



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

JEFFERSON DAVID MELO DE MATOS

**AVALIAÇÃO DO DESGASTE FISIOLÓGICO DA
CAMADA DE CARACTERIZAÇÃO APLICADA SOBRE
CERÂMICAS ODONTOLÓGICAS**

2020

JEFFERSON DAVID MELO DE MATOS

**AVALIAÇÃO DO DESGASTE FISIOLÓGICO DA CAMADA DE
CARACTERIZAÇÃO APLICADA SOBRE CERÂMICAS
ODONTOLÓGICAS**

Dissertação 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 MESTRE, pelo Programa de Pós-Graduação em ODONTOLOGIA RESTAURADORA.

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

Orientador: Prof. Tit. Marco Antonio Bottino

Coorientadora: Prof. Dra. Lilian Costa Anami

São José dos Campos

2020

Instituto de Ciência e Tecnologia [internet]. Normalização de tese e dissertação [acesso em 2020]. 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).

Matos, Jefferson David Melo de

Avaliação do desgaste fisiológico da camada de caracterização aplicada sobre cerâmicas odontológicas / Jefferson David Melo de Matos. - São José dos Campos : [s.n.], 2020.
105 f. : il.

Dissertação (Mestrado em Odontologia Restauradora) - Pós-Graduação em Odontologia Restauradora - Universidade Estadual Paulista (Unesp), Instituto de Ciência e Tecnologia, São José dos Campos, 2020.

Orientador: Marco Antonio Bottino

Coorientadora: Lilian Costa Anami

1. Cerâmica. 2. Desgaste de restauração dentária. 3. Materiais dentários. I. Bottino, Marco Antonio, orient. II. Anami, Lilian Costa, coorient. III. Universidade Estadual Paulista (Unesp), Instituto de Ciência e Tecnologia, São José dos Campos. IV. Universidade Estadual Paulista 'Júlio de Mesquita Filho' - Unesp. V. Universidade Estadual Paulista (Unesp). VI. Título.

BANCA EXAMINADORA

Prof. Tit. Marco Antonio Bottino (Orientador)

Universidade Estadual Paulista (Unesp)

Instituto de Ciência e Tecnologia

Campus de São José dos Campos

Prof. Dra. Edmara Tatiely Pedroso Bergamo

Universidade de São Paulo (USP)

Faculdade de Odontologia de Bauru

Campus de Bauru

Profa. Dra. Nathália de Carvalho Ramos

Universidade Estadual Paulista (Unesp)

Instituto de Ciência e Tecnologia

Campus de São José dos Campos

São José dos Campos, 03 de Fevereiro de 2020.

DEDICATÓRIA

Dedico esse trabalho em especial a **Deus**, fonte de toda fortaleza e porto seguro diante das adversidades.

Dedico também aos meus pais, **Célia de Melo Matos** e **Francisco Jefferson Barbosa de Matos**, que diretamente contribuíram para o meu progresso, sempre apoiando todas as minhas decisões. Assim como as minhas irmãs **Jeanne Matos** e **Rayanne Matos**.

Dedico ainda em especial ao meu Professor e Orientador **Marco Antonio Bottino** e a Professora e Coordenadora **Lilian Costa Anami**, que tornaram o meu caminho mais amplo e cheio de plenitudes.

O **Guilherme Scalzer**, **Marcela Moreira**, **Jiro Nakano**, **Mateus Favero**, **Murilo Rodrigues** e **Nathália Ramos**; grandes amigos que ao meu lado estiveram em todo o instante, mostrando que Deus tem um plano maior para todos nós.

A todos os docentes que com seu conhecimento, tornaram a mim um aluno mestre. Dentre os exímios docentes que passaram por minha vida, no decorrer dos anos, dedico esse trabalho aos Professores **Lucas Villaça Zogheib**, **Daniel Sartorelli Marques de Castro**, **John Eversong Lucena de Vasconcelos**, **Jozely Mello** e **Renato Sussumu Nishioka** que sempre motivaram a continuar a batalha.

**À Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo (FAPESP) e a
Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES),**

que através de convênio me concederam a Bolsa de Mestrado.

Processo nº 2018/04454-0, no período 01/06/2018 a 29/02/2020.

Às empresas **Wilcos do Brasil Ind, Cerâmica Chiarotti Ltda. e Dental
Tanaka** pela doação de parte dos materiais utilizados nessa pesquisa.

Por fim não menos importante ainda dedico aos amigos e colegas dicentes que permitiram o meu conhecimento pessoal, distante da minha terra natal. E a todos que diretamente e indiretamente ajudaram no desenvolvimento deste trabalho.

"Combati o bom combate, acabei a carreira, guardei a fé".

2º Timóteo 4:7

SUMÁRIO

RESUMO	8
ABSTRACT	10
1 INTRODUÇÃO	12
2 REVISÃO DE LITERATURA	15
2.1 Cerâmicas Odontológicas	15
2.2 Fraturas de restaurações cerâmicas	17
2.3 Espessura das Restaurações	18
2.4 Cerâmicas YZHT, FD e ZLS.....	21
2.5 Caracterização estética da superfície da cerâmica	26
2.6 Análise das propriedades de rugosidade e dureza	28
3 PROPOSIÇÃO	30
3.1 Objetivo geral	30
3.2 Objetivos específicos	30
4 MATERIAL E MÉTODOS.....	31
4.1 Confeções dos espécimes	33
4.1.1 Sinterização e cristalização dos espécimes	35
4.1.2 Caracterização (maquiagem) dos espécimes	37
4.2 Rugosidade	40
4.3 Análise de superfície com Microscopia Eletrônica de Varredura.....	41
4.4 Espectroscopia por Dispersão de Energia	41
4.5 Mensuração da massa das amostras e pistões	42
4.6 Simulação do Desgaste Fisiológico.....	43
4.7 Ensaio de Resistência a Flexão Biaxial.....	46
4.8 Análise Fractográfica	48
5 RESULTADO	49
5.1 Rugosidade	49

5.2 Análise de superfície com Microscopia Eletrônica de Varredura	55
5.3 Análise de Espectroscopia por Dispersão de Energia.....	61
5.3.1 Composição da Camada de Caracterização dos espécimes	61
5.3.2 Composição dos espécimes (YZHT, FD e ZLS)	64
5.4 Resistência a flexão biaxial.....	71
5.5 Análise do desgaste do espécime e antagonista	72
5.6 Análise fractográfica.....	74
6 DISCUSSÃO	77
6.1 Propriedades Físicas e Químicas	77
6.2 Propriedades Mecânicas.....	79
6.3 Características Superficiais.....	84
7 CONCLUSÃO	88
REFERÊNCIAS	89

Matos JDM. Avaliação do desgaste fisiológico da camada de caracterização aplicada sobre cerâmicas odontológicas [dissertação]. São José dos Campos (SP): Universidade Estadual Paulista (Unesp), Instituto de Ciência e Tecnologia; 2020.

RESUMO

O presente estudo teve por objetivo avaliar o comportamento da camada de caracterização sobre zircônia de alta translucidez (YZHT, Vita YZ HT), cerâmica feldspática (FD/VMII, Vita Mark II) e silicato de lítio reforçado por zircônia (ZLS, Vita Suprinity) frente à simulação de desgaste fisiológico variando os antagonistas em YZHT, esteatita e cerâmica híbrida com polímero (Vita Enamic). Foram obtidos 120 discos ($\varnothing$ 12 mm, 1,2 mm de espessura) cerâmicos, sendo 30 de YZHT e FD, e 60 de ZLS, através de corte de blocos para CAD/CAM. As amostras de YZHT foram sinterizadas, e na sequência os grupos YZHT e FD receberam a camada de caracterização. A caracterização das amostras de ZLS foi realizada no mesmo ato da cristalização (ZLS1, etapa única) ou em queima posterior a cristalização (ZLS2, duas etapas). A caracterização foi realizada de acordo com as recomendações do fabricante e todas as amostras receberam aplicação de glaze e consequente queima. Os espécimes foram divididos em subgrupos ($n=10$) de acordo com os antagonistas: esteatita, cerâmica híbrida ou zircônia; em seguida, foram submetidos à simulação do desgaste fisiológico. Os parâmetros de rugosidade média (R_a) e largura média dos elementos do perfil de rugosidade (R_{sm}) foram analisados em diferentes momentos da simulação de desgaste fisiológico desde o início até o final da ciclagem. Após os 15.000 ciclos foram calculados a perda de massa dos discos cerâmicos e dos pistões antagonistas. Os resultados foram analisados estatisticamente por Anova 2 fatores e Tukey ($p<0,05$). Antes do desgaste, as cerâmicas não apresentaram diferenças para os parâmetros de rugosidade, R_a ($p=0,3348$), R_z ($p=0,5590$) e R_{sm} ($p=0,5330$). Os antagonistas não apresentaram diferenças para os parâmetros, R_a ($p=0,0541$) e R_{sm} ($p=0,0613$), enquanto que o parâmetro R_z ($p=0,000$) apresentou diferença, já que a esteatita ($18,98 \pm 2,98 \mu m$) apresentou uma maior rugosidade média quando analisada a altura máxima do perfil quando comparado com os antagonistas em enamic ($12,35 \pm 0,91 \mu m$) e zircônia ($11,47 \pm 0,89 \mu m$). Após o desgaste, as cerâmicas continuaram sem apresentar diferenças estatísticas para os parâmetros de rugosidade, R_a ($p=0,488$), R_z ($p=0,681$) e R_{sm} ($p=0,256$). Os antagonistas não apresentaram diferença para o parâmetro R_a ($p=0,124$), porém, apresentaram diferença para o parâmetro R_z ($p=0,000$), já que a esteatita ($57,98 \pm 4,11 \mu m$) apresentou uma maior média para tal parâmetro quando comparado com os antagonistas em enamic ($44,86 \pm 2,34 \mu m$) e zircônia ($37,81 \pm 1,40 \mu m$); e para o parâmetro R_{sm} ($p=0,000$), já que as médias da esteatita ($502,72 \pm 72,20 \mu m$),

enamic ($385,67 \pm 24,84 \mu\text{m}$) e zircônia ($268,94 \pm 27,99 \mu\text{m}$) apresentaram diferenças entre si. O tipo de cerâmica ($p < 0,0001$) influenciou a perda de massa das amostras e a interação entre cerâmica e antagonista ($p = 0,0098$), com isso influenciou a perda de massa dos pistões antagonistas. O grupo ZLS 2 apresentou a maior perda de massa entre os grupos testados. Todos os antagonistas testados apresentaram perda de massa semelhante contra o FD, enquanto a esteatita apresentou maior perda de massa quando testadas com amostras YHZT, ZLS 1 e ZLS 2. Todas as cerâmicas apresentaram rugosidade semelhante antes e após a simulação de desgaste. As amostras de cerâmicas apresentaram uma perda de massa semelhante. No entanto, a queima adicional da caracterização da cerâmica de silicato de lítio reforçado por zircônia favoreceu uma maior perda de massa, sem que houvesse alteração de sua resistência.

Palavras-chaves: Cerâmica. Desgaste de restauração dentária. Materiais dentários.

Matos JDM. Evaluation of the physiological wear of the applied characterization layer on dental ceramics [dissertation]. São José dos Campos (SP): São Paulo State University (Unesp), Institute of Science and Technology; 2020.

ABSTRACT

The present study aimed to evaluate the behavior of the characterization layer on high translucency zirconia (YZHT, Vita YZ HT), feldspar ceramic (FD / VMII, Vita Mark II) and zirconia reinforced lithium silicate (ZLS, Vita Suprinity) compared to the simulation of physiological wear, varying the antagonists in YZHT, steatite and hybrid ceramic with polymer (Vita Enamic). 120 ceramic discs ($\varnothing$ 12 mm, 1.2 mm thick) were obtained, 30 from YZHT and FD, and 60 from ZLS, by cutting blocks for CAD / CAM. The YZHT samples were sintered, and in the sequence the groups YZHT and FD received the characterization layer. The characterization of the ZLS samples was carried out in the same act of crystallization (ZLS1, single step) or in burning after crystallization (ZLS2, two steps). The characterization was carried out according to the manufacturer's recommendations and all samples received application of glaze and consequent burning. The specimens were divided into subgroups ($n = 10$) according to the antagonists: steatite, hybrid ceramic or zirconia; then, they were submitted to the simulation of physiological wear. The parameters of average roughness (R_a) and average width of the elements of the roughness profile (R_{sm}) were analyzed at different moments of the simulation of physiological wear from the beginning to the end of the cycle. After 15,000 cycles, the mass loss of the ceramic discs and antagonistic pistons was calculated. The results were analyzed statistically by Anova 2 factors and Tukey ($p < 0.05$). Before wear, the ceramics showed no differences for the roughness parameters, R_a ($p = 0.3348$), R_z ($p = 0.5590$) and R_{sm} ($p = 0.5330$). The antagonists showed no differences for the parameters, R_a ($p = 0.0541$) and R_{sm} ($p = 0.0613$), while the parameter R_z ($p = 0.000$) showed a difference, since steatite (18.98 ± 2), $98 \mu m$) presented a higher average roughness when the maximum profile height was analyzed when compared with the antagonists in enamic ($12.35 \pm 0.91 \mu m$) and zirconia ($11.47 \pm 0.89 \mu m$). After wear, the ceramics continued to show no statistical differences for the roughness parameters, R_a ($p = 0.488$), R_z ($p = 0.681$) and R_{sm} ($p = 0.256$). The antagonists showed no difference for the R_a parameter ($p = 0.124$), however, they showed a difference for the R_z parameter ($p = 0.000$), since steatite ($57.98 \pm 4.11 \mu m$) showed a higher average for such parameter when compared with antagonists in enamic ($44.86 \pm 2.34 \mu m$) and zirconia ($37.81 \pm 1.40 \mu m$); and

for the parameter R_{sm} ($p = 0.000$), since the averages of steatite ($502.72 \pm 72.20 \mu m$), enamic ($385.67 \pm 24.84 \mu m$) and zirconia ($268.94 \pm 27.99 \mu m$) showed differences between them. The type of ceramic ($p < 0.0001$) influenced the loss of mass of the samples and the interaction between ceramic and antagonist ($p = 0.0098$), thereby influencing the loss of mass of the antagonist pistons. The ZLS 2 group showed the greatest loss of mass among the tested groups. All tested antagonists showed similar mass loss against FD, while steatite showed greater mass loss when tested with YHZZ, ZLS 1 and ZLS 2 samples. All ceramics showed similar roughness before and after wear simulation. The ceramic samples showed a similar mass loss. However, the additional burning of the characterization of the zirconia-reinforced lithium silicate ceramic favored a greater loss of mass, without altering its strength.

Keywords: Ceramics. Dental restoration wear. Dental materials.

1 INTRODUÇÃO

A odontologia tem buscado nas últimas décadas medidas que reduzam os danos causados pelo desgaste dentário fisiológico, além de alternativas para reabilitar os pacientes que apresentam tais desgastes utilizando materiais restauradores capazes de devolver forma, função e estética (Hara et al., 2014; Potiket et al., 2004).

As restaurações livres de metal são as principais escolhas dos profissionais e até mesmo dos pacientes, que buscam uma reabilitação com resultados estéticos superiores (Campos et al., 2016; Corazza et al., 2013). Devido às suas propriedades de alta resistência à compressão, condutibilidade térmica, semelhança aos tecidos dentais, radiopacidade, integridade marginal, estabilidade de cor e biomimetismo, as cerâmicas odontológicas apresentam bom prognóstico como material restaurador (Biscaro et al., 2013; Fischer et al., 2008). Sendo assim, diversos sistemas cerâmicos podem ser empregados em restaurações livres de metal, sejam estas vítreas, policristalinas ou híbridas (Pereira et al., 2008; Silva et al., 2016).

Visando reduzir as falhas por lascamento da cerâmica de cobertura, que geralmente ocorrem por diferença de coeficiente de expansão térmico entre a cerâmica de infra-estrutura e a de cobertura, foi proposta a simplificação da técnica e utilização de restaurações cerâmicas monolíticas ou de corpo único (Amaral et al., 2017; Wiegand et al., 2009), porém o aspecto estético pode ser comprometido em casos que necessitam de maior riqueza de detalhes. Para que materiais cerâmicos tenham sua estética aprimorada é necessária à adição da camada de caracterização composta por pigmentos à base de óxidos metálicos (Bai et al., 2016; Barizon et al., 2014; Villefort et al., 2017).

Esta camada pode sofrer dissolução dos pigmentos e consequente alteração da coloração após a cristalização das cerâmicas (Aboushelib et al.,

2010; Catelan et al., 2015). Neste sentido, os pigmentos aplicados sobre a cerâmica previamente do *glaze* (pigmentação intrínseca) apresentam melhores resultados em relação à estabilidade de cor do que os pigmentos aplicados após o *glaze* (pigmentação extrínseca) (Anil, Bolay, 2002; Koutayas et al., 2003; O'keefe et al., 1993).

A camada de *glaze* desempenha um papel importante no que diz respeito à preservação dos pigmentos cerâmicos em longo prazo. A sua ausência associada com as adversidades do meio bucal pode levar ao desgaste destes pigmentos cerâmicos (Schultheis et al., 2013; Yamamoto et al., 2016;). Por outro lado, estima-se que a camada de *glaze* aplicada e sinterizada/cristalizada sobre cerâmica se mantenha em função por aproximadamente 12 anos (Garza et al., 2016; Ramos et al., 2016).

Para atingir uma estética satisfatória, várias queimas subsequentes podem ser necessárias (Cho et al., 2012). Todos estes processos podem promover a concentração de tensões na superfície da cerâmica (Subaşı et al., 2014). Portanto, existe uma real preocupação relacionada aos procedimentos de caracterização e de uma possível modificação do conteúdo cristalino da cerâmica, que conseqüentemente poderia alterar suas propriedades mecânicas (Cho et al., 2012). No entanto, não há consenso na literatura em relação aos diferentes protocolos térmicos e seu efeito no comportamento mecânico da aplicação de pigmentos cerâmicos nos materiais restauradores indiretos (Aurélio et al., 2015; Lien et al., 2015).

Os ensaios de desgaste fisiológico podem ser realizados utilizando materiais variados como antagonistas, simulando as diversas condições que podem existir em pacientes reabilitados proteticamente. Visando reduzir o viés de aplicadores confeccionados em esmalte dentário humano, a esteatita aparece como alternativa de material análogo ao esmalte, pois permite uma padronização das amostras, apresentam propriedades mecânicas mais próximas as do dente

natural (Ghazal et al., 2008; Preis et al., 2013; Raja et al., 2014;), como por exemplo, o módulo elástico de 90 GPa (Wassel et al., 1994). Outras opções de situações clínicas seria a simulação de diferentes antagonistas, entre eles, a cerâmica híbrida (PIC) que apresenta módulo elástico de 30 GPa (Della Bona et al., 2014), valor próximo ao da dentina 18 GPa (Rees et al., 1994), e até mesmo a zircônia que apresenta módulo elástico superior aos demais materiais, com cerca de 240 GPa (Amaral et al., 2017; Zhang et al., 2012).

Apesar da utilização rotineira da maquiagem (pigmentação extrínseca) nas restaurações monolíticas, estas ainda são realizadas sem um protocolo que permita a reprodutibilidade do procedimento. Neste contexto, as investigações frente ao desempenho clínico destas restaurações também se apresentam de forma heterogênea. Soma-se a isso que ainda não existem relatos na literatura quanto à durabilidade destas restaurações frente às diferentes situações clínicas. Logo, pesquisas se fazem necessárias no intuito de elucidar o comportamento das cerâmicas monolíticas maquiadas contra diferentes materiais antagonistas.

2 REVISÃO DE LITERATURA

Nesta revisão de literatura foram abordados os temas: cerâmicas odontológicas; fraturas de restaurações cerâmicas; espessura das restaurações; cerâmicas FD, ZLS e YZHT; caracterização estética da superfície da cerâmica e análise das propriedades de rugosidade e dureza.

2.1 Cerâmicas Odontológicas

As cerâmicas são materiais inorgânicos com propriedades não metálicas formuladas para inúmeras finalidades (Della Bona, Anusavice, 2002). Na odontologia, são materiais de escolha para trabalhos restauradores estéticos e funcionais, pois apresentam alta resistência à compressão e abrasão, estabilidade química, biocompatibilidade, estética favorável, translucidez, fluorescência e coeficiente de expansão térmica semelhante ao dente natural (Della Bona, Anusavice, 2002).

As cerâmicas convencionais constituem uma estrutura complexa com núcleos cristalinos não incorporados à matriz vítrea, que reforçam a estrutura pela formação de um arcabouço. Estas cerâmicas são caracterizadas como vítreas por apresentarem uma quantidade maior de feldspato na sua composição. Sua composição apresenta uma rede de sílica (SiO_2) e óxido de potássio feldspato ($\text{K}_2\text{O}, \text{Al}_2\text{O}_3, \text{SiO}_2$) e/ou soda-feldspato ($\text{Na}_2\text{O}, \text{Al}_2\text{O}_3, \text{SiO}_2$). No entanto, apesar de apresentarem ótimas propriedades óticas, devido sua natureza vítrea e cristalina, suas propriedades mecânicas contraindicam sua utilização em regiões que recebem altas cargas mastigatórias (Della Bona, Anusavice, 2002). Neste

contexto, buscou-se melhorar a resistência mecânica das cerâmicas com uma composição que garantisse uma maior quantidade da fase cristalina em relação a fase vítrea. A leucita foi um dos primeiros materiais utilizados para compor a matriz cristalina das cerâmicas, com o intuito de impedir a propagação de trincas quando estas se submetiam às tensões de tração, porém, sua indicação se limitava a *inlays*, *onlays*, facetas e coroas unitárias (Figueiredo-Pina et al., 2016). Visando ampliar a indicação destas cerâmicas para a confecção de coroas unitárias posteriores e, até mesmo, de próteses parciais fixas, incorporou-se à composição destes materiais, o dissilicato de lítio e o silicato de lítio reforçado por zircônia (Monteiro et al., 2018).

Além dos sistemas cerâmicos supracitados, diversos outros sistemas estão disponíveis para as mais diversas indicações. Os sistemas atuais apresentam cerâmicas com excelentes propriedades mecânicas associadas a uma reflexão óptica mais elaborada. Em sua grande maioria, estas cerâmicas se apresentam em blocos pré-fabricados o que confere algumas vantagens, entre elas, alta resistência à fratura, por garantir um material mais compacto e homogêneo (Aurélio et al., 2015; Della Bona, Anusavice, 2002).

Baseado no grande número de sistemas cerâmicos disponíveis, Gracis et al. (2015) propuseram recentemente uma nova classificação para as cerâmicas odontológicas. Esta classificação fundamentou-se na sua composição quanto a presença ou ausência da fase vítrea e matriz orgânica, se apresentando da seguinte forma: o grupo das cerâmicas vítreas devem apresentar em sua composição, materiais inorgânicos e não metálicos, apresentando uma fase vítrea ou amorfa; o grupo das cerâmicas policristalinas também devem apresentar materiais inorgânicos e não metálicos, porém, sem a presença da fase vítrea. Por último, os grupos das cerâmicas de matriz resinosa devem apresentar uma matriz polimérica contendo predominantemente compostos inorgânicos.

2.2 Fraturas de restaurações cerâmicas

As coroas metalocerâmicas foram utilizadas por muitos anos como primeira opção de tratamento para dentes com grande comprometimento estrutural. O metal proporciona grande resistência à fratura, porém não apresenta um caráter estético satisfatório. Neste contexto, a literatura aponta que alguns materiais cerâmicos podem substituir as ligas metálicas com sucesso (Biscaro et al., 2013; Fischer et al., 2008; Potiket et al., 2004), surgindo assim as restaurações cerâmicas livres de metal. Com os avanços técnicos das propriedades mecânicas e químicas das cerâmicas, ampliando sua indicação clínica, estas restaurações cada vez mais têm se tornado a primeira escolha dos profissionais e pacientes com necessidades estéticas (Campos et al., 2016; Corazza et al., 2013). Diversos sistemas cerâmicos podem ser empregados em restaurações livres de metal, sejam estas ácido-sensíveis e ácido-resistentes (Pereira et al., 2008; Silva et al., 2016).

Dentre os materiais cerâmicos, a zircônia é a que apresenta maior resistência, além de alta tenacidade à fratura (Piconi, Maccauro, 1999). Por sua vez, expondo uma característica peculiar denominada transformação martensítica, que é um mecanismo de tenacificação caracterizado pela mudança de fase tetragonal para monoclinica durante tensões de compressão na matriz cristalina, causando um aumento de volume granular de aproximadamente 3% que inibe a propagação de trincas (Chevalier et al., 2009; Merli et al., 2017).

Além disso, outro avanço importante da odontologia contemporânea são as cerâmicas monolíticas ou de corpo único, que surgiram com o intuito de minimizar as falhas de delaminação das cerâmicas de cobertura quando aplicadas sobre infraestruturas também cristalinas, explicadas principalmente

pelas diferenças no coeficiente de expansão térmico entre os dois materiais (Amaral et al., 2017).

É de suma importância que os profissionais conheçam a composição química e o desempenho clínico dos materiais odontológicos atuais, permitindo assim, a escolha do material restaurador mais indicado para cada caso individualmente e por consequência, proporcionar maior longevidade no tratamento.

Para estudar o comportamento de um material pode-se submetê-los a simulações clínicas, ainda que com algumas limitações no controle das variáveis, como forças mastigatórias e condições bucais individuais (Condon, Ferracane, 1997; Monaco et al., 2017). Kern et al. (1999) realizaram um estudo clínico no qual se avaliou a ligação da resina à cerâmica de alumina *in vivo*. Foram avaliadas dezessete próteses fixas de cerâmica monolíticas fabricadas a partir de uma cerâmica de alumina infiltrada com vidro quimicamente revestidas com sílica e cimentadas com cimentos resinosos aos seus dentes de pilares. Os pacientes foram convocados a cada seis meses para avaliar as restaurações quanto à função e possíveis falhas. Durante um tempo médio de observação de $3,8 \pm 1,6$ anos, algumas fraturas cerâmicas ocorreram. No entanto, a união de resina/cerâmica de alumina permaneceu sempre estável. Concluiu-se que o revestimento de sílica de cerâmica de alumina resultou em uma ligação de resina durável em até cinco anos.

2.3 Espessura das Restaurações

As restaurações cerâmicas podem apresentar diferentes espessuras a depender do sistema cerâmico utilizado, do preparo do remanescente dentário e

do espaço existente com o antagonista. De maneira geral, existem recomendações específicas de espessura mínima que ofereça resistência mecânica para cada categoria de material cerâmico, a depender da região e do tipo de restaruação, como por exemplo: cerâmicas feldspáticas, que devem ter espessura mínima de 2,0 mm; leucita com uma espessura mínima de 1,5 mm e dissilicato de lítio com 1,0 mm. Já as cerâmicas policristalinas, alumina e zircônia, devem dispor de um espaço mínimo de 0,3 mm. Vale ressaltar que tradicionalmente as cerâmicas policristalinas se apresentam com pobre estética em detrimento de sua alta resistência. As cerâmicas se comportam com grandezas inversamente proporcionais, ou seja, quanto maior a estética, menor será a resistência (Kaán et al., 1998). Buscando superar essa limitação, tem surgido as zircônias de alta-translucidez (Y-TZP), sendo essa uma cerâmica policristalina de zircônia tetragonal estabilizada com ítrio (Y-TZP), porém com diferenças na microestrutura do seu material precursor e no tamanho dos grãos, fazendo com que este material apresente melhores propriedades óticas (Chun et al., 2017). Vale ressaltar que todos os materiais mencionados acima podem ser indicados para restaurações cerâmicas monolíticas e estão disponíveis como blocos pré-fabricados para sistemas CAD-CAM.

No que diz respeito aos sistemas cerâmicos de duas camadas ou também conhecidos como bicamada (zircônia + material de revestimento vitrocerâmico), as fraturas ou trincas geralmente se iniciam na interface entre a infraestrutura e a cerâmica de cobertura (Zhao et al., 2014). Além disso, outra desvantagem observada são as fracas ligações ocasionadas pela tensão residual de tração desenvolvida durante o processo de revestimento (Kimmich et al., 2013). Para superar estas falhas, coroas monolíticas têm sido indicadas, pois apresentam um melhor desempenho durante a função mastigatória (Joda et al., 2017; Rauch et al., 2017).

A espessura das cerâmicas está diretamente relacionada com suas propriedades óticas e mecânicas, ou seja, cada material necessita de uma espessura mínima para atender as necessidades como material restaurador. Contudo, esta espessura pode influenciar a polimerização dos cimentos resinosos e, conseqüentemente alterar o comportamento adesivo dos materiais empregados, vindo a comprometer todo o tratamento restaurador.

Martins et al. (2018) avaliaram a influência de diferentes espessuras de restaurações cerâmicas de silicato de lítio, no grau de conversão dos cimentos resinosos, através de uma revisão sistemática. A pesquisa bibliográfica foi realizada para identificar estudos in vitro até dezembro de 2017 nas bases de dados *Medline* via *PubMed*, *Web of Science* e *Scopus*. Os resultados mostraram que a translucidez imposta ao silicato de lítio reduziu de forma significativa à transmissão de luz quando ativada através da cerâmica. Conclui-se que quanto mais fino o material cerâmico, maior a polimerização do agente cimentante, por sua vez, uma espessura superior a 1,0 mm reduz drasticamente a polimerização dos cimentos resinosos.

Turp et al. (2018) estudaram a influência da espessura de restaurações monolíticas em zircônia e dissilicato de lítio na eficiência de polimerização de cimentos resinosos duais. Doze discos cerâmicos (4,0 mm de diâmetro) com espessuras de 0,5, 1, 1,5, 2, 2,5 e 3 mm foram preparados a partir de zircônia monolítica (Prettau® Anterior, Zirconzahn; n = 6) e dissilicato de lítio (IPS e.max® CAD HT, Ivoclar Vivadent; n = 6). Três cimentos resinosos de cura dupla (Panavia F 2.0 - Kuararay, DuoLink Universal™ - Bisco e RelyX™ U200 - 3M Espe) foram utilizados para polimerização sob discos cerâmicos. Para cada cimento resinoso, 10 espécimes foram preparados por fotopolimerização sob discos de zircônia monolítica e dissilicato de lítio de cada espessura. A microdureza *Vickers* dos cimentos resinosos diminuiu significativamente com o aumento da profundidade de medição e espessura da

zircônia monolítica ou dissilicato de lítio ($p < 0,001$). Os cimentos polimerizados sob dissilicato de lítio apresentaram valores de microdureza maiores que os polimerizados sob zircônia ($p < 0,001$). Para ambas as cerâmicas, Panavia F 2.0 exibiu a maior microdureza, seguida por DouLink Universal e RelyX™ U200 ($p < 0,001$). Conclui-se que diferentes cimentos resinosos de dupla cura podem ter diferentes eficiências de polimerização, sendo que o tipo e a espessura da cerâmica sobreposta podem influenciar diretamente na polimerização. É interessante elucidar que os achados deste estudo sugerem que um aumento na espessura de restaurações de dissilicato de lítio monolítico ou zircônia monolítica diminuem significativamente a microdureza do cimento resinoso de dupla polimerização. Os cimentos resinosos podem ser usados ainda para a cimentação de restaurações de zircônia monolítica anterior de até 2 mm de espessura e para restaurações de dissilicato de lítio monolítico de até 2,5 mm de espessura. No entanto, para restaurações de dissilicato de lítio com restaurações de espessura $\geq 2,5$ mm e zircônia com espessura ≥ 2 mm, as abordagens de cimentação necessitam de maiores estudos.

2.4 Cerâmicas YZHT, FD e ZLS

As restaurações monolíticas em silicato de lítio apresentam-se cada vez mais como alternativa de tratamento da odontologia estética (Monteiro et al., 2018; Wang et al., 2019). A odontologia digital simplificou a fabricação de restaurações monolíticas, incluindo essas cerâmicas que buscam aliar estética e resistência mecânica (Wendler et al., 2019). Estas restaurações representam uma durabilidade compatível com as restaurações metalocerâmicas e superioridade no que diz respeito ao caráter estético, ainda que com certa dificuldade de

reprodução e combinação de cores (Arif et al., 2019). A cor dessas restaurações pode ser influenciada por processos de fabricação, procedimentos laboratoriais e fatores clínicos (Wendler et al., 2019). Os processos de fabricação determinam as propriedades ópticas básicas dessa classe de cerâmicas, no entanto, diversos recursos laboratoriais estão disponíveis para aprimorar estas propriedades (Kashkari et al., 2019). Vale ressaltar que fatores clínicos como as características do substrato dentário, do cimento e do próprio material pode influenciar o resultado final do tratamento restaurador (Tabatabaian, 2018; Turgut et al., 2019).

Monteiro et al. (2018) avaliaram o efeito da espessura da cerâmica na falha por fadiga de duas vitrocerâmicas de silicato de lítio reforçadas com zircônia (ZLS), cimentadas a um material análogo à dentina. Espécimes em forma de disco foram alocados em 8 grupos ($n = 25$) considerando dois fatores do estudo: tipo cerâmica ZLS (Vita Suprinity - VS; e Celtra Duo - CD) e espessura da cerâmica (1,0; 1,5; 2,0 e 2,5 mm). Um conjunto “*trilayer*” ($\phi = 10\text{mm}$; espessura = 3,5 mm) foi projetado para imitar uma restauração monolítica cimentada. Previamente à cimentação (Variolink N), todos os discos de cerâmica foram condicionados e silanizados. A carga de falha por fadiga foi determinada usando o método “*Staircase*” (100.000 ciclos a 20Hz; carga inicial de fadiga ~60% da carga monotônica média até a falha; tamanho do degrau ~5% da carga inicial de fadiga). Um pistão de aço inoxidável ($\phi = 40\text{ mm}$) aplicou a carga no centro dos espécimes submersos em água. Análise fractográfica e análise de elementos finitos (AEF) também foram realizadas. A espessura da cerâmica influenciou a carga de falha por fadiga para ambos os materiais ZLS: Suprinity (716N até 1119N); Celtra (404N até 1126N). Resultados de AEF mostraram que a diminuição da espessura da cerâmica levou a uma maior concentração de tensão na interface de cimentação e que quanto mais espessa, menor será a concentração de tensão na superfície de tração.

Diferentes espessuras de vitrocerâmica ZLS influenciaram a carga de falha por fadiga do sistema cimentado (quanto mais espessa a cerâmica vítrea, maior será a carga de falha por fadiga). Conclui-se que diferenças na microestrutura destas cerâmicas podem influenciar em seu comportamento sob fadiga.

A precisão de uma prótese fixa pode ser afetada por diferentes variáveis, como o tipo de material restaurador, o processo de fabricação, o desenho da infraestrutura, bem a como a técnica de cimentação e a simulação de envelhecimento. A adaptação marginal está diretamente relacionada com a longevidade e o sucesso clínico das restaurações dentárias. O desajuste marginal pode levar à exposição do cimento aos fluídos bucais, resultando em microinfiltração e dissolução do cimento. Como consequência, as discrepâncias marginais aumentam a percolação de bactérias, tornando o dente mais suscetível às cáries secundárias, inflamações endodônticas e doenças periodontais (Ricciello et al., 2018).

Ricciello et al. (2018) avaliaram a adaptação interna e marginal de coroas unitárias de zircônia e dissilicato de lítio, produzidas por diferentes procedimentos de fabricação. Quarenta e cinco pré-molares humanos intactos foram preparados para coroas unitárias por meio de preparos padronizados. As coroas cerâmicas foram fabricadas com CAD-CAM ou procedimentos de injeção (CAD-CAM zircônia, CAD-CAM dissilicato de lítio, dissilicato de lítio injetado) e cimentadas com cimento resinoso universal. A varredura não destrutiva do micro-CT foi usada para avaliar as adaptações marginais e internas nos planos coronais e sagitais; em seguida, as medidas de precisão de ajuste foram calculadas em um *software* e os resultados foram analisados através de testes ANOVA *one-way* e teste de Tukey. As coroas de dissilicato de lítio injetadas foram significativamente menos precisas nas margens da prótese ($p<0,05$), enquanto que tiveram melhor desempenho na superfície oclusal ($p<0,05$). Não foram observadas diferenças significativas entre as coroas de

zircônia CAD-CAM e de dissilicato de lítio ($p>0,05$). Quanto à espessura da camada de cimento, foram observadas quantidades reduzidas de agente cimentante nas margens dos preparos, enquanto uma camada mais espessa foi relatada na superfície oclusal. Conclui-se que os *gaps* marginais registradas estavam dentro do limite de aceitação clínica, independentemente do material restaurador e dos procedimentos de fabricação; as técnicas de processamento CAD-CAM para zircônia e dissilicato de lítio produziram *gaps* marginais mais consistentes do que os procedimentos de injeção; o cimento de resina universal testado pode ser usado com segurança para os materiais restauradores testados.

Furtado et al. (2018) avaliaram a microestrutura, a resistência à flexão, o módulo de flexão, a resistência à fratura e a microdureza de quatro tipos de materiais utilizando o sistema CAD/CAM para restaurações dentárias monolíticas, sendo eles: dissilicato de lítio (LD; IPS e.max CAD), silicato de lítio reforçado com zircônia (ZLS; VITA Suprinity), resina composta de polímero híbrido de alta performance (HP Cerasmart) e polímero híbrido (PIC; VITA Enamic). Para cada um dos materiais testados foram confeccionadas coroas cerâmicas ($n=10$) cimentadas em matrizes à base de resina composta e carregadas até a fratura. Além disso, 40 barras retangulares ($n=10$) foram usinadas e polidas para teste de resistência à flexão de três pontos. Microdureza tipo Vickers, análise estrutural quantitativa (espectroscopia de energia dispersiva - EED) e qualitativa (MEV) foram realizadas em superfícies de fratura. Os dados foram analisados por testes de ANOVA *one-way* e teste de Tukey ($p=0,05$). Os resultados dos testes mecânicos mostraram que o tipo de material tem um efeito significativo na resistência à fratura ($p<0,0001$) das coroas monolíticas, sendo que o ZLS e LD apresentaram resistência à fratura significativamente maior do que os materiais híbridos PIC e HPP. LD apresentou a maior resistência à flexão ($p<0,0001$) seguida por ZLS, HPP e PIC, respectivamente. Os menores valores de módulo de flexão e dureza foram apresentados pelo HPP, enquanto o ZLS

apresentou o maior módulo de flexão e dureza. O LD apresentou o maior módulo de resiliência e o PIC o menor. Conclui-se que, além dos altos valores de fratura e resistência à flexão das vitrocerâmicas, a combinação de maior flexibilidade com menor rigidez encontrada nas cerâmicas híbridas, tornam os materiais testados elegíveis como materiais restauradores para coroas totais posteriores.

Nishioka et al. (2018) avaliaram a resistência à fadiga de diferentes materiais cerâmicos indicados para restaurações monolíticas. As amostras foram confeccionadas em forma de disco de acordo com a norma ISO 6872, de cinco materiais cerâmicos diferentes: cerâmica feldspática (FC), cerâmica híbrida ou cerâmica infiltrada com polímero (PIC), vitrocerâmica de dissilicato de lítio (LD), vitrocerâmica de silicato de lítio reforçado com zircônia (ZLS), e de zircônia tetragonal policristais de alta translucidez estabilizada por ítrio (Y-ZHT). Após obter a média de cada material ($n=5$) dos ensaios monotônicos de carga para falha, os espécimes ($n=20$) foram submetidos a testes de fadiga “*Staircase*” usando uma configuração de flexão biaxial (pistão-em-três esferas), para determinar a resistência à fadiga. Os parâmetros utilizados para testes de fadiga foram: 100.000 ciclos a 10 Hz, carga inicial de 60% da carga média para falha e tamanho do passo de 5% da carga inicial (específica para cada material cerâmico). O teste de Kruskal-Wallis e Bonferroni ($\alpha=0,05$) foi utilizado para analisar os dados de resistência à fadiga. A diferença de resistência à fadiga (MPa) dos materiais foi estatisticamente significativa, apresentando os seguintes valores: Y-ZHT ($370,2 \pm 38,7$) > LD ($175,2 \pm 7,5$) > ZLS ($152,1 \pm 7,5$) > PIC ($81,8 \pm 3,9$) > FC ($50,8 \pm 1,9$). Assim, pode-se concluir que, em termos de fadiga, a zircônia policristalina de alta translucidez apresentou o melhor desempenho como material restaurador, já que carrega a maior carga antes de fraturar.

Diante de análises sob condições clínicas e do comportamento mecânico das cerâmicas odontológicas, sabe-se que diferentes composições, microestruturas e propriedades podem alterar o desempenho quando expostas ao carregamento por fadiga. Assim, para melhor compreender a suscetibilidade à propagação de trincas sob cargas intermitentes, é relevante comparar a resistência à fadiga de novos materiais cerâmicos indicados para restaurações monolíticas (Lohbauer et al., 2008).

2.5 Caracterização estética da superfície da cerâmica

Grandes evoluções ocorreram com os materiais cerâmicos odontológicos, principalmente pelo uso da tecnologia CAD/CAM, que permitiu usar cerâmicas de alta rigidez. Contudo a cor pré-definida do bloco é uma dificuldade encontrada na biomimética de casos clínicos com maior exigência estética. (Yuan et al., 2017).

Para aprimorar as propriedades estéticas e alcançar naturalidade, são executadas técnicas de caracterização e coloração de superfície sobre as restaurações monolíticas de vitrocerâmicas, popularmente conhecidas como maquiagem (Rinke et al., 2015; Zimmermann et al., 2017).

Um tipo de material utilizado para realizar essa caracterização nas cerâmicas de silicato de lítio reforçado por zircônia, feldspática e zircônia tetragonal estabilizada por ítrio (VITA Zahnfabrik, Alemanha) é um composto de SiO_2 , Li_2O , K_2O , P_2O_5 , Al_2O_3 , ZrO_2 , CeO_2 / SiO_2 , Al_2O_3 , Na_2O , K_2O , CaO , TiO_2 / ZrO_2 , Y_2O_3 , HfO_2 , Al_2O_3 , respectivamente; além de óxidos de coloração ou pigmentos. É denominada de maquiagem de fixação (*effect stains or stains fixation*) em que a mesma é composta por dois conteúdos, um pó e outro líquido

(Vita Akzent Plus Effect Stains/Vita Akzent Plus Powder Fluid, Vita Zahnfabrik, Alemanha). Os mesmos devem ser aglutinados para obtenção de uma pasta homogênea, na qual deve ser aplicada sobre a superfície externa da cerâmica. Essa pasta permite mascarar as estruturas opacas, aumentando ou reduzindo a translucidez e intensidade da pigmentação proposta para as restaurações (Chi et al., 2017; Elsaka et al., 2016; Vita Zahnfabrik, 2014).

Outra caracterização utilizada para as cerâmicas odontológicas que possuem um conteúdo mais cristalino é a aplicação do glaze (Vita Akzent Plus Glaze Paste, Vita Zahnfabrik, Alemanha), esse por sua vez permite lisura na restauração, impedindo assim o alojamento de microorganismos, além de permitir uma translucidez semelhante ao dente natural e acabamento da cerâmica de cobertura (Aurélio et al., 2017; Mores et al 2017; Vita Zahnfabrik, 2014). Há relatos de que esse tipo de caracterização extrínseca da cerâmica pode permanecer por até 12 anos, contudo a rugosidade da superfície pode aumentar ao longo dos anos, isso em áreas onde não recebem carga (Bativala et al., 1987; Kaizer et al., 2018; Sakaguchi et al., 1986).

Estas alterações necessitam de maior elucidação, uma vez que as cerâmicas de superfície áspera já se mostraram mais suscetíveis à coloração de fontes externas (Lohbauer et al., 2017). A textura ainda pode influenciar no resultado final do tratamento restaurador, uma vez que a textura superficial altera a reflexão de luz e, conseqüentemente, no valor da cerâmica. Uma texturização excessiva ainda pode resultar em artificialidade do material restaurador (Pereira et al., 2014). Entre outras possíveis ações deletérias causadas pela rugosidade superficial, podemos citar uma maior facilidade de acúmulo de placa, que pode levar ao aparecimento de cáries secundárias e inflamações periodontais, além de possibilitar um maior desgaste dos dentes antagonistas (Özarslan et al., 2016; Yuan et al., 2017).

No entanto, ainda não há um protocolo estabelecido para a utilização das caracterizações extrínsecas das cerâmicas que garanta um resultado final confiável (Schmitter et al., 2015). Na grande maioria das vezes os procedimentos de cristalização, polimento e glaze são realizados de forma arbitrária que de forma semelhante apresentarão resultados variáveis (Poticny, 2004; Aurélio et al., 2015; Contreras et al., 2018).

2.6 Análise das propriedades de rugosidade e dureza

A descrição da rugosidade se apresenta por parâmetros lineares ou bidimensionais (R_a , R_q , R_z , R_{Sm} e R_{max}) e por parâmetros tridimensionais (S_a , S_q , S_z , Scx , Str e Sdr) (Wennerberg, Albrektsson, 2000). O R_a é definido pelo valor aritmético médio de todas as distâncias absolutas dentro do comprimento aferido, sendo este o parâmetro mais utilizado para avaliar as superfícies cerâmicas (Gadelmawla et al., 2002; Vichi et al., 2018).

A rugosidade é uma das propriedades que influenciam o comportamento de desgaste dos materiais aos seus antagonistas (Oh et al., 2002), além disso interfere também na resistência a fadiga do material (Andrade et al., 2019). Outra propriedade capaz de interferir no desempenho de materiais restauradores é a dureza. O valor de dureza do esmalte dentário varia entre 300 a 600 HV (Turon, Anglada, 2018), esses valores se aproximam à dureza das cerâmicas vítreas, como o silicato de lítio reforçado por zircônia (Monteiro et al., 2018; Riquieri et al., 2018). Com isso, as cerâmicas vítreas previnem o desgaste excessivo dos dentes antagonistas, ao mesmo tempo, apresenta uma taxa de sobrevivência satisfatória para um material restaurador (Jiang et al., 2016; Lin et al., 2012). Já as cerâmicas feldspáticas apresentam um valor de dureza inferior,

quando comparada aos silicatos, nesse sentido, simulações de desgaste fisiológico resulta em falhas para esse material (Rizkalla et al., 2004; Tokunaga et al., 2008), enquanto que as cerâmicas policristalinas, como exemplo a zircônia tetragonal parcialmente estabilizada por ítrio, apresentam altos valores de dureza e quando submetida a ensaios fisiológicos promovem um desgaste excessivo dos antagonistas (Marinis et al., 2013; Zhang, Lawn, 2018).

3 PROPOSIÇÃO

3.1. Objetivo geral

Avaliar o comportamento da camada de caracterização (pigmentação) das cerâmicas (YZHT, FD, ZLS) através da simulação de desgastes fisiológicos frente a diferentes antagonistas (zircônia, esteatita e cerâmica híbrida).

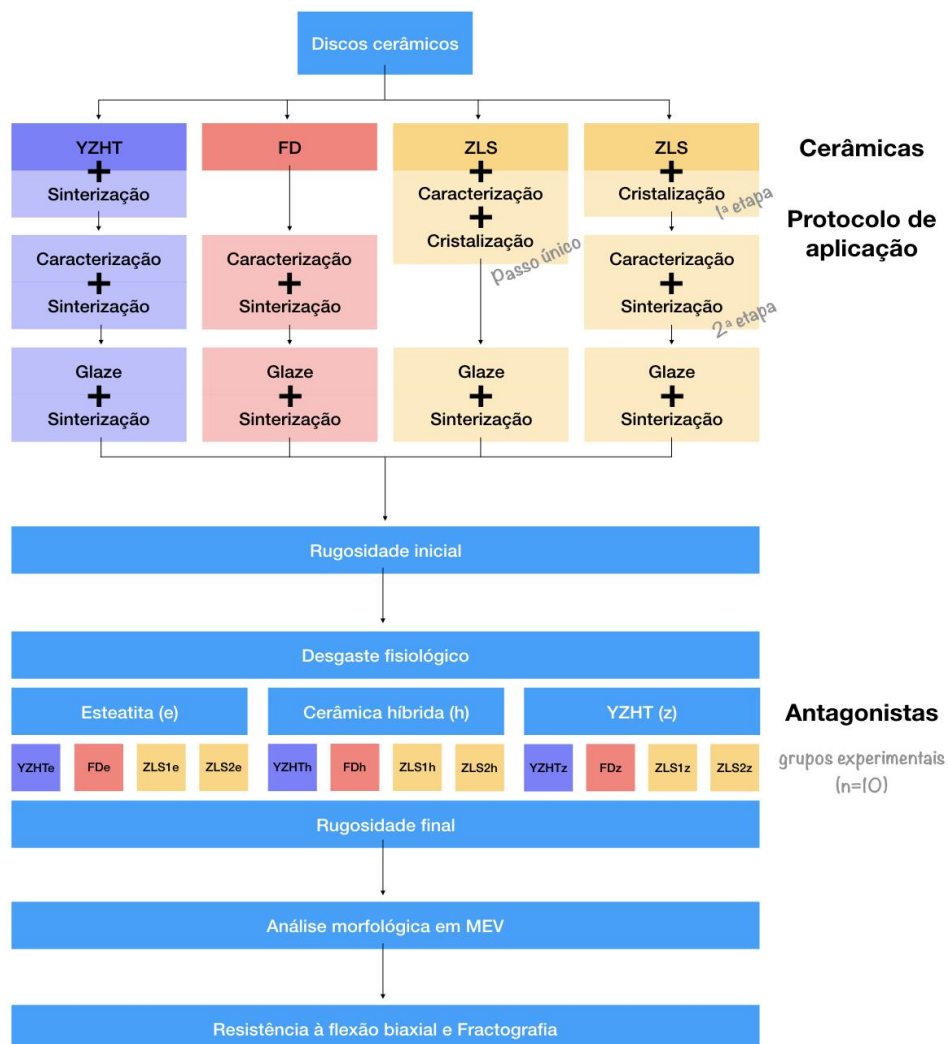
3.2. Objetivos específicos

- a) Analisar o desgaste das cerâmicas com diferentes antagonistas;
- b) Avaliar o padrão de rugosidade das cerâmicas antes e após ensaio de simulação de desgaste;
- c) Identificar as possíveis mudanças na camada de caracterização com relação ao desgaste do antagonista (zircônia, esteatita e cerâmica híbrida).

4 MATERIAL E MÉTODOS

O presente estudo sendo realizado de acordo com o organograma abaixo (Figura 1).

Figura 1 - Organograma do estudo



Fonte: Elaborada pelo autor.

Os materiais utilizados neste estudo, assim como suas respectivas marcas comerciais, fabricante e composição básica estão apresentados no Quadro 1.

Quadro 1 - Grupos experimentais, composição das cerâmicas utilizadas e respectiva técnica de maquiagem nos experimentos

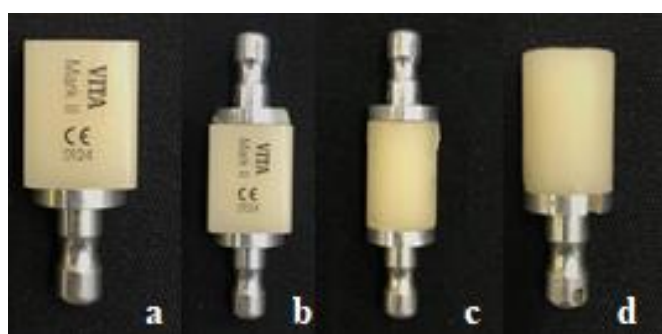
Grupo	Composição / Nome comercial	Técnica de maquiagem
YZHT	Zircônia de alta translucidez (90,9-94,5% de ZrO_2 , 4-6% de Y_2O_3 , 1,5-2,5 de HfO_2 , 0-0,3 de Al_2O_3 , 0-0,5 de Er_2O_3 e 0-0,3 de Fe_2O_3) Vita YZ HT block, Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Alemanha	Caracterização individual, aplicação de glaze e respectiva queima (após sinterização)
FD	Cerâmica feldspática (56-64% de SiO_2 , 20-23% de Al_2O_3 , 6-9% de Na_2O , 6-8% de K_2O , 0,3-0,6% de CaO , 0,01% de TiO_2 ,) Vitablocs Mark II, Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Alemanha	Caracterização individual, aplicação de glaze e respectiva queima
ZLS1	Cerâmica à base de silicato de lítio reforçada por zircônia (56-64% de SiO_2 , 15-21% de Li_2O , 1-4% de K_2O , 3-8% de P_2O_5 , 1-4% de Al_2O_3 , 0-4% de CeO_2 e de 0-6% de pigmento e 10% de ZrO_2) Vita Suprinity, Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Alemanha	Cristalização incluindo queima da caracterização e do glaze em passo único
ZLS2		Caracterização individual, aplicação de glaze e respectiva queima (após cristalização - 2 passos)

Fonte: Elaborada pelo autor.

4.1 Confeções dos espécimes

Os blocos cerâmicos de YZHT, FD e ZLS foram lixados na forma pré-sinterizada/cristalizada, através de desgaste manuais das laterais, até a obtenção de cilindros de 12 mm de diâmetro com uma lixa de SiC (#320 e #400) (Figura 2). Os cilindros de zircônia possuíam 14 mm para compensar a contração de sinterização do material.

Figura 2 - Passos para confecção dos cilindros de feldspática



Legenda: a) bloco de FD; b) batoques adaptados nas extremidades do bloco; c) bloco arredondado; d) cilindro confeccionado.

Fonte: Elaborada pelo autor.

Após, os cilindros foram fixados a máquina de corte (ISOMET 1000, Buehler, Illinois, EUA) e foram cortados em discos com 1,2 mm de espessura sobre refrigeração (Figura 3).

Figura 3 – Cilindro fixado à máquina de cortes de precisão (Isomet)



Fonte: Elaborada pelo autor.

Na sequência, os discos foram regularizados com lixas de SiC (#600 e #1200) sob irrigação constante em politriz automática (Ecomet / Automet 250, Buehler, Illinois, EUA) para remoção de irregularidades periféricas inerentes ao corte. Seguindo as dimensões propostas pela norma ISO 6872:2008 para ensaios de flexão biaxial, os discos de zircônia devem possuir dimensões pré-sinterização 20% maiores para compensar a contração de sinterização (Figura 4).

Figura 4 – Discos de YZHT, FD e ZLS1/2 pré-cristalizados com 1,2 mm de espessura



Fonte: Elaborada pelo autor.

4.1.1 Sinterização e cristalização dos espécimes

As amostras de zircônia foram sinterizadas no forno Sirona inFire HTC speed (Sirona Dentisply, França), figura 5, de acordo com as recomendações do fabricante (Quadro 2).

Figura 5 – Forno Sirona, para realização da sinterização dos espécimes de zircônia



Fonte: Elaborada pelo autor.

Quadro 2 - Protocolos de queima – sinterização, cristalização, caracterização e *glaze*

Cerâmica	Procedimento	T inicial (C°)	Tempo de espera na T inicial	Taxa de aumento de T (C°/min)	T final (C°)	Tempo de espera na T final	Taxa de redução de T (C°/min)
YZHT	Sinterização	200	-	120	1450	02h30'	25
FD e YZHT	Caracterização	500	4'	80	850	1'	-
	Glaze	500	6'	80	950	1'	-
ZLS	Cristalização	400	4'	55	840	8'	680 (abertura)
	Caracterização^	400	4'	80	850	1'	-
	Glaze	400	6'	80	800	1'	-

Legenda: *T= temperatura; ^somente para ZLS2.

Fonte: Elaborada pelo autor.

A cristalização das amostras ZLS2 ocorreu no forno VACUMAT 6000 MP (Vita Zahnfabrik, Alemanha) cujo ciclo de queima executado, indicado pelo fabricante, segue a programação descrita no Quadro 2 (Figura 6).

Figura 6 – Forno VACUMAT 6000 MP, para realização da cristalização e caracterização dos espécimes



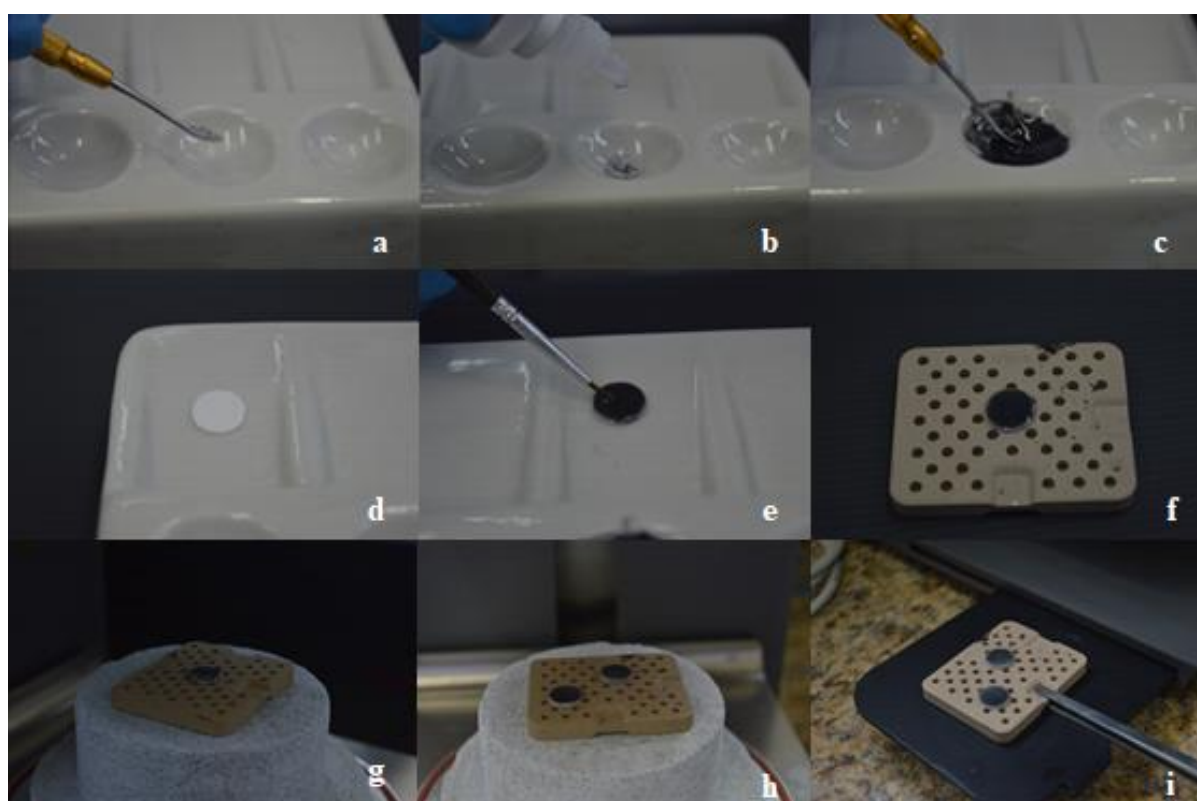
Fonte: Elaborada pelo autor.

4.1.2 Caracterização (maquiagem) dos espécimes

Os espécimes do grupo ZS1 (pré-cristalizado) e os espécimes dos demais grupos após sinterização/cristalização foram caracterizados extrinsecamente através da aplicação de fina camada de pigmentos diluídos na proporção de uma porção de pó (VITA AKZENT Plus EFFECT STAINS, VITA Zahnfabrik, Alemanha) para duas de líquido (VITA AKZENT Plus POWDER FLUID,

VITA Zahnfabrik, Alemanha) homogeneizadas até a obtenção de uma consistência cremosa. Os espécimes receberam a pigmentação com uso de um pincel fino (Pincel Pelo Marta, Tigre, Joinville, SC) de modo uniforme, em toda a superfície externa do disco cerâmico (Figura 7) e a seguir levados ao forno para a queima.

Figura 7 - Sequência laboratorial para caracterização da superfície dos espécimes das cerâmicas



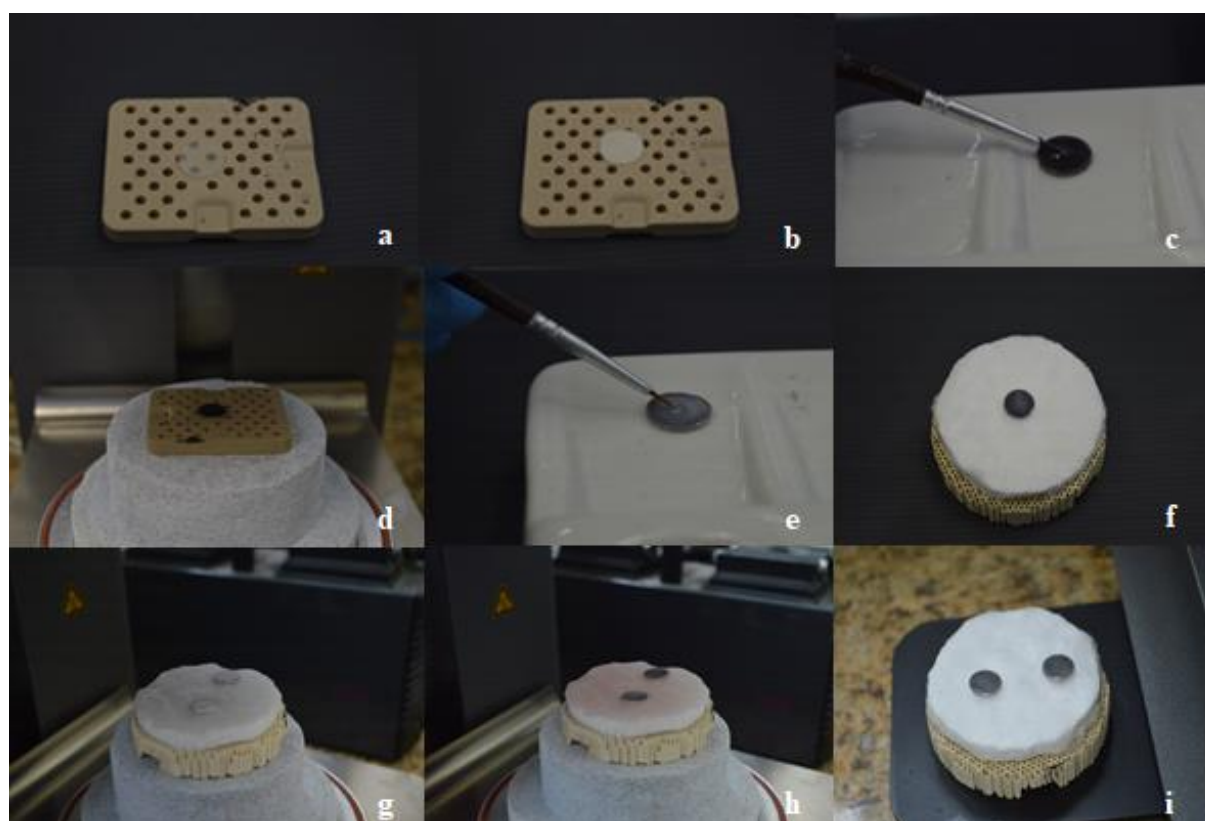
Legenda: a) proporção do pó; b) proporção do líquido; c) aglutinação do pó e líquido até obtenção de mistura homogênea; d) espécime sobre a superfície do godê; e) aplicação da pigmentação extrínseca com uso do pincel; f) espécime caracterizado sobre o refratário; g) disco sobre refratário no forno para queima de pigmentação; h) amostras após queima de caracterização; i) espécimes no suporte para resfriamento das amostras.

Fonte: Elaborada pelo autor.

Após o resfriamento da cerâmica até a temperatura ambiente, foi realizado banho ultrassônico em álcool isopropílico por 5 min; após a secagem, as

amostras foram posicionadas em um godê para aplicação do *glaze* (VITA AKZENT Plus GLAZE PASTE, VITA Zahnfabrik, Alemanha) (Figura 8) com o auxílio de um pincel fino (Pincel Pelo Marta, Tigre, Joinville, SC) de modo uniforme em toda a superfície externa do disco cerâmico. A queima dessa nova camada foi realizada de acordo com cada material (Quadro 2). Para os grupos ZLS1 e ZLS2 utilizou-se uma manta para cerâmica (Manta de Fibra de Quartzo, KOTA, São Paulo) sobre refratário e todos os passos executados seguiram os protocolos recomendados pelo fabricante.

Figura 8 - Sequência laboratorial para caracterização da superfície dos espécimes das cerâmicas



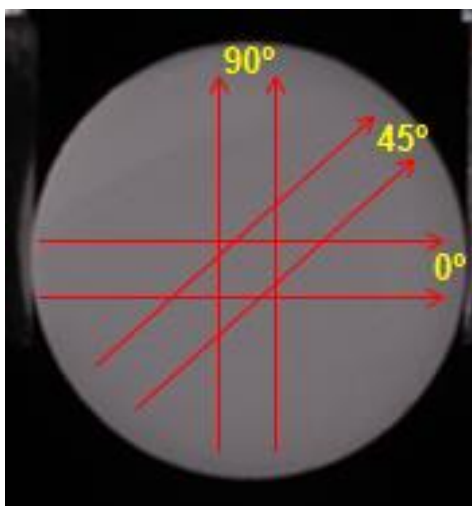
Legenda: a) disco de supernity pré-cristalizado; b) disco de supernity após cristalização; c) espécime sobre a superfície do godê, recebendo aplicação da pigmentação extrínseca com uso do pincel; d) disco sobre refratário indo ao forno para queima de pigmentação; e) espécime sobre a superfície do godê, recebendo aplicação do glaze com uso do pincel; f) espécime glazeado sobre manta de quartzo e refratário; g) discos glazeados sofrendo liberação de calor; h) amostras após queima de glazeamento; i) espécimes sobre suporte para resfriamento das amostras.

Fonte: Elaborada pelo autor.

4.2 Rugosidade

A caracterização superficial das amostras foi realizada através dos parâmetros Ra (rugosidade média), Rz (altura máxima do perfil) e RSm (largura média dos elementos do perfil de rugosidade), com uso de rugosímetro de contato (Surftest SJ-210, Mitutoyo, Tóquio, Japão). Foram realizadas seis leituras diametrais de cada disco, sendo duas leituras paralelas em cada uma das angulações: 0°, 45° e 90° (Figura 9). Os parâmetros estabelecidos para análise da rugosidade foram: ISO 1997, distância de 4,0 mm, range 800, filtro Gaussiano, cut-off λ_c de 0,8 mm e uma velocidade de 0,5 mm/s. Foram calculados valores médios de cada parâmetro para cada amostra.

Figura 9 – Desenho esquemático das leituras realizadas para análise de rugosidade dos discos cerâmicos



Fonte: Elaborada pelo autor.

Os dados de rugosidade foram tabulados e foi realizada uma análise descritiva dos dados de rugosidade inicial e final para os parâmetros Ra, Rz e RSm. Os dados evolutivos da rugosidade média dos elementos do perfil no decorrer do ensaio de desgaste fisiológico foram descritos através de gráfico. Em seguida, após checagem dos pressupostos da normalidade e homocedasticidade pelo teste de Shapiro-Wilk (GraphPad Prism versão 8.00, San Diego, EUA), a diferença entre rugosidade final e inicial para os parâmetros Ra, Rq e RSm foi individualmente analisada por ANOVA 2 fatores (cerâmica monolítica x antagonista), seguido por teste de Tukey, ambos com $\alpha=5\%$.

4.3 Análise de superfície com Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV)

Amostras representativas de cada grupo foram analisadas quanto a sua morfologia superficial em microscópio eletrônico de varredura (MEV, Inspect S 50, FEI Company, Brno, República Tcheca). Algumas amostras não receberam cobertura com camada fina de ouro para avaliação da composição do material na superfície.

4.4 Espectroscopia por Dispersão de Energia (EDS)

Os espécimes caracterizados foram submetidos a uma análise de espectroscopia por dispersão de energia, para avaliação da composição dos microconstituintes pertencentes no material de superfície (Inspect S 50, FEI Company, Alemanha) associada ao software Espirit 1.9 (Bruker, Berlim,

Alemanha).

Nessa análise, um feixe de elétrons atinge a superfície da amostra e os elétrons mais instáveis, da última camada, conseguem absorver a energia nele depositada por esse feixe de elétrons. Quando esses elétrons se movimentam para camadas mais internas de energia, fótons de energia são liberados. Esses fótons tem a energia condizente com o elemento químico que os elétrons representam, sendo essa informação captada pelo detector de EDS, localizado dentro da câmara do Microscópio Eletrônico de Varredura. Por sua vez, sendo traduzida pelo software, que então indica a presença dos elementos químicos na amostra e sua quantificação, em peso (%wt) e na concentração do átomo (%at). Com isso, é possível verificar quais elementos químicos compõe a área específica da amostra analisada.

A análise por EDS foi realizada em baixo vácuo, com as amostras não recebendo nenhum tratamento superficial (não houve cobertura de ouro ou qualquer outro metal, para aumentar a condutividade da amostra), com as amostras posicionadas a 10mm da base da coluna do MEV, por onde sai o feixe de elétrons colimado. Esse é o padrão determinado pelo fabricante, bem como o software é constantemente calibrado pelo técnico com padrões pré-estabelecidos. Além disso, a contagem (número de elétrons que chega ao detector), determinada “ideal” pelo fabricante como sendo acima de 1.000 kv estava em 6.000 kv, portanto os resultados apresentaram uma confiabilidade efetiva.

4.5 Mensuração da massa das amostras e pistões

Foi mensurada a massa perdida dos materiais, antes e após os testes de desgaste para cada amostra e pistão, através de uma balança de precisão analítica (Adventurer-AR analítica; Ohaus, Barueri, SP); com uma variação de $\pm 0,1$ mg (Figura 10).

Figura 10 – Balança de precisão analítica, usada para determinar a massa das amostras e pistões



Fonte: Elaborada pelo autor.

4.6 Simulação do Desgaste Fisiológico

Os espécimes foram submetidos à simulação de desgaste fisiológico em uma máquina de ensaio (Biocylce V2, Biopdi, São Carlos, SP); (Figura 11). Foram utilizados como antagonistas cilindros de esteatita (Cerâmica Chiarotti, Jaguariúna, SP), cerâmica híbrida com polímero (Vita Enamic, Vita Zahnfabrik, Alemanha) e zircônia com alta translucidez (Vita YZ HT block, Vita

Zahnfabrik, Alemanha) adaptados a mandris personalizados (Figura 12). O protocolo de desgaste fisiológico para camada de caracterização/glaze consistiu na aplicação de 15 N de carga com deslocamento horizontal de 6 mm, frequência de 1,7 Hz, com espécimes imersos em água e em temperatura ambiente, sendo a mesma trocada após cada protocolo de ciclagem. As superfícies dos discos cerâmicos e das pontas aplicadoras de carga foram registradas através da moldagem com silicone de adição pesado e leve (Scan Regular, Yllcr, Pelotas, RS) antes do início dos ciclos e após 10, 100, 500, 1000, 5000 e 15000 ciclos, sem remover os espécimes e aplicadores do equipamento (Figura 13). Estes moldes foram utilizados para obtenção de modelos em gesso pedra tipo IV, a partir dos quais foi avaliada a evolução dos parâmetros de rugosidade com o passar da ciclagem (Figura 14).

O teste foi suspenso para uma amostra quando, ao final de um destes intervalos de ciclagem, a camada de caracterização/glaze foi completamente removida da superfície da cerâmica.

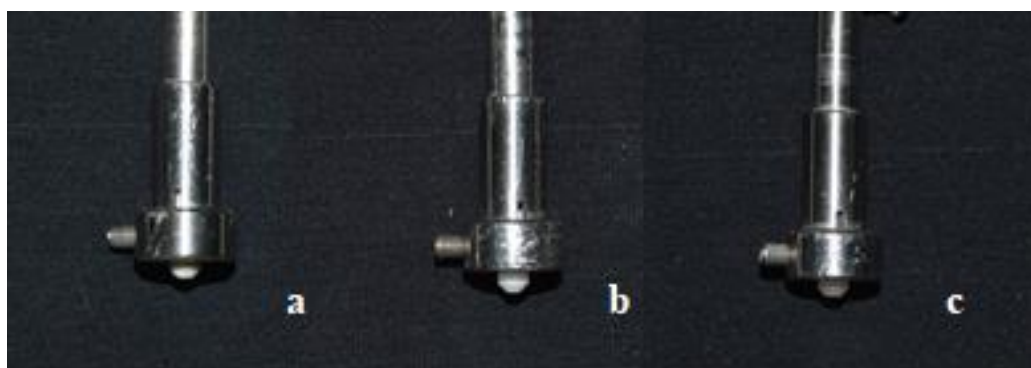
Figura 11 – Máquina de simulação do desgaste fisiológico



Legenda: a) máquina de simulação do desgaste fisiológico; b) amostras e antagonistas posicionados para o teste; c) vista amplificada do posicionamento amostras x antagonista.

Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 12 – Mandris personalizados com antagonista ajustados



Legenda: Mandris com antagonista de pistão ajustado, sendo a) esteatita, b) zircônia e c) cerâmica híbrida.

Fonte: Elaborada pelo autor.

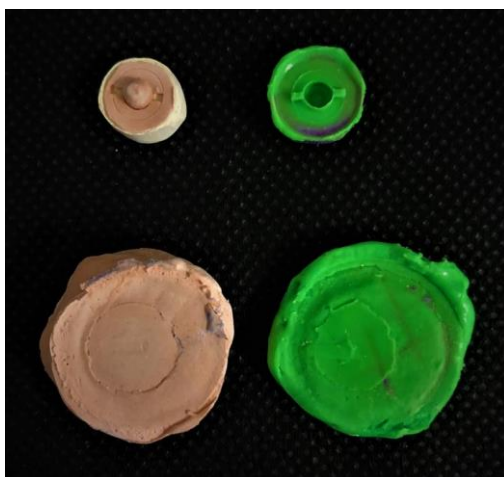
Figura 13 – Moldagem dos espécimes e aplicadores em posição em uma pausa do ensaio de fadiga deslizante



Legenda: a) vista superior das moldagens e b) vista frontal das moldagens.

Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 14 – Molde em silicone de adição e modelo em gesso pedra tipo IV do espécime e do aplicador, para avaliação da evolução dos parâmetros de rugosidade durante/após ensaio de desgaste

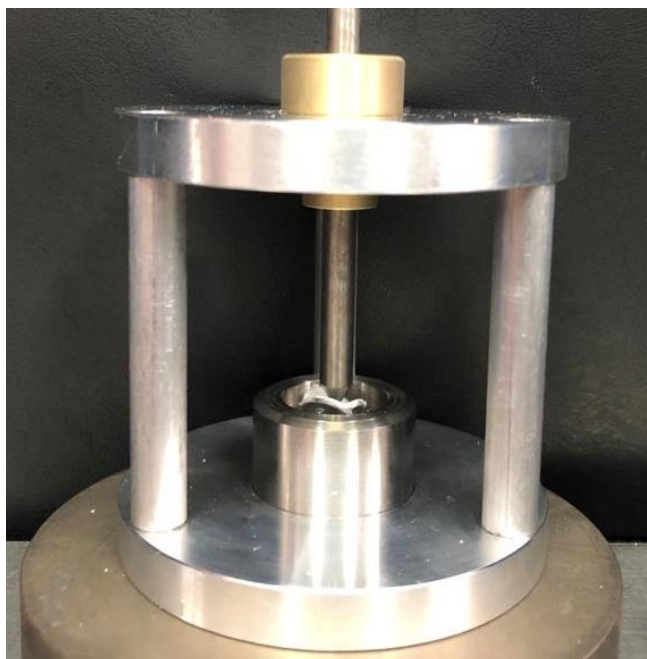


Fonte: Elaborada pelo autor.

4.7 Ensaio de Resistência à Flexão Biaxial

O teste monotônico foi realizado em dez amostras de todos os grupos dessa pesquisa. Para a determinação da resistência à flexão, a amostra foi posicionada em uma base circular metálica com três esferas de 3,2 mm de diâmetro, equidistantes uma das outras, formando um plano (ISO 6872). Uma ponta romba de 1,6 mm de diâmetro foi fixada a uma máquina de ensaio (Emic DL-1000, Emic, São José dos Pinhais, PR, Brasil) e a carga foi aplicada utilizando célula de carga de 1000 kgf e velocidade de 1 mm/min até ocorrer a fratura da amostra (Figura 15). Os valores foram obtidos em Newton (N). Durante o teste de flexão biaxial, a face caracterizada da amostra estava sempre voltada para o lado de tração.

Figura 15 – Ensaio de resistência à flexão biaxial



Fonte: Elaborada pelo autor.

As seguintes equações foram utilizadas de acordo com as diretrizes da ISO 6872, para o cálculo da resistência à flexão biaxial das amostras:

$$S = -0,2387 P \left(X - \frac{Y}{d^2} \right)$$

Onde S é a tensão máxima de tração em Pascal, P é a carga total aplicada para se provocar a fratura, em Newton, e d é a espessura da amostra na origem da fratura, em mm. X e Y foram determinados pelas equações

$$X = (1 + \nu) \log \left(\frac{r_2}{r_3} \right)^2 + \left[\frac{1-\nu}{2} \right] \left(\frac{r_2}{r_3} \right)^2$$

$$Y = (1 + \nu) \left[1 + \ln + \left(\frac{r_2}{r_3} \right)^2 \right] + (1 - \nu) \left(\frac{r_2}{r_3} \right)^2$$

Onde ν é o coeficiente de Poisson (0,22); r_1 é o raio do suporte circular, em mm, r_2 é o raio da área sob carga em mm; r_3 é o raio da amostra, em mm; d é a espessura da amostra, em mm (Ramos et al., 2016).

Os valores obtidos foram submetidos à análise estatística descritiva (média e desvio padrão) e inferencial, mediante o teste paramétrico de análise de variância (ANOVA) e o teste de Tukey ($\alpha=0,05$).

4.8 Análise Fractográfica

Após os testes de flexão biaxial todas as amostras fraturadas foram examinadas sobre microscopia óptica (Discovery V20, Zeiss, Göttingen, Alemanha) com magnificação de 100× para análise fractográfica. Amostras representativas de cada grupo foram metalizadas a ouro e avaliadas por microscopia eletrônica de varredura (MEV) (Inspect S50, FEI Company, Brno, Czech Republic) para identificação de origem e propagação da falha.

5 RESULTADOS

Foram obtidos resultados referentes aos ensaios de rugosidade, análise morfológica com MEV, análise de EDS, resistência à flexão biaxial, massa dos discos e pistões, análise de fractografia.

5.1 Rugosidade

Os dados de rugosidade média inicial e final passaram por análise descritiva e inferencial em relação aos parâmetros Ra, Rz e RSm (Tabela 1 a 7).

Os dados evolutivos da rugosidade média dos elementos do perfil no decorrer do ensaio de desgaste fisiológico foram descritos através de gráfico. Após checagem dos pressupostos da normalidade e homocedasticidade pelo teste de Shapiro-Wilk (GraphPad Prism 8), a diferença entre rugosidade inicial e final para os parâmetros Ra, Rz e RSm foi individualmente analisada por ANOVA 2 fatores (cerâmica monolítica x antagonista), seguido por teste de Tukey, ambos com $\alpha=5\%$.

Os dados de perda de massa dos pistões e dos discos foram analisados pelo teste de Shapiro-Wilk (GraphPad Prism 8). As diferenças foram detectadas por ANOVA 2 fatores (cerâmica monolítica x antagonista), seguido por teste de Tukey, ambos com $\alpha=5\%$.

Tabela 1 - Média $\pm$ desvio padrão dos dados de rugosidade média, Ra em μm , a altura máxima do perfil (Rz) e a largura média dos elementos do perfil de rugosidade (RSm) para as cerâmicas monolíticas antes do desgaste

	Ra	Rz	RSm
ZLS 1	$1,74 \pm 0,57$	$13,17 \pm 1,37$	$195,32 \pm 197,65$
ZLS 2	$1,76 \pm 0,61$	$13,74 \pm 1,88$	$204,77 \pm 205,65$
FD	$1,89 \pm 0,74$	$15,73 \pm 1,74$	$196,61 \pm 129,34$
YZHT	$1,73 \pm 0,61$	$14,43 \pm 1,38$	$206,21 \pm 158,86$

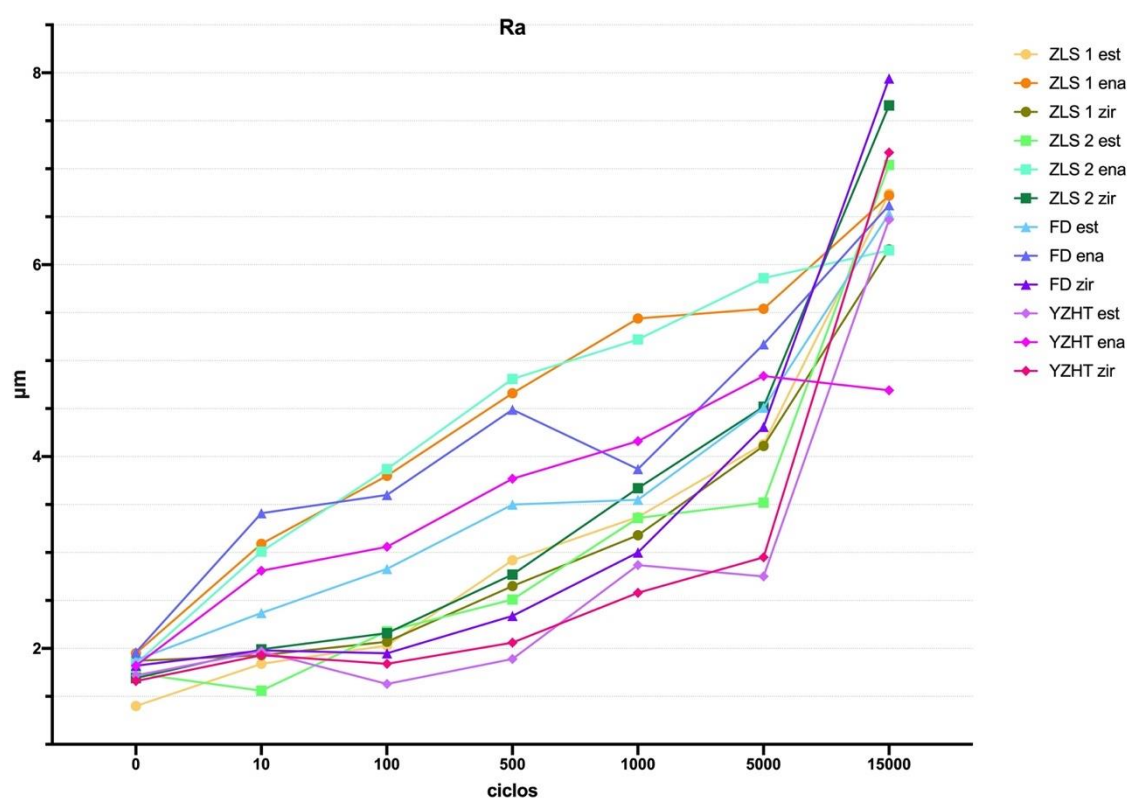
Fonte: Elaborada pelo autor.

A estatística de ANOVA 2 fatores apontou que não houve influência do tipo de cerâmica ($p=0,3348$) e nem do antagonista ($p=0,0541$) em relação à rugosidade média (Ra) das cerâmicas monolíticas (Figura 16) e à interação dos fatores ($p=0,06988$).

A estatística de ANOVA 2 fatores apontou que não houve influência do tipo de cerâmica ($p=0,5590$), e que houve do antagonista ($p=0,000$) em relação à altura máxima do perfil (Rz) das cerâmicas monolíticas, enquanto que não houve à interação dos fatores ($p=0,7850$).

A estatística de ANOVA 2 fatores apontou que não houve influência do tipo de cerâmica ($p=0,5330$) e nem do antagonista ($p=0,0613$) em relação à largura média dos elementos do perfil de rugosidade (RSm) das cerâmicas monolíticas e à interação dos fatores ($p=0,8738$).

Figura 16 - Gráfico de pontos da evolução da rugosidade média (Ra) das cerâmicas monolíticas durante o ensaio de desgaste fisiológico com diferentes antagonistas



Fonte: Elaborada pelo autor.

Tabela 2 - Média $\pm$ desvio padrão dos dados da altura máxima do perfil, Rz em μm , e grupamentos homogêneos do teste de Tukey, antes do desgaste

Antagonista	Média $\pm$ Desvio Padrão	Grupamentos homogêneos do teste de Tukey
Esteatita	18,98 $\pm$ 2,98	A
Enamic	12,35 $\pm$ 0,91	B
Zircônia	11,47 $\pm$ 0,89	B

Legenda: Letras maiúsculas: comparação entre colunas.

Fonte: Elaborada pelo autor.

O valor de rugosidade da altura máxima do perfil inicial (R_z), dos grupos submetidos ao desgaste contra esteatita foi superior, quando comparado aos grupos desgastados por Enamic e Zircônia.

Tabela 3 - Média $\pm$ desvio padrão dos dados de rugosidade média, R_a em μm , depois do desgaste

	Esteatita	Enamic	Zircônia
ZLS 1	6,744 $\pm$ 0,186	6,718 $\pm$ 0,247	6,156 $\pm$ 0,158
ZLS 2	7,044 $\pm$ 0,327	6,150 $\pm$ 0,176	7,657 $\pm$ 0,370
FD	6,529 $\pm$ 0,579	6,624 $\pm$ 0,226	7,938 $\pm$ 0,135
YZHT	6,465 $\pm$ 0,456	4,692 $\pm$ 0,127	7,170 $\pm$ 0,197

Fonte: Elaborada pelo autor.

A estatística de ANOVA 2 fatores apontou que não houve influência do tipo de cerâmica ($p=0,488$), tipo de antagonista ($p=0,124$) em relação à rugosidade média (R_a) das cerâmicas monolíticas, e nem da interação dos fatores ($p=0,595$).

Tabela 4 - Média $\pm$ desvio padrão dos dados da altura máxima do perfil, Rz em μm , depois do desgaste

	Esteatita	Enamic	Zircônia
ZLS 1	59,59 $\pm$ 4,143	51,92 $\pm$ 1,946	33,64 $\pm$ 1,752
ZLS 2	61,68 $\pm$ 1,763	47,39 $\pm$ 1,228	38,14 $\pm$ 1,228
FD	55,35 $\pm$ 5,322	44,73 $\pm$ 1,925	41,18 $\pm$ 1,089
YZHT	55,31 $\pm$ 5,222	35,40 $\pm$ 4,280	38,28 $\pm$ 1,554

Fonte: Elaborada pelo autor.

A estatística de ANOVA 2 fatores apontou que não houve influência do tipo de cerâmica ($p=0,681$), e que houve do antagonista ($p=0,000$) em relação à altura máxima do perfil (Rz) das cerâmicas monolíticas, enquanto que não houve interação dos fatores ($p=0,789$).

Tabela 5 - Média $\pm$ desvio padrão dos dados da altura máxima do perfil, Rz em μm , e grupamentos homogêneos do teste de Tukey, depois do desgaste

Antagonista	Média $\pm$ Desvio Padrão	Grupamentos homogêneos do teste de Tukey
Esteatita	57,98 $\pm$ 4,11	A
Enamic	44,86 $\pm$ 2,34	B
Zircônia	37,81 $\pm$ 1,40	B

Legenda: Letras maiúsculas: comparação entre colunas.

Fonte: Elaborada pelo autor.

Todos os grupos desgastados por Esteatita apresentaram maior rugosidade quando analisada a altura máxima do perfil (Rz), comparado aos grupos desgastados por Enamic e Zircônia.

Tabela 6 - Média $\pm$ desvio padrão dos dados da largura média dos elementos do perfil de rugosidade, RSm em μm , depois do desgaste

	Esteatita	Enamic	Zircônia
ZLS 1	388,9 $\pm$ 28,80	450,4 $\pm$ 34,93	259,6 $\pm$ 77,64
ZLS 2	607,3 $\pm$ 65,56	433,7 $\pm$ 21,92	259,5 $\pm$ 15,08
FD	574,2 $\pm$ 105,6	351,4 $\pm$ 8,471	296,8 $\pm$ 14,30
YZHT	440,2 $\pm$ 88,80	307,0 $\pm$ 34,06	259,7 $\pm$ 4,944

Fonte: Elaborada pelo autor.

A estatística de ANOVA 2 fatores apontou que não houve influência do tipo de cerâmica ($p=0,256$), e que houve do antagonista ($p=0,000$) em relação à largura média dos elementos do perfil de rugosidade (RSm) das cerâmicas monolíticas, e que não houve à interação dos fatores ($p=0,287$).

Tabela 7 - Média $\pm$ desvio padrão dos dados da largura média dos elementos do perfil de rugosidade, RSm em μm , e grupamentos homogêneos do teste de Tukey, depois do desgaste

Antagonista	Média $\pm$ Desvio Padrão	Grupamentos homogêneos do teste de Tukey
Esteatita	502,72 $\pm$ 72,20	A
Enamic	385,67 $\pm$ 24,84	B
Zircônia	268,94 $\pm$ 27,99	C

Legenda: Letras maiúsculas: comparação entre colunas.

Fonte: Elaborada pelo autor.

Quando analisado à largura média dos elementos do perfil de rugosidade (RSm), os grupos desgastados por Esteatita apresentaram o maior valor de rugosidade, seguido dos grupos desgastados por Enamic. Enquanto que a zircônia apresentou o menor valor.

5.2 Análise de superfície com Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV)

A Figura 17 apresenta as imagens de microscopia eletrônica de varredura (MEV) de amostras representativas dos grupos experimentais. Observou-se diferenças topográficas nas superfícies dos materiais em estudo. Entre os grupos sem *glaze*, as amostras ZLS1 e ZLS2 apresentaram uma superfície mais homogênea, enquanto os grupos YZHT e FD apresentaram superfícies irregulares, com a presença porosidades. Após o *glaze*, os grupos ZLS1 e YZHT apresentaram superfícies mais irregulares com *glaze* acumulado em “ilhas”, enquanto os grupos FD e ZLS2 apresentaram superfícies mais homogêneas.

A figura 18 apresenta as imagens em MEV das superfícies desgastadas dos espécimes. Apenas a imagem do grupo YZHT mostrou defeitos superficiais da camada de caracterização na região que sofreu desgaste, entretanto todos os grupos mostraram padrões de desgastes semelhantes.

A figura 19 apresenta as imagens em estereomicroscópio e MEV das superfícies dos pistões desgastados. Nesse contexto, observou-se que o grupo de esteatita apresentava superfícies com maiores porosidades, enquanto os grupos de enamic e zircônia mostraram uma superfície mais lisa e homogênea. No que diz respeito ao volume de desgaste, a ponta ativa do pistão de zircônia mostrou menor desgaste quando comparado aos demais grupos.

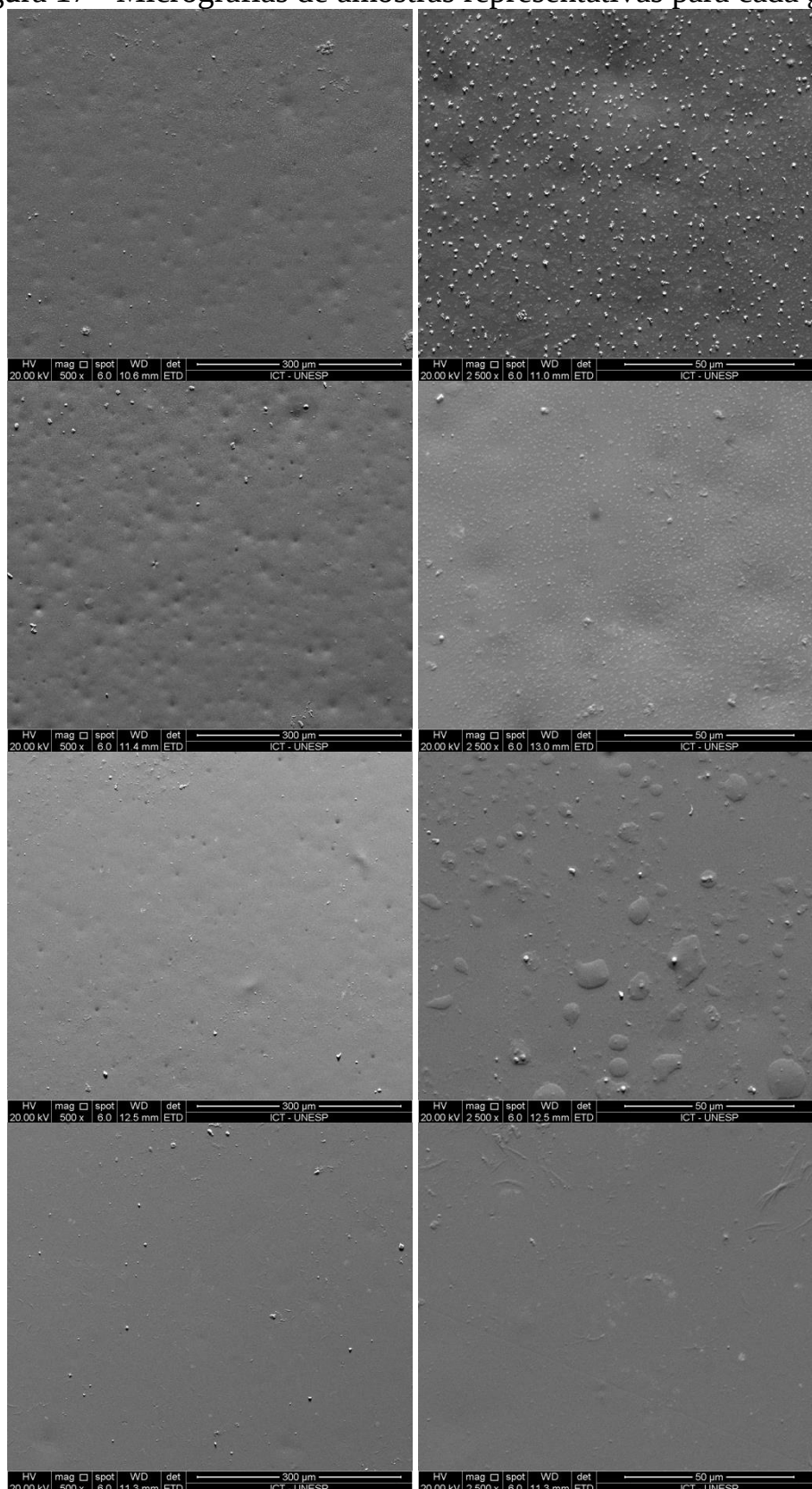
A figura 20 apresenta análise por MEV feita com detector BSED

(*Backscatter Electron Detector*), que capta elétrons retroespalhados. Os elétrons retroespalhados apresentam maior energia, batem na superfície e são espalhados. Com isso, as micrografias apresentam diferentes tonalidades de cinza, de acordo com diferentes números atômicos (Z), baseados na energia dos elétrons do material.

Já as micrografias com detector ETD (*Everhard Thornley Detector*) foram feitas com detector de elétrons secundários, que possuem menor energia, portanto ficam mais próximos à superfície do material a ser analisado. Com isso, é possível obter imagens da estrutura e da caracterização do material.

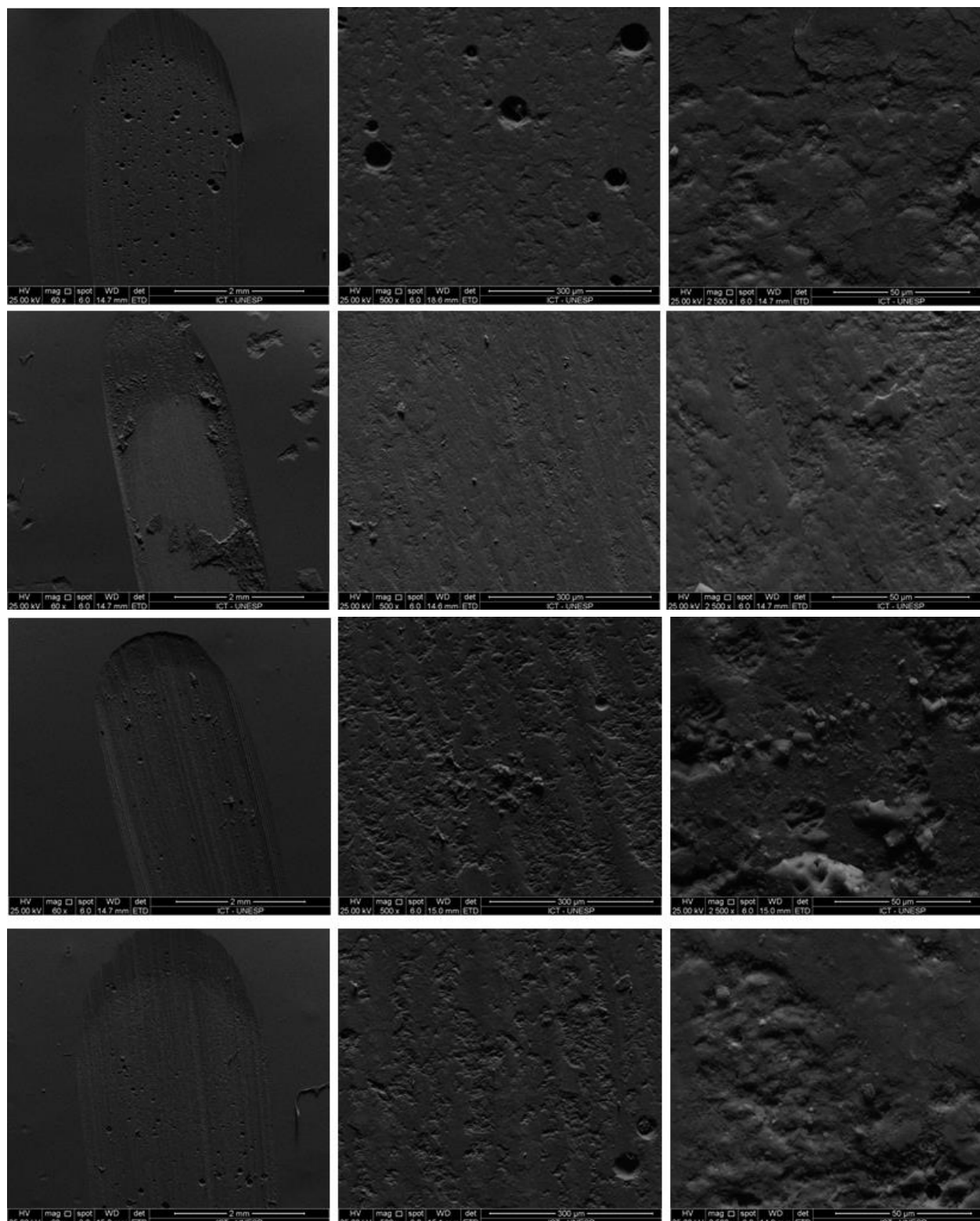
Quando o objetivo é fazer uma medida precisa de uma superfície, sendo que esse material está em íntimo contato com outro, se opta pelo detector BSED justamente, pois será possível observar diferentes materiais, uma vez que cerâmica e maquiagem apresentarão diferentes Z.

Figura 17 - Micrografias de amostras representativas para cada grupo



Legenda: Micrografias de amostras representativas. A coluna da esquerda apresenta espécimes dos grupos YZHT, FD, ZLS1 e ZLS2 em aumento de 500x. A coluna da direita apresenta espécimes com maquiagem e glaze dos grupos YZHT, FD, ZLS1 e ZLS2 em aumento de 2.500x.
 Fonte: Elaborada pelo autor.

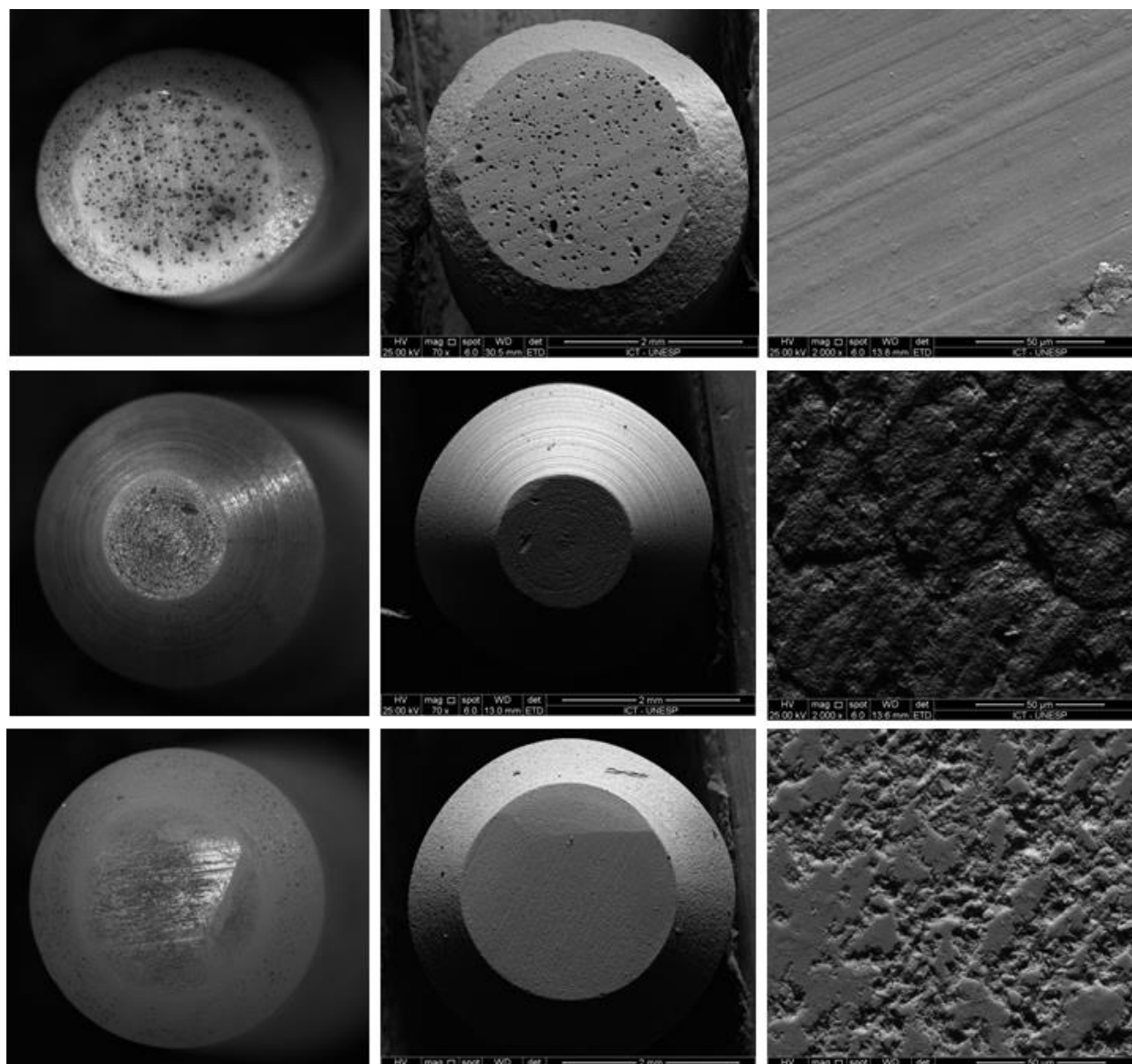
Figura 18 - Micrografias de amostras representativas desgastadas para cada grupo, após ensaio de fadiga



Legenda: Micrografias representativas de amostras desgastadas para cada grupo, após ensaio de fadiga. A coluna da esquerda apresenta espécimes dos grupos YZHT, FD, ZLS1 e ZLS2 em aumento de 60x. A coluna do meio apresenta espécimes dos grupos YZHT, FD, ZLS1 e ZLS2 em aumento de 500x. A coluna da direita apresenta espécimes com maquiagem e glaze dos grupos YZHT, FD, ZLS1 e ZLS2 em aumento de 2.500x.

Fonte: Elaborada pelo autor.

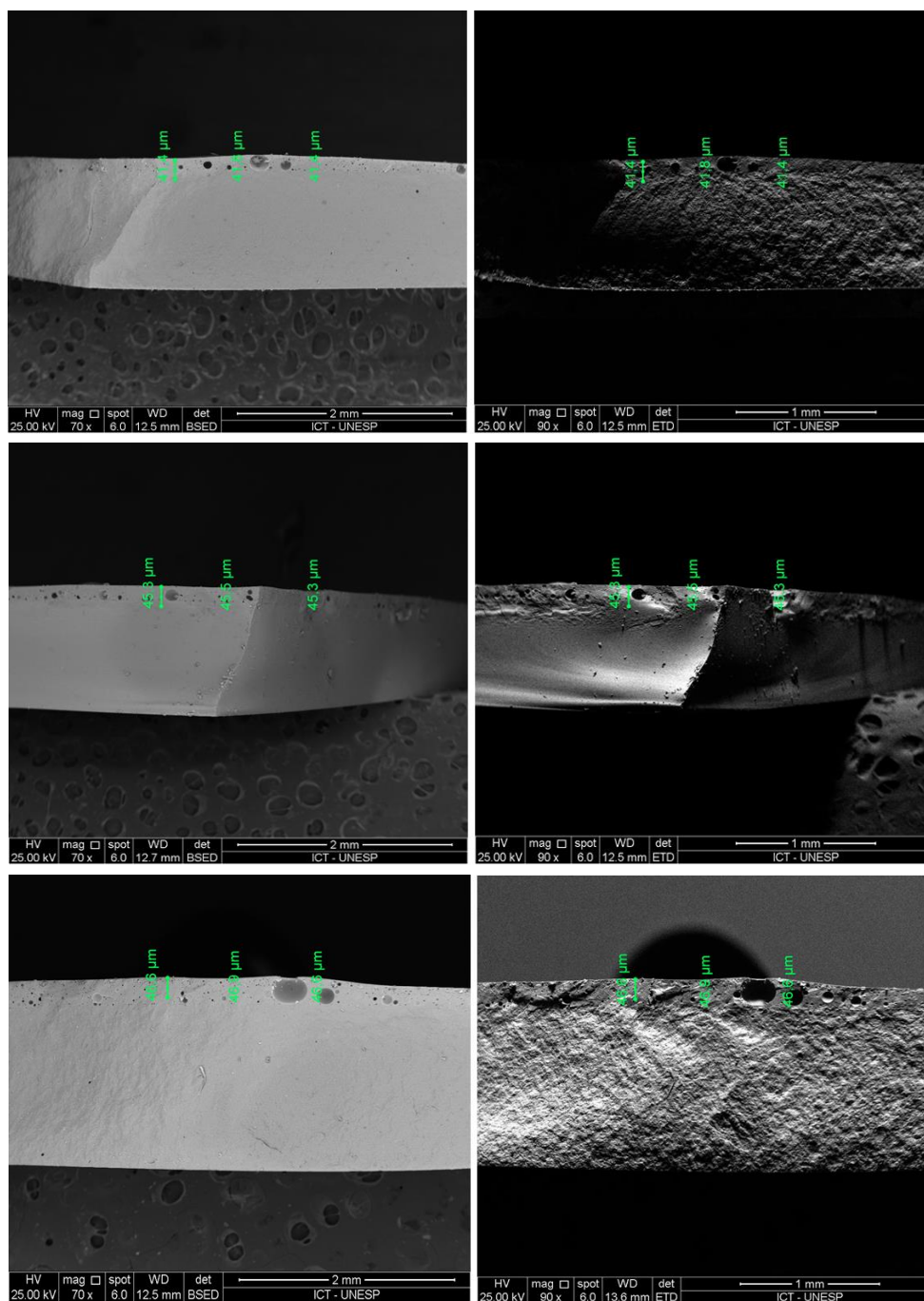
Figura 19 – Imagens de Estereomicroscopia e Microscopia Eletrônica de Varredura do antagonista de esteatita, zircônia e enamic; após ensaio de fadiga

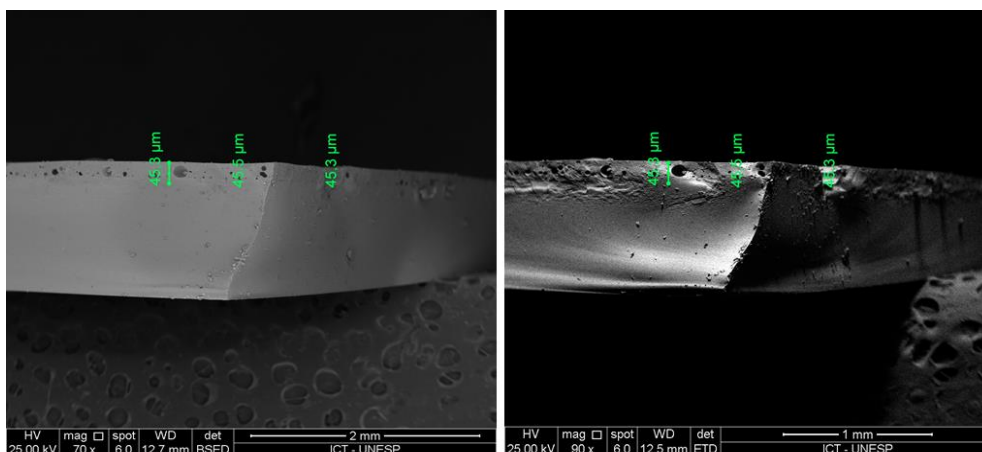


Legenda: Micrografias representativas de pistões desgastados para cada grupo, após todo o ensaio de fadiga. A coluna da esquerda apresenta espécimes dos grupos esteatita, zircônia e enamic em aumento de 15x. A coluna do meio apresenta espécimes dos grupos esteatita, zircônia e enamic em aumento de 70x. A coluna da direita apresenta espécimes dos grupos esteatita, zircônia e enamic em aumento de 2.000x.

Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 20 - Micrografias representativas dos espécimes de cada grupo, demonstrando a camada de caracterização e sua devida espessura





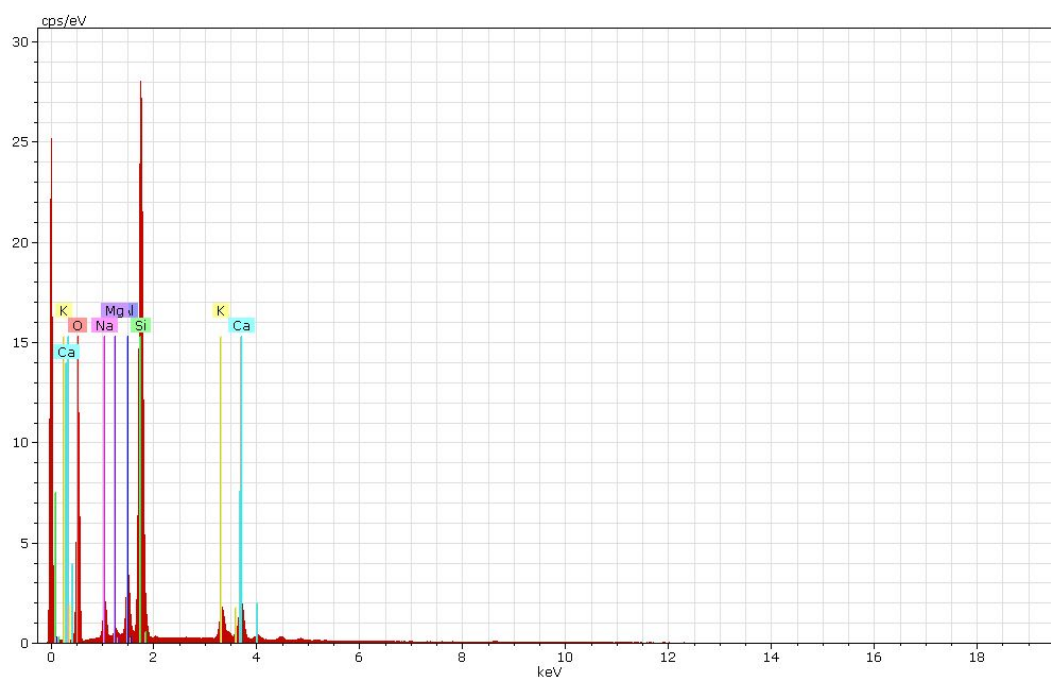
Legenda: Micrografias representativas dos espécimes de cada grupo, demonstrando a camada de caracterização e sua devida espessura. A coluna da esquerda apresenta espécimes dos grupos YZHT, FD, ZLS1 e ZLS2 em aumento de 70x, com detector BSED (elétrons retroespalhado). A coluna da direita apresenta espécimes dos grupos YZHT, FD, ZLS1 e ZLS2 em aumento de 90x, com detector ETD (elétrons secundários).
Fonte: Elaborada pelo autor.

5.3 Análise de Espectroscopia por Dispersão de Energia (EDS)

5.3.1 Composição da Camada de Caracterização dos espécimes

De acordo com a análise por Espectroscopia de Dispersão de Energia (EDS), a camada de caracterização/glaze do material é composta por Oxigênio, Sílica, Cálcio, Alumínio, Sódio, Potássio e Magnésio, conforme demonstrado na figura 21. A análise por EDS também fornece a porcentagem de cada elemento químico (%at) de acordo com o peso de cada elemento químico na análise (%wt), conforme a tabela 8.

Figura 21 – Composição dos espécimes caracterizados através da análise por Espectroscopia de Dispersão de Energia (EDS)



Fonte: Elaborada pelo autor.

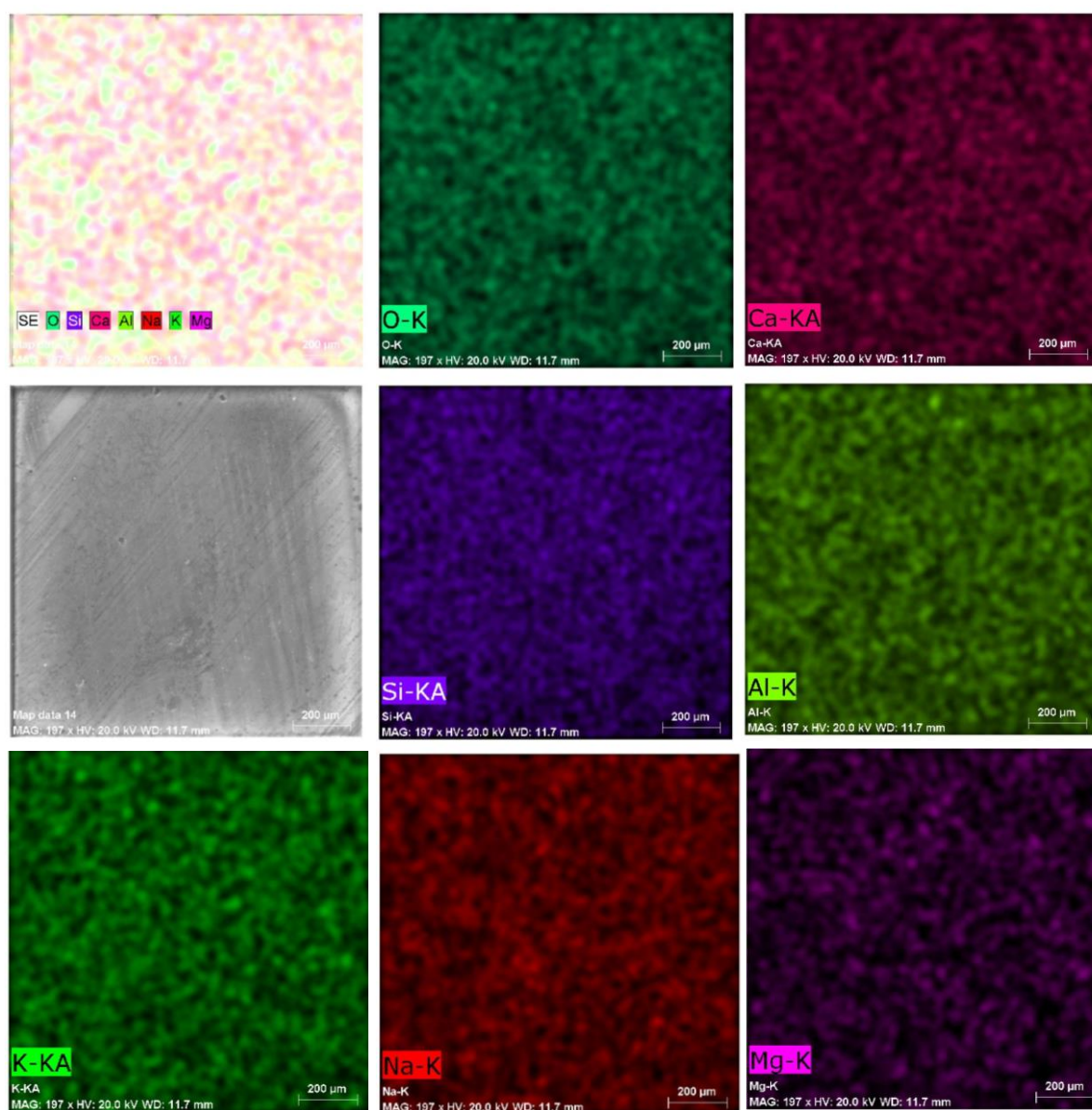
Tabela 8 – Porcentagem de cada elemento químico (%at) e peso molecular (%wt) diante da análise de caracterização dos espécimes

	(%wt)	(%at)
O	52,11	66,32
Si	30,37	22,02
Ca	5,30	2,69
Al	4,13	3,12
Na	4,00	3,54
K	3,52	1,83
Mg	0,57	0,48

Fonte: Elaborada pelo autor.

A análise por *mapping* de EDS demonstra que os elementos químicos estão espalhados homogeneamente na superfície do material, como mostra a figura 22.

Figura 22 – Análise por *mapping* da superfície dos espécimes caracterizados

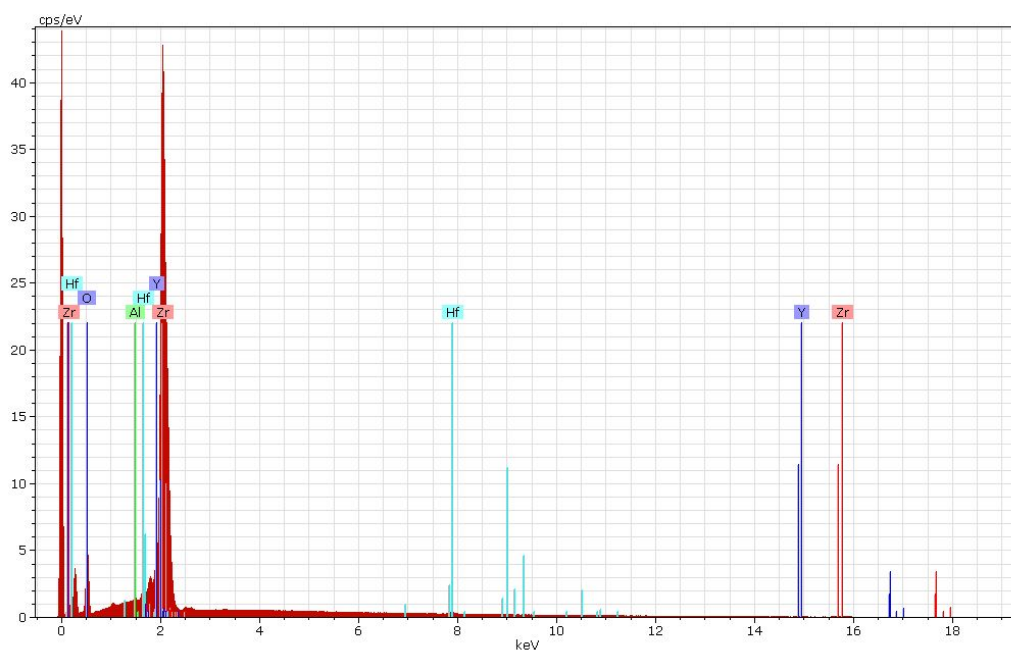


Fonte: Elaborada pelo autor.

5.3.2 Composição dos espécimes (YZHT, FD e ZLS)

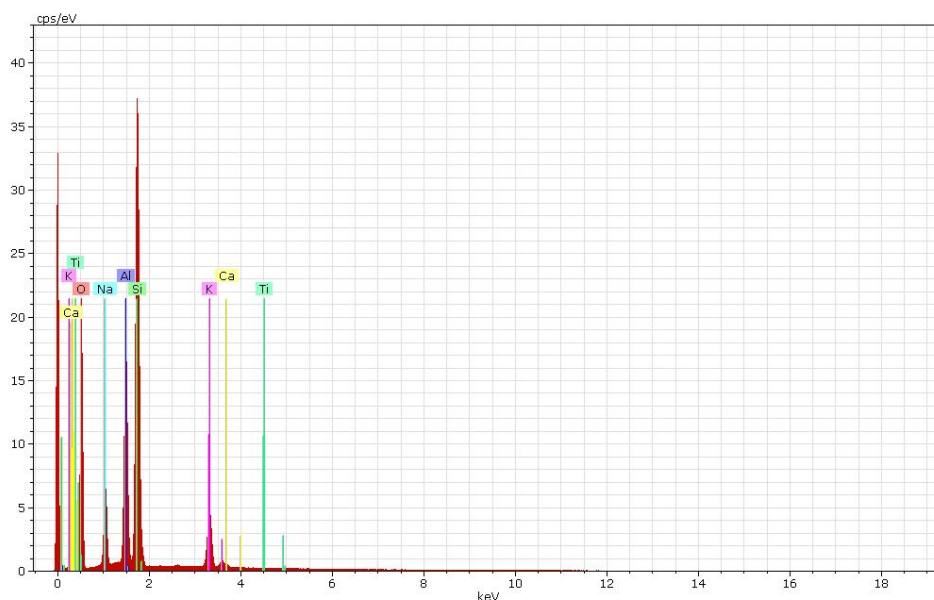
De acordo com a análise por Espectroscopia de Dispersão de Energia (EDS), os espécimes de YZHT são compostos por Oxigênio, Háfnio, Zircônia, Ítrio, Alumínio (Figura 23). Já os espécimes de FD, apresentaram em sua composição os seguintes elementos, Sílica, Alumínio, Sódio, Oxigênio, Potássio, Cálcio, Titânio (Figura 24). E os espécimes de ZLS, apresentaram uma composição em particular, sendo eles compostos por Sílica, Oxigênio, Potássio, Alumínio e Zircônia (Figura 25). A análise por EDS também permitiu mensurar a porcentagem de cada elemento químico (%at) de acordo com o peso de cada elemento na análise (%wt) para as amostras de YZHT (Tabela 9), FD (Tabela 10) e ZLS (Tabela 11).

Figura 23 – Composição dos espécimes de YZHT através da análise por Espectroscopia de Dispersão de Energia (EDS)



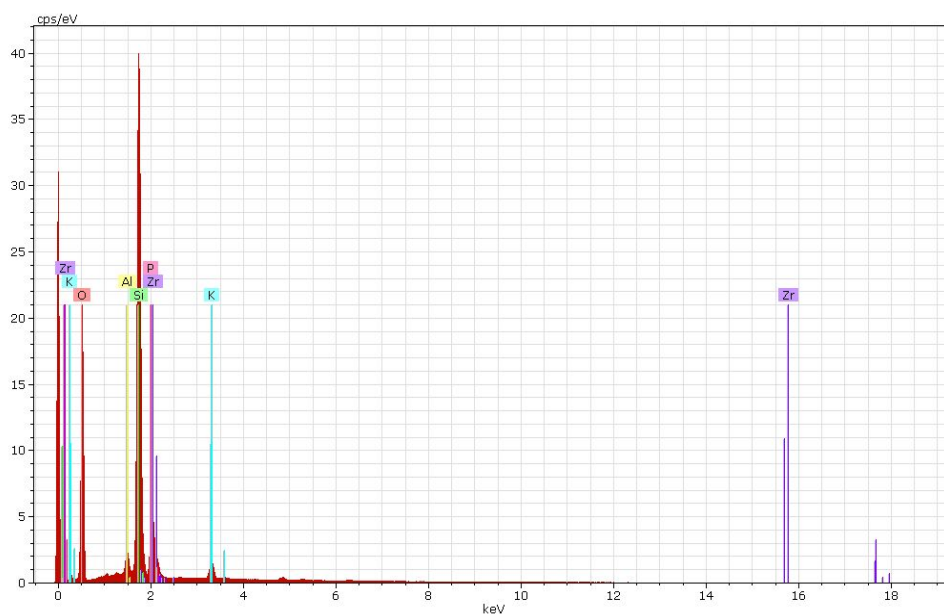
Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 24 – Composição dos espécimes de FD através da análise por Espectroscopia de Dispersão de Energia (EDS)



Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 25 – Composição dos espécimes de ZLS através da análise por Espectroscopia de Dispersão de Energia (EDS)



Fonte: Elaborada pelo autor.

Tabela 9 – Porcentagem de cada elemento químico (%at) e peso molecular, diante da análise (%wt) dos espécimes de YZHT

	(%wt)	(%at)
Zr	72,39	35,78
O	21,86	61,60
Y	3,51	1,76
Hf	2,04	0,52
Al	0,20	0,33

Fonte: Elaborada pelo autor.

Tabela 10 – Porcentagem de cada elemento químico (%at) e peso molecular, diante da análise (%wt) dos espécimes de FD

	(%wt)	(%at)
Zr	46,42	60,18
O	26,78	19,78
Y	13,19	10,14
Hf	7,21	6,51
Al	6,06	3,22
Ca	0,34	0,18
Ti	0,00	0,00

Fonte: Elaborada pelo autor.

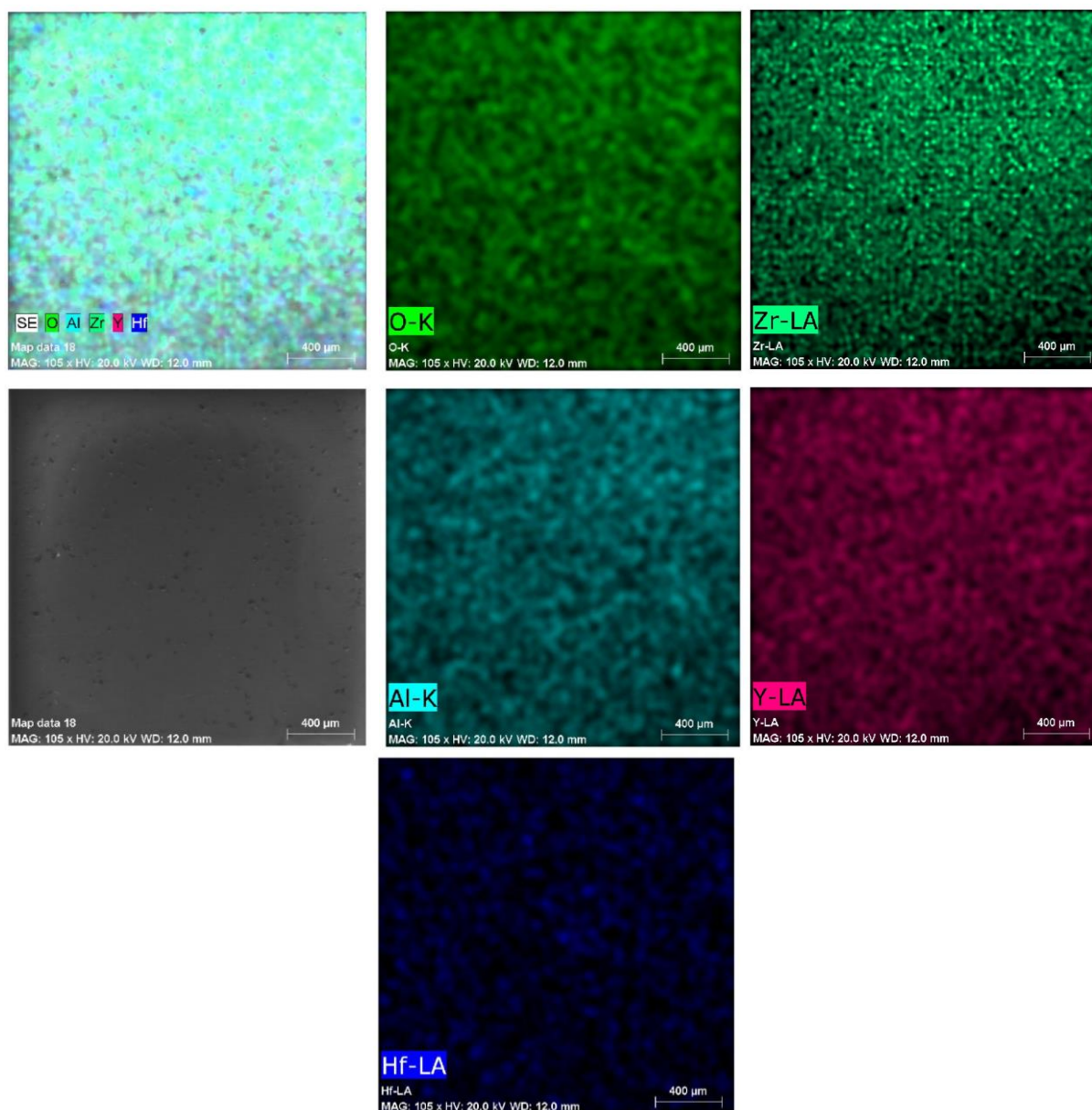
Tabela 11 – Porcentagem de cada elemento químico (%at) e peso molecular, diante da análise (%wt) dos espécimes de ZLS

	(%wt)	(%at)
O	54,04	71,86
Si	28,98	21,95
Zr	11,76	2,74
K	2,08	1,13
P	1,59	1,10
Al	1,54	1,21

Fonte: Elaborada pelo autor.

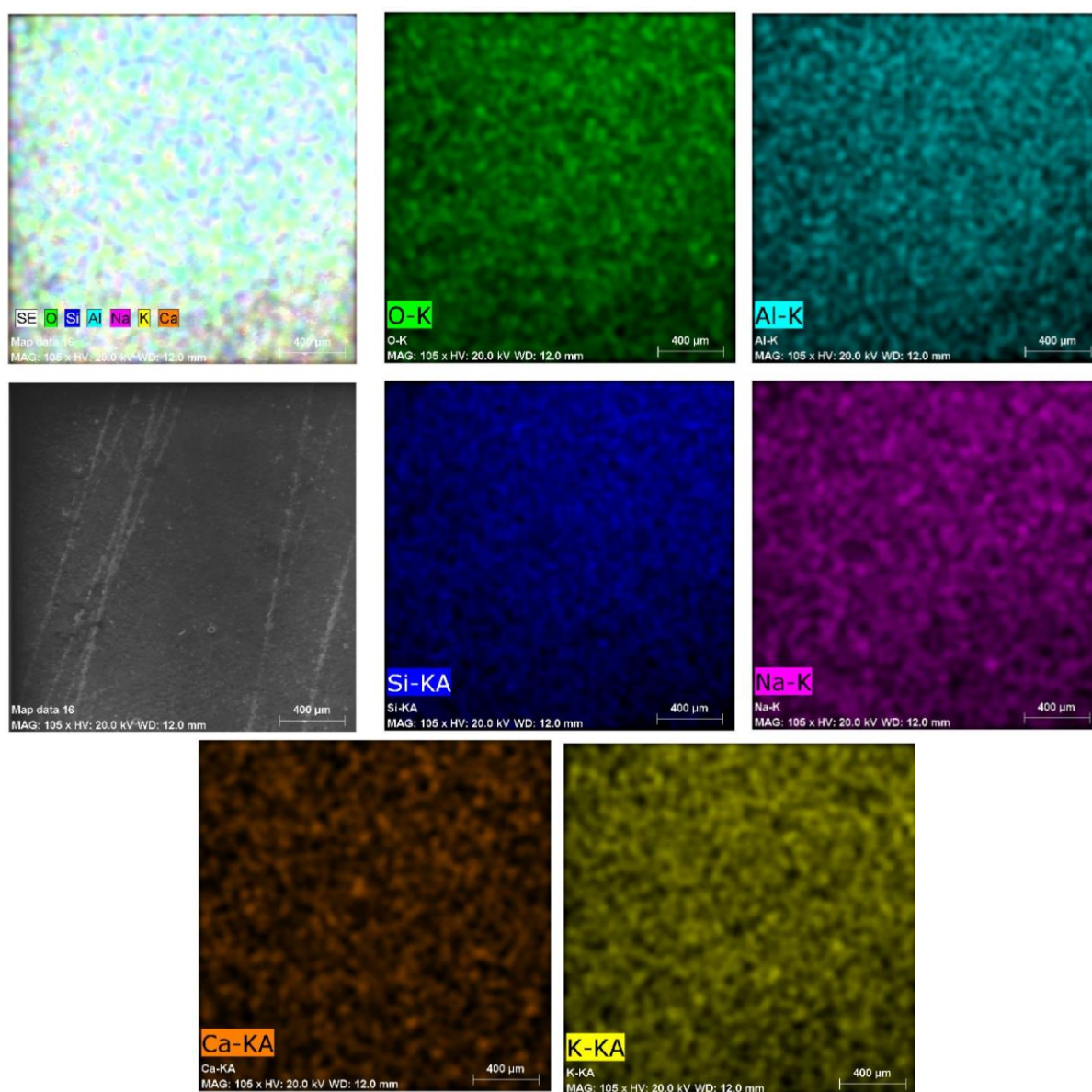
A análise por *mapping* de EDS demonstra que os elementos químicos estão espalhados homogeneamente na superfície do material, como mostram as figuras 26, 27 e 28.

Figura 26 – Análise por *mapping* da superfície dos espécimes de YZHT



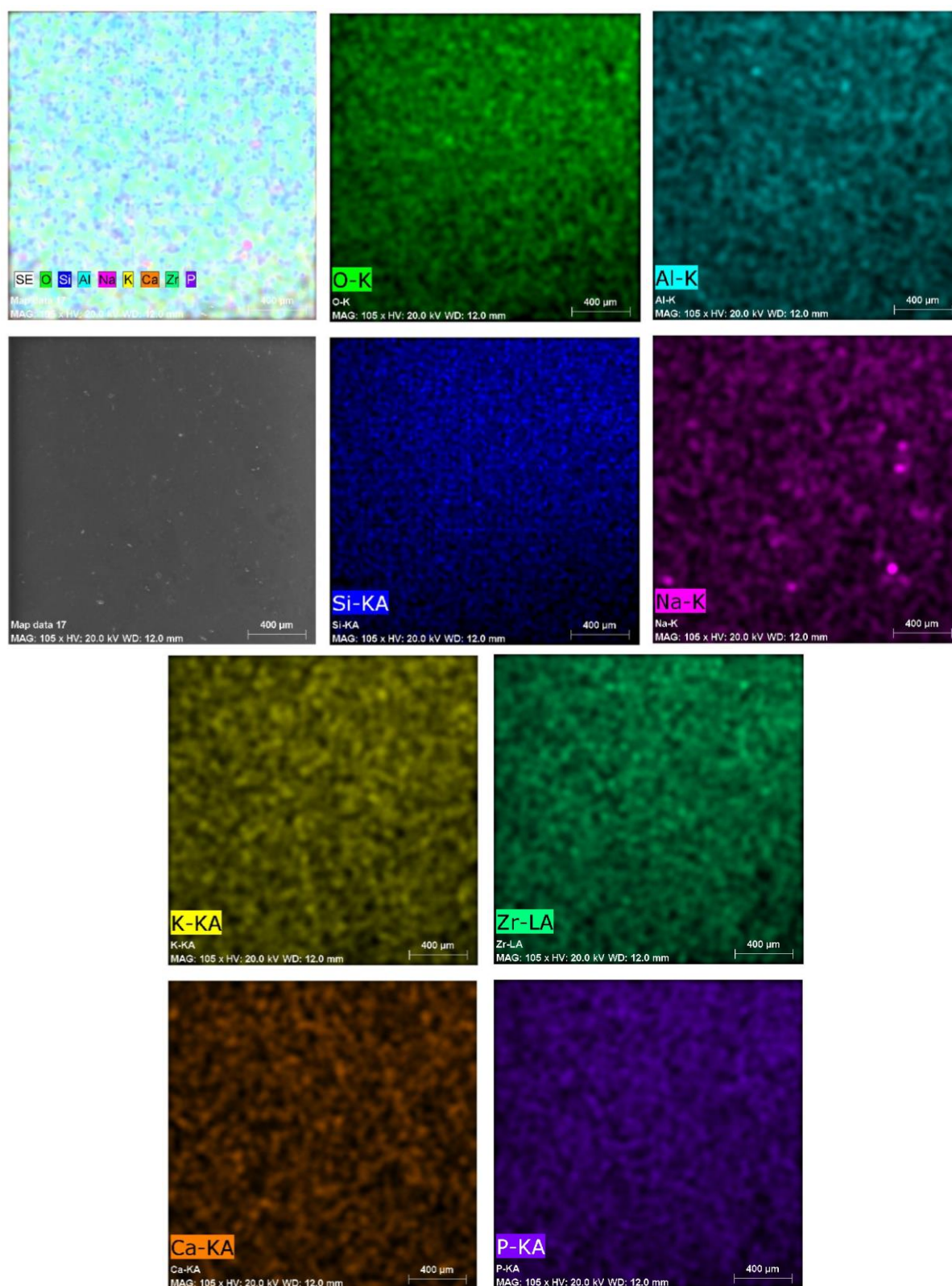
Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 27 – Análise por *mapping* da superfície dos espécimes de FD



Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 28 – Análise por *mapping* da superfície dos espécimes de ZLS



Fonte: Elaborada pelo autor.

5.4 Resistência à flexão biaxial

Os resultados do teste de flexão biaxial estão descritos na Tabela 12. Foram encontrados diferenças estatisticamente significante ($p=0.000$) para os grupos analisados. O fator quantidade de queimas não foi capaz de influenciar a resistência máxima das cerâmicas, entretanto, o tipo de caracterização da superfície foi capaz de modificar significativamente essa propriedade mecânica. O grupo YZHT apresentou maiores valores de resistência a flexão biaxial do que todos os outros grupos. O grupo FD, apresentou os menores valores entre os grupos analisados, com resultados estatisticamente inferiores aos grupos YZHT e ZLS1. Nesse contexto, os grupos ZLS1 e ZLS2 apresentaram valores de resistência intermediários, comparados aos grupos YZHT e FD.

Tabela 12 – Valores de resistência à flexão biaxial

Grupos	Média (Mpa)	Desvio Padrão	IC 95%
YZHT	716,2 ^A	± 131,0	(653,3; 779,1)
FD	121,27 ^C	± 21,22	(58,41; 184,13)
ZLS1	279,4 ^B	± 75,3	(216,6; 342,3)
ZLS2	229,0 ^{BC}	± 123,1	(166,1; 291,9)

Legenda: IC indica intervalo de confiança. Letras distintas indicam diferenças estatisticamente significantes na coluna.

Fonte: Elaborada pelo autor.

5.5 Análise do desgaste do espécime e antagonista

Foi mensurado a massa dos pistões de esteatita, enamic, e zircônia (n=10) e dos discos (YZHT, FD, ZLS1 e ZLS2) (n=10) antes e após a simulação do desgaste fisiológico, em uma balança de precisão analítica (Adventurer-AR analítica; Ohaus, Barueri, SP) a fim de avaliar a quantidade de desgaste promovido pelo processo de ciclagem. A perda de massa e porcentagem de desgaste dos grupos, estão apresentados na tabela 13 e 14.

A Tabela 13 apresenta a estatística descritiva para os dados de perda de massa das amostras, em relação aos antagonistas, durante o ensaio de fadiga.

Tabela 13 - Média $\pm$ desvio padrão dos dados de massa perdida das amostras durante o ensaio de fadiga e grupamentos homogêneos do teste de Tukey com análise “*single effect*” em linhas

	Esteatita	Enamic	Zircônia
ZLS 1	0,145 $\pm$ 0,049 ^b	0,155 $\pm$ 0,049 ^{ab}	0,149 $\pm$ 0,055 ^{ab}
ZLS 2	0,224 $\pm$ 0,036 ^a	0,191 $\pm$ 0,057 ^a	0,189 $\pm$ 0,050 ^a
FD	0,132 $\pm$ 0,038 ^b	0,102 $\pm$ 0,046 ^b	0,111 $\pm$ 0,060 ^{ab}
YZHT	0,147 $\pm$ 0,073 ^b	0,140 $\pm$ 0,087 ^{ab}	0,099 $\pm$ 0,048 ^b

Legenda: Letras minúsculas: comparação entre linhas.

Fonte: Elaborada pelo autor.

A estatística de ANOVA 2 fatores apontou que houve influência do tipo

de cerâmica ($p < 0,0001$) na perda de massa das amostras durante o ensaio de desgaste fisiológico. Para o antagonista esteatita, ZLS 2 perdeu mais massa que os demais grupos. Para enamic, ZLS 2 perdeu mais massa que FD, e para antagonista zircônia ZLS 2 perdeu mais massa que YZHT.

A Tabela 14 apresenta a estatística descritiva para os dados de perda de massa dos pistões, em relação às amostras, durante o ensaio de fadiga.

Tabela 14 - Média $\pm$ desvio padrão dos dados de massa perdida dos pistões durante o ensaio de fadiga e grupamentos homogêneos do teste de Tukey com análise “*single effect*” em linhas e em colunas

	esteatita	enamic	zircônia
ZLS 1	$0,092 \pm 0,009^{Aa}$	$0,046 \pm 0,008^{Ba}$	$0,031 \pm 0,017^{Bab}$
ZLS 2	$0,082 \pm 0,022^{Aa}$	$0,046 \pm 0,023^{Ba}$	$0,043 \pm 0,022^{Bab}$
FD	$0,068 \pm 0,034^{Aa}$	$0,052 \pm 0,008^{Aa}$	$0,052 \pm 0,028^{Aa}$
YZHT	$0,085 \pm 0,032^{Aa}$	$0,056 \pm 0,019^{Ba}$	$0,025 \pm 0,012^{Cb}$

Legenda: Letras maiúsculas: comparação entre linhas. Letras minúsculas: comparação entre colunas.
Fonte: Elaborada pelo autor.

A estatística de ANOVA 2 fatores apontou que houve influência da interação cerâmica x tipo de antagonista ($p = 0,0098$) na perda de massa dos pistões durante o ensaio de desgaste fisiológico. A perda de massa sofrida pelos pistões de esteatita contra as cerâmicas ZLS 1, ZLS 2 e YZHT foi superior em comparação aos demais pistões. Todos os pistões perderam massa similar contra FD.

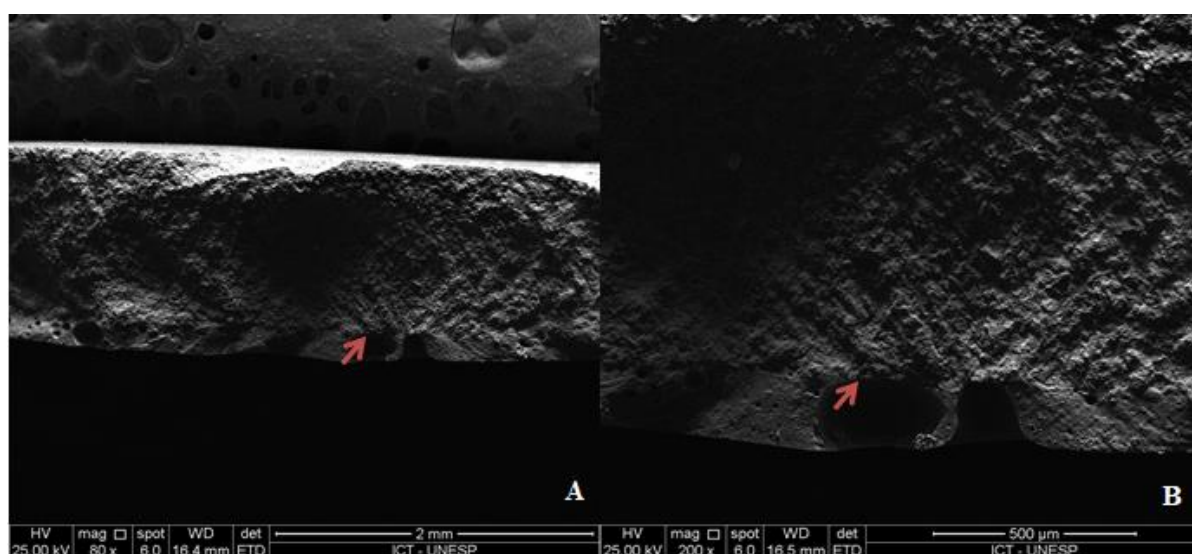
Esteatita e Enamic não foram similares entre todas as cerâmicas analisadas, mas quando comparado os dois materiais com a zircônia, percebeu-se que a zircônia perdeu mais massa contra FD do que contra a própria YZHT.

A caracterização da ZLS em etapa única (ZLS 1) ou em duas etapas (ZLS 2) não influenciou a perda de massa dos pistões.

5.6 Análise fractográfica

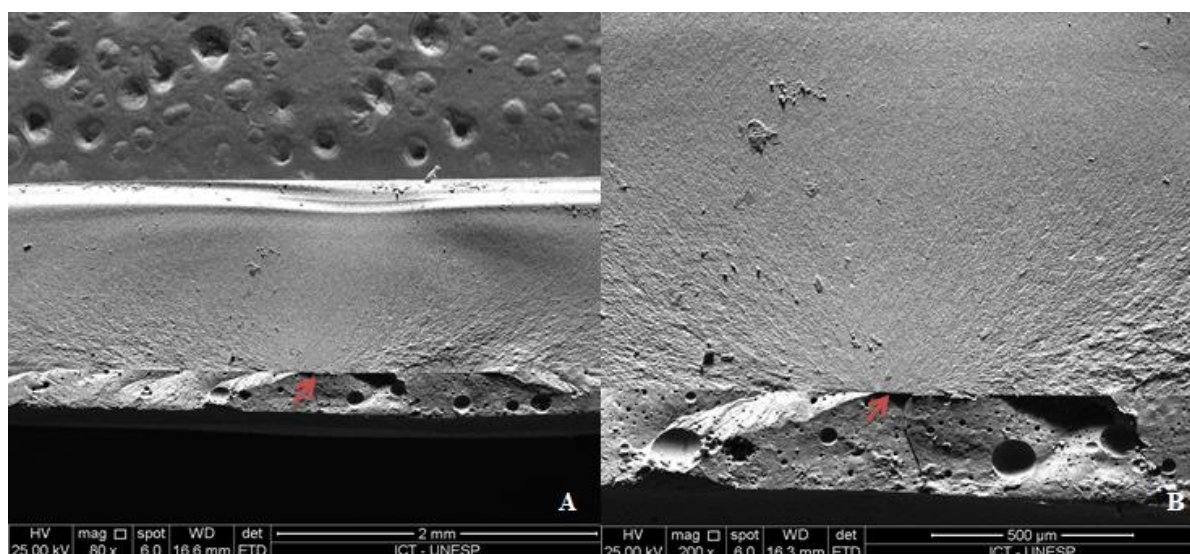
Os defeitos originadores da fratura das amostras estavam presentes nas superfícies submetidas as tensões de tração. Abaixo, uma imagem representativa de uma amostra de cada grupo, com a microscopia eletrônica de varredura (MEV) (Figuras 29, 30, 31 e 32).

Figura 29 – Imagem da superfície de fratura da cerâmica FD



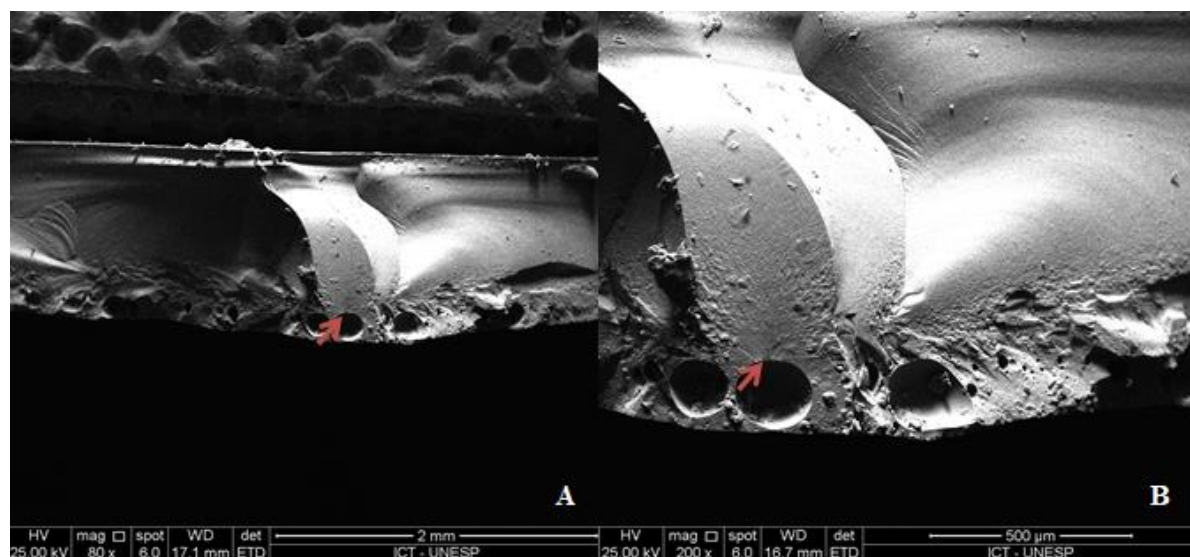
Legenda: Figura – Micrografias da superfície de fratura em uma magnificação de 80x (A) e 200 (B).
Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 30 – Imagem da superfície de fratura da cerâmica YHHT



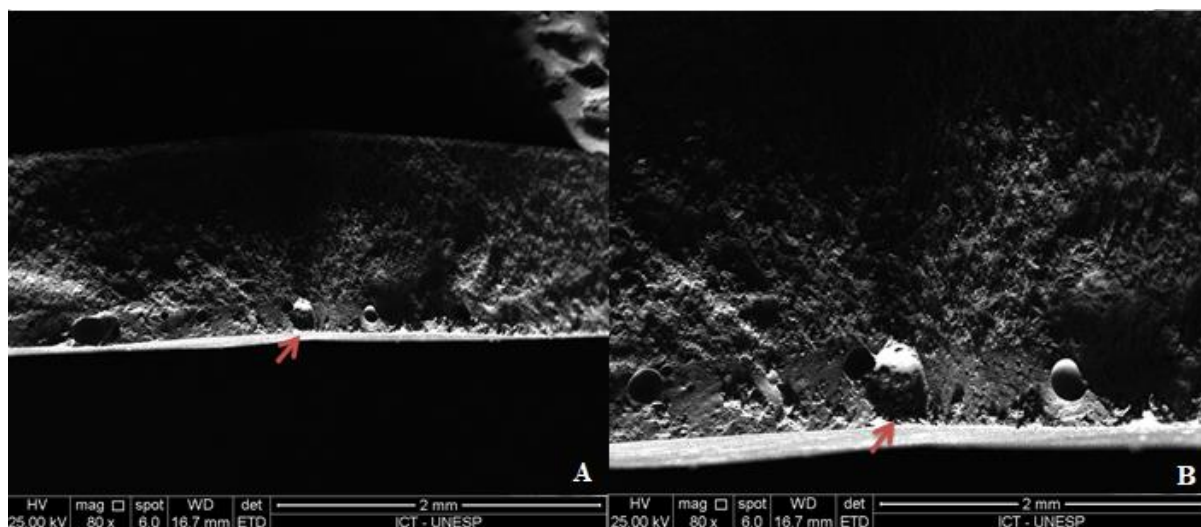
Legenda: Figura – Micrografias da superfície de fratura em uma magnificação de 80x (A) e 200 (B).
Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 31 – Imagem da superfície de fratura da cerâmica ZLS1



Legenda: Figura – Micrografias da superfície de fratura em uma magnificação de 80x (A) e 200 (B).
Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 32 – Imagem da superfície de fratura da cerâmica ZLS2



Legenda: Figura – Micrografias da superfície de fratura em uma magnificação de 80x (A) e 200 (B).
Fonte: Elaborada pelo autor.

6 DISCUSSÃO

6.1 Propriedades Físicas e Químicas

O objetivo dessa pesquisa foi avaliar o comportamento em fadiga da camada de caracterização sobre alguns tipos de cerâmicas utilizadas atualmente no mercado odontológico: zircônia de alta translucidez, feldspática e silicato de lítio reforçado por zircônia. Pode-se observar que independente da composição química e estrutural dos grupos cerâmicos, nenhum deles apresentou indicativo de queda da resistência flexão do material ou variação da sua forma perceptível após submissão a altas temperaturas ou após pigmentação extrínseca (Callister Junior, 2002). Tal fato foi considerado positivo já que após sucessivas queimas em altas temperaturas, havendo transferência de massas, a estrutura interna da restauração cerâmica tende a ser fragilizada (Callister Junior, 2002; Bittar et al., 2019).

A aplicação da pigmentação em vitrocerâmicas pode apresentar diferentes comportamentos, já que apresentam alto teor vítreo e alto teor de substâncias fundentes, compostos esses que reduzem a temperatura de fusão de materiais cristalinos ou vítreos (Callister Junior, 2002; Akerman, 2013; Anusavice, 2013; Newman, Zografi, 2014). Quando estes materiais vitrificam, permitem uma íntima união, aumentando a resistência do material (Callister Junior, 2002). Esse efeito forma uma camada de vidro, principalmente na região de tração, reduzindo a resistência flexão da mesma (Akerman, 2013; Anusavice, 2013). Atualmente, alguns tipos de caracterização como a utilizada nesta pesquisa, tem a finalidade de dispor de maior teor cristalino na própria maquiagem, reduzindo esses efeitos de vitrificação nos materiais cerâmicos, e

oferecendo uma maior durabilidade na camada de caracterização.

É provável que essa alteração significativa da camada de caracterização tenha ocorrido devido a pigmentação extrínseca ser predominantemente amorfa, composta principalmente por óxidos de sílica, potássio, fluorapatita, e carbonato de cálcio, como observado pelo EDS na presente pesquisa. Zhang et al. (2017) e Aurélio et al. (2017) sugerem que, dependendo do regime da queima adotado, os óxidos metálicos responsáveis pela composição do material podem tornar-se instáveis e alterar as propriedades químicas do mesmo. Logo, não parece aconselhável realizar várias queimas para correção de cerâmicas caracterizadas com a camada de caracterização adotado para nossa pesquisa. Apenas um estudo na literatura foi encontrado a esse respeito (Dong-Dong et al., 2015). Este demonstrou que até na quinta queima de uma cerâmica de dissilicato de lítio prensada, não ocorre uma alteração significativa nas propriedades físicas dos materiais cerâmicos, mas por serem cerâmicas de fabricações e composições diferentes os resultados não podem ser diretamente confrontados.

Nesse contexto, vale ressaltar que a caracterização extrínseca da superfície pode dificultar a personalização das restaurações, uma vez que a utilização destes materiais em cerâmicas monolíticas tendem a tornar apresentar um resultados mais opaco, quando comparada aos demais. No entanto, que apesar de promover uma queda da resistência do material devido a não infiltração da pigmentação extrínseca, quando utilizados de forma correta, o material permite uma melhor estabilidade de cor, lisura da superfície, impedindo assim o alojamento de microorganismos, além de oferecer um aspecto de translucidez semelhante às cerâmicas de cobertura, e consequentemente, semelhante ao dente natural (Callister Junior, 2002; Vita Zahnfabrik, 2014; Aurélio et al., 2017; Mores et al 2017).

A maquiagem utilizada na presente pesquisa apresentava potássio, alumínio, magnésio, sódio, cálcio e silicato, um composto naturalmente opaco.

Essas informações foram obtidas pelo EDS, assim como os compostos presentes nas cerâmicas. A pigmentação extrínseca mencionada, não permite a infiltração da maquiagem e do *glaze*, dessa forma a resistência se manteve em alguns grupos, enquanto que em outros grupos ela aumentou. Com isso, o *glaze* é removido primeiro, aumentando a rugosidade e causando maior desgaste do antagonista. Caso a maquiagem/*glaze* tivesse infiltrado, possivelmente haveria difusão de defeitos pré-existentes considerando os defeitos internos inerentes à cerâmica, além da difusão dos estados sólidos quando relacionado ao silicato de lítio (Suprinity). Além disso, em tese, também poderia ocorrer a partir do aumento da fase vítrea, a redução da resistência. Isto levaria um maior desgaste da cerâmica até a fratura completa da mesma, além do menor desgaste do antagonista.

6.2 Propriedades Mecânicas

Os ensaios de fadiga e resistência máxima de um material foram utilizados nesse estudo para aferir se os diferentes tipos de materiais cerâmicos sofreriam alterações em suas propriedades mecânicas após as queimas adicionais referentes à caracterização estética dos mesmos. Com os resultados do teste de resistência máxima notou-se que nem a maquiagem e nem a quantidade de queimas influenciaram a resistência dos grupos testados, com exceção do grupo YZHT.

Mesmo em outras condições e utilizando materiais com composições diferentes, Aurélio et al. (2017) relataram que um tempo de queima estendido e sua relação com a pigmentação extrínseca promove uma redução na propagação de trincas em cerâmicas vítreas, o que, segundo os mesmos autores, aumentaria

a resistência à fratura. Com relação ao silicato de lítio, a literatura mostra que apesar de não haver diferenças significativas na resistência máxima após diferentes quantidades de queimas, parece haver uma tendência contrária, ou seja, uma queda dessa resistência com o aumento do número de queimas e padrão de caracterização do material (Gozneli et al. 2013; Gorman et al., 2014).

A resistência do grupo VMII se manteve inferior aos demais grupos. Por se tratar de uma cerâmica feldspática, o grupo VMII é comprovadamente um material mais amorfo quando comparado aos demais materiais. Além disso, a microscopia eletrônica de varredura e a análise de espectroscopia por dispersão de energia indicaram uma interface de interação entre as camadas da VMII e o material de caracterização extrínseca (Vita Akzent Plus Effect Stains / Vita Akzent Plus Powder Fluid + Vita Akzent Plus Glaze Paste), diferentemente do grupo ZLS1/2 e YZHT onde as análises sugeriram uma sobreposição do material com a estrutura cerâmica, sem interligação com a cerâmica. Vale ressaltar que mesmo existindo essa interação significativa da vitrocerâmica com a camada de caracterização, nenhum dos grupos utilizados no presente estudo atingiu uma infiltração adequada da maquiagem. Mesmo que o resultado da resistência máxima a flexão biaxial seja um bom critério para comparar propriedades mecânicas entre diferentes materiais, sabe-se que clinicamente as restaurações cerâmicas falham sob fadiga, devido a tensões cíclicas repetitivas de intensidades abaixo da resistência máxima do material. No mesmo sentido, nota-se que a geometria complexa das coroas também apresenta diferença no padrão de falha quando comparados com os discos cerâmicos (Beli et al., 2014; Nawafleh et al., 2016; Barcellos et al., 2018; Aurélio et al., 2018).

A quantidade de ciclos, frequência, padrão de desgaste e perda da camada de caracterização utilizados neste estudo variou de outros já realizados. Apenas dois estudos foram encontrados na literatura com dados semelhantes, porém, possibilitou limitadas comparações, uma vez que, além de uma diferente

metodologia, os presentes estudos simularam testes de fadiga em cerâmicas e antagonistas ainda pouco avaliados (Ludovichetti et al., 2018; Kaizer et al., 2019).

No trabalho citado acima, Kaizer et al. (2019) avaliaram o comportamento de três materiais, entre eles, zircônia infiltrada com vidro usinada ou polida, zircônia homogênea polida ou com glaze e vitrocerâmica. Todas as amostras foram submetidas às simulações de mastigação com antagonista de esteatita com uma carga cíclica de 50 N, com um total de 450.000 ciclos submersos em água destilada. A zircônia infiltrada com vidro apresentou um aumento significativo na profundidade de desgaste, enquanto a camada superficial de vidro esteve presente até 1000 ciclos, com pequenas variações posteriores. A vitrocerâmica apresentou a maior profundidade de desgaste (463 μm) e rugosidade (1,48 μm). A zircônia polida, a zircônia infiltrada com superfície polida e a zircônia infiltrada por vidro usinada produziram um desgaste volumétrico significativamente menor ($\pm 3 \text{ mm}^3$) do antagonista do que a zircônia infiltrada usinada e a vitrocerâmica ($\pm 5 \text{ mm}^3$). A zircônia infiltrada com superfície polida e a zircônia polida apresentaram pouco desgaste e rugosidade, além de produzirem menor desgaste do antagonista.

Já no trabalho de Ludovichetti et al. (2018), foi avaliado a resistência ao desgaste e a abrasividade de distintos materiais cerâmicos, entre eles, IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent AG), Vita Suprinity (Vita Zahnfabrik), Lava Ultimate (3M ESPE), Vita Enamic (Vita Zahnfabrik) e Lava Plus (3M ESPE). Foi utilizado desgaste de dois corpos, além de esmalte bovino como antagonista. Para os dois diferentes antagonistas, utilizou-se 200.000 ciclos com uma força de 15 N e a uma frequência 1 Hz em água destilada. A taxa de desgaste foi determinada com um perfilômetro de superfície. As superfícies foram observadas com microscopia eletrônica de varredura e avaliadas quanto a sua dureza, coeficiente de atrito e rugosidade. Diante dos testes realizados, obteve-se

como resultado que o Lava Plus e o IPS e.max CAD exibiram o maior potencial para desgastar o Lava Ultimate. Esses dois materiais, juntamente com o Vita Suprinity, proporcionaram o maior desgaste ao esmalte e à Vita Enamic. Com exceção do Lava Ultimate, todos os outros materiais danificaram o esmalte, nos quais o Vita Suprinity e o IPS e.max CAD foram os mais agressivos. Nesse contexto, os autores chamam atenção para a seleção do material restaurador que se comporte adequadamente contra seu antagonista.

Metodologia semelhante ao trabalho de Ludovichetti et al. (2018) e Kaizer et al. (2019) foi adotada no presente estudo, em que o protocolo estabelecido para avaliação de desgaste fisiológico da camada de caracterização/glaze foi a aplicação de 15 N de carga com deslocamento horizontal de 6 mm, sobre uma frequência de 1,7 Hz, com espécimes imersos em água e em temperatura ambiente. As superfícies dos discos cerâmicos e das pontas aplicadoras de carga foram registradas durante os intervalos de ciclos (Inicial / 0, 10, 100, 500, 1000, 5000, 15000 / Final). Sendo assim, observou-se que a partir de 1000 ciclos a camada de caracterização adotada apresentou uma profundidade de desgaste maior para os grupos ZLS1/2 e VMII quando utilizou o antagonista de zircônia. Já quando os mesmos grupos utilizaram antagonista de enamic ou de esteatita a profundidade de desgaste mostrou pequenas variações até o final da ciclagem. Contudo, para o grupo YZHT, os antagonistas de enamic e esteatita não apresentaram profundidade de desgaste significativa, até mesmo quando chegou ao final do ciclo. Em contrapartida, quando utilizou o antagonista de zircônia, o disco de zircônia apresentou um desgaste volumétrico significativamente maior que os demais grupos. Com isso, os materiais vítreos apresentam-se mais suscetíveis ao desgaste e mais abrasivos ao antagonista em relação à zircônia, mas por serem cerâmicas de fabricação e composição diferentes, os resultados não podem ser diretamente confrontados com os que estão disponíveis na literatura no momento.

As análises fractográficas indicaram a origem da fratura nas amostras de cada grupo submetidas aos testes monotônicos. Como esperado, as falhas sempre se iniciam próxima à superfície submetida à tensão de tração durante o teste de flexão biaxial monotônico (Ankyu et al., 2016; Aurélio et al., 2018; Nishioka et al., 2018), o que valida os resultados encontrados, pois as fraturas não ocorreram devido às altas tensões na superfície de contato entre o disco e o pistão.

Nas amostras que apresentaram os menores valores de resistência, como por exemplo, o grupo VMII, caracterizado com a maquiagem utilizadas em nossa pesquisa, os sinais de origem e propagação das fraturas apresentou-se mais suaves que os demais grupos. No grupo YZHT, que falhou com cargas mais altas, as marcas de fraturas se mostraram mais evidentes. Já as ZLS1/2 fraturaram com cargas superiores ao grupo VMII, no entanto, os dois materiais apresentaram menos evidências das fraturas, tornando mais difícil sua identificação. Neste contexto, acreditamos que o principal motivo seja pela microestrutura do material; onde um grupo dispõe de uma estrutura vítrea e a outra estrutura cristalina, por isso elas têm marcas de fratura distintas entre os grupos. Com isso, o grupo VMII apresentou uma microestrutura vítrea mais lisa, logo, o trajeto de percurso da fratura foi menor e mais rápido. Já a presença de cristais de metassilicato, nos grupos ZLS1/2, apresentou maior rugosidade, dessa forma a trinca precisou percorrer maior distância, para desviar dos cristais, o que também dificulta a identificação da origem da fratura (Ankyu et al., 2016; Aurélio et al., 2018; Nishioka et al., 2018).

6.3 Características Superficiais

A escolha do parâmetro de rugosidade superficial média (Ra), altura máxima do perfil (Rz) e a largura média dos elementos do perfil de rugosidade (Rsm) nessa pesquisa basearam-se em seu uso frequente para caracterização da textura da superfície em trabalhos previamente publicados (Wennerberg, Albrektsson, 2000; Gadelmawla et al., 2002; Figueiredo-Pina et al., 2016; Alão et al., 2017; Aurélio et al., 2018; Vichi et al., 2018; Yuan et al., 2018).

Os resultados dos parâmetros de rugosidade não apresentaram diferença estatística significativa para os tipos de cerâmica, quando as análises foram realizadas antes e após a simulação de desgaste fisiológico. Em relação aos antagonistas, os resultados apontaram diferença para o parâmetro Rz, quando analisados previamente à simulação de desgaste, já que a esteatita ($18,98 \pm 2,98 \mu\text{m}$) apresentou uma maior rugosidade média quando analisada a altura máxima do perfil quando comparado com os antagonistas em enamic ($12,35 \pm 0,91 \mu\text{m}$) e zircônia ($11,47 \pm 0,89 \mu\text{m}$). Quando as análises foram realizadas após os desgastes, encontrou-se diferenças para os parâmetros Rz, já que a esteatita ($57,98 \pm 4,11 \mu\text{m}$) apresentou uma maior média para tal parâmetro quando comparado com os antagonistas em enamic ($44,86 \pm 2,34 \mu\text{m}$) e zircônia ($37,81 \pm 1,40 \mu\text{m}$), e o parâmetro Rsm, uma vez que as médias da esteatita ($502,72 \pm 72,20 \mu\text{m}$), enamic ($385,67 \pm 24,84 \mu\text{m}$) e zircônia ($268,94 \pm 27,99 \mu\text{m}$) apresentaram diferenças entre si. Ainda houve diferença estatística no que diz respeito a perda de massa das amostras ($p < 0,0001$) e perda de massa dos antagonistas ($p = 0,0098$) durante as simulações de desgaste fisiológico. Para as cerâmicas avaliadas, o grupo ZLS 2 perdeu mais massa que os demais grupos, quando o antagonista foi a esteatita. Quando o antagonista foi a enamic, o ZLS 2 perdeu mais massa que o FD, e para antagonista zircônia, o grupo ZLS 2 perdeu

mais massa que o YZHT. Na avaliação dos antagonistas observou-se que a perda de massa sofrida pelos pistões de esteatita contra as cerâmicas ZLS1, ZLS2 e YZHT foi superior em comparação aos demais pistões. Para o grupo FD, todos os pistões apresentaram perda de massa semelhante. Já os pistões de esteatita e enamic se comportaram de forma semelhante entre todas cerâmicas analisadas. Vale ressaltar que os pistões de zircônia perderam mais massa contra o grupo FD do que contra a própria zircônia YZHT. A caracterização da ZLS em etapa única (ZLS1) ou em duas etapas (ZLS2) não influenciou a perda de massa dos pistões. Os resultados do presente trabalho corroboram com trabalhos anteriores (Figueiredo-Pina et al., 2016; Zhang et al., 2018; Kaizer et al., 2019; Bittar et al., 2019), sugerindo que todos os grupos cerâmicos analisados apresentaram um aumento substancial nos valores de rugosidade após as simulações de fadiga, sem que houvesse diferença estatística entre eles para os parâmetros Ra ($p=0,3348$), Rz ($p=0,5590$) e Rsm ($p=0,5330$). O aumento na rugosidade pode ser explicado pela maior viscosidade que a maquiagem utilizada na presente pesquisa apresenta. Estes aspectos também foram observados durante a caracterização das amostras, o que sugere um aperfeiçoamento do material para seu melhor desempenho clínico.

Em todos os grupos, pode-se notar um aumento da rugosidade a partir de 1000 ciclos, sendo esses resultados mais substantivos nos grupos ZLS1 e ZLS2, ambos quando os antagonistas eram pistões de enamic. Até os 1000 ciclos, os resultados mostraram que todas as amostras apresentaram aumento da rugosidade para o antagonista de esteatita, enquanto Kaizer et al. (2019) observaram uma discreta alteração na rugosidade do interior da cratera quando avaliou diferentes zircônias e uma vitrocerâmica para o mesmo antagonista. Com 15.000 ciclos, as amostras do presente trabalho apresentaram um aumento substancial na rugosidade das amostras, enquanto Kaizer et al. (2019), avaliando

até 450.000 ciclos, observaram poucas alterações nas superfícies das amostras após 1.000 ciclos.

O acréscimo da etapa de queima, referente à caracterização das cerâmicas, podem induzir a deformação térmica do material cerâmico, no entanto, esta propriedade não influenciou sua resistência mecânica, em contrapartida, aumentou substancialmente a rugosidade dos materiais avaliados. O aumento da rugosidade dos materiais restauradores pode comprometer o prognóstico do tratamento, uma vez que a aspereza superficial pode influenciar no acúmulo de biofilme bacteriano (Alão et al., 2017), no desenvolvimento de inflamação periodontal, além de aumentar a capacidade de pigmentação dos materiais restauradores (Yuan et al., 2018).

Ainda que a metodologia deste trabalho tenha buscado uma maior aproximação da realidade clínica, ensaios realizados com amostras anatômicas poderiam trazer resultados laboratoriais ainda mais próximos do que ocorre clinicamente, sendo uma das limitações dessa pesquisa. Uma variação possível dentro dessa linha de pesquisa seria a biodegradação das amostras para analisar o efeito da caracterização extrínseca na colonização bacteriana.

Contudo, a caracterização extrínseca da presente pesquisa (Vita Akzent Plus Effect Stains / Vita Akzent Plus Powder Fluid + Vita Akzent Plus Glaze Paste) apresenta uma adequada resistência à fadiga. Sugerindo, portanto, que sua utilização na pigmentação e caracterização de restaurações monolíticas permite alta previsibilidade para os grupos cerâmicos avaliados.

Os resultados do presente trabalho corroboram com trabalhos anteriores (Figueiredo-Pina et al., 2016; Zhang et al., 2018; Kaizer et al., 2019; Bittar et al., 2019), sugerindo que todos os grupos analisados apresentaram um aumento substancial nos valores de rugosidade após as simulações de fadiga, sem que houvesse diferença estatística entre eles para os parâmetros Ra ($p=3348$) e Rsm ($p=0,5330$). O aumento na rugosidade pode ser explicado pela maior viscosidade

que a maquiagem utilizada na presente pesquisa apresenta. Estes aspectos também foram observados durante a caracterização das amostras, o que sugere um aperfeiçoamento do material para seu melhor desempenho clínico.

7 CONCLUSÃO

Após as análises dos dados do presente estudo, pode-se concluir que a utilização da camada de Vita Akzent Plus Effect Stains / Vita Akzent Plus Powder Fluid + Vita Akzent Plus Glaze Paste (maquiagem e glaze) alterou as características das cerâmicas da seguinte maneira:

- a) Sua aplicação gerou um aumento da rugosidade superficial das cerâmicas avaliadas, porém todas as cerâmicas apresentaram rugosidade semelhante antes e após a simulação de desgaste;
- b) As amostras de cerâmicas apresentaram uma perda de massa semelhante. No entanto, a queima adicional da caracterização da cerâmica de silicato de lítio reforçado por zircônia favoreceu uma maior perda de massa, sem que houvesse alteração de sua resistência;
- c) O antagonista em esteatita apresentou uma melhor manutenção de sua massa inicial contra cerâmicas vítreas. Já o antagonista em zircônia apresentou um melhor desempenho contra cerâmicas com alto conteúdo cristalino;
- d) Deve-se seleccionar criteriosamente o material restaurador, uma vez que os materiais apresentam diferentes desempenhos de acordo com o seu antagonista.

REFERÊNCIAS*

Aboushelib MN, Dozic A, Liem JK. Influence of framework color and layering technique on the final color of zirconia veneered restorations. *Quintessence Int.* 2010;(41):84–9.

Abu-Izze FO, Ramos GF, Borges ALS, Anami LC, Bottino MA. Fatigue behavior of ultrafine tabletop ceramic restorations. *Dent Mater.* 2018 Jun 19. pii: S0109-5641(17)31198-3. doi: 10.1016/j.dental.2018.06.017.

Acar O, Yilmaz B, Altintas SH, Chandrasekaran I, Johnston WM. Color stainability of CAD/CAM and nanocomposite resin materials. *J Prosthet Dent.* 2016;115(1):71-5.

Akerman M. Introdução ao vidro e sua produção. [Internet]. Abividro Escola do Vidro [cited 2019 Oct 10]; 2013. Disponível em: certev.ufscar.br/documentos/arquivos/introdução-ao-vidro

Alves LMM. Resistência à flexão biaxial, rugosidade e dureza de zircônias monolíticas: efeito da infiltração de sílica pelo método sol-gel e da simulação do desgaste fisiológico [dissertação]. São José dos Campos (SP): Universidade Estadual Paulista (Unesp), Instituto de Ciência e Tecnologia; 2016.

Alao AR, Stoll R, Song XF, Abbott JR, Zhang Y, Abduo J, et al. Fracture, roughness and phase transformation in CAD/CAM milling and subsequent surface treatments of lithium metasilicate/disilicate glass-ceramics. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2017;74:251-60.

Albakry M, Guazzato M, Swain MV. Biaxial flexural strength, elastic moduli, and x-ray diffraction characterization of three pressable all-ceramic materials. *J Prosthet Dent.* 2003 Apr;89(4):374-80.

Amaral M, Cesar PF, Bottino MA, Lohbauer U, Valandro LF. Fatigue behavior of Y-TZP ceramic after surface treatments. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2016 Apr;57:149-56. doi: 10.1016/j.jmbbm.2015.11.042. Epub 2015 Dec 15. PubMed PMID: 26717249.

* Baseado em: International Committee of Medical Journal Editors Uniform Requirements for Manuscripts Submitted to Biomedical journals: Sample References [Internet]. Bethesda: US NLM; c2003 [atualizado 04 nov 2015; acesso em 20 agosto 2019]. U.S. National Library of Medicine; [about 6 p.]. Disponível em: http://www.nlm.nih.gov/bsd/uniform_requirements.html

Amoroso AP, Ferreira MB, Torcato LB, Pellizzer EP, Mazaro JVQ, et al. Cerâmicas odontológicas: propriedades, indicações e considerações clínicas. *Revista Odontológica de Araçatuba*. 2012;33(2):19-25.

Amaral M, Villefort RF, Melo RM, Pereira GKR, Zhang Y, Valandro LF, et al. Fatigue limit of monolithic Y-TZP three-unit-fixed dental prostheses: Effect of grinding at the gingival zone of the connector. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2017 Aug;72:159-62. doi: 10.1016/j.jmbbm.2017.03.002. Epub 2017 Mar 7. PubMed PMID: 28494273; PubMed Central PMCID: PMC5517038

Andrade GS, Diniz V, Datte CE, Pereira GKR, Venturini AB, Campos TMB, et al. Newer vs. older CAD/CAM burs: Influence of bur experience on the fatigue behavior of adhesively cemented simplified lithium-disilicate glass-ceramic restorations. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2019 Apr 9;95:172-79. doi: 10.1016/j.jmbbm.2019.04.002. [Epub ahead of print] PubMed PMID: 31009901.

Anil N, Bolay S. Effect of toothbrushing on the material loss, roughness, and color of intrinsically and extrinsically stained porcelain used in metal-ceramic restorations: an in vitro study. *Int J Prosthodont*. 2002 Sep-Oct;15(5):483-7. PubMed PMID: 12375465.

Anusavice KJ. *Phillips materiais dentários*. Rio de Janeiro: Elsevier; 2013.

Ankyu S, Nakamura K, Harada A, Hong G, Kanno T, Niwano Y, Örtengren U, Egusa H. Fatigue analysis of computer-aided design/computer-aided manufacturing resin-based composite vs. lithium disilicate glass-ceramic. *Eur J Oral Sci*. 2016 Aug;124(4):387-95. doi: 10.1111/eos.12278. Epub 2016 May 20. PubMed PMID: 27203408.

Arif R, Yilmaz B, Johnston WM. In vitro color stainability and relative translucency of CAD-CAM restorative materials used for laminate veneers and complete crowns. *J Prosthet Dent*. 2019 Mar 15. pii: S0022-3913(18)30839-4. doi: 10.1016/j.prosdent.2018.09.011. [Epub ahead of print] PubMed PMID: 30885587.

Aurélio IL, Dorneles LS, May LG. Extended glaze firing on ceramics for hard machining: Crack healing, residual stresses, optical and microstructural aspects. *Dent Mater*. 2017 Feb;33(2):226-40. doi: 10.1016/j.dental.2016.12.002. Epub 2017 Jan 6. PubMed PMID: 28069245.

Aurélio IL, Fraga S, Dorneles LS, Bottino MA, May LG. Extended glaze firing improves flexural strength of a glass ceramic. *Dent Mater.* 2015 Dec;31(12):e316-24. doi: 10.1016/j.dental.2015.10.012. PubMed PMID: 26599302.

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

Bai Y, Zhao J, Si W, Wang X. Two-body wear performance of dental colored zirconia after different surface treatments. *J Prosthet Dent.* 2016 Oct;116(4):584-90. doi: 10.1016/j.prosdent.2016.02.006.

Barizon KT, Bergeron C, Vargas MA, Qian F, Cobb DS, Gratton DG, et al. Ceramic materials for porcelain veneers: part II. Effect of material, shade, and thickness on translucency. *J Prosthet Dent.* 2014; 112(4):864-70. doi: 10.1016/j.prosdent.2014.05.016.

Bativala F, Weiner S, Berendsen P, Vincent GR, Ianzano J, Harris WT Jr. The microscopic appearance and effect of toothbrushing on extrinsically stained metal-ceramic restorations. *J Prosthet Dent.* 1987 Jan;57(1):47-52. PubMed PMID: 3468249.

Belli R, Geinzer E, Muschweck A, Petschelt A, Lohbauer U. Mechanical fatigue degradation of ceramics versus resin composites for dental restorations. *Dent Mater.* 2014 Apr;30(4):424-32. doi: 10.1016/j.dental.2014.01.003. Epub 2014 Feb 17. Erratum in: *Dent Mater.* 2014 Oct;30(10):1204. PubMed PMID: 24553249.

Belli R, Wendler M, de Ligny D, Cicconi MR, Petschelt A, Peterlik H, et al.. Chairside CAD/CAM materials. Part 1: Measurement of elastic constants and microstructural characterization. *Dent Mater.* 2017 Jan;33(1):84-98. doi: 10.1016/j.dental.2016.10.009. Epub 2016 Nov 24. PubMed PMID: 27890354.

Bittar BF, Miranda JS, Sim es AC, de Carvalho Ramos N, Machado JPB, Zhang Y, Souza ROA, Leite FPP. Effect of extrinsic pigmentation and surface treatments on biaxial flexure strength after cyclic loading of a translucent ZrO(2) ceramic. *Dent Mater.* 2019 Nov;35(11):1644-1653. doi: 10.1016/j.dental.2019.08.117.

- Biscaro L, Bonfiglioli R, Soattin M, Vigolo P. An in vivo evaluation of fit of zirconium-oxide based ceramic single crowns, generated with two CAD/CAM systems, in comparison to metal ceramic single crowns. *J Prosthodont*. 2013 Jan;22(1):36-41. doi: 10.1111/j.1532-849X.2012.00907.x.
- Borba M, de Araujo MD, Fukushima KA, Yoshimura HN, Cesar PF, Griggs JA, et al. Effect of the microstructure on the lifetime of dental ceramics. *Dent Mater*. 2011 Jul;27(7):710-21. doi: 10.1016/j.dental.2011.04.003.
- Brunton PA, Cattell P, Burke FJ, Wilson NH. Fracture resistance of teeth restored with onlays of three contemporary tooth-colored resin-bonded restorative materials. *J Prosthet Dent*. 1999 Aug;82(2):167-71. PubMed PMID: 10424979.
- 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.
- Catelan A, Guedes AP, Suzuki TY, Takahashi MK, Souza EM, Briso AL, Santos PH. Fluorescence intensity of composite layering combined with surface sealant submitted to staining solutions. *J Esthet Restor Dent*. 2015 Mar-Apr;27 Suppl 1:S33-40. doi: 10.1111/jerd.12139. Epub 2015 Mar 13. PubMed PMID: 25771826.
- Callister Junior WD. *Ciência e engenharia de materiais: uma introdução*. Rio de Janeiro: LTC; 2002.
- Chevalier J, Gremillard L, Virkar AV, Clarke DR. The tetragonal-monoclinic transformation in zirconia: lessons learned and future trends. *J Am Ceram Soc*. 2009 Aug;92(9):1901-20. doi: 10.1111/j.1551-2916.2009.03278.x.
- Chi WJ, Browning W, Looney S, Mackert JR, Windhorn RJ, Rueggeberg F. Resistance to abrasion of extrinsic porcelain esthetic characterization techniques. *US Army Med Dep J*. 2017 Jul-Sep;(2-17):71-9. PubMed PMID: 28853123.
- 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.
- Collins JA. *Failure of materials in mechanical design*. 2. ed. Ohio: Wiley Interscience; 1993.

Collins JA, Smith CO. Failure of Materials in Mechanical Design. *J Mech Des*. 1982;104(3):528. doi:10.1115/1.3256377

Condon JR, Ferracane JL. In vitro wear of composite with varied cure, filler level, and filler treatment. *J Dent Res*. 1997 Jul;76(7):1405-11. doi: 10.1177/00220345970760071101.

Contreras L, Dal Piva A, Ribeiro FC, Anami LC, Camargo S, Jorge A, et al. Effects of manufacturing and finishing techniques of feldspathic ceramics on surface topography, biofilm formation, and cell viability for human gingival fibroblasts. *Oper Dent*. 2018 Nov/Dec;43(6):593-601. doi: 10.2341/17-126-L. Epub 2018 Jun 1. PubMed PMID: 29856699.

Cook RF, Lawn BR, Dabbs TP. Chantikul effect of machining damage on the strength of a glass-ceramic. *J Am Ceram Soc*. 1981;9:C121-C122.

Corazza PH, Cavalcanti SC, Queiroz JR, Bottino MA, Valandro LF. Effect of post-silanization heat treatments of silanized feldspathic ceramic on adhesion to resin cement. *J Adhes Dent*. 2013 Oct;15(5):473-9. doi: 10.3290/j.jad.a29592.

Dal Piva AMO, Tribst JPM, Werner A, Anami LC, Bottino MA, Kleverlaan JC. Three-body wear effect on different CAD/CAM ceramics staining durability. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2020; 103 (103579): 1-7. doi: 10.1016/j.jmbbm.2019.103579

Dancy WK, Yaman P, Dennison JB, O'Brien WJ, Razzoog ME. Color measurements as quality criteria for clinical shade matching of porcelain crowns. *J Esthet Restor Dent*. 2003;15(2):114-21; discussion 122. PubMed PMID: 12762475.

D'Arcangelo C, Vanini L, Rondoni GD, De Angelis F. Wear properties of dental ceramics and porcelains compared with human enamel. *J Prosthet Dent*. 2016 Mar;115(3):350-5. doi: 10.1016/j.prosdent.2015.09.010.

Della Bona A, Anusavice KJ. Microstructure, composition, and etching topography of dental ceramics. *Int J Prosthodont*. 2002 Mar-Apr;15(2):159-67. PubMed PMID: 11951806.

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

Dixon WJ, Mood AM. A Method for Obtaining and Analyzing Sensitivity Data. *Journal of the American Statistical Association*. 1948 Mar;43(241):109-26. doi:10.1080/01621459.1948.10483254.

Duncan JP, Nazarova E, Vogiatzi T, Taylor TD. Prosthodontic complications in a prospective clinical trial of single-stage implants at 36 months. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2003 Jul-Aug;18(4):561-5. PubMed PMID: 12939009.

Dupriez ND, Von Koeckritz AK, Kunzelmann KH. A comparative study of sliding wear of nonmetallic dental restorative materials with emphasis on 81 micromechanical wear mechanisms. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2015 May;103(4):925-34. doi: 10.1002/jbm.b.33193.

Eldafrawy M, Ebroin MG, Gailly PA, Nguyen JF, Sadoun MJ, Mainjot AK. Bonding to CAD-CAM Composites: An Interfacial Fracture Toughness Approach. *J Dent Res*. 2018 Jan;97(1):60-67. doi: 10.1177/0022034517728714. Epub 2017 Sep 11. PubMed PMID: 28892655.

Eldafrawy M, Nguyen JF, Mainjot AK, Sadoun MJ. A Functionally Graded PICN Material for Biomimetic CAD-CAM Blocks. *J Dent Res*. 2018 Jul 1;22034518785364. doi: 10.1177/0022034518785364.

Elsaka SE, Elnaghy AM. Mechanical properties of zirconia reinforced lithium silicate glass-ceramic. *Dent Mater*. 2016 Jul;32(7):908-14. doi: 10.1016/j.dental.2016.03.013. 39

Figueiredo-Pina CG, Patas N, Canhoto J, Cláudio R, Olhero SM, Serro AP, et al. Tribological behaviour of unveneered and veneered lithium disilicate dental material. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2016 Jan;53:226-38. doi: 10.1016/j.jmbbm.2015.08.007. Epub 2015 Aug 13. PubMed PMID: 26342288.

Fischer J, Stawarczyk B, Hämmerle CH. Flexural strength of veneering ceramics for zirconia. *J Dent*. 2008 May;36(5):316-21. doi: 10.1016/j.jdent.2008.01.017.

Gadelmawla ES, Koura MM, Maksoud TMA, Elewa IM, Soliman HH. Roughness parameters. *J of Mater Proc Tech*. 2002;123(1):133-45. doi: 10.1016/S0924-0136(02)00060-2

Garza LA, Thompson G, Cho SH, Berzins DW. Effect of toothbrushing on shade and surface roughness of extrinsically stained pressable ceramics. *J Prosthet Dent*. 2016;115(4):489-94. doi: 10.1016/j.prosdent.2015.09.013.

Gehrt M, Wolfart S, Rafai N, Reich S, Edelhoff D. Clinical results of lithium-disilicate crowns after up to 9 years of service. *Clin Oral Investig*. 2013 Jan;17(1):275-84. doi: 10.1007/s00784-012-0700-x.

Ghazal M, Albashaireh ZS, Kern M. Wear resistance of nanofilled composite resin and feldspathic ceramic artificial teeth. *J Prosthet Dent*. 2008b Dec;100(6):441-8. doi: 10.1016/S0022-3913(08)60262-0.

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. PubMed PMID: 25965634.

Hara M, Takuma Y, Sato T, Koyama T, Yoshinari M. Wear performance of bovine tooth enamel against translucent tetragonal zirconia polycrystals after different surface treatments. *Dent Mater J*. 2014;33(6):811-7. doi: 10.4012/dmj.2014-097.

Hemalatha, Nagar P. A Comparative Evaluation of the Effect of Sports and Fruit Drinks on the Surface Roughness of Nanofilled Composite and Light Cure GIC- An In Vitro Study. *Int J Clin Pediatr Dent*. 2018 Sep-Oct;11(5):417-24. doi: 10.5005/jp-journals-10005-1550. Epub 2018 Oct 1. PubMed PMID: 30787556; PubMed Central PMCID: PMC6379535.

Homaei E, Farhangdoost K, Tsoi JKH, Matinlinna JP, Pow EHN. Static and fatigue mechanical behavior of three dental CAD/CAM ceramics. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2016 Jun;59:304-13. doi: 10.1016/j.jmbbm.2016.01.023. Epub 2016 Feb 2. PubMed PMID: 26896763.

Hu X, Zhang Q, Ning J, Wu W, Li C. Study of Two-Body Wear Performance of Dental Materials. *J Natl Med Assoc*. 2018 Jun;110(3):250-5. doi: 10.1016/j.jnma.2017.05.009.

International Organization for Standardization - ISO. ISO/TS 11405:2003: Dental materials. Testing of adhesion to tooth structure. Technical Specification. 2nd ed. Geneva: ISO; 2003.

International Organization of Standardization – ISO. ISO 6872-3: Prosthodontic materials. Part 5: Dental materials. Geneva: ISO; 2008.

Jiang Y, Akkus A, Roperto R, Akkus O, Li B, Lang L, et al. Measurement of J-integral in CAD/CAM dental ceramics and composite resin by digital image correlation. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2016 Sep;62:240-6. doi: 10.1016/j.jmbbm.2016.05.012. Epub 2016 May 14. PubMed PMID: 27232827.

Joda T, Ferrari M, Brägger U. Monolithic implant-supported lithium disilicate (LS2) crowns in a complete digital workflow: A prospective clinical trial with a 2-year follow-up. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2017 Jun;19(3):505-11. doi:10.1111/cid.12472

Kaán B, Eichner K, Kaán M, Fejérdy P, Róth L. [In vivo and in vitro study of the marginal sealing in ceramic-covered gold inlays]. *Fogorv Sz*. 1998 Dec;91(12):363-73. Hungarian. PubMed PMID: 9876455.

Kaizer MR, Moraes RR, Cava SS, Zhang Y. The progressive wear and abrasiveness of novel graded glass/zirconia materials relative to their dental ceramic counterparts. *Dent Mater*. 2019 May;35(5):763-771. doi: 10.1016/j.dental.2019.02.022. Epub 2019 Mar 1. PubMed PMID: 30827797; PubMed Central PMCID: PMC6462421.

Kashkari A, Yilmaz B, Brantley WA, Schricker SR, Johnston WM. Fracture analysis of monolithic CAD-CAM crowns. *J Esthet Restor Dent*. 2019 Feb 28. doi: 10.1111/jerd.12462. [Epub ahead of print] PubMed PMID: 30821101.

Kim HK, Kim SH. Comparison of the optical properties of pre-colored dental monolithic zirconia ceramics sintered in a conventional furnace versus a microwave oven. *J Adv Prosthodont*. 2017 Oct;9(5):394-401. doi: 10.4047/jap.2017.9.5.394. Epub 2017 Oct 16. PubMed PMID: 29142648; PubMed Central PMCID: PMC5673617.

Kimmich M, Stappert CF. Intraoral treatment of veneering porcelain chipping of fixed dental restorations: a review and clinical application. *J Am Dent Assoc*. 2013 Jan;144(1):31-44. Doi: 10.14219/jada.archive.2013.0011.

Koutayas SO, Kakaboura A, Hussein A, Strub JR. Colorimetric evaluation of the influence of five different restorative materials on the color of veneered densely sintered alumina. *J Esthet Restor Dent*. 2003;15(6):353-60; discussion 361. PubMed PMID: 14982663.

Lee A, Swain M, He L, Lyons K. Wear behavior of human enamel against lithium disilicate glass ceramic and type III gold. *J Prosthet Dent*. 2014 Dec;112(6):1399-405. doi: 10.1016/j.prosdent.2014.08.002.

Lin WS, Ercoli C, Feng C, Morton D. The effect of core material, veneering porcelain, and fabrication technique on the biaxial flexural strength and weibull analysis of selected dental ceramics. *J Prosthodont*. 2012 Jul;21(5):353-62. doi: 10.1111/j.1532-849X.2012.00845.x. Epub 2012 Mar 29. PubMed PMID: 22462639.

Lin WS, Harris BT, Morton D. Trial insertion procedure for milled lithium disilicate restorations in the precrystallized state. *J Prosthet Dent*. 2012 Jan;107(1):59-62. doi: 10.1016/S0022-3913(12)60020-1. PubMed PMID: 22230917.

Lohbauer U, Krämer N, Petschelt A, Frankenberger R. Correlation of in vitro fatigue data and in vivo clinical performance of a glassceramic material. *Dent Mater*. 2008 Jan;24(1):39-44. Epub 2007 Apr 27. PubMed PMID: 17467049.

Lohbauer U, Scherrer SS, Della Bona A, Tholey M, Van Noort R, Vichi A, et al. ADM guidance-Ceramics: all-ceramic multilayer interfaces in dentistry. *Dent Mater*. 2017 Jun;33(6):585-598. doi: 10.1016/j.dental.2017.03.005. Epub 2017 Apr 19. Review. PubMed PMID: 28431686.

Lopes LG, Vaz MM, de Magalhaes AP, Cardoso PC, de Souza JB, de Torres EM. Shade evaluation of ceramic laminates according to different try-in materials. *Gen Dent*. 2014 Nov-Dec;62(6):32-5. PubMed PMID: 25369383.

Ludovichetti FS, Trindade FZ, Werner A, Kleverlaan CJ, Fonseca RG. Wear resistance and abrasiveness of CAD-CAM monolithic materials. *J Prosthet Dent*. 2018 Aug;120(2):318.e1-318.e8. doi: 10.1016/j.prosdent.2018.05.011. PubMed PMID: 30097264.

Marinis A, Aquilino SA, Lund PS, Gratton DG, Stanford CM, Diaz-Arnold AM, Qian F. Fracture toughness of yttria-stabilized zirconia sintered in conventional and microwave ovens. *J Prosthet Dent*. 2013 Mar;109(3):165-71. doi: 10.1016/S0022-3913(13)60037-2. PubMed PMID: 23522365.

Martins FV, Mattos CT, Cordeiro WJB, Fonseca EM. Evaluation of zirconia surface roughness after aluminum oxide airborne-particle abrasion and the erbium-YAG, neodymium-doped YAG, or CO(2) lasers: A systematic review and meta-analysis. *J Prosthet Dent*. 2019 Jan 30. pii: S0022-3913(18)30566-3. doi: 10.1016/j.prosdent.2018.07.001. [Epub ahead of print] Review. PubMed PMID: 30711290.

Martins FV, Vasques WF, Fonseca EM. How the Variations of the Thickness in Ceramic Restorations of Lithium Disilicate and the Use of Different Photopolymerizers Influence the Degree of Conversion of the Resin Cements: A Systematic Review and Meta-Analysis. *J Prosthodont*. 2018 Jun 7. doi: 10.1111/jopr.12920.

Mendonca AF, Shahmoradi M, Gouvêa CVD, De Souza GM, Ellakwa A. Microstructural and Mechanical Characterization of CAD/CAM Materials for Monolithic Dental Restorations. *J Prosthodont*. 2018 Aug 18. doi: 10.1111/jopr.12964.

Merli M, Bianchini E, Mariotti G, Moscatelli M, Piemontese M, Rappelli G, et al. Ceramic vs composite veneering of full arch implant-supported zirconium frameworks: assessing patient preference and satisfaction. A crossover double-blind randomised controlled trial. *Eur J Oral Implantol*. 2017;10(3):311-322. PubMed PMID: 28944358.

Monaco C, Llukacej A, Baldissara P, Arena A, Scotti R. Zirconia-based versus metal-based single crowns veneered with overpressing ceramic for restoration of posterior endodontically treated teeth: 5-year results of a randomized controlled clinical study. *J Dent*. 2017 Oct;65:56-63. doi: 10.1016/j.jdent.2017.07.004.

Monteiro JB, Oliani MG, Guilardi LF, Prochnow C, Rocha Pereira GK, Bottino MA, et al. Fatigue failure load of zirconia-reinforced lithium silicate glass ceramic cemented to a dentin analogue: Effect of etching time and hydrofluoric acid concentration. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2018 Jan;77:375-382. doi: 10.1016/j.jmbbm.2017.09.028. Epub 2017 Sep 23. PubMed PMID: 28988143.

Monteiro JB, Riquieri H, Prochnow C, Guilardi LF, Pereira GKR, Borges ALS, et al. Fatigue failure load of two resin-bonded zirconia-reinforced lithium silicate glass-ceramics: Effect of ceramic thickness. *Dent Mater*. 2018 Jun;34(6):891-900. doi: 10.1016/j.dental.2018.03.004. Epub 2018 Mar 24. PubMed PMID: 29588077.

Nawafleh N, Hatamleh M, Elshiyab S, Mack F. Lithium Disilicate Restorations Fatigue Testing Parameters: A Systematic Review. *J Prosthodont*. 2016 Feb;25(2):116-26. doi: 10.1111/jopr.12376. Epub 2015 Oct 27. Review. PubMed PMID: 26505638.

Newman A, Zografi G. Critical considerations for the qualitative and quantitative determination of process-induced disorder in crystalline solids. *J Pharm Sci*. 2014 Sep;103(9):2595-2604. doi: 10.1002/jps.23930.

Nishioka G, Prochnow C, Firmino A, Amaral M, Bottino MA, Valandro LF, et al. Fatigue strength of several dental ceramics indicated for CAD-CAM monolithic restorations. *Braz Oral Res.* 2018 Jun 11;32:e53. doi: 10.1590/1807-3107bor-2018.vol32.0053.

Oh WS, DeLong R, Anusavice KJ. Factors affecting enamel and ceramic wear: a literature review. *J Prosthet Dent* 2002;87:451-9.

O'Keefe KL, Powers JM, Noie F. Effect of dissolution on color of extrinsic porcelain colorants. *Int J Prosthodont.* 1993 Nov-Dec;6(6):558-63. PubMed PMID: 8148027.

Ozdogan A, Yesil Duymus Z. Investigating the Effect of Different Surface Treatments on Vickers Hardness and Flexural Strength of Zirconium and Lithium Disilicate Ceramics. *J Prosthodont.* 2018 Jul 1. doi: 10.1111/jopr.12939. [Epub ahead of print] PubMed PMID: 29961952.

Pereira GKR, Guilardi LF, Dapieve KS, Kleverlaan CJ, Rippe MP, Valandro LF. Mechanical reliability, fatigue strength and survival analysis of new polycrystalline translucent zirconia ceramics for monolithic restorations. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2018 Sep;85:57-65. doi: 10.1016/j.jmbbm.2018.05.029.

Pereira SM, Kantorski KZ, Brentel AS, Valandro LF, Bottino MA. SEM analysis of the in situ early bacterial colonization on two novel feldspathic ceramics submitted to different types of glazing. *J Contemp Dent Pract.* 2008 Feb 1;9(2):49-56. PubMed PMID: 18264525.

Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials.* 1999 Jan;20(1):1-25. doi: 10.1016/S0142-9612(98)00010-6.

Poticny D. Simplified ceramic restorations using CAD/CAM technologies. *Pract Proced Aesthet Dent.* 2004 Jun;16(5):353-8; quiz 360. PubMed PMID: 15344582.

Potiket N, Chiche G, Finger IM. In vitro fracture strength of teeth restored with different all-ceramic crown systems. *J Prosthet Dent.* 2004 Nov;92(5):491-5. doi: 10.1016/S0022391304005840.

Preis V, Behr M, Kolbeck C, Hahnel S, Handel G, Rosentritt M. Wear performance of substructure ceramics and veneering porcelains. *Dent Mater.* 2011 Aug;27(8):796-804. doi: 10.1016/j.dental.2011.04.001.

Preis V, Hahnel S, Behr M, Rosentritt M. Contact wear of artificial denture teeth. *J Prosthodont Res*. 2018 Apr;62(2):252-7. doi: 10.1016/j.jpor.2017.11.001.

Preis V, Weiser F, Handel G, Rosentritt M. Wear performance of monolithic dental ceramics with different surface treatments. *Quintessence Int*. 2013 May;44(5):393-405. doi: 10.3290/j.qi.a29151.

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 Sep-Oct;115(5):343-352. Epub 2010 Oct 1. PubMed PMID: 21833158; PubMed Central PMCID: PMC3152300.

Raja TA, Littlewood SJ, Munyombwe T, Bubb NL. Wear resistance of four types of vacuum-formed retainer materials: a laboratory study. *Angle Orthod*. 2014 Jul;84(4):656-64. doi: 10.2319/061313-448.1.

Ramos NC, Campos TM, Paz IS, Machado JP, Bottino MA, Cesar PF, et al. Microstructure characterization and SCG of newly engineered dental ceramics. *Dent Mater*. 2016 Jul;32(7):870-8. doi: 10.1016/j.dental.2016.03.018. Epub 2016 Apr 16. PubMed PMID: 27094589.

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. Epub 2019 Feb 14. PubMed PMID: 30763138; PubMed Central PMCID: PMC6429668.

Rauch A, Reich S, Schierz O. Chair-side generated posterior monolithic lithium disilicate crowns: clinical survival after 6 years. *Clin Oral Investig*. 2017 Jul;21(6):2083-9. <https://doi.org/10.1007/s00784-016-1998-6>

Rees JS, Jacobsen PH, Hickman J. The elastic modulus of dentine determined by static and dynamic methods. *Clin Mater*. 1994;17(1):11-5. Review. PubMed PMID: 10150172.

Ricciello F, Amato M, Leone R, Spagnuolo G, Sorrentino R. In vitro Evaluation of the Marginal Fit and Internal Adaptation of Zirconia and Lithium Disilicate Single Crowns: Micro-CT Comparison Between Different Manufacturing Procedures. *Open Dent J*. 2018 Feb 22;12:160-72. doi: 10.2174/1874210601812010160.

Rinke S, Rödiger M, Ziebolz D, Schmidt AK. Fabrication of zirconia-reinforced lithium silicate ceramic restorations using a complete digital workflow. *Case Rep Dent*. 2015;162178. doi: 10.1155/2015/162178. Epub 2015 Oct 5. PubMed PMID: 26509088; PubMed Central PMCID: PMC4609806.

Riquieri H, Monteiro JB, Viegas DC, Campos TMB, de Melo RM, et al. Impact of crystallization firing process on the microstructure and flexural strength of zirconia-reinforced lithium silicate glass-ceramics. *Dent Mater*. 2018 Oct;34(10):1483-91. doi: 10.1016/j.dental.2018.06.010. Epub 2018 Jun 23. PubMed PMID: 29945797.

Rizkalla AS, Jones DW. Indentation fracture toughness and dynamic elastic moduli for commercial feldspathic dental porcelain materials. *Dent Mater*. 2004 Feb;20(2):198-206. PubMed PMID: 14706804.

Rues S, Schwindling FS, Meyer A, Rammelsberg P, Schmitter M. Fracture resistance of zirconia-based all-ceramic crowns after bur adjustment. *Eur J Oral Sci*. 2017 Aug;125(4):310-3. doi: 10.1111/eos.12353.

Sabbagh J, Vreven J, Leloup G. Dynamic and static moduli of elasticity of resin-based materials. *Dent Mater*. 2002 Jan;18(1):64-71. PubMed PMID: 11740966.

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. PubMed PMID: 3468027.

Santos F, Branco A, Polido M, Serro AP, Figueiredo-Pina CG. Comparative study of the wear of the pair human teeth/Vita Enamic® vs commonly used dental ceramics through chewing simulation. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2018 Dec;88:251-260. doi: 10.1016/j.jmbbm.2018.08.029.

Schultheis S, Strub JR, Gerds TA, Guess PC. Monolithic and bi-layer CAD/CAM lithium-disilicate versus metal-ceramic fixed dental prostheses: comparison of fracture loads and failure modes after fatigue. *Clin Oral Investig*. 2013 Jun;17(5):1407-13. doi: 10.1007/s00784-012-0830-1. Epub 2012 Sep 22. PubMed PMID: 23001151.

Sinmazisik G, Demirbas B, Tarcin B. Influence of dentin and core porcelain thickness on the color of fully sintered zirconia ceramic restorations. *J Prosthet Dent*. 2014 Feb;111(2):142-9. doi: 10.1016/j.prosdent.2013.09.016. Epub 2013 Nov 1. PubMed PMID: 24189117.

Souza R, Barbosa F, Araújo G, Miyashita E, Bottino MA, Melo R, et al. Ultrathin Monolithic Zirconia Veneers: Reality or Future? Report of a Clinical Case and One-year Follow-up. *Oper Dent*. 2018 Jan/Feb;43(1):3-11. doi: 10.2341/16-350-T.

Subaşı MG, Demir N, Kara Ö, Ozturk AN, Özel F. Mechanical properties of zirconia after different surface treatments and repeated firings. *J Adv Prosthodont*. 2014 Dec;6(6):462-7. doi: 10.4047/jap.2014.6.6.462. Epub 2014 Dec 17. PubMed PMID: 25551006; PubMed Central PMCID: PMC4279044.

Tabatabaian F. Color Aspect of Monolithic Zirconia Restorations: A Review of the Literature. *J Prosthodont*. 2018 May 25. doi: 10.1111/jopr.12906.

Taira M, Nomura Y, Wakasa K, Yamaki M, Matsui A. Studies on fracture toughness of dental ceramics. *J Oral Rehabil*. 1990 Nov;17(6):551-63. PubMed PMID: 2283550.

Tokunaga R, Takahashi H, Iwasaki N, Kobayashi M, Tonami K, Kurosaki N. Effect of polymorphism of SiO₂ addition on mechanical properties of Feldspathic porcelains. *Dent Mater J*. 2008 May;27(3):347-55. PubMed PMID: 18717161.

Turgut S, Kılınç H, Bağış B. Effect of UV aging on translucency of currently used esthetic CAD-CAM materials. *J Esthet Restor Dent*. 2019 Mar;31(2):147-52. doi: 10.1111/jerd.12460. Epub 2019 Feb 20. PubMed PMID: 30786134.

Turon-Vinas M, Anglada M. Strength and fracture toughness of zirconia dental ceramics. *Dent Mater*. 2018 Mar;34(3):365-75. doi: 10.1016/j.dental.2017.12.007. Epub 2018 Feb 1. Review. PubMed PMID: 29395472.

Turp V, Tuncelli B, Sen D, Goller G. Evaluation of hardness and fracture toughness, coupled with microstructural analysis, of zirconia ceramics stored in environments with different pH values. *Dent Mater J*. 2012;31(6):891-902. PubMed PMID: 23207192.

Turp V, Turkoglu P, Sen D. Influence of monolithic lithium disilicate and zirconia thickness on polymerization efficiency of dual-cure resin cements. *J Esthet Restor Dent*. 2018 Aug 2. doi: 10.1111/jerd.12390.

Tysowsky GW. The science behind lithium disilicate: a metal-free alternative. *Dent Today*. 2009 Mar;28(3):112-3. PubMed PMID: 19323326.

Vichi A, Fonzar RF, Goracci C, Carrabba M, Ferrari M. Effect of Finishing and Polishing on Roughness and Gloss of Lithium Disilicate and Lithium Silicate Zirconia Reinforced Glass Ceramic for CAD/CAM Systems. *Oper Dent*. 2018 Jan/Feb;43(1):90-100. doi: 10.2341/16-381-L. PubMed PMID: 29284101.

Villefort RF, Amaral M, Pereira GK, Campos TM, Zhang Y, Bottino MA, et al. Effects of two grading techniques of zirconia material on the fatigue limit of full-contour 3-unit fixed dental prostheses. *Dent Mater*. 2017 Apr;33(4):e155-e164. doi: 10.1016/j.dental.2016.12.010. Epub 2017 Jan 21. PubMed PMID: 28118929; PubMed Central PMCID: PMC5359063.

VITA AKZENT® Plus. Working instructions for external characterization independent stains for finishing, coloring and glazing. Available as a powder, paste and spray. Bad Säckingen, Germany: Vita Zahnfabrik; 2017.

VITA BLOCS®, The concept. Bad Säckingen, Germany: Vita Zahnfabrik; 2009.

VITA ENAMIC®, The concept. Bad Säckingen, Germany: Vita Zahnfabrik; 2015.

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

VITA YZ® T/HT. Technical and scientific documentation. Bad Säckingen, Germany: Vita Zahnfabrik; 2016

Wang RJ, Liu M, Song DY, Yang S, Wang Q, Wang L, et al. Analysis of edge morphology of partial veneers made by different processing techniques and materials. *Beijing Da Xue Xue Bao Yi Xue Ban*. 2019 Feb 18;51(1):93-9. doi: 10.19723/j.issn.1671-167X.2019.01.017. Chinese. PubMed PMID: 30773551.

Wassell RW, McCabe JF, Walls AW. A two-body frictional wear test. *J Dent Res*. 1994a Sep;73(9):1546-53. doi: 10.1177/00220345940730091001.

Wassell RW, McCabe JF, Walls AW. Wear characteristics in a two-body wear test. *Dent Mater*. 1994b Jul;10(4):269-74. doi:10.1016/0109-5641(94)90073-6.

Wendler M, Belli R, Lohbauer U. Factors influencing development of residual stresses during crystallization firing in a novel lithium silicate glass-ceramic. *Dent Mater*. 2019 Mar 28. pii: S0109-5641(19)30056-9. doi: 10.1016/j.dental.2019.03.002. [Epub ahead of print] PubMed PMID: 30929768.

Wennerberg A, Albrektsson T. Suggested guidelines for the topographic evaluation of implant surfaces. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000 May-Jun;15(3):331-44. PubMed PMID: 10874798.

Xu Z, Yu P, Arola DD, Min J, Gao S. A comparative study on the wear behavior of a polymer infiltrated ceramic network (PICN) material and tooth enamel. *Dent Mater*. 2017 Dec;33(12):1351-1361. doi: 10.1016/j.dental.2017.08.190.

Yamaguchi S, Kani R, Kawakami K, Tsuji M, Inoue S, Lee C, et al. Fatigue behavior and crack initiation of CAD/CAM resin composite molar crowns. *Dent Mater*. 2018 Jul 23. pii: S0109-5641(18)30331-2. doi: 10.1016/j.dental.2018.07.002.

Yamamoto LT, Rodrigues VA, Dornelles LS, Bottino MA, Valandro LF, Melo RM. Low-Fusing Porcelain Glaze Application on 3Y-TZP Surfaces can Enhance Zirconia-Porcelain Adhesion. *Braz Dent J*. 2016 Sep-Oct;27(5):543-7. doi: 10.1590/0103-6440201601014. PubMed PMID: 27982231.

Yuan JC, Barão VAR, Wee AG, Alfaro MF, Afshari FS, Sukotjo C. Effect of brushing and thermocycling on the shade and surface roughness of CAD-CAM ceramic restorations. *J Prosthet Dent*. 2018 Jun;119(6):1000-1006. doi: 10.1016/j.prosdent.2017.06.001. Epub 2017 Sep 29. PubMed PMID: 28965682.

Zhang Y, Lawn BR. Novel Zirconia Materials in Dentistry. *J Dent Res*. 2018 Feb;97(2):140-147. doi: 10.1177/0022034517737483. Epub 2017 Oct 16. Review. PubMed PMID: 29035694; PubMed Central PMCID: PMC5784474.

Zhang Y, Guo H, Zhang H, Deng Y, Wang B, Yang J. Effect of added mullite whisker on properties of lithium aluminosilicate (LAS) glass-ceramics prepared for dental restoration. *J Biomed Nanotechnol*. 2018 Nov 1;14(11):1944-52. doi: 10.1166/jbn.2018.2637. PubMed PMID: 30165930.

Zhang Y, Mai Z, Barani A, Bush M, Lawn B. Fracture-resistant monolithic dental crowns. *Dent Mater*. 2016 Mar;32(3):442-9. doi: 10.1016/j.dental.2015.12.010. Epub 2016 Jan 11. PubMed PMID: 26792623; PubMed Central PMCID: PMC4764450.

Zhang Y, Sun MJ, 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. Epub 2011 Dec 6. PubMed PMID: 22178651; PubMed Central PMCID: PMC3272119.

Zhang Z, Yi Y, Wang X, Guo J, Li D, He L, Zhang S. A comparative study of progressive wear of four dental monolithic, veneered glass-ceramics. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2017 Oct;74:111-117. doi: 10.1016/j.jmbbm.2017.05.035. Epub 2017 May 30. PubMed PMID: 28595102.

Zhao K, Wei YR, Pan Y, Zhang XP, Swain MV, Guess PC. Influence of veneer and cyclic loading on failure behavior of lithium disilicate glass-ceramic molar crowns. *Dent Mater*. 2014 Feb;30(2):164-71. doi: 10.1016/j.dental.2013.11.001.

Zimmermann M, Koller C, Mehl A, Hickel R. Indirect zirconia-reinforced lithium silicate ceramic CAD/CAM restorations: Preliminary clinical results after 12 months. *Quintessence Int*. 2017;48(1):19-25. doi: 10.3290/j.qi.a37017. PubMed PMID: 27822572.