL E MÉTODOS.....	25
4.1 Confeção dos espécimes.....	25
4.2 Realização dos acabamentos de superfície.....	29
4.2.1 Infiltração de Sílica pelo método sol-gel.....	29
4.2.2 Infiltração por vidro.....	30
4.2.3 Polimento e Glaze.....	30
4.3 Cimentação das restaurações.....	32
4.4 Fadiga deslizante.....	34
4.5 Análise de sobrevivência.....	35
4.6 Análise de desgaste.....	35
4.7 Análise da rugosidade.....	36

4.8 Microscopia eletrônica de varredura (MEV)	36
4.9 Análise estatística.....	38
5 RESULTADO.....	39
5.1 Análise de probabilidade de sobrevivência	39
5.2 Análise de desgaste	45
5.3 Análise da rugosidade.....	47
5.4 Microscopia eletrônica de varredura (MEV).....	49
6 DISCUSSÃO.....	56
7 CONCLUSÃO	61
REFERÊNCIAS	62

Alves LMM. Fadiga deslizante em restaurações de zircônia translúcida submetidas a diferentes acabamentos de superfície: probabilidade de sobrevivência e potencial de desgaste [tese]. São José dos Campos (SP): Universidade Estadual Paulista (Unesp), Instituto de Ciência e Tecnologia; 2021.

RESUMO

Este estudo avaliou influência de diferentes métodos de acabamento de superfície na probabilidade de sobrevivência de restaurações de zircônia translúcida e o potencial de desgaste ao antagonista. Foram utilizados 220 preparos confeccionados em resina epóxi (Nema G10) que receberam restaurações do tipo “*table top*” de zircônia e dissilicato de lítio (1.0 mm de espessura), 100 em YZ HT, 100 em KATANA UTML e 20 em IPS e.max CAD. Cada grupo de zircônia foi dividido em cinco subgrupos de acordo com o acabamento de superfície: Polimento - borrachas diamantadas com 2 granulações; Glaze - camada de glaze; Polimento e Glaze - polimento e glaze associados; Infiltração com sílica; Infiltração com vidro. As restaurações de dissilicato de lítio receberam uma camada de glaze. Os espécimes foram submetidos à fadiga deslizante em uma máquina de ensaio com carga de 200 N, a uma frequência de 4 Hz, totalizando 1.250.000 ciclos. A cada 416.666 ciclos a máquina foi interrompida e as restaurações foram avaliadas quanto à presença de falhas em estereomicroscópio. O antagonista foi analisado quanto aos parâmetros de desgaste. Foram realizadas análises de rugosidade, microestruturais e fractográfica. Kaplan – Meier, Mantel – Cox (log-rank) e ANOVA compararam os dados. Não foram observadas diferenças para profundidade de desgaste entre os grupos de zircônia, porém os acabamentos glaze e infiltração de vidro promoveram maior volume de desgaste do que a infiltração de sílica e polimento e glaze. Ambas zircônias promoveram maior profundidade e volume de desgaste ao antagonista do que o dissilicato de lítio. Foi observada diferença na rugosidade entre o tipo de zircônia e os acabamentos de superfície, enquanto que o dissilicato de lítio apresentou rugosidade semelhante as zircônias com glaze. Micrografias (MEV) demonstraram a remoção dos acabamentos de superfície após a fadiga deslizante para todos os grupos. A análise fractográfica demonstrou que as fraturas tiveram início na área de contato oclusal e a análise de *cross-section* demonstrou que Katana e e.max CAD apresentaram mais defeitos na superfície após a fadiga do que a Vita. A zircônia Vita apresentou maior probabilidade de sobrevivência comparado a Katana e ao dissilicato de lítio. Restaurações de zircônia com os acabamentos polimento+glaze e infiltração de sílica promoveram menor volume de desgaste ao antagonista comparadas as restaurações de zircônia com glaze ou infiltradas com vidro, enquanto o polimento apresentou o mesmo potencial abrasivo de todos os acabamentos. Além disso, a vitrocerâmica apresentou menor potencial de desgaste do antagonista do que ambas as zircônias.

Palavras-chave: Prótese dentária. Cerâmica. Sílica gel. Desgaste de restauração dentária. Falha de restauração dentária.

Alves LMM. *Sliding contact fatigue in translucent zirconia restorations submitted to different surface finishes: survival probability and wear potential [doctorate thesis]. São José dos Campos (SP): São Paulo State University (Unesp), Institute of Science and Technology; 2021.*

ABSTRACT

This study evaluated the surface finishes influence on the survival probability of translucent zirconia restorations and also the wear potential against steatite antagonist. 220 epoxy resin (Nema G10) preparations received zirconia and lithium disilicate table top restorations (1.0 mm thickness), 100 milled in YZ HT, 100 in KATANA UTML and 20 in IPS e.max CAD. Each zirconia group was divided into five subgroups according to the surface finish: Polishing (P) 2 granulations diamond rubbers; Glaze (G) glaze layer; Polishing and Glaze (PG) polishing and glaze associated; Silica infiltration (IS); Glass infiltration (IV). The lithium disilicate restorations received a glaze layer (EG). The specimens were submitted to sliding fatigue test in a mechanical machine against steatite sphere. The parameters were: 200 N loads, 4 Hz of frequency, totaling 1,250,000 cycles. Every 416,666 cycles the restorations were evaluated in stereomicroscope for failures presence (cracks, fractures or detachment of the restorations). Roughness, microstructural, fractographic and wear analysis were performed. Kaplan–Meier, Mantel–Cox (log-rank) and ANOVA compared the data. The failure survival was different among the groups. No difference was observed for wear depth among zirconia groups, whereas glaze and glass infiltration promoted greater volume loss than silica infiltration and polishing plus glaze. Both zirconia promoted greater volume loss and wear depth to the antagonist than lithium disilicate. Difference was observed for roughness among the zirconia and surface finishes, while lithium disilicate presented similar roughness compared to both glazed zirconia. Micrographs (SEM) showed the surface finishes removal after sliding fatigue for all groups. Fractographic analysis showed occlusal contact area as fractures origin and the cross-section analysis showed that Katana and e.max CAD presented more surface defects after fatigue than Vita. The Vita restorations presented higher survival probability compared to Katana and lithium disilicate restorations. Zirconia polished+glaze and silica infiltration promoted less antagonist volume loss compared to glazed or glass infiltrated, while polishing had the same wear potential as all finishes. In addition, the glass-ceramic presented less potential to wear the antagonist than both zirconia.

Palavras-chave: Dental prosthesis. Ceramics. Silica gel. Dental restoration wear. Dental restoration failure.

1 INTRODUÇÃO

As restaurações totalmente cerâmicas tornaram-se uma opção para dentes com comprometimento estrutural por suas propriedades mecânicas, biocompatibilidade e estética favorável (Denry, Kelly, 2008; Piconi, Maccauro, 1999). Dentre os materiais cerâmicos, a zircônia tetragonal policristalina parcialmente estabilizada por óxido de ítrio (Y-TZP) tem sido o material de eleição para infraestrutura de restaurações *metal-free* (Soares et al., 2017) devido ao seu desempenho mecânico superior e mecanismo de tenacificação (Piconi, Maccauro, 1999). Por não apresentar boa translucidez a zircônia, via de regra, precisa ser recoberta por uma cerâmica vítrea (feldspática) com propriedades ópticas semelhantes às do dente natural (Benetti et al., 2010).

A principal limitação dos bilaminados de zircônia/porcelana são as falhas, que podem ocorrer na superfície da cerâmica de cobertura (*chipping*) (Tholey et al., 2011) ou na interface adesiva entre cerâmica de cobertura e infraestrutura (delaminação) (Aboushelib et al., 2009; Koenig et al., 2013). Vários fatores podem contribuir para este comportamento, dentre eles: incompatibilidade entre os coeficientes de expansão térmica linear (CETL) (DeHoff et al., 2008), diferenças de condutividade térmica dos materiais (Swain, 2009), tipo de processamento laboratorial (Martins et al., 2010), falta de suporte anatômico para cerâmica de cobertura (Tholey et al., 2011) e estresse térmico residual (Belli et al., 2012; Swain, 2009).

A fim de tentar superar os inconvenientes relacionados à união entre as camadas, foi desenvolvida a zircônia monolítica (Gracis et al., 2015), que apresenta maior translucidez, dispensando a necessidade da cerâmica de cobertura, somado ao notável desempenho mecânico (Denry, Kelly, 2014). Desta forma, a translucidez da zircônia pode ser aumentada com a redução da porosidade (Boulesteix et al., 2010; Luo et al., 2014) e da quantidade de alumina (considerada um contaminante) (Harada et al., 2016). Outros fatores como o tamanho do grão e a temperatura de sinterização também podem influenciar na translucidez (Klimke et al., 2011; Zhang, 2014).

Assim, dependendo de como estas variáveis atuam, o material pode apresentar translucidez variada, como demonstrado na comparação entre os diversos tipos de zircônia translúcida (Harada et al., 2016). Portanto, deve-se perguntar como

essas nuances que afetam as características ópticas do material podem afetar também o desempenho mecânico em fadiga.

Ao mesmo tempo, é importante saber como a zircônia monolítica se comportará ao contato direto com os fluidos bucais e o impacto das forças oclusais (Alghazzawi et al., 2012). Nas restaurações monolíticas, a zircônia recebe apenas a camada de glaze na superfície. Além de proporcionar estética (Janyavula et al., 2013), o glaze previne a degradação hidrotérmica lenta do material (Valentino et al., 2012). Contudo, alguns estudos mostraram que a zircônia com glaze promove um desgaste mais acentuado ao antagonista do que a zircônia polida (Park et al., 2014; Preis et al., 2016; Sabrah et al., 2013) e que essa camada pode se deteriorar em função, expondo a zircônia (Etman, 2009). A exposição da zircônia torna-a susceptível à degradação e ao nucleamento de trincas, comprometendo as propriedades mecânicas (Swain, 2014). Além disso, a exposição da zircônia também pode contribuir para o aumento da rugosidade de superfície, condição que influencia a quantidade de desgaste. Desta forma, o potencial desgaste aos antagonistas e a degradação em baixa temperatura ainda são preocupações no uso de qualquer zircônia.

Como alternativa a aplicação do glaze, a infiltração de sílica na zircônia foi proposta. Este método deposita o vidro no material pré-sinterizado em temperatura ambiente e, de maneira simples e com baixíssimo custo, a zircônia pode ser infiltrada pelo método conhecido como sol-gel, que 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 seco em temperatura não muito alta e infiltrado nas porosidades (Miyamoto et al., 1999). Com este método é possível depositar o vidro dentro dos poros antes da sinterização e diminuir os defeitos, melhorando as propriedades do material. Neste sentido, observou-se uma redução significativa da degradação em baixa temperatura (Samodurova et al., 2015), melhora na distribuição das tensões (Zhang, Kim, 2010), aumento da homogeneidade estrutural (Campos et al., 2016) e aumento do limite de fadiga (Villefort et al., 2017).

Pacientes com dentes comprometidos por desgaste resultantes de desordens oclusais, bruxismo e/ou apertamento e até mesmo por erosão dental precisam ser reabilitados. As resinas compostas podem ser utilizadas quando se tem remanescente dentário em esmalte, porém quando o desgaste é mais acentuado, é necessário optar por um material cerâmico (Schlichting et al., 2016). Dentre as cerâmicas, o dissilicato

de lítio vem sendo muito utilizado nas restaurações de cobertura parcial e total (Schlichting et al., 2011). Entretanto, sabe-se que a zircônia apresenta propriedades mecânicas superiores ao dissilicato de lítio (Choi et al., 2017). Desta forma, este trabalho propõe avaliar o comportamento de restaurações do tipo “*table tops*” confeccionadas com zircônia translúcida. Existe ainda a discutível adesão da zircônia aos cimentos resinosos que, no cenário de preparos minimamente invasivos para estas restaurações, pode levar ao descolamento durante os esforços mastigatórios ou oclusais deslizantes. Portanto, a infiltração de vidro também apresenta-se como uma forma de melhorar a união aos cimentos resinosos (Zhang, Kim, 2009).

Diante do exposto, os objetivos deste trabalho foram avaliar a probabilidade de sobrevivência com fadiga deslizante de restaurações de zircônia translúcida (“*table tops*”) após vários acabamentos de superfície, dentre eles dois tipos de infiltrações com sílica e, avaliar o potencial de desgaste ao antagonista.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 Evolução da zircônia na Odontologia

As reabilitações livres de metal tornaram-se uma opção de tratamento para atender a alta demanda por tratamentos estéticos por parte dos pacientes, pois as cerâmicas apresentam propriedades ópticas que mimetizam a estrutura dentária (Manicone et al., 2007). Diferentes sistemas cerâmicos, variando sua composição/microestrutura, as indicações clínicas e o desempenho mecânico (Belli et al., 2017). Dentre eles, a zircônia apresenta propriedades mecânicas superiores quando comparada às cerâmicas vítreas, além do mecanismo de tenacificação (Piconi, Maccauro, 1999).

A zircônia é uma cerâmica metaestável que possui 3 fases cristalinas: monoclinica (temperatura ambiente), tetragonal (de 1170°C até 2370°C) e cúbica (acima de 2370°C) (Chevalier et al., 2009). A fase monoclinica por si só não apresenta desempenho mecânico proeminente, por isso a fase tetragonal é estabilizada na temperatura ambiente pela adição de dopantes como: MgO, CaO ou Y₂O₃, sendo o óxido de ítrio o mais comum. A zircônia utilizada na Odontologia possui 3% mol de ítrio (3Y-TZP) e a capacidade de reversão dos grãos tetragonais em monoclinico quando tensões são aplicadas no material, resultando no aumento do volume dos grãos em aproximadamente 3%. Essa expansão absorve energia e melhora a resistência ao dano, pois dificulta a propagação de trincas, proporcionando alta tenacidade à fratura (Denry, Kelly, 2008).

Apesar das excelentes propriedades mecânicas, a primeira geração da 3Y-TZP apresenta limitações estéticas, devido a sua alta opacidade. Isso se deve principalmente a birrefringência das fases cristalinas (tetragonal e monoclinica) que resultam no espalhamento da luz a partir dos limites dos grãos, poros e aditivos (Harada et al., 2016; Zhang, Lawn, 2018). Por isto, as restaurações em zircônia eram recobertas com uma cerâmica com propriedades ópticas que mimetizam o dente natural (Conrad et al., 2007). Entretanto, estas restaurações bilaminadas apresentaram falhas clínicas que foram atribuídas a vários fatores, sendo alguns

deles: diferentes coeficientes de expansão térmica (CET) dos materiais que geram tensões na interface (Benetti et al., 2014), geometrias de restaurações inadequadas resultando em material de recobrimento sem suporte (Ramos et al., 2015; Silva et al., 2011), inclusão de defeitos a partir de falhas no processamento do material ou na confecção das restaurações (Lima et al., 2013; Scherrer et al., 1999), menor módulo de elasticidade e tenacidade à fratura da cerâmica de recobrimento (Quinn et al., 2010).

A fim de contornar as limitações das restaurações bilaminadas, surgiram as zircônias monolíticas, com mudanças no processamento, buscando o aumento da translucidez. Para isso, a segunda geração 3Y-TZP apresentou diminuição na quantidade de alumina e eliminação das porosidades a partir do aumento da temperatura de sinterização (Zhang, Lawn, 2018). A alumina está presente na composição da zircônia auxiliando o processo de sinterização e prevenindo a formação de porosidades (Kwon et al., 2018). Além disto, ajuda a estabilizar os grãos de zircônia diminuindo a susceptibilidade a degradação química (Nogiwa-Valdez et al., 2013). Porém, esse aditivo possui um índice de refração diferente da zircônia, e o seu teor pode diminuir a transmissão de luz (Zhang et al., 2012a). Portanto, a alumina foi reduzida de 0,25% para 0,05% por peso, permitindo um pequeno aumento de translucidez na zircônia, porém ainda não satisfatório para o seu uso em reabilitações na região dos dentes anteriores (Zhang, Lawn, 2018).

Com o objetivo de obter maior translucidez para esta cerâmica, foi incorporado maior conteúdo de óxido de na sua composição, 4% e 5% mol, resultando nas zircônias parcialmente estabilizadas, 4Y-PSZ e 5Y-PSZ, respectivamente. O ganho estético está relacionado a alguns fatores, sendo um deles o aumento de fase cúbica. A fase cúbica é isotrópica, ou seja, apresenta uma propriedade constante para qualquer direção analisada. Isto se deve aos tamanhos iguais das arestas da estrutura cristalina, característica que diminui a dispersão de luz nos limites dos grãos (Zhang, 2014), assim a zircônia cúbica parece mais translúcida. Outro fator, é o aumento do tamanho dos grãos a partir do aumento da temperatura de sinterização. Como já mencionado anteriormente, quando a luz passa pela zircônia, ela se espalha nos limites dos grãos. Com isto, quanto maior o tamanho dos grãos, menos limites entre eles, o que gera menos dispersão de luz e maior translucidez (Harada et al., 2016). O tamanho dos grãos das zircônias da 1ª e 2ª gerações variam entre 0,5 a 1,0 μm , já a

3ª geração apresenta grãos de 1,5 µm (Zhang, Lawn, 2018).

Estas mudanças proporcionaram o aumento da translucidez, mas por outro lado comprometeram o desempenho mecânico da zircônia. A fase cúbica não apresenta o mecanismo de tenacificação, com isso resistência e tenacidade foram reduzidas (Zhang et al., 2016). Essa nova geração buscou associar o bom desempenho mecânico da zircônia a uma translucidez próxima a do dissilicato de lítio. Harada et al. (2016) demonstraram que o e.max CAD LT foi significativamente mais translúcido do que as zircônias avaliadas, com uma diferença de translucidez de aproximadamente 14% em comparação com Katana UT/ST e 26% com a Katana HT, considerando 1 mm de espessura. Segundo o fabricante coroas posteriores confeccionadas com e.max CAD necessitam de uma espessura mínima da camada oclusal de 1,5 mm. Já a resistência superior da zircônia permite a confecção de restaurações com menor espessura, sendo a indicação entre 0,5 a 1,0 mm para as Katanas HT e ST/UT, respectivamente. Isto demonstra, que restaurações indiretas em dentes posteriores com zircônias monolíticas apresentam estética satisfatória (Harada et al., 2016).

2.2 Fatores que influenciam o desgaste do esmalte dentário e material restaurador

O desgaste dental ocorre por um complexo processo consequente de condições fisiológicas ou patológicas (Smith et al., 1997). O desgaste fisiológico ocorre de forma progressiva e lenta a partir do contato direto entre dentes ou dentes e materiais restauradores. Nos dentes posteriores observa-se a diminuição da convexidade das cúspides e nos anteriores das bordas incisais. Desordens fisiológicas promovem uma acentuada perda de estrutura dentária que pode afetar a oclusão e desequilibrar a harmonia do sistema estomatognático, além de comprometer a estética (Dawson, 1989; Oh et al., 2002). Por isto, é imprescindível reestabelecer a morfologia oclusal promovendo função e estética. Restaurações oclusais são consideradas uma opção de tratamento conservador para os dentes posteriores e podem ser confeccionadas com resina composta ou cerâmica. Ao

contrário das resinas compostas, as cerâmicas apresentam maior resistência a abrasão e estabilidade de cor. Heck et al. (2019) demonstraram que este tipo de restauração quando confeccionada em dissilicato de lítio apresentou melhor desempenho mecânico comparado a uma vitrocerâmica reforçada por leucita. Porém, por apresentar propriedades mecânicas superiores ao dissilicato de lítio, a zircônia permite a confecção de restaurações mais finas, necessitando de menor desgaste dental (Choi et al., 2017), possibilitando assim a execução de um tratamento mais conservador. O material reabilitador selecionado deve suportar as cargas oclusais, resistir ao desgaste e não gerar danos ao antagonista.

Diversos fatores influenciam o desgaste das restaurações cerâmicas e do esmalte dental, sendo eles fatores físicos, químicos e microestruturais (Oh et al., 2002). Estudos prévios associaram a dureza das cerâmicas à abrasividade ao antagonista (Hudson et al., 1995; Mahalick et al., 1971; Monasky et al., 1971). Entretanto, Oh et al. (2002) esclareceram que materiais friáveis não apresentam uma relação entre desgaste e dureza, uma vez que o desgaste entre cerâmicas ou cerâmica e esmalte ocorre por fratura e não por deformação plástica, como nos metais. Por isto, a tenacidade a fratura é uma propriedade significativa no desempenho quanto ao desgaste das cerâmicas. O processo de desgaste nesses materiais inicia a partir de uma trinca, que sob carregamentos cíclicos se propaga até que ocorra a fratura do material (Mecholsky, 1995). Sendo assim, um material que resiste a propagação de trincas está menos susceptível ao desgaste. Somado a isto, o desgaste apresenta menor abrasividade pois menos detritos são gerados. Outro fator que apresenta correlação ao desgaste é o coeficiente de fricção entre dois materiais. Este parâmetro depende do tamanho e da forma da área de contato, qualidade das superfícies e força aplicada. Quanto maiores a rugosidade, a força e a velocidade de deslizamento, maior o coeficiente de fricção e maior o desgaste (Koran, 1972).

Fatores microestruturais incluem a presença de porosidades e características dos cristais. Além de reduzir o potencial estético e a resistência, porosidades presentes na subsuperfície quando expostas durante o processo de desgaste, geram defeitos com bordas afiadas que aumentam a abrasividade e o desgaste ao antagonista. A abrasividade também pode ser influenciada pela natureza, tipo, morfologia e distribuição dos cristais na estrutura da cerâmica (Oh et al., 2002).

A degradação química das cerâmicas ocorre a partir da diminuição do pH. O

ambiente ácido, resultante de problemas gastrointestinais, promove um acentuado processo de desmineralização da cerâmica e do esmalte. Isto resulta em maior rugosidade e menor resistência ao desgaste, o que aumenta o dano ao antagonista (Oh et al., 2002).

Como mencionado anteriormente, a qualidade da superfície da restauração está relacionada com o potencial de desgaste. A usinagem das restaurações cerâmicas em CAD/CAM resulta em uma superfície rugosa (Lebon et al., 2015; Mota et al., 2017). Além disto, os ajustes clínicos com brocas diamantadas são frequentemente necessários para correção de contatos oclusais e contornos de restaurações e, assim como a usinagem aumentam a rugosidade (Chun et al., 2017). Com isto, os procedimentos que regularizam a superfície são indispensáveis. O polimento progressivo com borrachas abrasivas é considerado um método eficaz para diminuir a rugosidade (Caglar et al., 2018; Preis et al., 2015). Outro método comumente utilizado é a aplicação de uma fina camada de glaze que além de lisura, promove uma superfície estética (Haralur, 2012). O glaze consiste em um material vítreo que é aplicado na superfície da cerâmica a partir de uma mistura entre pó e líquido ou spray (Chun et al., 2017; Pozzobon et al., 2017).

Recentemente, Selvaraj et al. (2020) realizaram um estudo *slipt mouth* no qual pacientes foram restaurados com duas coroas de zircônia, sendo uma com polimento e outra com glaze. Impressões foram realizadas imediatamente e após um ano da cimentação, foram confeccionadas réplicas em gesso que posteriormente, foram escaneadas e pela sobreposição de imagens foi possível calcular o desgaste. Os autores observaram um maior desgaste tanto do esmalte antagonista quanto da restauração quando a zircônia foi tratada com glaze. Esta camada é facilmente removida durante a função e expõe a zircônia rugosa, somado a isso as partículas de glaze desgastadas promovem a formação de detritos responsáveis pelo aumento da abrasividade (Janyavula et al., 2013).

Uma alternativa ao glaze consiste na infiltração de sílica ou vidro na zircônia através de metodologias evidenciadas na literatura que serão abordadas a seguir.

2.3 Infiltração da zircônia

Uma técnica utilizada para melhorar o desempenho da zircônia consiste na infiltração da superfície do material com vidro, formando uma camada funcional gradada. Essa gradação melhora significativamente o comportamento da zircônia, proporcionando benefícios como melhor distribuição de tensões (Zhang, 2014) e, aumento da resistência de união entre a zircônia e o cimento (Ramos et al., 2020).

Outra vantagem importante da infiltração de vidro é a redução do módulo de elasticidade com consequente aumento da resistência ao dano. No método de infiltração proposto por Zhang e Kim (2009) uma fina camada de pasta de vidro é aplicada na superfície da zircônia pré-sinterizada. Após isso, a infiltração ocorre associada ao processo de sinterização (1.450 °C por 2 horas) mediante a pressão capilar. A infiltração da zircônia proporciona uma camada de vidro na superfície com aproximadamente 15 µm de espessura, seguida por uma camada gradada de vidro/zircônia de aproximadamente 120 µm. Esta gradação em proporção da quantidade vidro resulta em diferentes módulos de elasticidade, sendo 68 GPa na superfície externa, aumentando para 137 GPa na região gradada inicial e 213 GPa próximo a zircônia homogênea. Assim, danos por contato oclusal podem ser confinados dentro da camada externa de vidro, uma vez que é improvável a propagação de trincas de uma região com menor módulo e tenacidade para uma região com maior módulo e tenacidade (Kim et al., 2006; Zhang, Kim, 2009).

Somado a isso, Ren et al. (2011) relataram que a infiltração de vidro na zircônia melhora a resistência à fadiga deslizante e protege o antagonista do desgaste excessivo. Kaizer et al. (2019a) avaliaram o comportamento de desgaste de coras em zircônia polidas e/ou infiltradas com vidro. Os espécimes foram submetidos a fadiga deslizante (200 N, $1,25 \times 10^6$ ciclos) utilizando esteatita como antagonista. A profundidade e volume de desgaste foram mensurados com microtomografia computadorizada. Foi demonstrado que a infiltração de vidro associada ao polimento prévio promoveu menor taxa de desgaste do antagonista comparada ao polimento.

Segundo Samodurova et al. (2015) a infiltração de sílica associada a alumina reduz a degradação em baixa temperatura (LTD) da zircônia. A sílica altera a forma dos grãos tornando-os arredondados, reduzindo as tensões e, conseqüentemente a nucleação de transformação de fase. Além disso, impede a formação de microfissuras na camada superficial de grãos transformados e a penetração de umidade.

Campos et al. (2016) realizaram a infiltração da zircônia com sílica utilizando o método sol-gel. Neste método, os espécimes ficam imersos no ácido silícico até que a solução se transformasse em gel (5 dias). A infiltração ocorreu principalmente dentro de falhas superficiais e poros, resultando em uma fase cristalina intermediária com aproximadamente 6 μm (Toyama et al., 2019). O preenchimento dos defeitos com sílica aumentou a homogeneidade estrutural da zircônia sem reduzir a resistência (Reis et al., 2019). Além disto, a técnica aumentou a união com o cimento resinoso uma vez que aumentou a molhabilidade da zircônia e promoveu uma superfície passível de condicionamento ácido (Campos et al., 2016).

Campos et al. (2020) demonstraram que a infiltração de sílica não reduziu as propriedades mecânicas da zircônia e ao mesmo tempo aumentou a quantidade de fase cúbica. Como esta não sofre transformação para monoclinica, a zircônia se torna menos susceptível a LTD. Segundo Villefort et al. (2017) a infiltração com sílica e a infiltração com vidro aumentaram o limite de fadiga de próteses parciais fixas de 3 elementos em zircônia monolítica.

Em um estudo recente Ramos et al. (2020) aprimoraram o processo de infiltração de sílica descrita previamente por Campos et al. (2016). A adição de um catalisador (carbonato de amônia) permitiu a infiltração em apenas 40 min, sem comprometer os benefícios da técnica. Além do baixo custo, esse método tornou-se conveniente após a redução do tempo laboratorial.

2.4 Fadiga e sobrevivência

Materiais dentários restauradores quando em função estão expostos às cargas mastigatórias, umidade, alteração de ph, microrganismos e, que com o tempo degradam as propriedades dos materiais (Belli et al., 2014; Esquivel-Upshaw et al., 2013; Zhang et al., 2013). Diante disto, Por isso se faz necessário conhecer o desempenho e as limitações dos materiais a longo prazo e correlacionar com as indicações clínicas adequadas. Com este objetivo, métodos de ensaios mecânicos *in vitro* são utilizados para caracterizar e demonstrar o comportamento dos materiais, uma vez que estudos clínicos exigem maior tempo de execução e coleta de dados,

além da variabilidade de pacientes que podem interferir nos resultados (Bonfante, Coelho, 2016).

Diferentes testes mecânicos *in vitro* são comumente utilizados na odontologia restauradora, dentre eles o *Single Load to Failure* (SLF). Neste método os espécimes são submetidos a uma carga única de compressão até a fatura. Porém, ao contrário disto, no cenário clínico as restaurações estão submetidas a cargas de baixa intensidade que se repetem durante a função, por isso os testes de fadiga se aproximam mais do que acontece clinicamente (Bonfante, Coelho, 2016).

Fadiga é o processo progressivo e localizado de modificações estruturais permanentes ocorridas em um material submetido a condições que produzam tensões e deformações cíclicas que pode culminar em trincas ou fratura após um determinado número de ciclos (ASTM International 1995). Quando tensões são submetidas, um defeito presente no material considerado concentrador de tensão, pode se propagar com o tempo até que ocorra a fratura. Este processo é conhecido como crescimento lento de trinca, podendo ser resultante de fadiga cíclica e/ou corrosão sob tensão (Kelly et al., 2017; Zhang et al., 2013). Nas cerâmicas odontológicas isto ocorre com a associação destes dois fatores. Na fadiga cíclica cargas são aplicadas repetidamente promovendo a propagação da trinca e este processo fornece dados sobre o material (Bonfante, Coelho, 2016). Um deles é a vida em fadiga, que consiste no número de ciclos que um material consegue resistir até que a falha ocorra. Também é possível determinar a resistência a fadiga, que indica o valor de tensão que o material pode sobreviver por um determinado número de ciclos sob tensão (Asmussen, Jörgensen, 1982). Para analisar as falhas ocorridas, estatísticas como Kaplan-Meier ou Weibull são aplicadas (Kaplan, Meier 1958; Weibull, 1951).

É importante que os testes aplicados apresentem relevância clínica. Apesar disso, não há um consenso na literatura em relação aos parâmetros ideais para se realizar uma simulação. Estudos reportam as forças máximas mastigatórias variando entre 30,50,100,110,200, 250 N. Também há variação no tipo de aplicação da carga, podendo ser vertical, horizontal ou a associação destas, assim como o comprimento do deslizamento variando entre 1, 2 ou 6 mm. Na literatura, os valores de frequência mais aplicados estão entre 1 a 10 Hz e quantidade de ciclos variam de 50.000 a 5

milhões. Além disto, diferentes formas e tipos de materiais são utilizados como antagonista, bem como diferentes números de espécimes (Rosentritt et al., 2016).

3 PROPOSIÇÃO

Os objetivos deste estudo foram avaliar a probabilidade de sobrevivência de diferentes tipos de zircônia translúcida submetidas a vários métodos de acabamento de superfície (polimento, glaze e infiltrações). Neste caso, o objetivo específico foi testar as hipóteses de que:

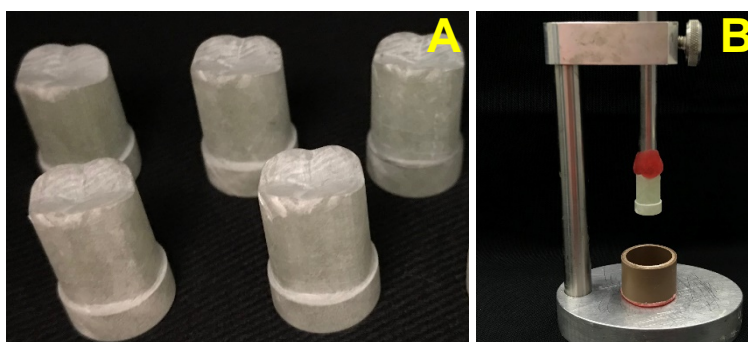
- a) haverá diferenças na probabilidade de sobrevivência das restaurações com diferentes métodos de acabamento de superfície;
- b) as restaurações infiltradas com sílica e com vidro apresentarão maior probabilidade de sobrevivência após fadiga deslizante e menor desgaste do antagonista do que as restaurações de zircônia com glaze.

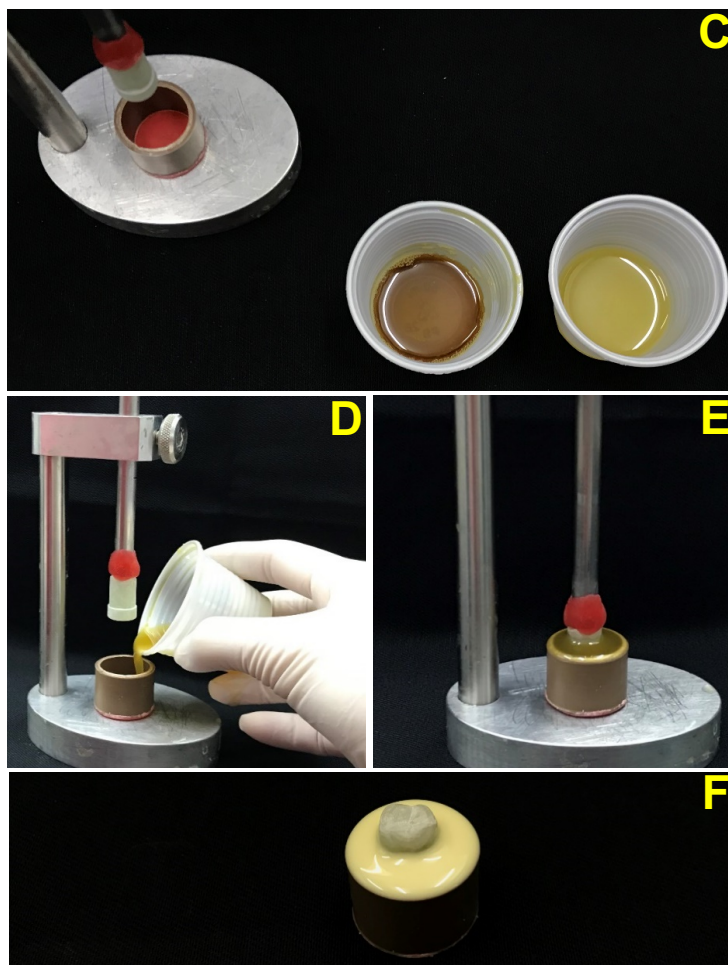
4 MATERIAL E MÉTODOS

4.1 Confeção dos espécimes

Foram confeccionados preparos padronizados em resina G-10, à base de resina epóxi reforçada por malha de vidro (material validado por Kelly et al. (2010) como análogo da dentina). Os bastões de G-10 (Protec, São Paulo) de 12,5 mm de diâmetro foram seccionados para a obtenção de cilindros menores com 12 mm de altura. Foram confeccionados 220 preparos simplificados em dente 37 para restauração parcial tipo “*table top*” por meio da usinagem dos cilindros em fresadora industrial. Os preparos apresentam redução oclusal simplificada (Abu-Izze et al., 2018), correspondentes a desgaste dental fisiológico, com ângulos arredondados (Figura 1A). Os espécimes preparados, foram incluídos em poliuretano com ajuda de um delineador, a fim de posicionar o longo eixo do dente perpendicular ao plano horizontal (Figura 1).

Figura 1 – Preparos em resina G10

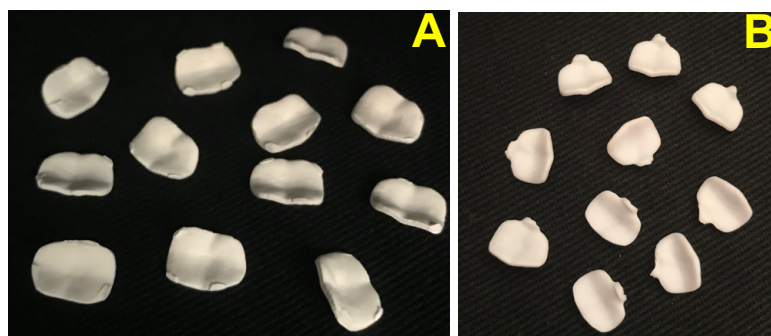




Legenda: (A) Preparos simplificados para restauração tipo “table top” em resina G-10; (B) Preparo posicionado no delineador; (C) Proporção do poliuretano; (D) Inserção do poliuretano no cano de pvc; (E) Preparo em posição; (F) Preparo embutido.
 Fonte: Elaborada pelo autor.

Após isso, os preparos foram digitalizados por um scanner óptico (AutoScan-DS-EX; Tecnodrill) que encaminhou as informações ao software. Após a determinação do término dos preparos, as restaurações foram delineadas com espessura de 1 mm. Em seguida, estas informações foram enviadas a fresadora DM5 (Tecnodrill). Foram fresadas 100 restaurações em 3Y-TZP (VITA YZ HT, VITA Zahnfabrik, Alemanha), 100 em 5Y-PSZ (KATANA ZIRCONIA UTML, Kuraray Noritake Dental Inc., Aichi, Japão) e 20 em um dissilicato de lítio (IPS e.max CAD, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) (Figura 2). Após a fresagem, as restaurações foram limpas em banho ultrassônico com álcool isopropílico durante 10 minutos.

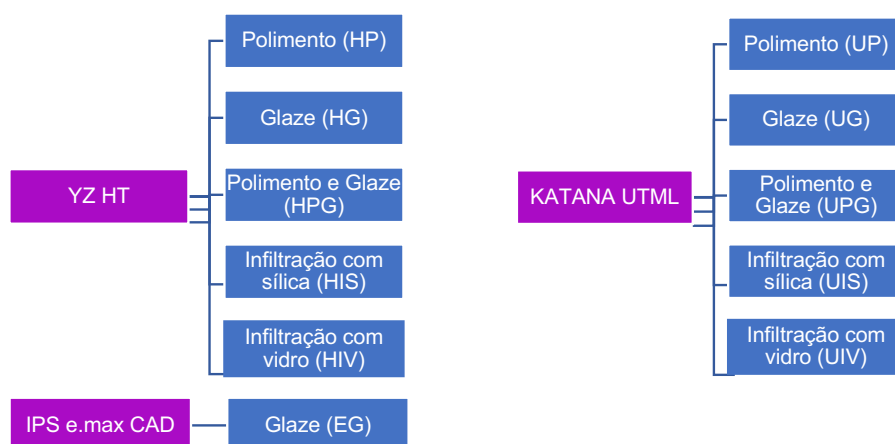
Figura 2 – Restaurações após a fresagem em CAD/CAM



Legenda: Restaurações de VITA YZ HT (A) e IPS e.max CAD (B).
Fonte: Elaborada pelo autor.

Em seguida, cada uma das restaurações em zircônia foi dividida em 5 grupos de acordo com os métodos de acabamento de superfície: Polimento (P) borrachas diamantadas com 2 granulações; Glaze (G) camada do glaze; Polimento e Glaze (PG) polimento e glaze associados; Infiltração com sílica (IS); Infiltração com vidro (IV). O grupo com a cerâmica dissilicato de lítio recebeu uma camada de glaze (EG). A Figura 3 apresenta a distribuição das restaurações de acordo com os grupos:

Figura 3 - Distribuição das restaurações nos grupos experimentais de acordo com os acabamentos da superfície e cerâmica



Fonte: Elaborada pelo autor.

Então, as restaurações de zircônia (exceto as que foram infiltradas) foram sinterizadas no forno seguindo o ciclo de queima indicado por cada fabricante (Quadro 1 e Quadro 2) (Figura 4). As restaurações de dissilicato de lítio foram levadas ao forno para cristalização, seguindo o ciclo recomendado pelo fabricante (Quadro 3).

Quadro 1 - Ciclo de sinterização da zircônia YZ HT

Temperatura inicial (°C)	Taxa de aquecimento (°C/min)	Temperatura de queima (°C)	Tempo de queima (min)
25	17	1450	120

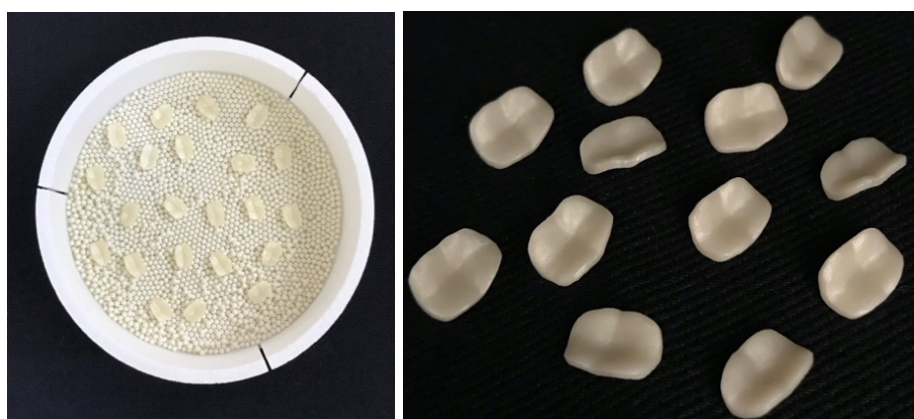
Fonte: Elaborado pelo autor.

Quadro 2 - Ciclo de sinterização da zircônia KATANA UTML

Temperatura inicial (°C)	Taxa de aquecimento (°C/min)	Temperatura de queima (°C)	Tempo de queima (min)
25	10	1550	120

Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 4 - Restaurações de zircônia YZ HT após a sinterização



Fonte: Elaborado pelo autor.

Quadro 3 - Ciclo de cristalização do IPS e.max CAD

Temperatura inicial (°C)	Taxa de aquecimento (°C/min) t1	Temperatura de queima (°C) T1	Tempo de queima (min) H1	Taxa de aquecimento (°C/min) t2	Temperatura de queima (°C) T2	Tempo de queima (min) H2
403	60	770	0:10	30	850	10:00

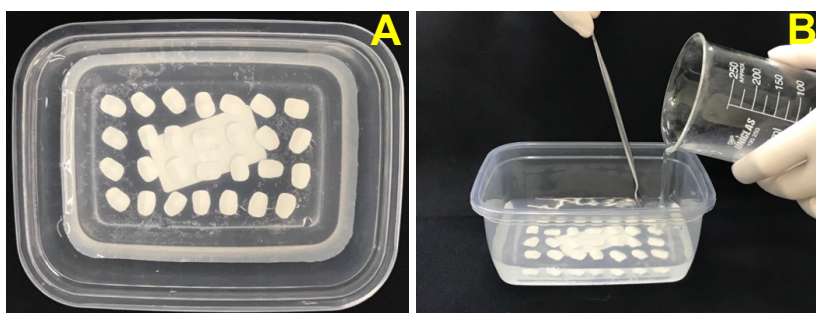
Fonte: Elaborado pelo autor.

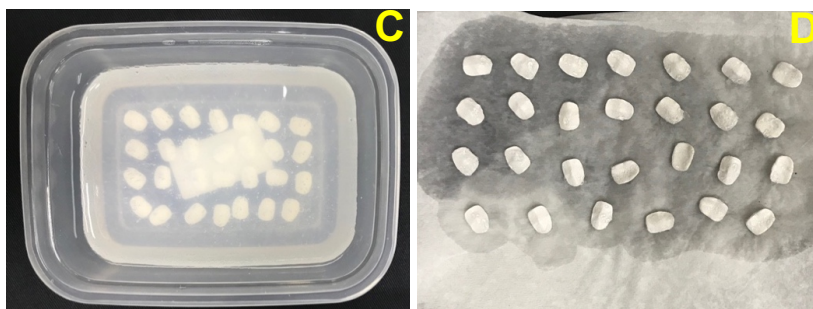
4.2 Realização dos acabamentos de superfície

4.2.1 Infiltração de Sílica pelo método sol-gel

As restaurações pré-sinterizadas de zircônia foram infiltradas com sílica pelo método sol-gel seguindo o protocolo estabelecido por Ramos et al. (2019) (Figura 5). Após isso, as restaurações foram sinterizadas no forno de acordo com as recomendações de cada fabricante (Quadro 1 e Quadro 2).

Figura 5 – Processo de infiltração das restaurações pelo método sol-gel





Legenda: Após a obtenção do ácido silícico, as restaurações pré-sinterizadas foram imersas na solução (A); Após 5 minutos em banho ultrassônico, para garantir que o ácido pudesse se infiltrar nas restaurações, foram adicionados 100g/L de carbonato de amônio (catalisador) (B); Após 15 minutos o sol se transformou em gel (C) e; os espécimes foram removidos da solução (D) e levados ao forno a 100 °C por 20 minutos para remoção da água. Esse processo foi repetido mais uma vez.
Fonte: Elaborado pelo autor.

4.2.2 Infiltração por vidro

A infiltração de vidro das restaurações seguiu o protocolo desenvolvido por Zhang e Kim (2009) e foi conduzida no laboratório de Biomateriais e Biomiméticas da Universidade de Nova York, conforme descrito a seguir. As restaurações de zircônia pré-sinterizadas foram pré-aquecidas a 1400 °C por 1 hora e resfriadas. Após o resfriamento, uma suspensão de silicato de vidro (SiO_2 (65,5%), Al_2O_3 (11,7%), K_2O (10,0%), Na_2O (7,3%), CaO (3,0 %) e Tb_4O_7 (1,9 %)) foi aplicada nas superfícies oclusais das restaurações. A composição do vidro foi especialmente desenvolvida para cada zircônia e possui coeficientes de expansão térmica semelhantes. Na sequência, as restaurações revestidas de vidro foram sinterizadas de acordo com as recomendações de cada fabricante (Quadro 1 e Quadro 2).

4.2.3 Polimento e Glaze

As restaurações dos grupos HP, HPG, UP e UPG foram polidas com o uso progressivo de borrachas abrasivas: Step 1 Prepolishing (Kit Suprinity Polishing Set, Vita Zahnfabrik, Alemanha) com velocidade de 7.000 a 12.000 rpm por 15 segundos,

seguida da Step 2 High-gloss, com velocidade de 4.000 a 8.000 rpm por 15 segundos. Em sequência, as restaurações dos grupos HPG, HG, UPG, UG e EG receberam a aplicação de uma fina camada de glaze na superfície oclusal, o Vita Akzent (VITA Zahnfabrik, Alemanha) (Figura 6) e foram levados ao forno (Vita Vacumat 6000 MP) seguindo-se o protocolo recomendado pelo fabricante (Quadro 4) (Figura 7).

Figura 6 - Glaze Vita Akzent pó e líquido



Fonte: Elaborado pelo autor.

Quadro 4 - Ciclo de queima do glaze Vita Akzent

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

Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 7 - Restaurações de zircônia VITA YZ HT após a queima de glaze



Fonte : Elaborada pelo autor.

4.3 Cimentação das restaurações

Antes da cimentação, os preparos de G10 foram condicionados com ácido fluorídrico 10% (Condac porcelana, FGM Produtos Odontológicos Ltda, Joinville SC) por 1 minuto, lavados abundantemente com água e secos com jatos de ar livres de óleo. Com microbrush, foi aplicado o Tooth Primer (Kuraray Noritake), aguardado 20 segundos e seco com um leve jato de ar (Figura 8). As restaurações de dissilicato e de zircônia infiltradas por sílica foram condicionadas com ácido fluorídrico a 5% e 2%, respectivamente, por 20 segundos para dissilicato e 10 segundos para zircônia, em seguida as restaurações foram lavadas com jato de água/ar por 60 segundos e secas com jato de ar.

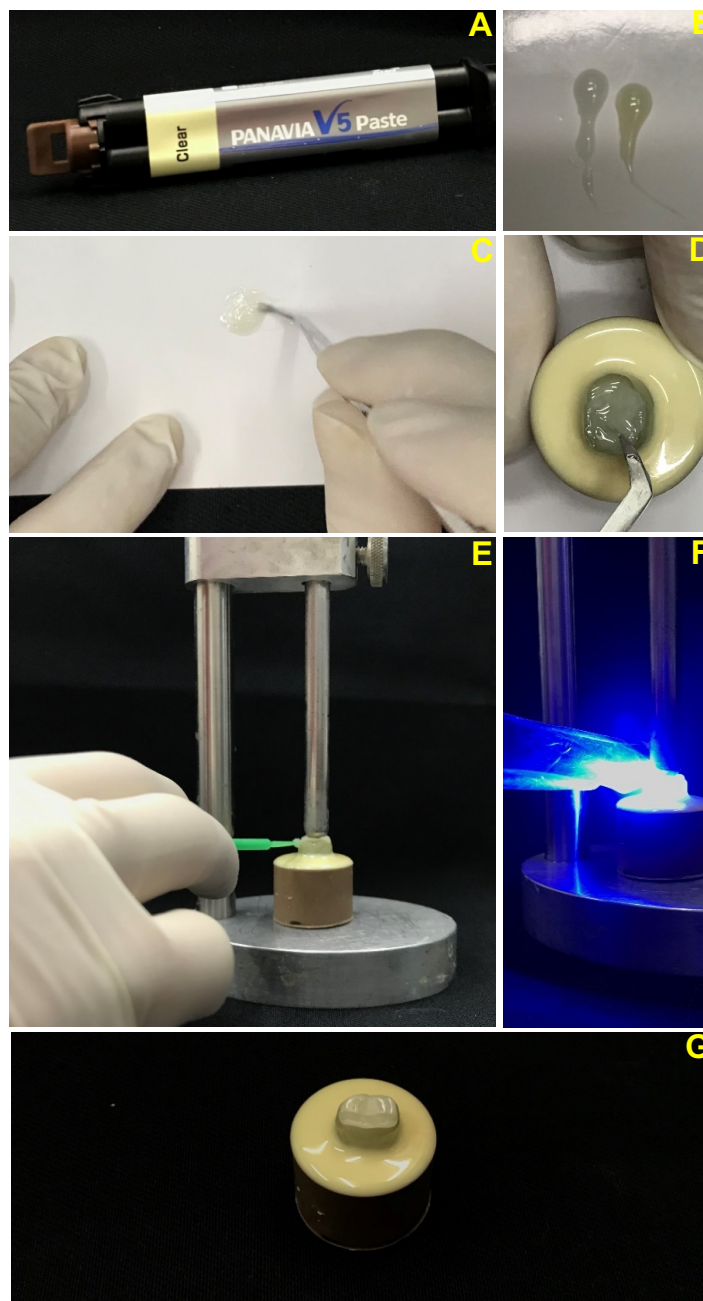
As demais restaurações de zircônia foram jateadas com partículas de óxido de alumínio (50 microns, Bio-Art, São Carlos, SP, Brasil) por 20s (2.8 bar, 10 mm de distância), lavadas no ultrassom com álcool isopropílico durante 10 min e secas. Na sequência, todas as restaurações receberam a aplicação do silano (Clearfil ceramic primer plus, Kuraray Noritake) de acordo com as recomendações do fabricante. A cimentação foi realizada com Panavia V5 (Kuraray Noritake). O cimento foi aplicado no preparo, e a restauração foi levada em posição e mantida sob carga de 750 g. O conjunto foi fotoativado (Fotopolimerizador Valo- Intensidade de luz de 1.400 mW/cm²) por 10 segundos nas faces vestibular, lingual, oclusal e proximais (totalizando 50 s) (Figura 9). As restaurações foram armazenadas em estufa e após 24h foram submetidas ao ensaio de fadiga deslizante.

Figura 8 - Tratamentos de superfície dos preparos de G10



Legenda: condicionamento com ácido fluorídrico 10% (A); primer (B) e aplicação do primer (C).
Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 9 - Cimentação das restaurações

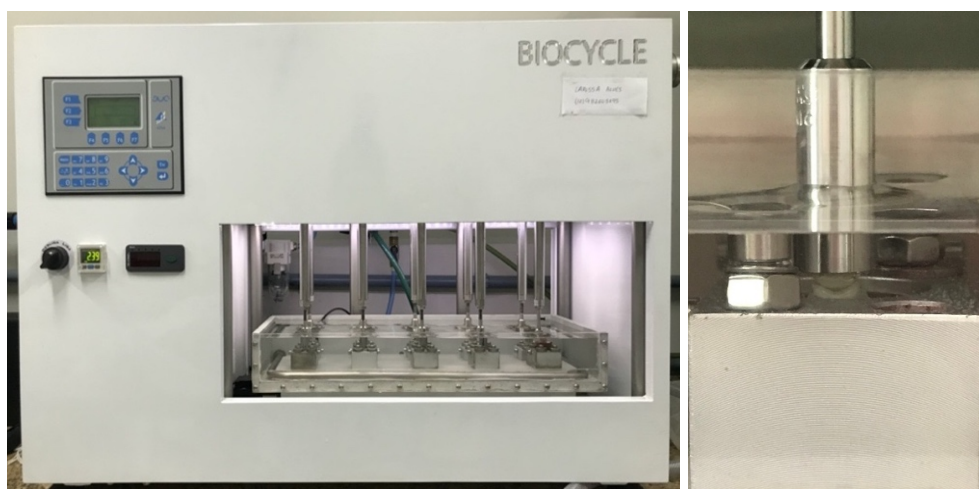


Legenda: cimento resinoso (A); proporcionamento (B); manipulação (C); inserção do cimento no preparo (D); restauração mantida sob carga de 750g e remoção dos excessos (E); fotoativação (F) e; restauração cimentada (G).
Fonte: Elaborada pelo autor.

4.4 Fadiga deslizante

Os espécimes foram submetidos à fadiga deslizante em máquina de ensaio (Biocycle V2, Biopdi, São Carlos-SP) (Figura 10), com esferas de esteatita ($r=3\text{mm}$), que serviram como antagonistas (Figura 11). Foram utilizadas uma esteatita para cada espécime, adaptadas em mandris personalizados. Cada ciclo de carga consistia no contato entre antagonista e espécime, carregando na vertente interna da cúspide mesio-vestibular, deslizando até o fundo de sulco central (1 mm) seguido pelo descarregando. Foram utilizados os seguintes parâmetros: 200 N, imersos em água destilada, temperatura ambiente, em frequência de 4 Hz, totalizando 1.250.000 de ciclos.

Figura 10 - Máquina de fadiga deslizante



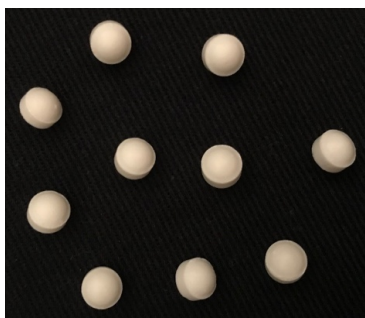
Legenda: máquina de ensaio à esquerda e seção ampliada da base com o espécime e antagonista à direita.

Fonte: Elaborada pelo autor.

Os testes de fadiga foram interrompidos a cada 416.666 ciclos e os espécimes foram inspecionados por estereomicroscopia (Discovery.V12; Carl Zeiss) quanto a presença de falhas (trincas, fraturas ou descolamento). Caso nenhuma falha tenha

seu detectada, os espécimes continuaram o ciclo de fadiga deslizante até a falha ou até que o teste fosse concluído [os espécimes sobreviventes que não mostraram falhas após 1.250.000 ciclos foram considerados "censurado" na análise].

Figura 11 - Esferas de esteatita usado como antagonista



Fonte: Elaborada pelo autor.

4.5 Análise de sobrevivência

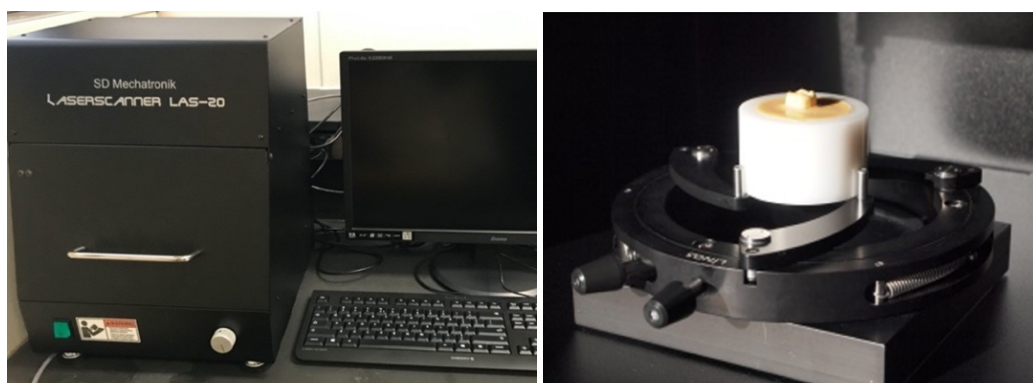
Para a análise dos dados de fadiga, considerou-se o número de espécimes que iniciaram o teste em cada grupo e o número de ciclos daqueles que falharam ao longo da fadiga, formando uma probabilidade de sobrevivência. Após a tabulação dos dados, foram realizadas as análises de Kaplan-Meier e Mantel-Cox (*Log Rank test*), com nível de significância de 5%.

4.6 Análise de desgaste

Um scanner a laser 3D foi utilizado para realizar a análise de desgaste (Figura 12). O Laserscanner LAS-20 (SD Mechatronik, GMBH, Alemanha) escaneou 6 esteatitas por grupo, com 1 μm de resolução e forneceu dados de digitalização no formato STL. As restaurações foram escaneadas com 0,5 μm de resolução, no

entanto, as regiões de desgaste eram suaves como um polimento, e o escaneamento não foi capaz de detectar os limites do desgaste nas restaurações. Os arquivos STL foram submetidos a um software de análise (Geomagic Wrap 2017, 3D systems, South Carolina, USA) que converteu os pontos de dados do scanner em uma superfície que permitiu a quantificação do desgaste em volume (mm^3) e profundidade (mm).

Figura 12 - Laserscanner LAS-20 (SD Mechatronik)



Fonte: Elaborada pelo autor.

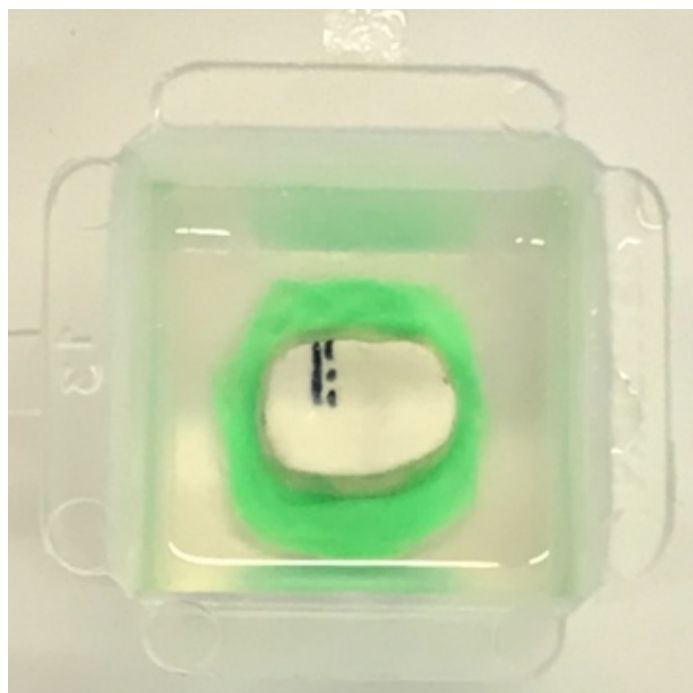
4.7 Análise da rugosidade

A análise da rugosidade de superfície (R_a) foi realizada em 5 espécimes de cada grupo com um rugosímetro (Surftest SJ 400, Mitutoyo, Tóquio, Japão). Foram realizadas três leituras (1 mm) paralelas equidistantes com velocidade de varredura de 0,5 mm/s, com filtro Gaussiano e o valor *cut-off* de 0,8 mm. Foram analisadas duas áreas na restauração: com e sem desgaste e em seguida foram calculados os valores médios para cada região.

4.8 Microscopia eletrônica de varredura (MEV)

Microscopia eletrônica de varredura de restaurações que não falharam analisaram qualitativamente a topografia de superfície e a *cross-section*. Para esta, foi delimitado o centro da área de desgaste e, em seguida, foi determinado uma linha com 1 mm de distância para a direita afim de determinar a posição de corte. Depois disso, a restauração foi embebida em resina epóxi (Figura 13) e após 24 horas (cura material) o corte foi realizado. Em sequência, o espécime foi polido com disco de acabamento de 15 μm até alcançar o meio do desgaste e então, foi polido com discos de acabamento com granulações decrescente de 6 μm , 3 μm e 1 μm , até alcançar uma superfície extremamente polida. Em seguida, o espécime foi limpo em cuba ultrassônica com álcool isopropílico, metalizado e analisado no microscópio eletrônico de varredura (SEM; JSM-6360, JEOL, Tóquio, Japão).

Figura 13 - Espécime embebido com resina epóxi após determinação da posição de corte



Fonte: Elaborada pelo autor.

4.9 Análise estatística

Os dados de rugosidade, volume e profundidade de desgaste foram analisados para normalidade e igualdade de variâncias. Assim, Anova 3-fatores e teste de Tukey compararam os dados de rugosidade e Anova 2-fatores e teste de Tukey compararam os dados de desgaste entre os grupos de zircônia. O e.max CAD foi comparado aos grupos de zircônia com glaze por Anova 2-fatores e teste de Tukey para rugosidade e Anova 1-fator e Dunnet para desgaste. Nível de significância 95

5 RESULTADO

5.1 Análise de probabilidade de sobrevivência

As curvas de sobrevivência do teste de Kaplan Meier encontram-se nas Figuras 14 e 15 e 16. A comparação entre os grupos pela estatística de Mantel Cox (*Log-Rank test*) detectou diferença estatisticamente significativa entre as condições analisadas (*Log-Rank test*, $X^2=54,5$, $df=10$, $p=0,00<0,05$; Tabela 1). Considerando a probabilidade de sobrevivência dos espécimes a 1.250.000 ciclos, detectou-se as seguintes probabilidades de um espécime sobreviver sem apresentar falhas de acordo com os grupos : 50% - Vita Sílica, 60% - e.max CAD e 85% - Katana Vidro e Sílica. Enquanto que os grupos Vita e Katana Polimento, Katana Glaze e Katana Polimento+Glaze apresentaram a probabilidade de sobrevivência de 95%. Para Vita Vidro, Vita Glaze e Vita Polimento+Glaze nenhuma estatística foi computada, uma vez que todos os espécimes sobreviveram ao período de teste realizado e por isso todos foram censurados.

A Tabela 2 apresenta a caracterização das falhas de acordo com os grupos e a quantidade de restaurações sobreviventes. A Tabela 3 apresenta os tipos de falhas dos grupos de acordo com o intervalo de ciclos. É possível observar nas imagens de estereomicroscopia a presença de trincas e/ou fraturas das restaurações (Figura 17).

Tabela 1 – Estatística de Kaplan Meier e Mantel-Cox (*Log Rank test*) dos grupos de acordo com a cerâmica e acabamento de superfície

(continua)

Grupos	Falhas	Censurados	Probabilidade de sobrevivência	Erro Padrão	Intervalo de confiança 95%	Grupos Homogêneos*
VITA SÍLICA	10	10	0,50	0,11	0,28 – 0,71	A
e.max CAD	8	12	0,6	0,10	0,38 – 0,81	A
KATANA VIDRO	3	17	0,85	0,07	0,69 - 1	AB
KATANA SÍLICA	3	17	0,85	0,07	0,69 - 1	AB
KATANA POLIDA	1	19	0,95	0,04	0,85 - 1	B

Tabela 1 – Estatística de Kaplan Meier e Mantel-Cox (*Log Rank test*) dos grupos de acordo com a cerâmica e acabamento de superfície

(conclusão)

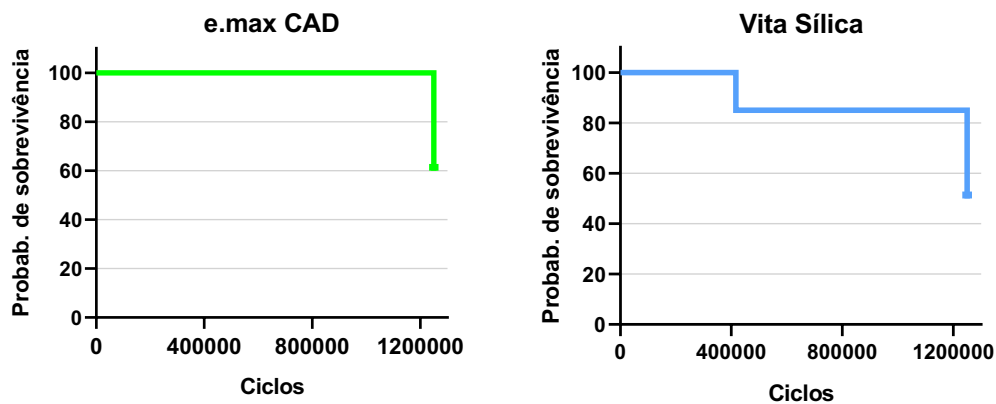
Grupos	Falhas	Censurados	Probabilidade de sobrevivência	Erro Padrão	Intervalo de confiança 95%	Grupos Homogêneos*
KATANA GLAZE	1	19	0,95	0,04	0,85 - 1	B
KATANA PG	1	19	0,95	0,04	0,85 - 1	B
VITA VIDRO	-	20	-	-	-	-
VITA GLAZE	-	20	-	-	-	-
VITA PG	-	20	-	-	-	-

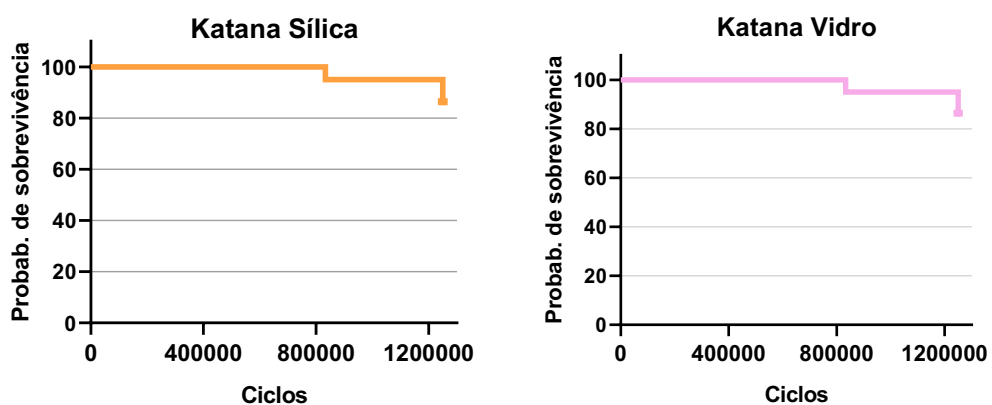
Legenda: Os valores ausentes não foram calculados pela ausência de dados.

* letras diferentes diferem estatisticamente.

Fonte: Elaborada pelo autor.

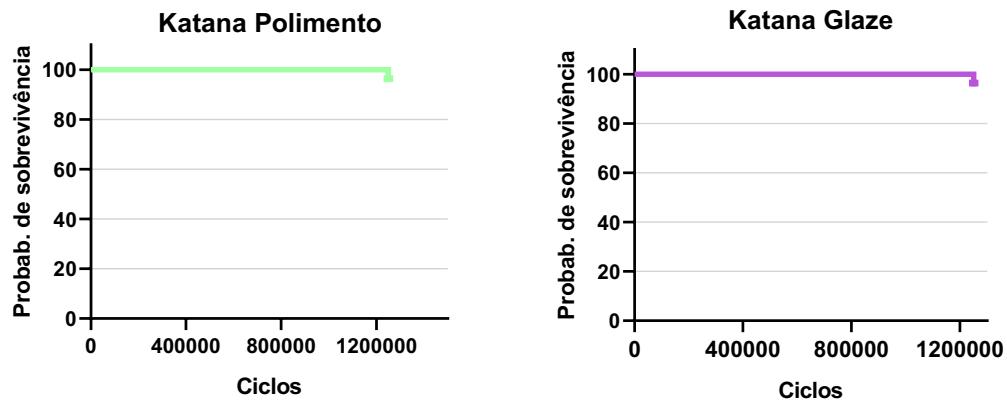
Figura 14 - Gráfico de sobrevivência dos espécimes de acordo com o número de ciclos (1.250.000)

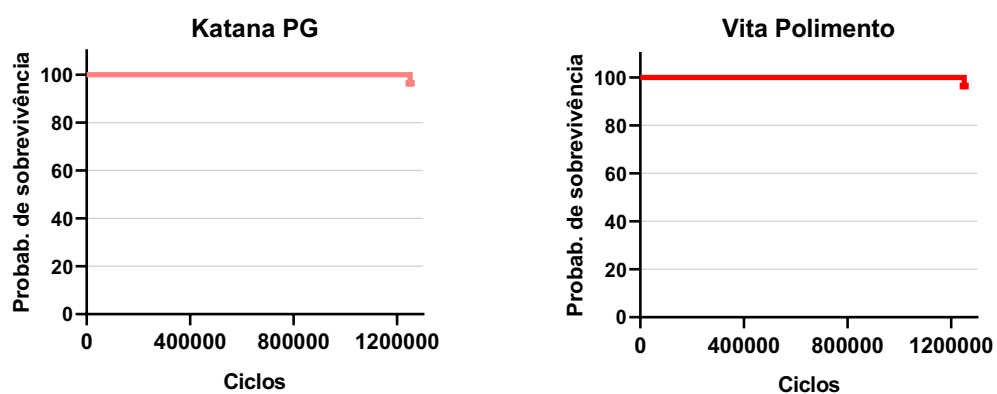




Legenda: e.max CAD, Vita e Katana infiltrada por sílica e Katana infiltrada por vidro, grupos com probabilidade de sobrevivência de 50 a 85% a 1.250.000 ciclos.
Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 15 - Gráfico de sobrevivência dos espécimes de acordo com o número de ciclos (1.250.000)

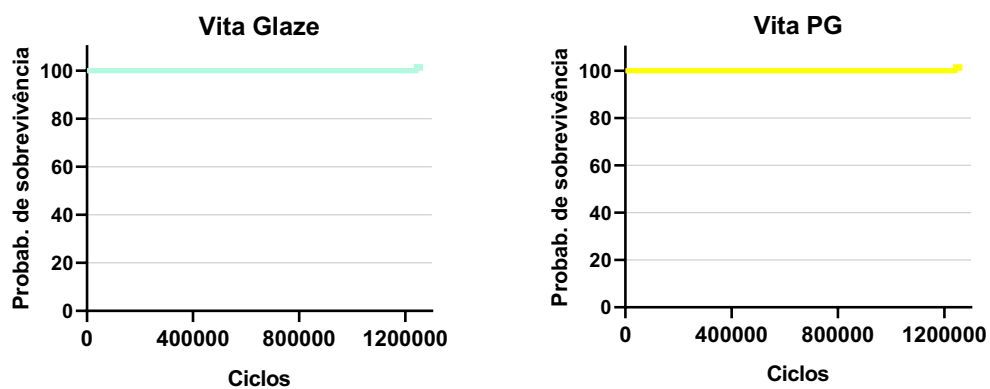


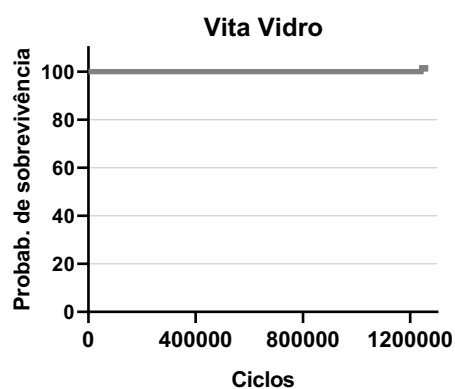


Legenda: Katana Polimento, Glaze e PG e Vita Polimento, grupos com probabilidade de sobrevivência de 95% a 1.250.000 ciclos.

Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 16 - Gráfico de sobrevivência dos espécimes de acordo com o número de ciclos (1.250.000)





Legenda: Vita Glaze, PG e Glass, grupos com probabilidade de sobrevivência de 100% a 1.250.000 ciclos.

Fonte: Elaborada pelo autor.

Tabela 2 – Caracterização das falhas de acordo com os grupos e total de restaurações sobreviventes

Cerâmica	Acabamentos de superfície	Falhas			Restaurações sobreviventes
		Trincas	Fraturas	Descolamentos	
Vita YZ HT	Glaze	0	0	0	20
	Polimento	1	0	0	19
	Polimento e glaze	0	0	0	20
	Infiltração com sílica	0	2	8	10
	Infiltração com vidro	0	0	0	20
Katana UTML	Glaze	0	1	0	19
	Polimento	0	1	0	19
	Polimento e glaze	0	1	0	19
	Infiltração com sílica	0	3	0	17
	Infiltração com vidro	2	1	0	17
e.max CAD	Glaze	6	2	0	12

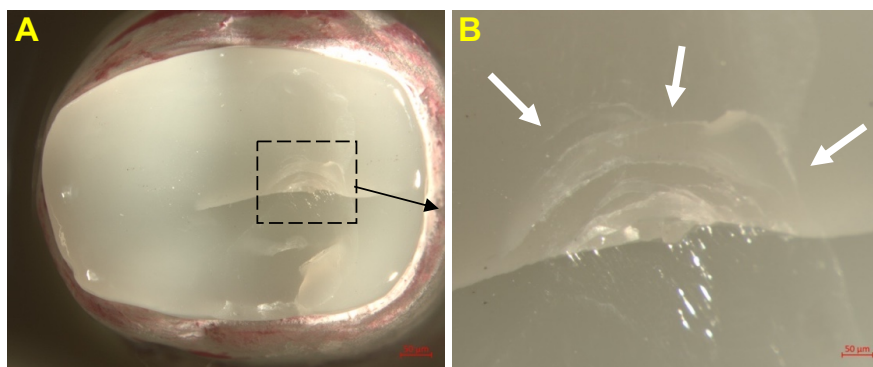
Fonte: Elaborada pelo autor.

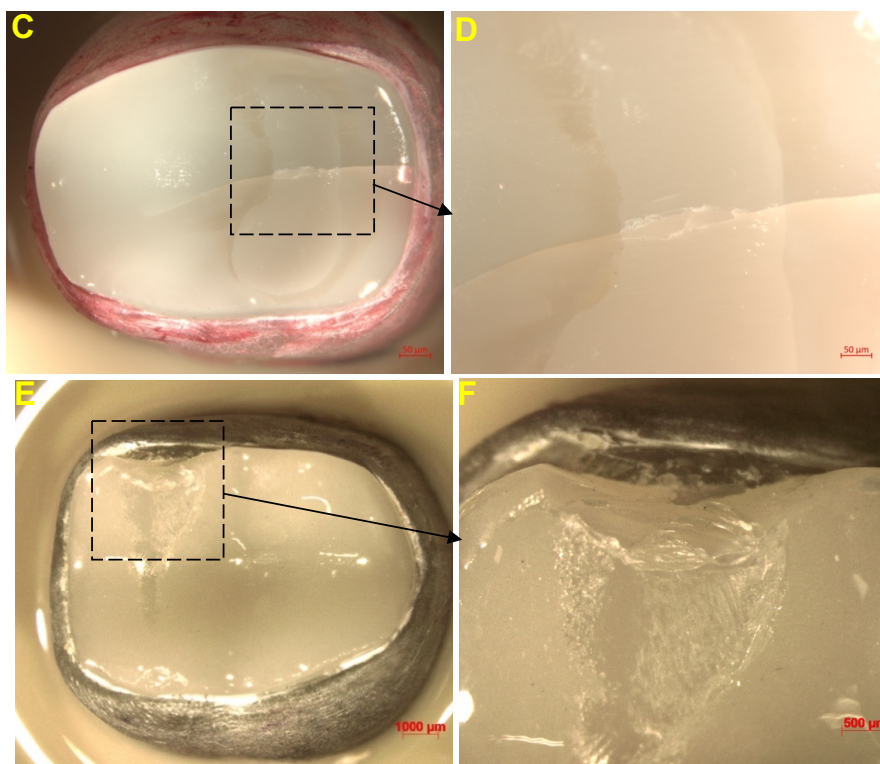
Tabela 3 – Número e tipo de falhas para cada período de ciclo de acordo com os grupos

Cerâmica	Acabamento de superfície	Ciclos		
		416.666	833.332	1.250.000
Vita YZ HT	Glaze	-	-	-
	Polimento	-	-	1 (1T)
	Polimento e glaze	-	-	-
	Infiltração com sílica	3 (3D)	-	7(5D, 2F)
	Infiltração com vidro	-	-	-
Katana UTML	Glaze	-	-	1 (1F)
	Polimento	-	-	1 (1T)
	Polimento e glaze	-	-	1 (1F)
	Infiltração com sílica	-	1 (1F)	2 (2F)
	Infiltração com vidro	-	1 (1F)	2 (2T)
e.max CAD	Glaze	-	-	8 (6T,2F)

Legenda: T: trincas, F: fraturas, D: descolamentos.
Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 17 - Imagens de estereomicroscopia de restaurações representativas de falhas





Legenda: Nas restaurações de e.max CAD (A, C) é possível observar a presença de trincas e em maior ampliação é possível notar uma deformação quasiplástica (B) na área de aplicação de carga (setas brancas). Katana glaze (E,F) apresenta uma fratura tipo edge chipping.
 Fonte: Elaborada pelo autor.

5.2 Análise de desgaste

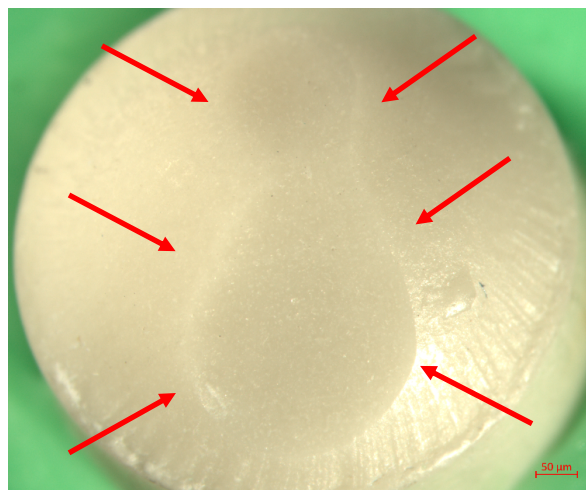
A análise de desgaste mensurou a profundidade (mm) e o volume (mm^3) de desgaste dos antagonistas (Figura 18). Média e desvio padrão de ambas as condições de acordo com os grupos estão presentes na Figura 19. Katana e Vita foram comparadas por Anova 2-fatores, que testou 2 parâmetros: zircônia e acabamentos de superfície, bem como a interação entre eles. Para profundidade não foram encontradas diferença para esses parâmetros [“zircônia” ($p = 0,35$), “acabamentos de superfície” ($p = 0,08$) e interação ($p = 0,26$)].

Porém, para volume observou-se diferença significativa entre os acabamentos de superfície ($p = 0,001$). Glaze ($1,19^A$) e infiltração de vidro ($1,13^A$) promoveram maior perda de volume do que infiltração de sílica ($0,64^B$) e polimento+glaze ($0,62^B$),

enquanto polimento ($0,85^{AB}$) foi semelhante a todos. Vita ($0,86 \text{ mm}^3$) e Katana ($0,92 \text{ mm}^3$) apresentaram o mesmo potencial de desgastar o antagonista ($p = 0,50$) e, não houve diferença para a interação zircônia x acabamento de superfície ($p = 0,42$).

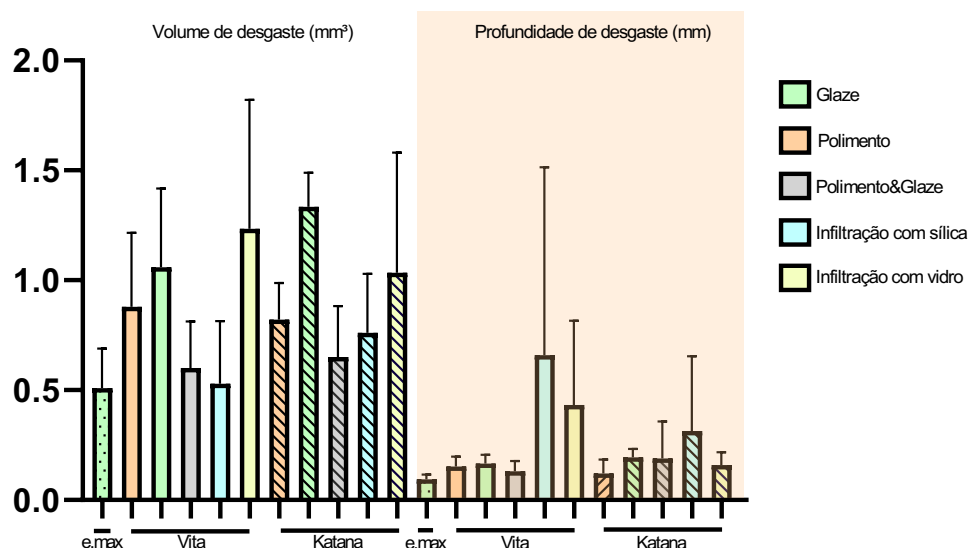
Anova 1 fator ($p = 0,000$) mostrou que os grupos de zircônia com glaze promoveram significativamente maior perda de volume (Katana: $1,33 \text{ mm}^3$ / Vita: $1,05 \text{ mm}^3$) e profundidade de desgaste (Katana: $0,19 \text{ mm}$ / Vita: $0,16 \text{ mm}$) quando comparados ao e.max CAD ($0,50 \text{ mm}^3$ / $0,09 \text{ mm}$).

Figura 18 - Micrografia de uma esteatita após a fadiga deslizante



Legenda: É possível observar a região de desgaste (setas vermelhas).
Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 19 - Gráfico de médias e desvio padrão de volume e profundidade máxima de desgaste do antagonista de acordo com a cerâmica e acabamentos de superfície.



Fonte: Elaborada pelo autor.

5.3 Análise da rugosidade

A análise estatística descritiva, apresentada na Tabela 4, mostra os valores de média e desvio padrão dos valores de rugosidade (μm) para todos os grupos e regiões mensuradas. A análise de variância de 3 fatores (Tabela 5) comparou os grupos de zircônia e constatou-se diferença significativa para todos os fatores ($p < 0,05$). Katana ($1,07^a$) apresentou maior rugosidade comparada a Vita ($0,93^b$). Entre os acabamentos de superfície, infiltração com sílica apresentou a superfície mais rugosa ($1,23^a$), seguido por polimento+glaze ($1,04^b$) e glaze ($1,03^b$), enquanto os menores valores de rugosidade foram obtidos após polimento ($0,90^c$) e infiltração com vidro ($0,81^c$). A região não desgasta da restauração (ausência de desgaste) apresentou maior rugosidade ($1,52^a$) comparada a região desgastada (presença de desgaste) ($0,49^b$).

Tabela 4 – Valores de média \pm desvio padrão (DP), em μm , dos valores de rugosidade (Ra) para os grupos de acordo com a cerâmica, acabamento de superfície e região mensurada (presença ou ausência de desgaste)

Cerâmica	Acabamento de superfície	Média Ra \pm (DP)	
		Ausência de desgaste	Presença de desgaste
Vita YZ HT	Glaze	1,72 \pm 0,18	0,33 \pm 0,13
	Polimento	1,36 \pm 0,41	0,46 \pm 0,15
	Polimento e glaze	1,51 \pm 0,27	0,41 \pm 0,13
	Infiltração com sílica	1,88 \pm 0,30	0,33 \pm 0,16
	Infiltração com vidro	0,94 \pm 0,14	0,38 \pm 0,15
Katana UTML	Glaze	1,66 \pm 0,43	0,41 \pm 0,12
	Polimento	1,29 \pm 0,29	0,50 \pm 0,20
	Polimento e glaze	1,61 \pm 0,26	0,62 \pm 0,18
	Infiltração com sílica	1,97 \pm 0,47	0,74 \pm 0,20
	Infiltração com vidro	1,24 \pm 0,19	0,69 \pm 0,16
e.max CAD	Glaze	1,14 \pm 0,32	1,39 \pm 0,17

Fonte: Elaborada pelo autor.

Tabela 5 – Análise de variância dos valores de rugosidade (Ra) de acordo com a zircônia, acabamento de superfície e região mensurada (presença ou ausência de desgaste)

Fonte de variação	GL	SQ	QM	F	P-valor
Zircônia	1	1,46	1,46	16,09	0,000*
Acabamento de superfície	4	6,03	1,50	16,63	0,000*
Desgaste	1	79,45	79,45	875,24	0,000*
Erro 1	293	26,59	0,09		
Erro 2	280	17,84	0,06		
Total	299	113,55			

Legenda: GL = Grau de liberdade; SQ = soma dos quadrados; QM = quadrado médio.

* diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$).

Fonte: Elaborada pelo autor.

A análise de variância de 2 fatores (Tabela 6) comparou os grupos de zircônia com glaze ao e.max CAD e constatou-se diferença significativa apenas para o fator desgaste ($p < 0,05$). A região com ausência de desgaste apresentou maior rugosidade ($1,51^a$) comparada a região com presença de desgaste ($0,72^b$).

Tabela 6 – Análise de variância dos valores de rugosidade (Ra) de acordo com a cerâmica e região mensurada (presença ou ausência de desgaste)

Fonte de variação	GL	SQ	QM	F	P-valor
Cerâmica	2	1,00	0,50	2,40	0,096
Desgaste	1	13,86	13,86	66,25	0,000*
Erro 1	85	17,78	0,20		
Erro 2	83	5,49	0,06		
Total	88				

Legenda: GL = Grau de liberdade; SQ = soma dos quadrados; QM = quadrado médio.

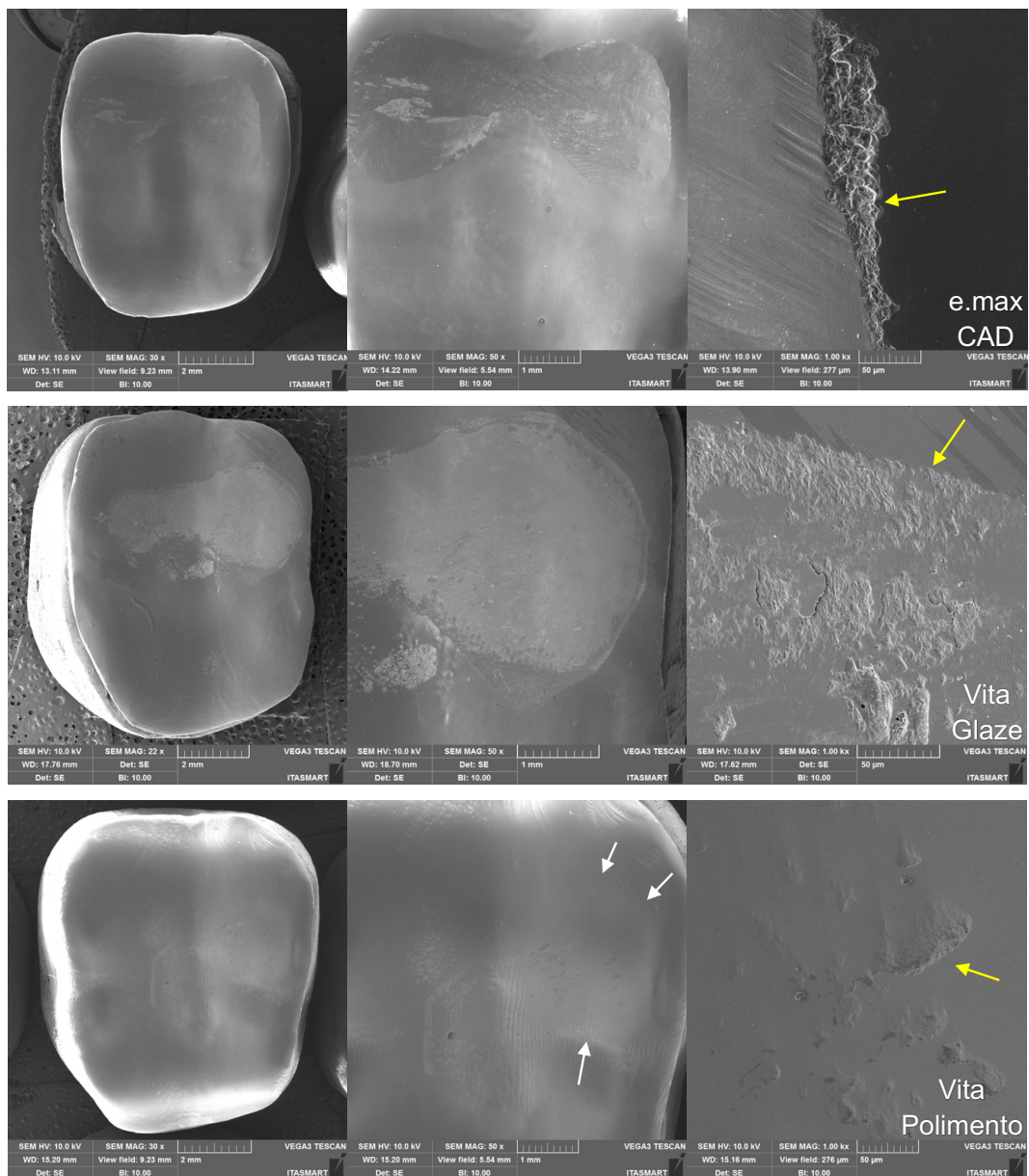
* diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$).

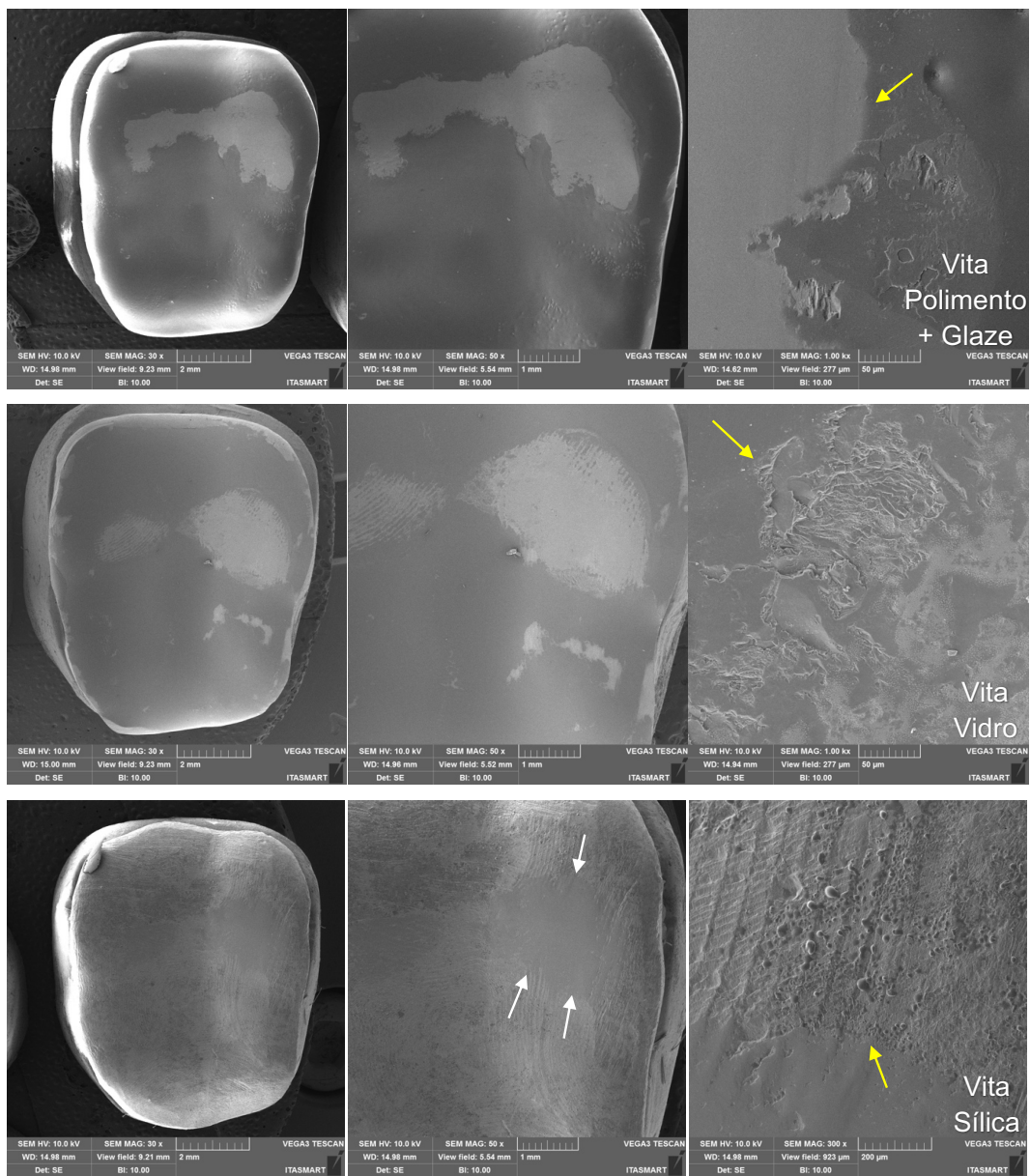
Fonte: Elaborada pelo autor.

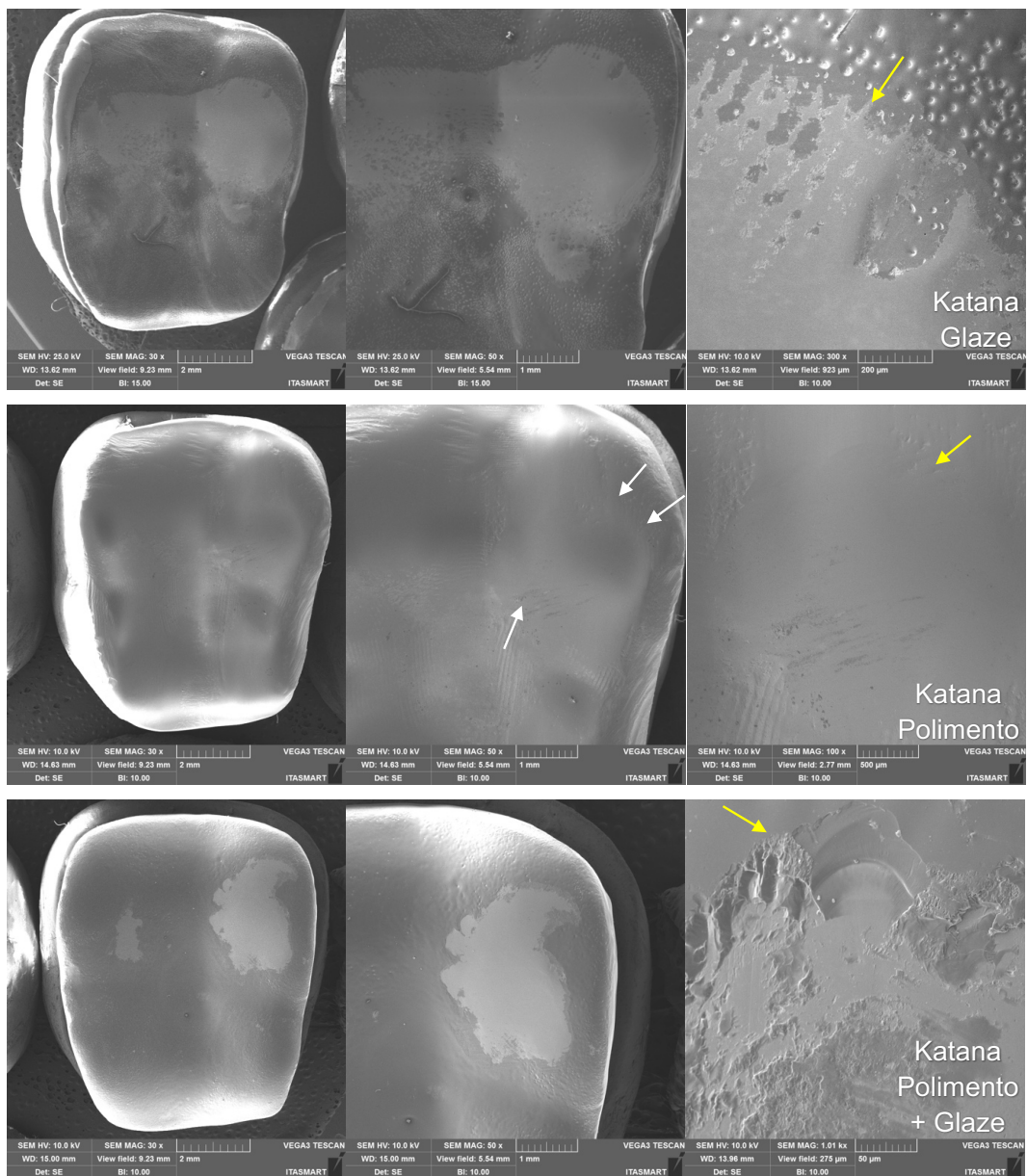
5.4 Microscopia eletrônica de varredura (MEV)

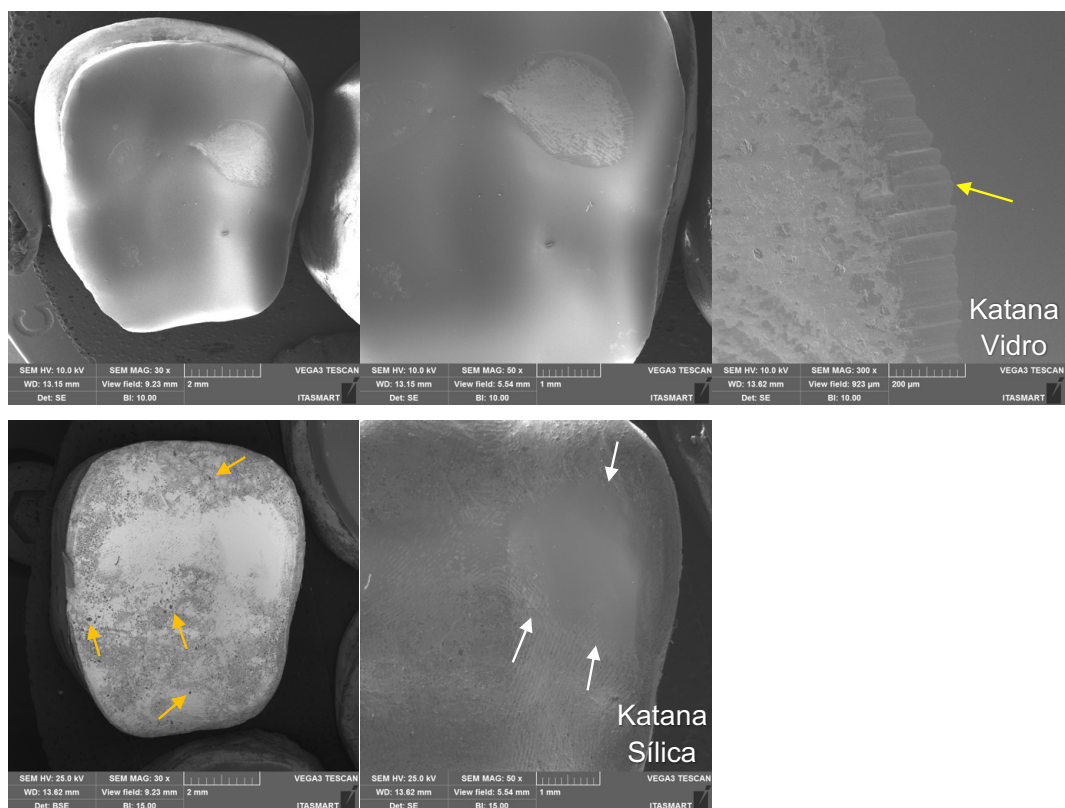
A partir das imagens de MEV (Figura 20) foi possível analisar a topografia de superfície de um espécime por grupo após 1.250.000 ciclos de fadiga deslizante. Os acabamentos de superfície apresentaram diferentes condições, sendo possível observar a remoção acentuada das camadas de glaze e vidro, independente do tipo cerâmico, enquanto que nas restaurações polidas ou infiltradas com sílica o desgaste foi menos acentuado, resultando em uma região de desgaste menos delimitada (setas brancas). Em maior ampliação (1.00kx) pode-se observar o limite entre a região de desgaste e não desgaste (setas amarelas), assim como a exposição da zircônia.

Figura 20 – Análise qualitativa da superfície de uma restauração por grupo que sobreviveram à 1.250.000 ciclos







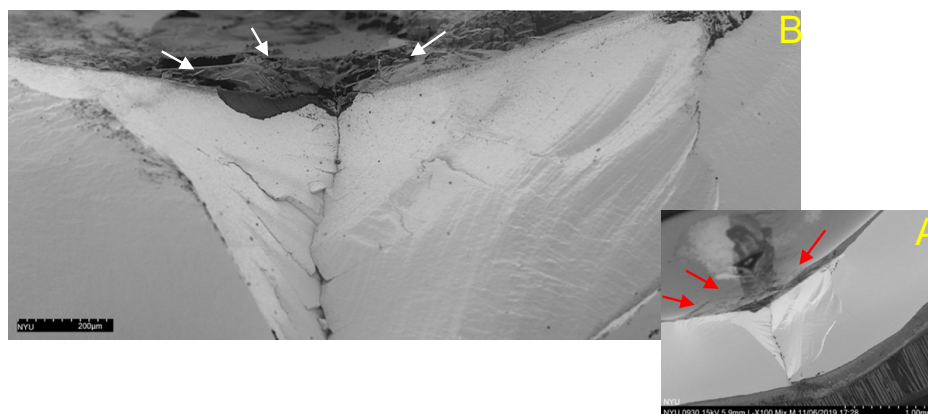


Legenda: Micrografias de MEV com diferentes aumentos (30 \times - 1.00kx) mostrando diferentes condições de superfície das restaurações após a fadiga deslizante de acordo com o acabamento. É possível observar a remoção acentuada dos acabamentos glaze e vidro independente do tipo cerâmico, enquanto que nas restaurações polidas ou infiltradas com sílica o desgaste foi menos acentuado, resultando em uma região de desgaste menos delimitada (setas brancas). Em maior ampliação pode-se observar o limite entre as regiões de desgaste e não desgaste (setas amarelas). Ainda é possível observar na Katana infiltrada por sílica, a presença de aglomerados de sílica (clusters) resultantes da infiltração (setas laranja).

Fonte: Elaborada pelo autor.

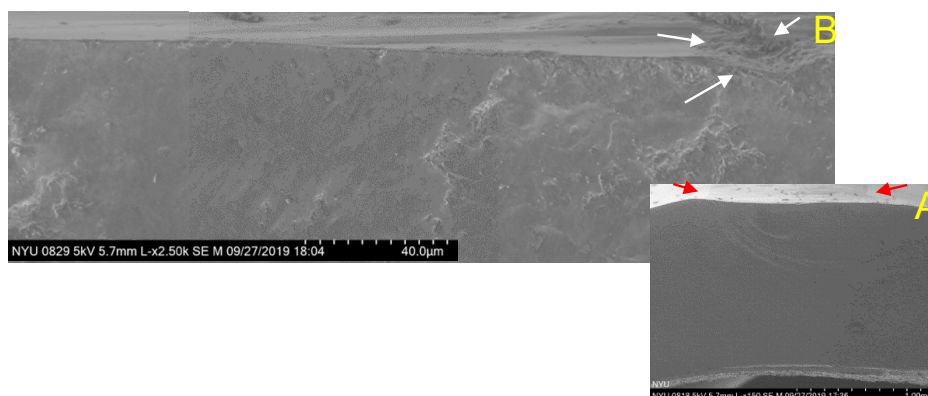
Microscopias de restaurações que falharam são apresentadas nas Figuras 21 e 22. Na primeira é apresentada uma restauração do grupo Katana infiltrada por vidro, onde é possível observar que a falha teve início na região de desgaste na superfície (A) e em maior aumento é possível observar a camada de infiltração de vidro com defeitos ocasionados pela fadiga deslizante. A figura seguinte apresenta uma restauração de e.max CAD que apresentou a mesma relação entre falha e região de desgaste (A) e em maior ampliação é possível observar um defeito na superfície resultante da fadiga deslizante (B - setas brancas).

Figura 21 – Imagens de MEV de uma restauração de Katana infiltrada por vidro após a falha



Legenda: (A) É possível observar a relação entre falha e desgaste na oclusal (setas vermelhas); (B) em maior aumento é possível observar os defeitos na camada de vidro na superfície (setas brancas).
Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 22 - Imagens de MEV de uma restauração de e.max CAD após falha

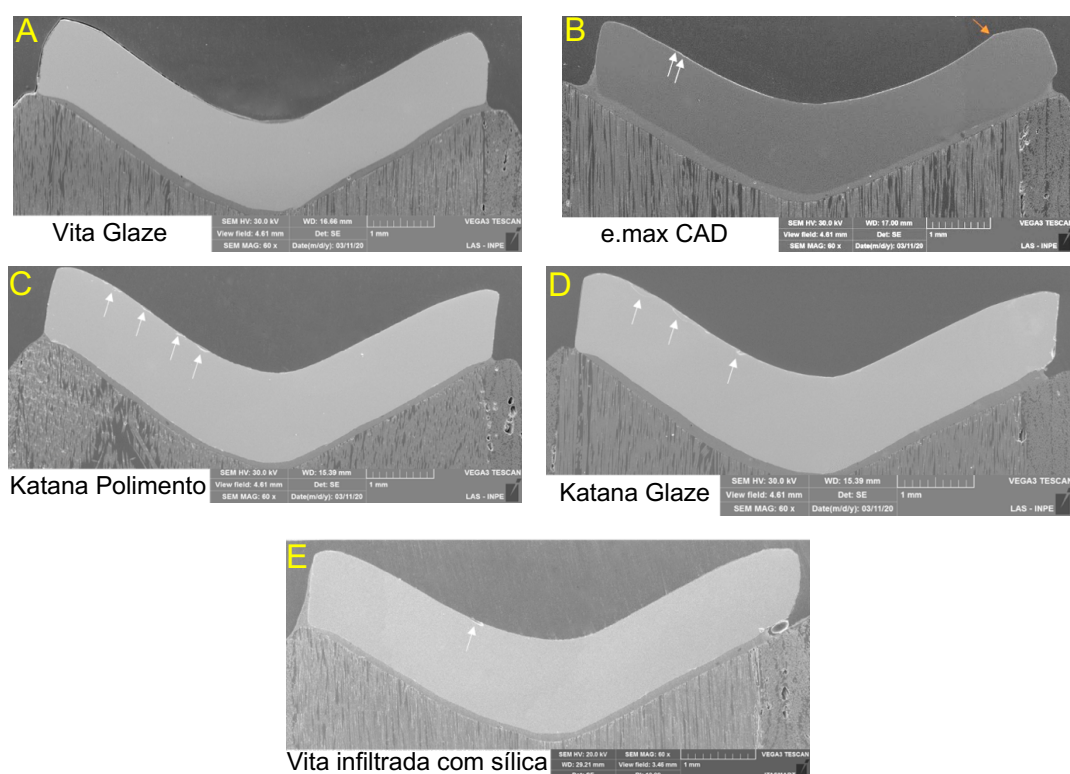


Legenda: (A) Pode-se observar a mesma condição da restauração anterior, que apresenta uma relação entre falha e desgaste oclusal (setas vermelhas); (B) em maior ampliação é possível observar um defeito na região de desgaste que originou a fratura (setas brancas).
Fonte: Elaborada pelo autor.

Restaurações que não falharam foram submetidas a análise de *cross-section* para avaliação de danos na subsuperfície (Figura 23), sendo analisada um espécime por grupo. Algumas restaurações apresentaram condições semelhantes sem danos

na superfície (Vita polimento) ou apenas a remoção da camada de acabamento (Vita glaze ou infiltrada por vidro). Mas além disso, alguns pequenos defeitos foram encontrados na superfície de: Vita e Katana com polimento+glaze, Katana infiltrada por vidro e e.max CAD), enquanto restaurações de Katana com polimento ou com glaze e ambas zircônias infiltradas com sílica apresentaram defeitos maiores.

Figure 23. Micrografias *cross-section* de espécimes representativos



Legenda: É possível observar diferentes condições de superfície e subsuperfície de acordo com a cerâmica e acabamentos de superfície. Em geral Katana apresentou mais defeitos na superfície do que Vita e, e.max CAD apresentou uma pequena depressão na superfície (seta laranja).
Fonte: Elaborada pelo autor.

6 DISCUSSÃO

Este estudo avaliou a probabilidade de sobrevivência de restaurações de zircônia translúcida submetidas a diferentes métodos de acabamento de superfície (polimento, glaze e infiltrações), e o potencial de desgaste do antagonista. A primeira hipótese foi aceita, uma vez que os grupos apresentaram diferenças na probabilidade de sobrevivência, enquanto a segunda foi rejeitada, pois, a infiltração de vidro e o glaze (controle) promoveram desgastes semelhantes ao antagonista.

Infiltração de sílica e polimento+glaze foram os métodos de acabamento que geraram menos desgaste aos antagonistas. Sabe-se que a camada de glaze é removida durante a fadiga e isso expõe a zircônia rugosa. A rugosidade está diretamente relacionada com a abrasão, pois superfícies rugosas aumentam o coeficiente de fricção e, conseqüentemente, aumentam o desgaste (Heintze et al., 2008; Lawson et al., 2014). Tal fato, pode explicar o maior desgaste promovido pelas restaurações com glaze ou vidro, uma vez que além de expor uma superfície irregular de zircônia, enquanto essa camada vítrea é removida detritos são gerados, o que torna o processo de desgaste mais abrasivo. As imagens de MEV confirmam que estes métodos de acabamento de superfície foram removidos durante a fadiga (Fig. 20). Esses resultados corroboram com os achados de Kaizer et al. (2019b), que avaliaram o desgaste de uma zircônia infiltrada por vidro com a mesma técnica descrita no presente estudo e, verificaram a presença das camadas vítreas somente até 1.000 ciclos. Por outro lado, se o polimento for realizado previamente, quando a camada de glaze for removida, uma superfície lisa entrará em contato com o antagonista, o que diminuirá a taxa de desgaste (Janyavula et al., 2013). Em nosso estudo, a associação entre polimento e glaze promoveu a menor perda de volume do antagonista (0,62 mm³). Portanto, uma vez que os acabamentos de superfície foram rapidamente removidos durante a fadiga, a rugosidade inicial não demonstrou correlação com a taxa de desgaste, assim como também observaram Alves et al. (2019a). Isso explica a semelhança de desgaste promovido por glaze (1,19 mm³), infiltração com vidro (1,13 mm³) e polimento (0,85 mm³). Sendo assim, outros fatores podem estar relacionado com o desgaste do antagonista, como por exemplo, fatores microestruturais (Oh et al., 2002).

A infiltração da zircônia com sílica pelo método sol-gel promove a formação de *clusters* de sílica na superfície (Figura 20), resultando nos maiores valores de rugosidade, porém esses aglomerados também são rapidamente removidos durante a fadiga e não interferem no processo de desgaste. Além disso, a infiltração promove a formação de grãos de silicato de zircônia dentro de falhas e poros superficiais (Toyama et al., 2019). Esse preenchimento altera a forma dos defeitos e os tornam mais resistentes à remoção durante a fadiga. Somado a isso, a forma dos grãos também são alteradas, de facetados na zircônia tradicional se tornam pequenos e esféricos na zircônia infiltrada (Reis et al., 2019). Podemos relacionar essa condição com o baixo desgaste do antagonista oposto a zircônia infiltrada por sílica ($0,64 \text{ mm}^3$), uma vez que a microestrutura é um importante fator que controla o desgaste de cerâmicas, pois arestas afiadas de defeitos e poros aumentam a abrasividade, assim como a geometria dos grãos (Oh et al., 2002).

Outro fator que influencia o comportamento e o padrão do desgaste é o módulo de elasticidade do material (Heintze et al., 2007; Phunthikaphadr et al., 2009). Menor concentração de tensão, em resposta às forças oclusais aplicadas, é encontrada em estruturas com menor módulo de elasticidade (Tribst et al., 2019). Um estudo recente, Alves et al. (2019b) correlacionaram a menor taxa de desgaste ao material com menor módulo de elasticidade, corroborando com nossos achados, pois o e.max CAD (42 GPa) (Belli et al., 2017) promoveu menor volume e profundidade de desgaste ao antagonista do que ambas as zircônias (200-210 GPa) (Zhang, Lawn, 2018).

De acordo com Kaizer et al. (2019b) a relevância de mensurar a profundidade de desgaste, deve-se ao fato de que no cenário clínico é mais fácil visualizar uma medida linear de diminuição da altura de um dente do que a perda volumétrica, por isto, a profundidade de desgaste é mais relatada do que a perda de volume. Segundo os autores, a zircônia polida promoveu a menor profundidade de desgaste do antagonista, seguida por zircônia infiltrada por vidro e zircônia com glaze, já em nossos resultados nenhuma diferença quanto à profundidade de desgaste foi encontrada entre os acabamentos de superfície. Entretanto, diferentemente do nosso método, os autores mediram a profundidade de desgaste a partir de fotografias digitais, o que pode ter resultado em achados diferentes.

Em geral, a Katana UT apresentou mais trincas e defeitos na superfície após a fadiga do que Vita HT, como mostra a Figura 23. Isto se deve as propriedades mecânicas inferiores da 5Y-PSZ (5 mol% de zircônia parcialmente estabilizada), consequente da sua microestrutura. O aumento do teor de óxido de ítrio aumenta a quantidade de fase cúbica, resultando no aumento da translucidez. Por outro lado, diminui resistência e tenacidade, uma vez que a fase cúbica não apresenta mecanismo de tenacificação. A tenacidade da Vita HT é aproximadamente entre 3,5-4,5 MPa·m^{1/2} e da Katana UT entre 2,2–2,7 MPa·m^{1/2} (Zhang, Lawn, 2018). Esta propriedade está estreitamente relacionada com a resistência ao desgaste e sobrevivência, pois o processo de desgaste em materiais cerâmicos ocorre a partir da formação de trincas, com a sua subsequente propagação e eventual fratura (DeLong et al., 1986), assim como a falha da cerâmica (Mecholsky, 1995). Desta forma, a capacidade do material cerâmico em resistir à propagação de trincas prediz sua longevidade e, nosso estudo demonstrou que, exceto pelos descolamentos que serão abordados a seguir, os grupos de Katana apresentaram maior número de falhas do que os grupos de Vita (Tabela 2). Tais resultados corroboram com os achados de Zucuni et al. (2019a) que observaram um melhor comportamento de fadiga da zircônia de 2ª geração comparada a de 3ª. Neste sentido, 8 restaurações em e.max CAD falharam (Tabela 2). Estas falhas podem estar relacionadas a menor tenacidade à fratura do dissilicato de lítio (2,0–2,5 MPa·m^{1/2}) (Zhang, Lawn, 2018), uma vez que o seu menor conteúdo cristalino favorece a propagação de trincas e compromete o seu comportamento mecânico, corroborando com Alves et al. (2020) que observaram um melhor comportamento em fadiga e taxas de sobrevivência superiores em coroas em zircônia comparado a coroas em cerâmicas vítreas.

Os acabamentos glaze, polimento ou a associação deles, não causaram efeitos deletérios no comportamento em fadiga das restaurações, resultando em probabilidades de sobrevivência estatisticamente semelhantes (Tabela 1), assim como também observaram Zucuni et al. (2019b) e Zucuni et al. (2020). O grupo Vita infiltrado com vidro não apresentou nenhuma falha para neste protocolo de fadiga, enquanto que para a Katana 3 falhas foram observadas. Provavelmente, este resultado pode estar relacionado a diferença nas espessuras da camada gradada dependendo da microestrutura da zircônia. A infiltração de vidro em uma zircônia majoritariamente tetragonal promove uma camada gradada de ~120 µm (Zhang et

al., 2012b), enquanto que em uma zircônia principalmente cúbica, esta camada é menor com ~ 50 µm (Mao et al., 2018). Sendo assim, a menor gradação pode não ter sido tão eficaz na distribuição de tensões como na camada de gradação mais espessa.

Vita infiltrada por sílica foi o único grupo que apresentou descolamento. Estudos demonstraram que este método melhorou a adesão ao cimento resinoso (Campos et al., 2016; Ramos et al., 2019). Porém, Ramos et al. (2019) relataram que a camada de sílica não era uniforme na zircônia e, talvez possa explicar nossos resultados, pois embora a infiltração tenha sido realizada por imersão completa, a superfície oclusal estava voltada para cima, enquanto que a superfície do entalhe voltada para baixo, isso pode ter afetado o potencial de infiltração de sílica na superfície de cimentação. Desta forma, o desempenho da interface adesiva foi comprometido, ocasionando os descolamentos das restaurações de Vita e, diminuindo a capacidade de distribuir as cargas, ocasionando falhas na Katana.

Durante a fadiga, geralmente as cerâmicas apresentam início de trincas na área abaixo do contato oclusal e/ou na interface de cimentação e a propagação ocorre conforme a carga e o número de ciclos aumentam (Bergamo et al., 2019). As análises fractográficas confirmaram que a falha começou na região de desgaste oclusal (Figura 21/22). Um tipo comum de falha em contatos deslizantes são os: *partial cone cracks*, provenientes do contato oclusal e que se propagam de acordo com os carregamentos cíclicos (Zhang et al., 2013). Observamos uma deformação quasiplástica (Figura 17b) na região de desgaste representada pelas trincas induzidas pelo contato deslizante. Outra falha decorrente a fadiga por deslizamento são *cone-cracks* próximo a borda da restauração, conhecidos como *edge chipping* (Zhang et al., 2013). Este tipo de falha (Figura 17f) foi responsável pela maior parte das falhas neste estudo (Tabela 2).

A esteatita é um material mais abrasivo que o esmalte dental, porém promoveu um desgaste mínimo das restaurações de zircônia. Apesar deste antagonista não simular o comportamento de desgaste do esmalte, a esteatita ainda é utilizada para desgastes *in vitro*, pois permite a padronização das condições de teste e a análise factível dos resultados (Kaizer et al., 2019a).

A literatura relata uma diversidade de métodos e técnicas disponíveis para simular a mastigação em uma condição *in vitro* (Heintze, 2006; Heintze et al., 2012). Um estudo de Nishigawa et al. (2001) demonstrou que pacientes com bruxismo

apresentam em média um pico de força de 220 N, podendo atingir valores superiores durante o apertamento noturno. Segundo Sakaguchi et al. (1986) $1,25 \times 10^6$ ciclos correspondem a 5 anos em função e, como mencionado anteriormente, camadas vítreas são removidas durante a fadiga após 1.000 ciclos (Kaizer et al., 2019b), portanto é recomendado promover uma superfície lisa previamente ao acabamento para minimizar o desgaste do antagonista e eventual início e propagação de trincas.

Diante disto, a indicação correta do material cerâmico para cada caso de reabilitação prediz a longevidade do tratamento, sendo a oclusão do paciente um fator de grande importância no planejamento e na seleção do material dentário. Nos casos em que a restauração será submetida a intensas cargas mastigatórias, optar por um material com melhor comportamento mecânico, associado ao tratamento adequado dos hábitos parafuncionais, pode proporcionar maior longevidade ao tratamento reabilitador. Apesar deste estudo demonstrar que ambas as zircônias promoverem maior desgaste ao antagonista comparado ao dissilicato de lítio, estes valores são compatíveis com as taxas de desgaste entre esmalte *versus* esmalte ($0,36 \text{ mm}^3$) e zircônia *versus* cerâmica ($0,33 \text{ mm}^3$) apresentadas em um estudo clínico após 2 anos de observação (Lohbauer, Reich, 2017).

7 CONCLUSÃO

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

A zircônia Vita apresentou maior probabilidade de sobrevivência comparado a Katana e ao dissilicato de lítio. Além disso, as restaurações de zircônia com polimento e glaze associados e a infiltração de sílica promoveram menor volume de desgaste ao antagonista comparadas as restaurações de zircônia com glaze ou infiltradas com vidro, enquanto o polimento apresentou o mesmo potencial abrasivo de todos os acabamentos. A vitrocerâmica apresentou menor potencial de desgaste do antagonista do que ambas as zircônias.

REFERÊNCIAS*

- Aboushelib MN, Feilzer AJ, Kleverlaan CJ. Bridging the gap between clinical failure and laboratory fracture strength tests using a fractographic approach. *Dent Mater*. 2009 Mar;25(3):383–91. doi: 10.1016/j.dental.2008.09.001.
- Abu-Izze FO, Ramos GF, Borges ALS, Anami LC, Bottino MA. Fatigue behavior of ultrafine tabletop ceramic restorations. *Dent Mater*. 2018 Sep;34(9):1401-9. doi: 10.1016/j.dental.2018.06.017.
- Alghazzawi TF, Lemons J, Liu PR, Essig ME, Bartolucci AA, Janowski GM. Influence of low-temperature environmental exposure on the mechanical properties and structural stability of dental zirconia. *J Prosthodont*. 2012 Jul;21(5):363-9. doi: 10.1111/j.1532-849X.2011.00838.x.
- Alves DM, Cadore-Rodrigues AC, Prochnow C, Burgo TAL, Spazzin AO, Bacchi A, et al. Fatigue performance of adhesively luted glass or polycrystalline CAD-CAM monolithic crowns. *J Prosthet Dent*. 2020 Jul 5:S0022-3913(20)30250-X. doi: 10.1016/j.prosdent.2020.03.032.
- Alves LMM, Contreras LPC, Bueno MG, Campos TMB, Bresciani E, Valera MC, et al. The wear performance of glazed and polished full contour zirconia. *Braz Dent J*. 2019a Oct 7;30(5):511-8. doi: 10.1590/0103-6440201902801.
- Alves LMM, Contreras LPC, Campos TMB, Bottino MA, Valandro LF, Melo RM. In vitro wear of a zirconium-reinforced lithium silicate ceramic against different restorative materials. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2019b Dec;100:103403. doi: 10.1016/j.jmbbm.2019.103403.
- Asmussen E, Jörgensen KD. Fatigue strength of some resinous materials. *Scand J Dent Res*. 1982 Feb;90(1):76-9. doi: 10.1111/j.1600-0722.1982.tb01526.x.
- ASTM International. ASTM E 1150-1987, standard definitions of fatigue. In: ASTM International. Annual book of standards. West Conshohocken (PA): ASTM; 1995 p. 753–62.
- Belli R, Monteiro S Jr, Baratieri LN, Katte H, Petschelt A, Lohbauer U. A photoelastic assessment of residual stresses in zirconia-veneer crowns. *J Dent Res*. 2012 Mar;91(3):316-20. doi: 10.1177/0022034511435100.
- Belli R, Geinzer E, Muschweck A, Petschelt A, Lohbauer U. Mechanical fatigue degradation of ceramics versus resin composites for dental restorations. *Dent Mater* 2014;30:424–32.

* Baseado em: International Committee of Medical Journal Editors Uniform Requirements for Manuscripts Submitted to Biomedical journals: Sample References [Internet]. Bethesda: US NLM; c2003 [cited 2020 Jan 20]. U.S. National Library of Medicine; [about 6 p.]. Available from: http://www.nlm.nih.gov/bsd/uniform_requirements.html

- Belli R, Wendler M, 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 Jan;33(1):84-98. doi: 10.1016/j.dental.2016.10.009.
- Benetti P, Della Bona A, Kelly JR. Evaluation of thermal compatibility between core and veneer dental ceramics using shear bond strength test and contact angle measurement. *Dent Mater*. 2010 Aug;26(8):743-50. doi: 10.1016/j.dental.2010.03.019.
- 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. doi: 10.1016/j.dental.2014.02.020. Epub 2014 Mar 18
- Bergamo ETP, Bordin D, Ramalho IS, Lopes ACO, Gomes RS, Kaizer M, et al. Zirconia-reinforced lithium silicate crowns: effect of thickness on survival and failure mode. *Dent Mater*. 2019 Jul;35(7):1007-16. doi: 10.1016/j.dental.2019.04.007
- Bonfante EA, Coelho PG. A critical perspective on mechanical testing of implants and prostheses. *Adv Dent Res*. 2016 Mar;28(1):18-27. doi: 10.1177/0022034515624445.
- Boulesteix R, Maître A, Baumard JF, Rabinovitch Y, Reynaud F. Light scattering by pores in transparent Nd:YAG ceramics for lasers: correlations between microstructure and optical properties. *Opt Express*. 2010 Jul 5;18(14):14992-5002. doi: 10.1364/OE.18.014992
- Caglar I, Ates SM, Yesil Duymus Z. The effect of various polishing systems on surface roughness and phase transformation of monolithic zirconia. *J Adv Prosthodont*. 2018 Apr;10(2):132-7. doi: 10.4047/jap.2018.10.2.132.
- 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. doi: 10.1016/j.jdent.2016.03.004.
- Campos TMB, Ramos NC, Matos JDM, Thim GP, Souza ROA, Bottino MA, et al. Silica infiltration in partially stabilized zirconia: Effect of hydrothermal aging on mechanical properties. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2020 Sep;109:103774. doi: 10.1016/j.jmbbm.2020.103774.
- Chevalier J, Gremillard L, Virkar AV, Clarke DR. The tetragonal- monoclinic transformation in zirconia: lessons learned and future trends. *J Am Ceram Soc*. 2009;92(9):1901-20.
- Choi JW, Kim SY, Bae JH, Bae EB, Huh JB. In vitro study of the fracture resistance of monolithic lithium disilicate, monolithic zirconia, and lithium

disilicate pressed on zirconia for three-unit fixed dental prostheses. *J Adv Prosthodont.* 2017 Aug;9(4):244-51. doi: 10.4047/jap.2017.9.4.244.

Chun EP, Anami LC, Bonfante EA, Bottino MA. Microstructural analysis and reliability of monolithic zirconia after simulated adjustment protocols. *Dent Mater.* 2017 Aug;33(8):934-43. doi: 10.1016/j.dental.2017.04.024.

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

Dawson PE. Evaluation, diagnosis, and treatment of occlusal problems. 2nd ed. St. Louis: CV Mosby; 1989. p. 274-97.

DeLong R, Douglas WH, Sakaguchi RL, Pintado MR. The wear of dental porcelain in an artificial mouth. *Dent Mater* 1986;2:214-9.

DeHoff PH, Barrett AA, Lee RB, Anusavice KJ. Thermal compatibility of dental ceramic systems using cylindrical and spherical geometries. *Dent Mater.* 2008 Jun;24(6):744-52. doi: 10.1016/j.dental.2007.08.008. Epub 2007 Oct 18.

Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater.* 2008 Mar;24(3):299-307. doi: 10.1016/j.dental.2007.05.007. Epub 2007 Jul 19.

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

Esquivel-Upshaw JF, Dieng FY, Clark AE, Neal D, Anusavice KJ. Surface degradation of dental ceramics as a function of environmental pH. *J Dent Res.* 2013 May;92(5):467-71. doi: 10.1177/0022034513484332.

Etman MK. Confocal examination of subsurface cracking in ceramic materials. *J Prosthodont.* 2009 Oct;18(7):550-9. doi: 10.1111/j.1532-849X.2009.00447.x.

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

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

Haralur SB. Evaluation of efficiency of manual polishing over autoglazed and overglazed porcelain and its effect on plaque accumulation. *J Adv Prosthodont.* 2012; 4:179-86.

- Heck K, Paterno H, Lederer A, Litzemberger F, Hickel R, Kunzelmann KH. Fatigue resistance of ultrathin CAD/CAM ceramic and nanoceramic composite occlusal veneers. *Dent Mater*. 2019 Oct;35(10):1370-7. doi: 10.1016/j.dental.2019.07.006.
- Heintze SD. How to qualify and validate wear simulation devices and methods. *Dent Mater*. 2006 Aug;22(8):712-34. doi: 10.1016/j.dental.2006.02.002.
- Heintze SD, Zellweger G, Zappini G. The relationship between physical parameters and wear of dental composites. *Wear*. 2007;263(7):1138-46. doi.org/10.1016/j.wear.2006.12.010.
- Heintze SD, Cavalleri A, Forjanic M, Zellweger G, Rousson V. Wear of ceramic and antagonist-a systematic evaluation of influencing factors in vitro. *Dent Mater*. 2008;24:433-49.
- Heintze SD, Faouzi M, Rousson V, Ozcan M. Correlation of wear in vivo and six laboratory wear methods. *Dent Mater*. 2012 Sep;28(9):961-73. doi: 10.1016/j.dental.2012.04.006.
- Hudson JD, Goldstein GR, Georgescu M. Enamel wear caused by three different restorative materials. *J Prosthet Dent* 1995;74:647-54.
- Janyavula S, Lawson N, Cakir D, Beck P, Ramp LC, Burgess JO. The wear of polished and glazed zirconia against enamel. *J Prosthet Dent*. 2013 Jan;109(1):22-9. doi: 10.1016/S0022-3913(13)60005-0.
- Kaizer MR, Bano S, Borba M, Garg V, Dos Santos MBF, Zhang Y. Wear behavior of graded glass/zirconia crowns and their antagonists. *J Dent Res*. 2019a Apr;98(4):437-42. doi: 10.1177/0022034518820918.
- Kaizer MR, Rafael R Moraes RR, Sergio S Cava SS, Zhang Y. The progressive wear and abrasiveness of novel graded glass/zirconia materials relative to their dental ceramic counterparts. *Dent Mater*. 2019b May;35(5):763-71. doi: 10.1016/j.dental.2019.02.022.
- Kaplan EL, Meier P. Nonparametric estimation from incomplete observations. *J Am Stat Assoc*. 1958 Jun;53(282):457-81.
- Kelly JR, Rungruanunt P, Hunter B, Vailati F. Development of a clinically validated bulk failure test for ceramic crowns. *J Prosthet Dent*. 2010;104(4):228-38.
- Kelly JR, Cesar PF, Scherrer SS, Della Bona A, van Noort R, Tholey M, et al. ADM guidance-ceramics: fatigue principles and testing. *Dent Mater*. 2017;33(11):1192-204. doi: 10.1016/j.dental.2017.09.006.

Kim JW, Bhowmick S, Hermann I, Lawn BR. Transverse fracture of brittle bilayers: relevance to failure of all-ceramic dental crowns. *J Biomed Mater ResB Appl Biomater*. 2006 Oct;79(1):58-65. doi: 10.1002/jbm.b.30511.

Klimke J, Trunec M, Krell A. Transparent tetragonal yttria-stabilized zirconia ceramics: influence of scattering caused by birefringence. *J Am Ceram Soc*. 2011 Feb;94(6):1850-8. doi: 10.1111/j.1551-2916.2010.04322.x

Koenig V, Vanheusden AJ, Le Goff SO, Mainjot AK. Clinical risk factors related to failures with zirconia-based restorations: An up to 9-year retrospective study. *J Dent*. 2013 Dec;41(2):1164-74. doi: 10.1016/j.jdent.2013.10.009. Epub 2013 Oct 14.

Koran A, Craig RG, Tillitson EW. Coefficient of friction of prosthetic tooth materials. *J Prosthet Dent* 1972;27:269-74.

Kwon SJ, Lawson NC, McLaren EE, Nejat AH, Burgess JO. Comparison of the mechanical properties of translucent zirconia and lithium disilicate. *J Prosthet Dent*. 2018 Jul;120(1):132-7. doi: 10.1016/j.prosdent.2017.08.004.

Lawson NC, Janyavula S, Syklawer S, McLaren EA, Burgess JO. Wear of enamel opposing zirconia and lithium disilicate after adjustment, polishing and glazing. *J Dent*. 2014 Dec;42(12):1586-91. doi: 10.1016/j.jdent.2014.09.008.

Lebon N, Tapie L, Vennat E, Mawussi B. Influence of CAD/CAM tool and material on tool wear and roughness of dental prostheses after milling. *J Prosthet Dent*. 2015 Aug;114(2):236-47. doi: 10.1016/j.prosdent.2014.12.021.

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.

Lohbauer U, Reich S. Antagonist wear of monolithic zirconia crowns after 2 years. *Clin Oral Investig*. 2017 May;21(4):1165-72. doi: 10.1007/s00784-016-1872-6.

Luo J, Tu H, Deng L, Zhong Z. Preparation of zirconia transparent ceramics by low temperature microwave sintering. *J Nanosci Nanotechnol*. 2014 May;14(5):3965-8. doi: 10.1166/jnn.2014.8032.

Mahalick JA, Knap FJ, Weiter EJ. Occlusal wear in prosthodontics. *J Am Dent Assoc* 1971;82:154-9.

Manicone PF, Rossi Iommetti P, Raffaelli L. An overview of zirconia ceramics: basic properties and clinical applications. *J Dent*. 2007Nov;35(11):819-26.

Martins LM, Silva NR, Coelho PG, Guess PC, Bonfante EA, Thompson VP, et al. Fatigue life and failure modes of crowns systems with a modified framework design. *J Dent*. 2010 Aug;38(8):626-34. doi: 10.1016/j.jdent.2010.04.011.

Mao L, Kaizer MR, Zhao M, Guo B, Song YF, Zhang Y. Graded ultra-translucent zirconia (5Y-PSZ) for strength and functionalities. *J Dent Res*. 2018 Oct;97(11):1222-8. doi: 10.1177/0022034518771287.

Mecholsky JJ Jr. Fracture mechanics principles. *Dent Mater*. 1995 Mar;11(2):111-2. doi: 10.1016/0109-5641(95)80044-1.

Miyamoto Y, Kaysser WA, Rabin BH, Kawasaki A, Ford RG. Functionally Graded Materials: design, processing and applications. New York: Springer Science + Business Media; 1999.

Monasky GE, Taylor DF. Studies on the wear of porcelain, enamel, and gold. *J Prosthet Dent* 1971;25:299-306.

Mota EG, Smidt LN, Fracasso LM, Burnett LH Jr, Spohr AM. The effect of milling and postmilling procedures on the surface roughness of CAD/CAM materials. *J Esthet Restor Dent*. 2017 Nov 12;29(6):450-8. doi: 10.1111/jerd.12326.

Nishigawa K, Bando E, Nakano M. Quantitative study of bite force during sleep associated bruxism. *J Oral Rehabil*. 2001 May;28(5):485-91. doi: 10.1046/j.1365-2842.2001.00692.x.

Oh WS, DeLong R, Anusavice KJ. Factors affecting enamel and ceramic wear: a literature review. *J Prosthet Dent*. 2002 Apr;87(4):451-9. doi: 10.1067/mpr.2002.123851.

Park JH, Park S, Lee K, Yun KD, Lim HP. Antagonist wear of three CAD/CAM anatomic contour zirconia ceramics. *J Prosthet Dent*. 2014 Jan;111(1):20-9. doi: 10.1016/j.prosdent.2013.06.002.

Phunthikaphadr T, Takahashi H, Arksornnukit M. Pressure transmission and distribution under impact load using artificial denture teeth made of different materials. *J Prosthet Dent*. 2009 Nov;102(5):319-27. doi: 10.1016/S0022-3913(09)60183-9.

Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*. 1999 Jan;20(1):1-25. doi: 10.1016/s0142-9612(98)00010-6.

Pozzobon JL, Pereira GKR, Wanscher VF, Dorneles LS, Valandro LF. Mechanical behavior of yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystalline ceramic after different zirconia surface treatments. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl*. 2017 Aug 1;77:828-35. doi: 10.1016/j.msec.2017.03.299.

Preis V, Schmalzbauer M, Bougeard D, Schneider-Feyrer S, Rosentritt M. Surface properties of monolithic zirconia after dental adjustment treatments and in vitro wear. *J Dent*. 2015 Jan;43(1):133-9. doi: 10.1016/j.jdent.2014.08.011.

Preis V, Grumser K, Schneider-Feyrer S, Behr M, Rosentritt M. Cycle-dependent in vitro wear performance of dental ceramics after clinical surface treatments. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2016 Jan;53:49-58. doi: 10.1016/j.jmbbm.2015.08.009.

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 Restor Dent*. 2015 Nov-Dec;35(6):843-9.

Ramos NC, Kaizer MR, Campos TMB, Kim J, Zhang Y, Melo RM. Silica-based infiltrations for enhanced zirconia-resin interface toughness. *J Dent Res*. 2019 Apr;98(4):423-9. doi: 10.1177/0022034518819477.

Ramos NC, Alves LMM, Ricco P, Santos GMAS, Bottino MA, Campos TMB, et al. Strength and bondability of a dental Y-TZP after silica sol-gel infiltrations. *Ceram Int*. 2020 Jul;46(10):17018-24. doi.org/10.1016/j.ceramint.2020.03.288.

Reis AFNE, Ramos GF, Campos TMB, Prado PHCO, Vasconcelos G, Borges ALS, et al. The performance of sol-gel silica coated Y-TZP for veneered and monolithic dental restorations. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2019 Feb;90:515-22. doi: 10.1016/j.jmbbm.2018.09.023.

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.

Rosentritt M, Behr M, Preis V. A critical evaluation of fatigue studies for restorative materials in Dentistry. *Curr Oral Health Rep*. 2016 Jun;3:221-8. <https://doi.org/10.1007/s40496-016-0097-8>.

Sabrah AH, Cook NB, Luangruangrong P, Hara AT, Bottino MC. Full-contour Y-TZP ceramic surface roughness effect on synthetic hydroxyapatite wear. *Dent Mater*. 2013 Jun;29(6):666-73. doi: 10.1016/j.dental.2013.03.008.

Sakaguchi RL, Douglas WH, DeLong R, Pintado MR. The wear of a posterior composite in an artificial mouth: a clinical correlation. *Dent Mater*. 1986 Dec;2(6):235-40. doi: 10.1016/s0109-5641(86)80034-3.

Samodurova A, Kocjan A, Swain MV, Kosmač T. The combined effect of alumina and silica co-doping on the ageing resistance of 3Y-TZP bioceramics. *Acta Biomater*. 2015 Jan;11:477-87. doi: 10.1016/j.actbio.2014.09.009.

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

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

Schlichting LH, Resende TH, Reis KR, Magne P. Simplified treatment of severe dental erosion with ultrathin CAD/CAM composite occlusal veneers and anterior bilaminar veneers. *J Prosthet Dent.* 2016 Oct;116(4):474-82. doi: 10.1016/j.prosdent.2016.02.013.

Selvaraj U, Koli DK, Jain V, Nanda A. Evaluation of the wear of glazed and polished zirconia crowns and the opposing natural teeth: A clinical pilot study. *J Prosthet Dent.* 2020 Jul 11:S0022-3913(20)30261-4. doi: 10.1016/j.prosdent.2020.04.007.

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.

Smith BG, Bartlett DW, Robb ND. The prevalence, etiology and management of tooth wear in the United Kingdom. *J Prosthet Dent* 1997;78:367-72.

Soares LM, Soares C, Miranda ME, Basting RT. Influence of core-veneer thickness ratio on the fracture load and failure mode of zirconia crowns. *J Prosthodont.* 2019 Feb;28(2):209-15. doi: 10.1111/jopr.12601.

Swain MV. Unstable cracking (chipping) of veneering porcelain on allceramic dental crowns and fixed partial dentures. *Acta Biomater.* 2009 Jun;5(5):1668-77. doi: 10.1016/j.actbio.2008.12.016.

Swain MV. Impact of oral fluids on dental ceramics: what is the clinical relevance? *Dent Mater.* 2014 Jan;30(1):33-42. doi: 10.1016/j.dental.2013.08.199.

Tholey MJ, Swain MV, Thiel N. Thermal gradients and residual stresses in veneered YTZP frameworks. *Dent Mater.* 2011 Nov;27(11):1102-10. doi: 10.1016/j.dental.2011.08.001.

Toyama DY, Alves LMM, Ramos GF, Campos TMB, de Vasconcelos G, Borges ALS, et al. Bioinspired silica-infiltrated zirconia bilayers: Strength and interfacial bonding. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2019 Jan;89:143-9. doi: 10.1016/j.jmbbm.2018.09.013.

Tribst JPM, Alves LMM, Piva AMOD, Melo RM, Borges ALS, Paes-Junior TJA, et al. Reinforced glass-ceramics: parametric inspection of three-dimensional wear and volumetric loss after chewing simulation. *Braz Dent J.* 2019 Oct 7;30(5):505-10. doi: 10.1590/0103- 6440201902699.

Valentino TA, Borges GA, Borges LH, Platt JA, Correr-Sobrinho L. Influence of glazed zirconia on dual-cure luting agent bond strength. *Oper Dent.* 2012 Mar-Apr;37(2):181-7. doi: 10.2341/10-220-L.

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.

Weibull W. A statistical distribution function of wide applicability. *J Appl Mech.* 1951;18:293-7.

Zhang Y, Kim JW. Graded structures for damage resistant and aesthetic all-ceramic restorations. *Dent Mater.* 2009 Jun;25(6):781-90. doi: 10.1016/j.dental.2009.01.002.

Zhang Y, Kim JW. Graded zirconia glass for resistance to veneer fracture. *J Dent Res.* 2010 Oct;89(10):1057-62. doi: 10.1177/0022034510375289.

Zhang H, Li Z, Kim BN, Morita K, Yoshida H, Hiraga K, et al. Effect of alumina dopant on transparency of tetragonal zirconia. *J Nanomater.* 2012a Article ID 269064. doi:10.1155/2012/269064.

Zhang Y, Sun M, Zhang D. Designing functionally graded materials with superior load-bearing properties. *Acta Biomater.* 2012 Mar;8(3):1101-8. doi: 10.1016/j.actbio.2011.11.033.

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

Zhang Y. Making yttria-stabilized tetragonal zirconia translucent. *Dent Mater.* 2014 Oct;30(10):1195-203. doi: 10.1016/j.dental.2014.08.375.

Zhang F, Inokoshi M, Batuk M, Hadermann J, Naert I, VanMeerbeek B, et al. Strength, toughness and aging stability of highly-trans- lucent Y-TZP ceramics for dental restorations. 2016 Dec;32(12):e327-e337. doi: 10.1016/j.dental.2016.09.025.

Zhang Y, Lawn BR. Novel Zirconia materials in dentistry. *J Dent Res.* 2018 Feb;97(2):140- 7. doi: 10.1177/0022034517737483.

Zucuni CP, Venturini AB, Prochnow C, Rocha Pereira GK, Valandro LF. Load-bearing capacity under fatigue and survival rates of adhesively cemented yttrium-stabilized zirconia polycrystal monolithic simplified restorations. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2019a Feb;90:673-80. doi: 10.1016/j.jmbbm.2018.11.009.

Zucuni CP, Dapieve KS, Rippe MP, Pereira GKR, Bottino MC, Valandro LF. Influence of finishing/polishing on the fatigue strength, surface topography, and roughness of an yttrium-stabilized tetragonal zirconia polycrystals subjected to grinding. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2019b May;93:222-9. doi: 10.1016/j.jmbbm.2019.02.013.

Zucuni CP, Pereira GKR, Valandro LF. Grinding, polishing and glazing of the occlusal surface do not affect the load-bearing capacity under fatigue and survival rates of bonded monolithic fully-stabilized zirconia simplified restorations. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2020 Mar;103:103528. doi: 10.1016/j.jmbbm.2019.103528.