



UNESP - Universidade Estadual Paulista
“Júlio de Mesquita Filho”
Faculdade de Odontologia de Araraquara



Aryvelto Miranda Silva

**Alterações ópticas, superficiais e mecânicas em cerâmicas vítreas CAD/CAM
após desgaste erosivo-abrasivo e repolimento: estudo in vitro**

Araraquara

2021



UNESP - Universidade Estadual Paulista
“Júlio de Mesquita Filho”
Faculdade de Odontologia de Araraquara



Aryvelto Miranda Silva

**Alterações ópticas, superficiais e mecânicas em cerâmicas vítreas CAD/CAM
após desgaste erosivo-abrasivo e repolimento: estudo in vitro**

Tese apresentada à Universidade Estadual Paulista (Unesp), Faculdade de Odontologia, Araraquara para obtenção do título de Doutor em Ciências Odontológicas, Área de Dentística Restauradora

Orientador: Prof. Dr. Edson Alves de Campos

Araraquara

2021

S586a	Silva, Aryvelto Miranda Alterações ópticas, superficiais e mecânicas em cerâmicas vítreas CAD/CAM após desgaste erosivo-abrasivo e repolimento: estudo in vitro / Aryvelto Miranda Silva. -- Araraquara, 2021 59 p. : il., tabs. Tese (doutorado) - Universidade Estadual Paulista (Unesp), Faculdade de Odontologia, Araraquara Orientador: Edson Alves de Campos 1. Cerâmica. 2. Erosão dentária. 3. Abrasão dentária. 4. Polimento dentário. I. Título.
-------	--

Sistema de geração automática de fichas catalográficas da Unesp. Biblioteca da Faculdade de Odontologia, Araraquara. Dados fornecidos pelo autor(a).

Essa ficha não pode ser modificada.

Aryvelto Miranda Silva

**Alterações ópticas, superficiais e mecânicas em cerâmicas vítreas CAD/CAM
após desgaste erosivo-abrasivo e repolimento: estudo in vitro**

Tese para obtenção do título de Doutor em Ciências Odontológicas

Comissão julgadora

Presidente e Orientador: Prof. Dr. Edson Alves de Campos

2º Examinador: Prof. Dr. José Roberto Cury Saad

3º Examinador: Prof. Dr. Marcelo Ferrarezi de Andrade

4º Examinador: Prof. Dr. Raimundo Rosendo Prado Júnior

5º Examinador: Prof.^a Dr.^a Regina Ferraz Mendes Viana

Araraquara, 03 de Setembro de 2021.

DADOS CURRICULARES

Aryvelto Miranda Silva

NASCIMENTO: 25 de Maio de 1993 – Fortaleza dos Nogueiras – Maranhão – Brasil

FILIAÇÃO: Antonio Josias Miranda Silva e Valci Miranda Silva

Formação Acadêmica

2011 – 2015: Curso de Graduação em Odontologia, Universidade Federal do Piauí (UFPI).

2016 – 2018: Curso de Pós-graduação em Odontologia, área de concentração em Clínica Odontológica, nível Mestrado. Universidade Federal do Piauí (UFPI).

2018 – 2018: Curso de Pós-graduação em Dentística Estética Avançada, nível Aperfeiçoamento. Fundação Araraquarense de Ensino e Pesquisa em Odontologia (FAEPO).

2019 – 2020: Curso de Pós-graduação em Educação Permanente em Saúde, nível Especialização. Fundação Oswaldo Cruz (FIOCRUZ).

2018 – 2021: Curso de Pós-graduação em Ciências Odontológicas, área de concentração em Dentística Restauradora, nível Doutorado. Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho” (UNESP), Faculdade de Odontologia, Câmpus de Araraquara.

Dedico...

Aos meus pais, **Antonio Josias** e **Valci**, por me proporcionarem uma vida repleta de amor, cuidado, dedicação e oportunidades.

Agradecimentos

Primeiramente, agradeço a **Deus**, pelo dom da vida, pela fé e perseverança e a capacidade de sonhar e realizar tanto.

Aos meus pais, **Antonio Josias** e **Valci**, obrigado por tanto e sempre. Fabrício Carpinejar sabiamente diz que “ter raízes faz com que suportemos os momentos em que não damos flores e frutos”. Minhas raízes foram semeadas com todo o amor e o cuidado de vocês, e isto é a força motriz que me mantém “nos trilhos”. Obrigado por serem meus exemplos de fé e otimismo, melhores amigos e por abraçarem todos os meus sonhos e projetos. Amo vocês!

Às minhas irmãs, **Aylane** e **Adylane**, grandes amigas e companheiras, incentivadoras e entusiastas de todas as minhas conquistas.

Aos meus sobrinhos, **Pedro Otávio** e **Ana Luísa**, que me demonstram o amor mais puro que pode existir e são fonte inesgotável de alegrias e motivações.

Ao meu orientador, **Prof. Dr. Edson Alves de Campos**, por ser sempre solícito e disponível. Mesmo diante de tantos compromissos e responsabilidades institucionais, sempre manteve a porta literalmente aberta para me receber, ouvir e ajudar. Agradeço todas as oportunidades para meu crescimento profissional e pelo cuidado em exercer seu papel de orientador com extremo respeito aos seus orientandos, com relação harmoniosa e tranquila, emprestando-nos sua inteligência inestimável totalmente desprovida de egos. Obrigado, Edinho!

Aos professores do Departamento de Odontologia Restauradora – FOAr por terem, cada um ao seu modo, contribuído para o meu crescimento profissional e pessoal durante os últimos anos. De modo especial agradeço aos professores **José Roberto Cury Saad**, **Marcelo Ferrarezi de Andrade** e **Milton Carlos Kuga**, queridos professores e exemplos de integridade e humildade.

À minha eterna orientadora **Prof.^a Dr.^a Regina Ferraz Mendes** e ao meu querido **Prof. Dr. Raimundo Rosendo Prado Júnior**, exemplos de profissionais e por quem tenho grande apreço e admiração. Obrigado por participarem deste momento ímpar para mim.

Às amigas **Anna Thays Mendes** – por se fazer sempre presente, pelas inúmeras confidências e conselhos sempre regados a boas risadas, e **Anna Vitória Mendes** – amiga e colega de profissão, com quem compartilho todos os prazeres e incertezas da vida de pós-graduando.

Aos meus amigos **Netto Pacífico** e **Denise Strasser**. Não há distância e tempo que minimizem o afeto e torcidas mútuas que nutrimos ao longo dos anos.

Aos amigos da pós-graduação, **Básia Nogueira** (amiga de graduação, mestrado e doutorado), **Camila Lebre**, **Diego Dantas**, **Eran Almeida**, **Paulo Neto**, **Rafael Manso**, **Tatiane Manzoli**, a quem pude recorrer para tomar de empréstimo, durante momentos inesquecíveis, força e ânimo para seguir essa jornada. Obrigado.

Agradeço aos meus grandes amigos para a vida, **Cristiane Alencar**, **João Felipe Besegato** e **Joissi Zaniboni**. Se “é junto dos bão que a gente fica mió”, não tenho dúvidas do quanto cresci ao lado de vocês. Além de grandes amigos, solícitos e presentes na minha vida, são excelentes e admiráveis profissionais, que me deram o prazer da convivência maravilhosa e tornaram estes anos muito mais leves. Espero poder continuar colecionando inúmeros bons momentos ao lado de vocês.

Aos amigos **Lucas Portela** e **Jessica Katarine**, muito obrigado pelo apoio e incentivo, especialmente no início desta trajetória. Vocês facilitaram todo o processo de chegada e adaptação à Araraquara, com um suporte inestimável e inesquecível. Muito obrigado! Torço sempre pelo sucesso de vocês.

À minha grande e querida amiga, **Creusa Hortenci**. Obrigado por todo o cuidado e carinho dispensado aos seus “meninos” da pós-graduação. Sempre atenta às nossas necessidades e nos mimando de todas as formas possíveis. Dona dos melhores conselhos, sermões e bolos. A você todo meu carinho e gratidão!

A todos os meus familiares, muitos dos quais pouco compreendem a minha trajetória acadêmica em cursar mestrado e doutorado, mas que respeitam,

demonstram admiração e torcem por mim. De modo especial às minhas amadas avós **Josefa** e **Maria de Lourdes**, potinhos de amor sempre disponíveis, e à minha prima-irmã **Liss**, que entre afagos e sermões, sempre torce e se preocupa comigo.

À **Prof.^a Dr.^a Renata Garcia Fonseca**, do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese – FOAr/UNESP, pela gentileza em ceder equipamentos utilizados nas análises desta tese, ao **Dr. Leandro Fernandes**, pelo suporte durante análises junto ao Laboratório de Ensaios Mecânicos – FOAr/UNESP, e ao **Prof. Dr. José Antonio Otoboni**, pelo auxílio na usinagem dos blocos cerâmicos CAD/CAM no Laboratório de Óptica do Instituto de Física de São Carlos – USP.

À Faculdade de Odontologia de Araraquara – UNESP, em nome de seu diretor **Prof. Dr. Edson Alves de Campos**, e ao Programa de Pós-graduação em Ciências Odontológicas, em nome de sua coordenadora **Prof.^a Dr.^a Andreia Bufalino**, pela oportunidade ímpar de cursar este Doutorado e por todo o aprimoramento profissional e pessoal adquirido durante este percurso.

Agradeço (e reconheço) a presteza e atenção dos funcionários da Seção Técnica de Pós-graduação da FOAr, de modo especial ao nosso querido **Cristiano**, por sua ajuda sempre rápida.

À CAPES:

O presente trabalho foi realizado com o apoio da Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior – Brasil (CAPES) – Código de financiamento 001.

“A rua da minha casa não é mais rua do que qualquer outra. Também, a minha escola, os meus uniformes e os meus cadernos não diferem dos demais. Mas o que vivi ali confere a eles valor de mundo.

É que são nossas lembranças que dão às coisas valores. O que vale, na verdade, é a nossa história. Valorize a sua.”

Samer Agi

Silva AM. Alterações ópticas, superficiais e mecânicas em cerâmicas vítreas CAD/CAM após desgaste erosivo-abrasivo e repolimento: estudo in vitro [Tese de Doutorado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2021.

RESUMO

O desgaste erosivo-abrasivo pode causar danos a materiais restauradores de matriz resinosa ou cerâmica e a literatura permanece escassa sobre condutas para o manejo reparador destes danos. O objetivo deste estudo in vitro foi avaliar o efeito do desgaste erosivo-abrasivo e repolimento dental sobre algumas propriedades ópticas, superficiais e mecânicas de cerâmicas CAD/CAM. Discos ($\varnothing$ 12mm; 1.2mm – ISO 6872) de três cerâmicas CAD/CAM [Vitrocerâmica reforçada com dissilicato de lítio (DL) - IPS e.max CAD, Ivoclar Vivadent; Cerâmica feldspática (FE) - CEREC Blocs, Dentsply Sirona; Vitrocerâmica reforçada com leucita (LE) - IPS Empress CAD, Ivoclar Vivadent] foram obtidos e avaliados em três condições de superfície distintas (após polimento, desgaste erosivo-abrasivo e repolimento). Os procedimentos de polimento e repolimento foram realizados utilizando o Kit de Polimento Ceramisté. O desgaste erosivo/abrasivo correspondente a 3 anos de ambiente oral foi realizado com imersão em ácido gástrico simulado por 30 horas em uma incubadora a 37°C e 400000 ciclos de escovação simulada. Dados de cor no sistema CIELab obtidos com espectrofotômetro foram utilizados para quantificar alteração de cor (ΔE_{ab} e ΔE_{00}), parâmetros de translucidez (PT) e de opalescência (PO) e razão de contraste (RC). Alterações na rugosidade superficial e microdureza foram obtidos com perfilômetro de contato e microdurômetro com indentador Vickers, respectivamente. O teste de resistência à flexão biaxial (RF) foi conduzido em Máquina de Ensaio Universais, até a ocorrência de fratura. Análise de dados ($\alpha = 0.05$) incluiu Análises de Variância (ANOVA) a dois fatores para medidas repetidas e testes de Bonferroni, ANOVA one-way e teste de Tukey, e teste T de Student para medidas repetidas. Análise de Weibull também foi realizada. Após o repolimento, alterações de cor atingiram limiares perceptíveis (ΔE_{ab}) e clinicamente inaceitáveis (ΔE_{00}) apenas para FE. Em um mesmo material, PT e RC não foram alterados significativamente após o desgaste erosivo-abrasivo e o repolimento. O PO para todos os materiais, independente da condição de superfície, foram similares. O repolimento reduziu a rugosidade provocada pelo desgaste erosivo-abrasivo em todos os materiais, revertendo a degradação ao padrão de rugosidade após o polimento para a cerâmica reforçada por dissilicato de lítio. O repolimento após desgaste erosivo-abrasivo promoveu, de maneira similar para todos os materiais, redução significativa na microdureza Vickers. O repolimento após desgaste erosivo-abrasivo reduziu a resistência à flexão de todas as cerâmicas avaliadas, e redução significativa foi observada após o desgaste erosivo-abrasivo apenas para DL. Em conclusão, a cerâmica feldspática parece ser a cerâmica mais suscetível a alterações pelo desgaste erosivo-abrasivo. O repolimento tem potencial limitado em reverter a alteração de cor e nenhum efeito sobre as demais propriedades ópticas avaliadas neste estudo, independente do material. Além disso, o repolimento após desgaste erosivo-abrasivo promove redução na microdureza e na resistência à flexão de todos os materiais cerâmicos avaliados neste estudo.

Palavras-chave: Cerâmica. Erosão dentária. Abrasão dentária. Polimento dentário.

Silva AM. Optical, superficial, and mechanical changes in CAD/CAM vitreous ceramics after erosive-abrasive wear and repolishing: an in vitro study [Tese de Doutorado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2021.

ABSTRACT

Erosive-abrasive wear can cause damage to resinous or ceramic matrix restorative materials, and the literature on approaches for the repair management of these damages remains scarce. The aim of this in vitro study was to evaluate the effect of erosive-abrasive wear and dental repolishing on some optical, surface, and mechanical properties of CAD/CAM ceramics. Discs ($\varnothing$ 12mm; 1.2mm – ISO 6872) of three CAD/CAM ceramics [Lithium disilicate (LD) reinforced glass-ceramic - IPS e.max CAD, Ivoclar Vivadent; Feldspathic ceramics (FE) - CEREC Blocs, Dentsply Sirona; Leucite-reinforced glass-ceramic (LE) - IPS Empress CAD, Ivoclar Vivadent] were obtained and evaluated under three different surface conditions (after polishing, erosive-abrasive wear, and repolishing). Polishing and re-polishing procedures were performed using the Ceramisté Polishing Kit. Erosive/abrasive wear corresponding to 3 years of oral environment was performed with immersion in simulated gastric acid for 30 hours in an incubator at 37°C and 400000 simulated brushing cycles. Color data in the CIELab system obtained with a spectrophotometer were used to quantify color change (ΔE_{ab} and ΔE_{00}), translucency (PT), and opalescence (PO) parameters and contrast ratio (RC). Changes in surface roughness and microhardness were obtained with a contact profilometer and microdurometer with a Vickers indenter, respectively. A biaxial flexure strength test was carried out in a Universal Testing Machine until the occurrence of fracture. Data analysis ($\alpha = 0.05$) included two-way ANOVA for repeated measures and Bonferroni tests, one-way ANOVA and Tukey test, and Student's t-test for repeated measures. Weibull analysis was also performed. After repolishing, color changes reached perceptible (ΔE_{ab}) and clinically unacceptable (ΔE_{00}) thresholds only for FE. In the same material, PT and RC were not significantly changed after erosive-abrasive wear and repolishing. The PO for all materials, regardless of surface condition, were similar. Repolishing reduced the roughness caused by erosive-abrasive wear in all materials, reversing the degradation to the roughness pattern after polishing for ceramic reinforced by lithium disilicate. Repolishing after erosive-abrasive wear promoted, in a comparable way for all materials, a significant reduction in Vickers microhardness. Repolishing after abrasive-erosive wear reduced the flexural strength of all ceramics evaluated, and a significant reduction was observed after abrasive-erosive wear only for LD. In conclusion, feldspathic ceramic is the ceramic most susceptible to alterations due to erosive-abrasive wear. Repolish has limited potential to reverse the color change and has no effect on the other optical properties evaluated in this study, regardless of material. In addition, repolishing after erosive-abrasive wear promotes a reduction in microhardness and flexural strength of all ceramic materials evaluated in this study.

Keywords: Ceramics. Tooth erosion. Dental abrasion. Dental polishing.

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	14
2 PROPOSIÇÃO	18
3 REVISÃO DA LITERATURA	19
3.1 Desgaste Dentário Erosivo	19
3.2 Cerâmicas Odontológicas	20
3.3 Desgaste de Cerâmicas Odontológicas	22
4 MATERIAIS E MÉTODOS	26
4.1 Desenho do Estudo.....	26
4.2 Cálculo Amostral	28
4.3 Obtenção dos Espécimes.....	28
4.4 Polimento	29
4.5 Desgaste Erosivo-Abrasivo	29
4.6 Repolimento.....	30
4.7 Propriedades Ópticas	30
4.7.1 Alteração de cor	31
4.7.2 Parâmetro de translucidez	32
4.7.3 Parâmetro de opalescência	32
4.7.4 Razão de contraste	32
4.8 Rugosidade de Superfície	32
4.9 Topografia de Superfície	33
4.10 Microdureza Vickers	33
4.11 Resistência à Flexão Biaxial	33
4.12 Análise dos Dados	34
5 RESULTADOS	35
5.1 Alteração de Cor.....	35
5.2 Parâmetro de Translucidez	37
5.3 Parâmetro de Opalescência	38
5.4 Razão de Contraste	38
5.5 Rugosidade de Superfície	39

5.6 Topografia de Superfície	41
5.7 Microdureza Vickers	41
5.8 Resistência à Flexão Biaxial	43
6 DISCUSSÃO	45
7 CONCLUSÕES	52
 REFERÊNCIAS	 53

1 INTRODUÇÃO

O desgaste dentário erosivo é o processo de desmineralização de tecidos duros dentários mediado por ácidos provenientes da dieta (extrínsecos) ou associados a patologias (intrínsecos), mas sem envolvimento bacteriano¹. A exposição a ácidos no ambiente oral por si só é capaz de promover danos aos tecidos duros². Contudo, o processo mais comumente observado é caracterizado por uma degradação dos tecidos duros inicializada pela agressão química e potencializada por desgaste mecânico oriundos da atrição ou abrasão¹⁻³.

A escovação dentária, hábito indispensável na prevenção de doenças bucais mediadas por biofilme bacteriano, é considerada a causa mais comum de abrasão⁴. Medidas alternativas para minimizar o potencial abrasivo no desgaste dentário erosivo, como postergar a realização de escovação após o consumo de bebidas ou comidas ácidas⁵ não tem demonstrado efetividade na prevenção de desgaste dentário erosivo⁶.

Com uma prevalência global estimada entre 30 e 50%³, a ocorrência de desgaste dentário erosivo está associada ao consumo de bebidas/comidas ácidas^{1,3}, doença do refluxo gastroesofágico⁷, distúrbios alimentares⁸, drogas ilícitas, bebidas alcoólicas, medicamentos e dietas especiais⁶. Além disso, desgaste dentário erosivo é fator de risco para hipersensibilidade dentinária⁹ e impacta negativamente a qualidade de vida dos indivíduos¹⁰. A etiologia multifatorial do desgaste dentário erosivo dificulta seu manejo clínico e requer acompanhamento multidisciplinar^{6,11}.

A natureza progressiva e destrutiva do desgaste dentário erosivo, com desenvolvimento muitas vezes de forma silenciosa e assintomática, proporciona desgaste dos tecidos duros em níveis clinicamente inaceitáveis, o que requer tratamento restaurador¹². O tratamento restaurador do desgaste dentário erosivo tem o objetivo de paralisar ou reduzir a progressão das lesões, reduzir a sintomatologia dolorosa ou hipersensibilidade, além de restabelecer estética e função. É preconizado nestes casos que a terapia menos invasiva possível seja utilizada. Entretanto, as opções restauradoras para desgaste dentário erosivo não diferem dos protocolos estabelecidos, ou seja, a perda de tecido dentário deve ser restabelecida conforme a localização e extensão da perda, independente da etiologia^{1,3,6}.

Os procedimentos restauradores diretos geralmente são menos invasivos do que os indiretos¹³. Por esta razão, os compósitos tem sido os materiais mais utilizados para restauração do desgaste dentário erosivo⁶. Todavia, o desgaste

dentário erosivo muitas vezes acomete indivíduos inconscientes e desinformados¹¹, levando à demanda clínica de casos de desgaste dentário severo, condições em que restaurações indiretas são o procedimento de escolha. Além disso, materiais à base de resina são mais suscetíveis à degradação mediada por desgaste químico¹⁴ e mecânico¹⁵ o que sugere uma superioridade dos materiais cerâmicos quando se pretende garantir longevidade nos tratamentos restauradores em pacientes mais propensos a desgaste dentário.

Os requisitos críticos para obtenção de sucesso com restaurações indiretas incluem previsibilidade no desempenho mecânico, estética favorável e precisão da adaptação marginal¹⁶. Com o objetivo de alcançar estas características, a obtenção de design e a fabricação de restaurações assistida por computador (*Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing, CAD/CAM*) tem sido empregada para fabricação padronizada de restaurações cerâmicas com alta precisão, composição homogênea e redução de imperfeições resultantes dos processos tradicionais de obtenção de restaurações indiretas¹⁷. Além disso, o fresamento de precisão a partir de blocos cerâmicos reduz o tempo clínico, as etapas de obtenção e o custo do processo, levando à obtenção de restaurações CAD/CAM com menos tensões residuais e melhores propriedades mecânicas¹⁸.

A estrutura química e propriedades mecânicas das cerâmicas odontológicas são determinantes da sua capacidade de polibilidade, resistência ao desgaste do ambiente oral e longevidade clínica¹⁹. As cerâmicas vítreas são as que melhor mimetizam as propriedades ópticas do esmalte e da dentina. Estas cerâmicas são compostas por uma estrutura amorfa preenchida por vidro à base de alumina e sílica com distância e ângulos não padronizados entre si²⁰. Exemplo clássico deste grupo, a cerâmica feldspática é considerada o material referência em odontologia estética. Entretanto, suas excelentes propriedades ópticas e alta translucidez são contrapostas por sua fragilidade e baixa resistência à fratura²¹.

Devido à necessidade de maior resistência mecânica, em algumas situações clínicas a escolha recai no uso de vitrocerâmicas reforçadas²². Nestes materiais, a matriz vítrea recebe a adição de partículas de preenchimento, como por exemplo, cristais de dissilicato de lítio ou de leucita^{21,23}. A obtenção de vitrocerâmicas reforçadas garante propriedades físicas e mecânicas reconhecidamente superiores às cerâmicas clássicas de feldspato, além da possibilidade de controle de efeitos

ópticos, como cor, opalescência e translucidez²¹. Resultados estéticos bem-sucedidos tem sido obtidos com o uso destes materiais²⁴.

As cerâmicas são materiais restauradores biocompatíveis e quimicamente inertes²¹. A composição química do material, técnica de obtenção, tratamento de superfície e condições do ambiente ao qual é exposto são alguns dos fatores determinantes da durabilidade e potencial de degradação das restaurações cerâmicas²⁵. O ambiente oral tem potencial de degradar as propriedades ópticas de cerâmicas devido ao desgaste mecânico induzido pela mastigação, procedimentos de higiene oral, hábitos parafuncionais, ingestão de bebidas e comidas ácidas ou por efeito conjugado destes fatores^{26,27}.

Estudos anteriores sugerem que a imersão em soluções ácidas tem potencial de degradar cerâmicas odontológicas^{26,28-35}. A rugosidade de superfície parece ser a propriedade mais influenciada por simulações de desgaste erosivo^{33,34}. Alterações de rugosidade tem implicações clínicas por influenciar a deposição de biofilme, o que contribui para o surgimento de desordens bucais biofilme-dependentes^{29,31}. Além disso, alguns parâmetros ópticos, como a translucidez e o brilho, são influenciados pela topografia de superfície do material restaurador³⁶.

A cor do material restaurador também pode ser influenciado por ácidos do ambiente oral^{30,32,36,37}. As alterações de cor dos materiais odontológicos e estruturas dentais geralmente são obtidas a partir da análise do espaço tridimensional de cores (CIELab) e suas equações para cores totais associadas (ΔE_{ab} e ΔE_{00})³⁸⁻⁴⁰. A interpretação de alterações de cor geralmente é feita com o uso de limiares de perceptibilidade e aceitabilidade⁴¹. Nos procedimentos utilizando cerâmicas odontológicas, atingir uma alteração de cor inferior ou igual à aceitabilidade clínica é uma meta realista. Isso ocorre porque uma correspondência perfeita e imperceptível raramente é necessária, entretanto uma correspondência aceitável é mais frequentemente exigida^{20,38,41}.

O desgaste mecânico das cerâmicas odontológicas quando submetidas a desgaste dentário erosivo tem sido pouco explorado^{26,34}. Investigar a resistência mecânica de um material restaurador quando exposto a situações que comprovadamente desgastam outras propriedades dos materiais é essencial para garantir a previsibilidade do tratamento restaurador. Além da lacuna sobre algumas propriedades pouco investigadas em estudos prévios, estas evidências se distanciam dos desfechos previstos no ambiente oral, visto que o desafio erosivo é

investigado de forma isolada na maioria destes estudos^{30,32} e, independente do desgaste erosivo ter origem extrínseca ou intrínseca, é inconcebível supor uma condição clínica em que não haja desafio mecânico associado^{1,6}.

Uma investigação *in vitro* observou que o desgaste erosivo-abrasivo é capaz de promover alterações significativas nos padrões de rugosidade, cor e brilho em cerâmicas de dissilicato de lítio e feldspática³⁴. Considerando que o tratamento restaurador do desgaste dentário erosivo deve ser monitorado com sessões regulares de acompanhamento, quando não há tratamento multidisciplinar da condição a progressão do desgaste dentário erosivo poderá comprometer as restaurações a níveis clinicamente inaceitáveis, porém sem indicação de substituição^{2,5,11}. A ausência de evidências e protocolos clínicos para o manejo destas situações tem levado os cirurgiões-dentistas a pautarem sua atuação clínica no empirismo.

Um estudo recente indicou que o repolimento possui efeitos limitados na reversão do comprometimento do desgaste erosivo sobre as propriedades superficiais e ópticas de materiais cerâmicos CAD/CAM³⁰. Este estudo avaliou o efeito de uma simulação *in situ* de erosão de origem extrínseca, sem associação ao desgaste mecânico mediado por abrasão³⁰. Todavia, ácidos de origem intrínseca e associados a forças mecânicas parecem causar maiores danos aos tecidos duros dentários e materiais odontológicos^{28,32,34,42}. Desta forma, observa-se uma lacuna na literatura sobre o possível benefício do repolimento na reversão da degradação de cerâmicas odontológicas mediada por desgaste dentário erosivo de origem intrínseca. A investigação de protocolos a serem utilizados no manejo clínico destas condições é relevante para propiciar longevidade nos tratamentos restauradores em pacientes expostos a condições que favorecem o desgaste dentário e pode contribuir para a seleção do material restaurador mais adequado.

2 PROPOSIÇÃO

O objetivo do presente estudo *in vitro* foi avaliar o efeito de repolimento dental após desgaste erosivo-abrasivo sobre algumas propriedades ópticas, superficiais e mecânicas de blocos cerâmicos CAD/CAM.

As seguintes hipóteses nulas foram testadas:

H1: O desgaste erosivo-abrasivo e repolimento em blocos cerâmicos CAD/CAM não altera os parâmetros de cor (ΔE_{ab} e ΔE_{00}), translucidez, opalescência e razão de contraste;

H2: Não há alteração na rugosidade de superfície e/ou microdureza de blocos cerâmicos CAD/CAM após serem submetidos a desgaste erosivo-abrasivo e repolimento;

H3: O repolimento após desgaste erosivo-abrasivo não promove desgaste na resistência à flexão biaxial de blocos cerâmicos CAD/CAM.

3 REVISÃO DA LITERATURA

3.1 Desgaste Dentário Erosivo

O desgaste dentário é produto de processos físicos ou químico-físicos, tais como erosão dentária, atrito ou abrasão. A erosão dentária, por sua vez, é a dissolução de tecido dentário mineralizado induzida pela exposição a ácidos não derivados do metabolismo das bactérias orais. Sendo assim, o desgaste dentário erosivo é o desgaste dentário que tem a erosão dentária como seu principal fator⁶.

O diagnóstico de desgaste dentário erosivo requer uma integração entre avaliação do histórico do paciente, análise de fatores de risco e exame clínico. Tipicamente as regiões mais afetadas pelo desgaste dentário erosivo são as superfícies lisas e a região adjacente à junção cimento-esmalte, com manutenção de borda hígida na margem gengival⁹. Nas superfícies oclusais o desgaste se manifesta clinicamente pela redução superficial, promovendo perda de integridade e anatomia oclusal⁵. A progressão de desgaste dentário erosivo é constante dissolução de esmalte torna visível a cor da dentina subjacente e as restaurações a serem realizadas são projetadas a partir do tecido hígido remanescente¹.

O desgaste dentário erosivo acomete entre 30 e 50% da população mundial³. Os principais fatores de risco desta condição são o consumo de bebidas/comidas ácidas, distúrbios alimentares e/ou doença do refluxo gastroesofágico, drogas ilícitas, bebidas alcoólicas, medicamentos e dietas especiais⁶⁻⁹. Além disso, indivíduos com desgaste dentário erosivo são mais propensos a apresentarem hipersensibilidade dentinária⁹ e esta condição foi associada a impacto negativo na qualidade de vida dos indivíduos¹⁰.

O desgaste dentário erosivo tem uma etiologia multifatorial e intimamente relacionada com hábitos de vida do paciente². Desta forma, um acompanhamento multidisciplinar e dedicação do indivíduo são necessários para que a condição seja controlada e suas sequelas sejam mínimas¹. No entanto, a maior parcela da população não é esclarecida sobre esta condição, seus fatores de risco e suas manifestações clínicas, colaborando para que o diagnóstico seja realizado de forma tardia, em situações nas quais as medidas de prevenção e orientação ao paciente necessitam ser acompanhadas de procedimentos restauradores⁷. A restauração em casos de desgaste dentário erosivo tem como objetivos principais reduzir ou prevenir

a hipersensibilidade dentinária, paralisar ou reduzir a progressão da dissolução dos tecidos dentários, além de restabelecer estética e função⁶.

O consenso de pesquisadores sobre o tema recomenda que intervenções minimamente invasivas sejam a primeira escolha na reabilitação de pacientes com desgaste dentário erosivo^{1,6}. Assim, procedimentos utilizando resina composta ou cerâmica tem sido preferidos, aliando a possibilidade de adesão adequada aos substratos dentais erodidos. Contudo, a preocupação eminente com a realização de procedimentos restauradores em pacientes com desgaste dentário erosivo reside na dificuldade de controle dos fatores de risco desta condição e a possibilidade de que os pacientes tenham um relaxamento em relação às estratégias anti-erosivas e mudança de comportamento após as restaurações e a falsa sensação de resolução do caso⁴³.

3.2 Cerâmicas Odontológicas

Com o advento da odontologia adesiva, as cerâmicas odontológicas têm sido cada vez mais utilizadas como materiais restauradores estéticos, não apenas por apresentarem propriedades estéticas favoráveis, mas também propriedades mecânicas satisfatórias, além de serem materiais biocompatíveis e que apresentam estabilidade química, baixa condutibilidade elétrica, translucidez e fluorescência^{44,45}.

Uma classificação recente para as cerâmicas odontológicas é baseada em sua composição microestrutural, classificando estes materiais em: (1) cerâmicas de matriz vítrea – materiais cerâmicos inorgânicos que contém uma fase vítrea, (2) cerâmicas policristalinas – materiais que não contém uma fase vítrea, e (3) cerâmicas de matriz resinosa – matriz polimérica contendo compostos inorgânicos, tais como fase vítrea, cristais ou uma associação de ambos⁴⁶.

A família das cerâmicas de matriz vítrea é subclassificada ainda em cerâmicas feldspáticas puras, cerâmicas sintéticas e cerâmicas vítreas reforçadas. A cerâmica feldspática, representante tradicional da classe de cerâmicas vítreas, é composta principalmente por feldspato extraído da natureza⁴⁷. A cerâmica feldspática possui um alto teor de matriz vítrea (sílica), o que confere excelentes propriedades ópticas e limitada resistência mecânica. Esta cerâmica pode ser utilizada como material de cobertura ou monolítica, e apresenta longevidade clínica superior a 90% em acompanhamentos de até 14 anos⁴⁷⁻⁵⁰.

As cerâmicas vítreas reforçadas com cristais, como as que introduziram fase cristalina à base de dissilicato de lítio ou leucita, foram introduzidas na indústria de materiais odontológicos como alternativa aos materiais obtidos exclusivamente de matéria-prima da natureza. Além disso, uma fase cristalina mais consistente favorece o equilíbrio de propriedades ópticas e confere maior resistência mecânica aos materiais⁴⁶.

A cerâmica vítrea reforçada com leucita adiciona cristais de leucita em um percentual aproximado de 55% em peso em relação à tradicional porcelana (cerâmica feldspática)⁵¹. No entanto, estes cristais também estão presentes no processo de manufatura das cerâmicas feldspáticas, de modo que a vitrocerâmica à base de leucita possui comportamento óptico, superficial e mecânico bastante similar às tradicionais porcelanas⁵². Taxas de longevidade clínica superiores a 95% são atribuídas a este material em acompanhamento de 7 anos^{51,52}.

A adição de 60 a 65% de cristais de dissilicato de lítio envolvidos em uma matriz vítrea resultou em uma vitrocerâmica reforçada que promete equilíbrio entre propriedades estéticas e mecânicas¹³. A vitrocerâmica à base de dissilicato de lítio apresenta maior resistência mecânica em relação aos outros materiais da classe de cerâmicas vítreas e longevidade reportada na literatura próximo a 100% menos após 10 anos de ambiente oral¹³.

Uma limitação geral das cerâmicas vítreas é sua fragilidade, o que a torna suscetível a fraturas quando submetidas a forças de tração⁵³. Análise por elementos finitos mostrou que forças tensionais ocorrem em fissuras profundas e na superfície interna da restauração, especialmente em bordas afiadas⁵⁴. Um dos poucos estudos clínicos com restaurações cerâmicas também mostrou que as falhas das restaurações foram relacionadas a fraturas originadas na superfície interna das coroas⁵⁵. Isso é explicado pela formação de trincas radiais, decorrentes dessa superfície da restauração⁵⁶, especialmente quando forças repetitivas são aplicadas, como durante a mastigação na cavidade oral⁵⁷.

Outro fator importante na longevidade das cerâmicas de vidro é a rugosidade da superfície⁵⁸. Sob pressão, pequenas rugosidades superficiais podem se transformar em rachaduras iniciais que se propagam para uma fratura fatal⁵⁹. Vários estudos laboratoriais mostraram uma diminuição significativa da resistência à flexão quando cerâmica vítrea apresentava uma superfície rugosa⁵⁸⁻⁶⁴. Embora isso possa ser controlado na parte externa de uma restauração por meio de polimento ou

glazeamento, não é possível modificar a superfície interna, pois isso afetaria a adaptação da peça ao preparo^{60,65}.

3.3 Desgaste de Cerâmicas Odontológicas

A biocompatibilidade e comportamento quimicamente inerte das cerâmicas são propriedades que expandiram as suas aplicabilidades clínicas²¹. A composição química do material, técnica de obtenção, tratamento de superfície e condições do ambiente ao qual é exposto são alguns dos fatores determinantes da durabilidade e potencial de degradação das restaurações cerâmicas²⁵. No entanto, embora apresente excelente resistência, o ambiente oral tem potencial de degradar as cerâmicas devido ao desgaste mecânico induzido pela mastigação, procedimentos de higiene oral, hábitos parafuncionais, ingestão de bebidas e comidas ácidas ou por efeito conjugado destes fatores^{26,27}.

Sehovic et al.⁶⁶ avaliaram que a escovação dentária simulada promove alteração de cor e variação de rugosidade significativa na cerâmica de dissilicato de lítio que recebe caracterização de superfície pela adição de pigmentos. Contrariando estes achados, Pouranfar et al.³⁷ observaram estabilidade de cor para a cerâmica de dissilicato de lítio após 12 anos de simulação de escovação dentária. Esta divergência de achados sobre os efeitos de desafio abrasivo e/ou erosivo em cerâmicas odontológicas e demais materiais restauradores é frequente e atribuído à ausência de padronização das metodologias utilizadas.

Nima et al.¹⁴ verificaram que a escovação dentária reduz significativamente a rugosidade de superfície de cerâmica feldspática. A microdureza deste material permaneceu inalterada após a simulação de 30000 ciclos de escovação. De Andrade et al.³⁶ também observaram redução na rugosidade de superfície da cerâmica feldspática após 100000 ciclos de escovação simulada.

Sulaiman et al.⁶⁷ concluíram que as cerâmicas feldspática e reforçada com dissilicato de lítio sofrem alterações de cor significativas após simulação de escovação por 3 anos. No mesmo sentido, Garza et al.⁶⁸ observaram efeito significativo da escovação dentária simulada na alteração de cor de dissilicato de lítio prensado. Este resultado divergente da maioria dos achados na literatura pode estar relacionado com o método de obtenção dos materiais avaliados no estudo. O processamento CAD/CAM reconhecidamente introduz menos porosidades e defeitos

subcríticos nos materiais, obtendo uma homogeneidade estrutural superior²⁶, que representa maior estabilidade a alteração de cor.

Alencar-Silva et al.³³ verificaram a influência de imersão em bebidas comuns (café, chá preto, vinho tinto e coca cola) associadas ou não à escovação dentária, com uma simulação de 5 anos de ambiente oral clínico, sobre alterações nas propriedades de cerâmica de dissilicato de lítio que recebeu glaze ou polimento. As diferentes bebidas não promoveram alterações na rugosidade superficial, mas valores reduzidos de microdureza foram observados após as imersões, independentemente do tipo de bebida. As soluções também provocaram alteração de cor na cerâmica, com influência clinicamente perceptível para o vinho tinto. Entretanto, os achados deste estudo sugerem que a escovação dentária simulada não promove alterações de rugosidade, microdureza ou cor para a cerâmica de dissilicato de lítio.

O aumento da rugosidade de materiais cerâmicos quando exposto a desafios ácidos é atribuído à lixiviação das partículas superficiais destes materiais⁶⁹. Sulaiman et al.⁷⁰ e Kulkarni et al.³⁴ observaram aumento da rugosidade da cerâmica de dissilicato de lítio após a exposição ao ácido, e a provável justificativa para estes achados é que a matriz vítrea desta cerâmica é passível de dissolução mais rapidamente que os grãos cristalinos, resultando assim em uma superfície mais rugosa.

Al-Thobity et al.²⁶ analisaram o efeito da exposição a soluções ácidas sobre a resistência à flexão, microdureza e rugosidade de superfície nas cerâmicas feldspática e dissilicato de lítio. A imersão em ácido cítrico reduziu a microdureza e aumentou a rugosidade superficial dos dois materiais avaliados. Além disso, resistência à flexão da cerâmica feldspática foi reduzida após a exposição ao desafio ácido. Kulkarni et al.³⁴ também observaram aumento da rugosidade após o desgaste erosivo-abrasivo em cerâmicas feldspática e dissilicato de lítio e alertou para o possível efeito da variação na topografia sobre a percepção de cor destes materiais.

Yang et al.⁷¹ verificaram que o desafio ácido por imersão em coca cola promoveu redução na microdureza e aumento na rugosidade de superfície de cerâmica de dissilicato de lítio. Cruz et al.³² utilizaram uma metodologia de simulação de ácido gástrico e avaliaram seu efeito sobre as propriedades de diferentes materiais cerâmicos monolíticos. A exposição ao ácido alterou

significativamente a rugosidade da cerâmica de dissilicato de lítio e a alteração de cor foi clinicamente imperceptível.

Dos Santos et al.³⁵ avaliaram alteração de cor (ΔE), parâmetro de translucidez e a razão de contraste da cerâmica de dissilicato de lítio exposta a soluções de imersão comumente utilizadas e com potencial de pigmentação extrínseca (suco de laranja, cola, café e vinho tinto). Imersão em suco de laranja e cola promoveram as maiores alterações de cor. A translucidez e razão de contraste foram influenciadas apenas pela imersão em café.

Hipólito et al.⁷² observaram que a topografia de superfície aumenta o potencial de manchamentos dos materiais restauradores, isso ocorre porque uma superfície porosa é mais propensa a manchamentos do que aquelas densamente compactadas.

Pires et al.⁷³ comprovaram que a espessura da cerâmica de dissilicato de lítio tem uma influência significativa na propensão a alterações de cor. Foi comprovado que uma espessura $\geq 2\text{mm}$ confere menores alterações de cor do que uma espessura de 1.5mm. Entretanto, Acar et al.⁷⁴ observaram que em espessuras reduzidas, a cerâmica de dissilicato de lítio apresentou estabilidade de cor mesmo após termociclagem com café, o que evidencia a estabilidade de cor desse material mesmo diante diferentes desafios ácidos e métodos de envelhecimento.

O desgaste erosivo-abrasivo promove alterações na coordenada a^* (eixo vermelho-verde) das cerâmicas feldspática e dissilicato de lítio, indicando uma alteração de tons avermelhados para esverdeados. Esta parece ser a justificativa para as alterações no comportamento óptico de cerâmicas vítreas quando expostas ao desgaste erosivo-abrasivo³⁴.

Zogheib et al.⁷⁵ observaram uma correlação positiva entre maiores tempos de condicionamento com ácido fluorídrico e redução significativa na resistência flexural. Estes resultados foram atribuídos à remoção de matriz vítrea, como foi ilustrado em imagens de microscopia eletrônica de varredura. Prochnow et al.⁷⁶ também relatam que o condicionamento com ácido fluorídrico remove a matriz vítrea e tem potencial de remover os cristais mais finos de dissilicato de lítio.

Al-Thobity et al.²⁶ verificaram efeito do desgaste erosivo na redução da resistência à flexão para cerâmica feldspática, mas não para cerâmica de dissilicato de lítio. Este achado sugere que ácidos de origem extrínseca, por serem mais fracos, tem efeito limitado sobre a cerâmica de dissilicato de lítio, que possui uma

rede de cristais distribuída de forma homogênea na matriz vítrea e possui maior resistência mecânica.

As evidências clínicas sobre o desgaste de cerâmicas quando expostas a desafios ácidos são escassas. No entanto, um ensaio clínico randomizado avaliou a longevidade de coroas monolíticas de dissilicato de lítio em comparação com zircônia translúcida em pacientes com desgaste dentário severo e observou que as taxas de longevidade clínica para os dois materiais foi semelhante (98.6% DL e 99.1% ZT). Em relação à estética, o avaliador cego classificou que as coroas DL apresentavam melhor correspondência estética após 2 anos⁷⁷.

As evidências apontando degradação superficial e mecânica de cerâmicas odontológicas quando expostas a desgaste erosivo-abrasivo levou à análise de possíveis técnicas que pudessem ser utilizadas para reverter ou minimizar os efeitos deletérios sobre estes materiais. Yang et al.³⁰ observaram alteração significativa na microdureza e padrão de translucidez para a cerâmica de dissilicato de lítio após desgaste erosivo em imersão em refrigerante à base de cola. Este desafio não promoveu alteração de cor para o dissilicato de lítio. O repolimento, entretanto, promoveu aumento da microdureza da cerâmica avaliada, mas não teve efeito no PT e cor, sugerindo que as alterações de cor dos materiais podem ser atribuídas à degradação subsuperficial e o efeito do repolimento foi, portanto, limitado.

4 MATERIAIS E MÉTODOS

4.1 Desenho do Estudo

O presente estudo experimental in vitro foi delineado para avaliar alteração de cor, parâmetros de translucidez e de opalescência, razão de contraste, rugosidade superficial, microdureza e resistência à flexão de três diferentes cerâmicas odontológicas CAD/CAM (dissilicato de lítio, feldspática e leucita) (Quadro 1) em três condições experimentais (polimento, desgaste erosivo-abrasivo e repolimento).

As análises das alterações de cor, parâmetros de translucidez e opalescência, razão de contraste e rugosidade superficial foram obtidas nas mesmas amostras nas três condições experimentais, gerando portanto dados de medidas repetidas e cada espécime atuando como seu próprio controle. Dados de microdureza foram obtidos nas condições experimentais após o polimento e após o desgaste erosivo-abrasivo seguido de repolimento, sendo obtidos também dados de medidas repetidas.

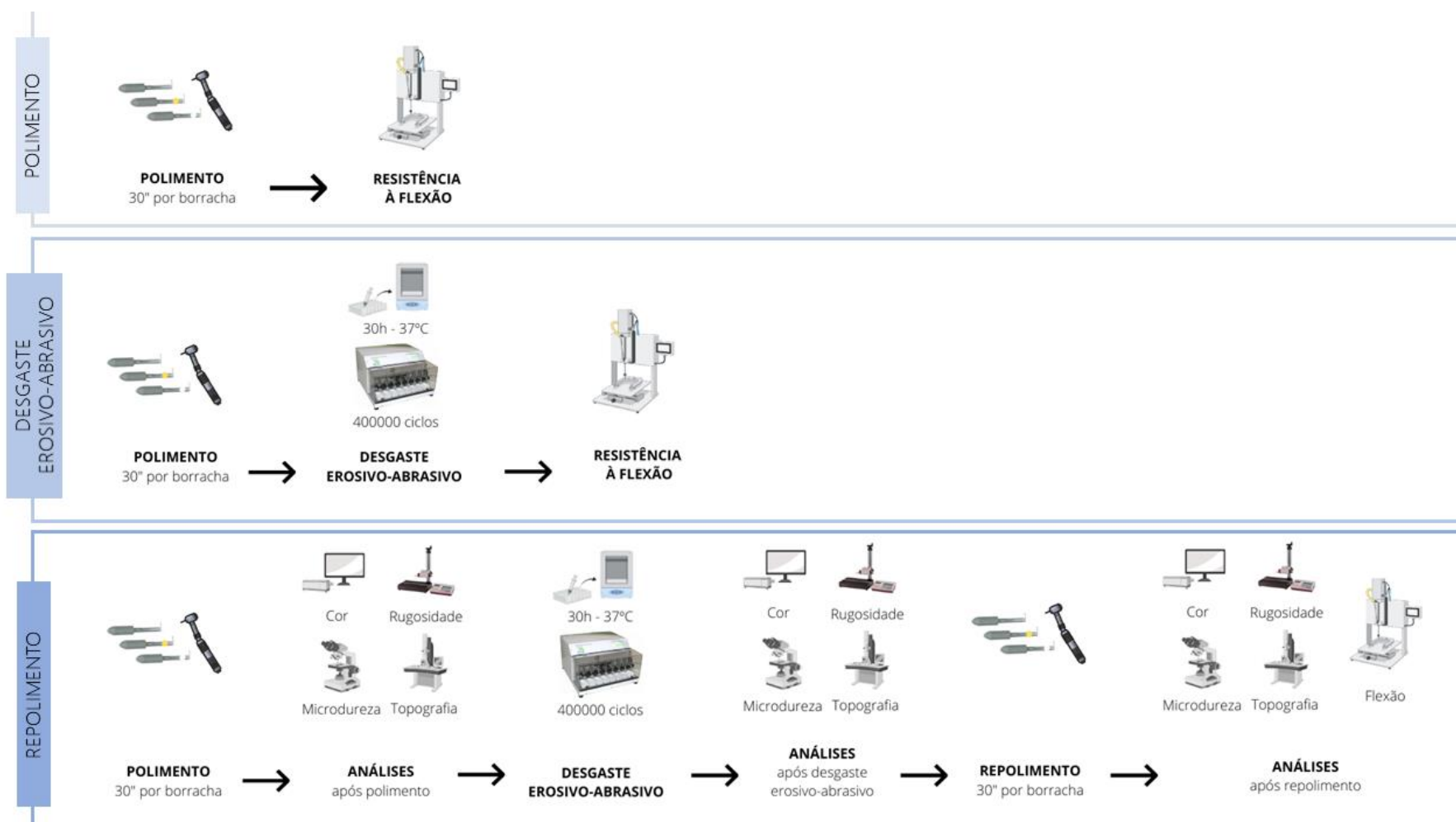
Entretanto, para o ensaio de resistência à flexão, amostras independentes foram utilizadas para representar as três condições experimentais, uma vez que se trata de um experimento destrutivo. Um fluxograma do estudo é apresentado na Figura 1.

Quadro 1 – Descrição dos materiais cerâmicos CAD/CAM avaliados no estudo.

Material	Nome comercial	Fabricante	Composição química
Vitrocerâmica reforçada com dissilicato de lítio	IPS e.max CAD	Ivoclar Vivadent	SiO ₂ (57–80%), Li ₂ O (11–19%), K ₂ O (0–13%), P ₂ O ₅ (0–11%), ZrO ₂ (0–8 %), ZnO (0–8%), Al ₂ O ₃ (0–5%), MgO (0–5%), óxidos de coloração (0–8%)
Cerâmica feldspática	CEREC Blocs	Dentsply Sirona	SiO ₂ (56–64%), Al ₂ O ₃ (20–23%), Na ₂ O (6–9%), K ₂ O (6–8%), CaO (0,3–0,6%), TiO ₂ (0,0–0,1%)
Vitrocerâmica reforçada com leucita	IPS Empress CAD	Ivoclar Vivadent	SiO ₂ (60-65%), Al ₂ O ₃ (16-20%), K ₂ O (10-14%), Na ₂ O (3,5-6,5%), outros óxidos (0,5-7 %), pigmentos (0,2-1%)

Fonte: Elaboração própria.

Figura 1 – Fluxograma do estudo



Fonte: Elaboração própria.

4.2 Cálculo Amostral

O cálculo do tamanho da amostra para modelos de Análise de Variância (ANOVA) de medidas repetidas foi realizado com o programa G Power⁷⁸. Inicialmente, uma análise post-hoc de dados de estudos anteriores^{30,36} foi realizada para confirmar o poder do teste $\geq 80\%$ ($1-\beta \geq 0.8$). Com base nisso, tamanhos de efeito mínimo significativo iguais a 1.17 (cor) e 0.28 (rugosidade), nível de significância de 5% ($\alpha = 0.05$), poder de 80% e correlação entre medidas repetidas igual a 0.5 foram utilizados para cálculo da amostra mínima necessária ($n=9$ /grupo). Considerando este resultado e investigações similares na literatura, foi utilizado $n=10$ /grupo neste estudo.

4.3 Obtenção dos Espécimes

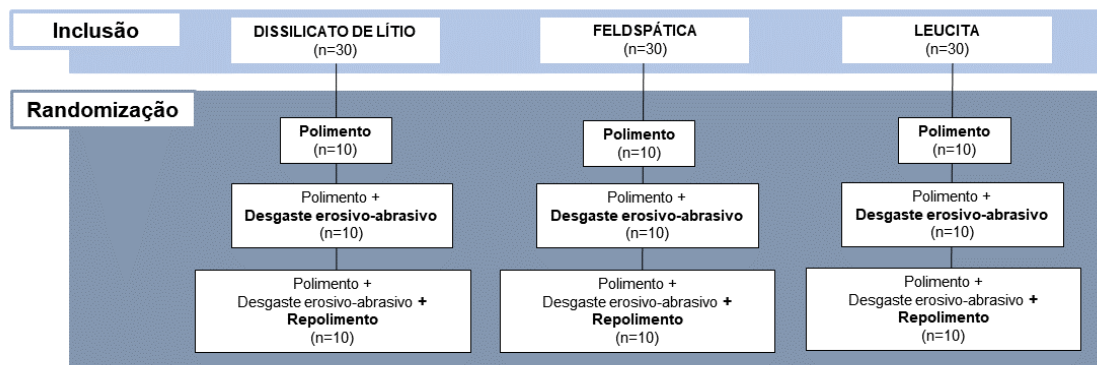
Os blocos cerâmicos CAD/CAM, disponíveis comercialmente em dimensões retangulares (12x14x18mm) foram usinados em formato cilíndrico (diâmetro de 12mm) com auxílio de torneadora mecânica (Laboratório de Óptica, Instituto de Física de São Carlos, Universidade de São Paulo). Logo após, 90 espécimes (30 de cada material) com espessura de 1.5 mm foram obtidos com disco diamantado em baixa velocidade (250 rpm) sob resfriamento com água e carga de 300gf em cortadeira de precisão (Isomet 1000, Buehler, Illinois, USA).

Na sequência, os discos de vitrocerâmica reforçada com dissilicato de lítio obtidos em sua forma pré-sinterizada foram submetidos a queima de cristalização em forno específico (Programat CS2, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein), onde a queima foi realizada seguindo programa padronizado, conforme as recomendações do fabricante. As superfícies testes de todos os espécimes foram regularizadas utilizando uma sequência de lixas d'água (#800, #1200 e #1500) sob refrigeração, por 1 minuto cada lixa, até a obtenção de espessura final de 1.2 mm, confirmada com auxílio de paquímetro digital (Mitutoyo Corporation, Kanagawa, Japão). Em seguida, os espécimes foram lavados em cuba ultrassônica com água destilada por 5 minutos para remoção de resíduos e secos com jatos de ar comprimido. Concluída esta etapa, todos os espécimes foram submetidos ao polimento.

4.4 Polimento

O polimento foi realizado utilizando o Kit de Polimento Ceramisté (Shofu Dental Corp., Menlo Park, Califórnia, EUA), composto por 3 pontas: Ceramisté Standart (pré-polimento), Ceramisté Ultra (polimento) e Ceramisté Ultra II (polimento de alto brilho). A sequência de ponta de polimentos seguiu as recomendações do fabricante. Cada ponta foi utilizada por 15 segundos ao longo da superfície do espécime, em uma mesma direção, e mais 15 segundos com a ponta posicionada a 90 graus da primeira posição utilizada⁷⁹. O polimento foi realizado com o auxílio de uma peça reta acoplada a contra-ângulo de baixa rotação, totalizando 90 segundos de polimento por espécime (30 segundos por cada ponta). Todos os espécimes foram polidos pelo mesmo operador, para padronização do procedimento. Após o polimento, todos os espécimes foram levados a banho ultrassônico com água destilada por 5 minutos, secos com jatos de ar comprimido e aleatorizados nos grupos experimentais (Figura 2). Os espécimes foram dispostos individualmente em dispositivo compartimentado e armazenados em estufa a 37°C por 24 horas previamente ao próximo procedimento experimental.

Figura 2 – Fluxograma da composição aleatorizada dos grupos experimentais



Fonte: Elaboração própria.

4.5 Desgaste Erosivo-Abrasivo

O desgaste erosivo/abrasivo nos corpos de prova foi realizado de modo a simular 3 anos de ambiente oral exposto a erosão de origem intrínseca associada a abrasão por escovação (Figura 1).

Para simular o ácido proveniente do refluxo gastroesofágico foi utilizada uma solução à base de ácido clorídrico (HCl) 0,06M (solução a 0,113% em água

deionizada, pH 1,2). Os corpos de prova foram imersos individualmente com sua superfície teste disposta para cima em 2mL da solução de ácido simulado por 30 horas em uma incubadora a 37°C^{31,70}. Após esse período, todos os espécimes foram lavados em cuba ultrassônica por 5 minutos com água destilada para remoção de resíduos.

Na sequência, o desafio abrasivo foi conduzido com o acoplamento dos corpos de prova em um aparelho simulador de escovação dental (MEV-2T, Odeme Equipamentos Médicos e Odontológicos Ltda. – Joaçaba, SC, Brasil) com a superfície do espécime a ser abrasionada imersa em uma pasta contendo peso equivalente a dentífrico e água destilada na proporção 1:2^{31,80}. Para simulação de condições reais de utilização, foram utilizados escovas dentais de cerdas macias (TEK, Johnson&Johnson) e dentífrico fluoretado com Abrasividade Relativa da Dentina (RDA) de 70 (Colgate Tripla Ação, Colgate Palmolive)^{36,81}. O teste foi realizado com 400000 ciclos à temperatura de 37°C, aplicando uma carga axial de 200g, correspondente à força média aplicada durante a escovação^{80,82}. Foi realizada troca de escovas a cada 50000 ciclos, o que corresponde a 4 meses aproximados de escovação, seguindo a recomendação da American Dental Association de troca de escovas dentais a cada 3-4 meses⁶⁸. A pasta de dentífrico e água destilada foi repostada a cada 5000 ciclos. Após a conclusão dos ciclos os espécimes foram novamente lavados em cuba ultrassônica por 5 minutos com água destilada para remoção de resíduos.

4.6 Repolimento

Finalizadas as mensurações após o desgaste erosivo-abrasivo, aqueles espécimes alocados para receberem o repolimento (Figura 2) foram submetidos ao procedimento de modo semelhante ao descrito no item 3.4.

4.7 Propriedades Ópticas

As leituras de cor e propriedades ópticas foram realizadas em três momentos distintos: após o polimento (PO), após o desgaste erosivo-abrasivo (DE) e após o repolimento (RE). As análises foram realizadas em ambiente sob luz natural e os espécimes foram submetidos à leitura com o espectrofotômetro digital (Konica Minolta CM-2600d, Konica Minolta Investment Ltda. Sensing Business Division, Shanghai, China) conforme as recomendações do fabricante. O equipamento foi

previamente calibrado antes do início das medidas e foi novamente calibrado após a leitura de cada 10 espécimes.

As medidas foram realizadas em triplicata, sob fundos branco e preto. Os valores obtidos foram quantificados no sistema CIE Lab como três coordenadas (L^* , a^* e b^*), que é capaz de definir a cor de um objeto dentro de um espaço de cores tridimensional usando um software (On Color QC Lite, Konica Minolta) para gerar medições espectrais em função do comprimento de onda para análises de dados. A coordenada L^* representa o grau de luminosidade, variando de 0 (preto) a 100 (branco). As coordenadas a^* e b^* avaliam a presença dos pigmentos vermelho (a^* positivo), verde (a^* negativo), amarelo (b^* positivo) e azul (b^* negativo) nas amostras^{38,40,41}.

4.7.1 Alteração de cor

Para os cálculos da alteração de cor foram considerados os valores obtidos nas mensurações dos espécimes sob fundo preto com o objetivo de simular a cavidade oral, que conhecidamente fornece um fundo escuro/fosco.

Os valores de alteração de cor (ΔE) foram obtidos com o uso de duas fórmulas: CIELab (ΔE_{ab}) e CIEDE2000 (ΔE_{00})^{40,83}.

a) $\Delta E_{ab} = [(\Delta L^*)^2 + (\Delta a^*)^2 + (\Delta b^*)^2]^{1/2}$, onde ΔL^* , Δa^* e Δb^* são as diferenças nas respectivas coordenadas para uma amostra em diferentes momentos do estudo;

b) $\Delta E_{00} = [(\Delta L^*/K_L S_L)^2 + (\Delta C^*/K_C S_C)^2 + (\Delta H^*/K_H S_H)^2 + R_T(\Delta C^*/K_C S_C)(\Delta H^*/K_H S_H)]^{1/2}$, onde ΔL^* , ΔC^* e ΔH^* , são as diferenças em luminosidade, croma e matiz para uma amostra em diferentes momentos de análise em CIEDE2000; R_T é uma função responsável pela interação das diferenças de croma e matiz na região de tonalidade azul; S_L , S_C e S_H são funções de ponderação e ajustam a diferença de cor total para a variação na localização do par de diferença de cor nas coordenadas L^* , a^* e b^* ; e os fatores paramétricos K_L , K_C e K_H são termos de correção para condições experimentais e que no presente estudo foram definidos como 1.

A interpretação entre as diferenças de cores pode ser realizada utilizando parâmetros de 50:50% de limiares de perceptibilidade (LP) e aceitabilidade (LA)²⁰. Para este estudo foram considerados LP e LA para ΔE_{ab} os valores de 1.2 e 2.7, respectivamente. Já para ΔE_{00} os respectivos valores para LP e LA considerados foram 0.8 e 1.8⁴¹.

4.7.2 Parâmetro de translucidez

Os valores do parâmetro de translucidez (PT) foram determinados a partir do cálculo da diferença de valores das coordenadas L^* , a^* e b^* para um mesmo espécime sob os fundos branco e preto.

A seguinte equação foi utilizada: $PT_{ab} = [(L^*_P - L^*_B)^2 + (a^*_P - a^*_B)^2 + (b^*_P - b^*_B)^2]^{1/2}$, onde os subscritos P e B referem-se aos valores das coordenadas sob os fundos preto e branco, respectivamente^{84,85}.

Quanto maior for o valor de PT, maior será a translucidez da cerâmica avaliada. Para este estudo, os limiares de perceptibilidade (LP) e aceitabilidade (LA) foram considerados ≤ 1.3 e ≤ 4.4 , respectivamente⁸⁵.

4.7.3 Parâmetro de opalescência

Os valores das coordenadas a^* e b^* sob os fundos branco e preto também foram utilizados para o cálculo do Parâmetro de Opalescência (PO), de acordo com a seguinte equação: $PO = [(a^*_P - a^*_B)^2 + (b^*_P - b^*_B)^2]^{1/2}$, onde os subscritos P e B referem-se aos valores das coordenadas sob os fundos preto e branco, respectivamente⁸⁴.

4.7.4 Razão de contraste

Os valores da coordenada de luminosidade (L^*) foram utilizados para cálculo da reflectância espectral (Y), como dado inicial para obtenção da razão de contraste (RC).

A reflectância espectral foi obtida com a seguinte equação: $Y = [(L^* + 16)/116]^3 \times Y_n$, onde Y_n é igual a 100, por ser um fator comum onde o estímulo branco atribuído aos objetos tem a aparência de um difusor de reflexão perfeito.

Valores de Y dos espécimes registrados em fundos branco (Y_B) e preto (Y_P) foram usados para calcular a razão de contraste (RC) da seguinte forma: $RC = Y_P/Y_B$, de modo que os valores variam de 0 (material transparente) a 1 (material totalmente opaco)^{83,84}.

4.8 Rugosidade de Superfície

A rugosidade dos corpos de prova foi mensurada com um Perfilômetro de contato (Mitutoyo SJ-400, Mitutoyo Corporation, Japão) e foram obtidos os parâmetros R_a (média aritmética dos valores absolutos de rugosidade dos picos e vales medida em um plano médio) e R_z (distância média entre os cinco picos mais

altos e os cinco vales mais baixos encontrados no padrão). Ra e Rz foram mensurados em micrômetros (μm), com comprimento de onda de corte de 0.8 mm ($n = 5$) e $\lambda_s = 2,5 \mu\text{m}$. Quatro medidas foram realizadas em cada espécime, em pontos equidistantes nas amostras (0° , 90° , 180° e 270°). Para isto, marcações foram realizadas no suporte metálico utilizado para disposição dos corpos de prova durante o teste que guiaram o posicionamento da ponta mensuradora do Perfilômetro.

4.9 Topografia de Superfície

Espécimes adicionais ($n=6/\text{material}$) foram obtidos para representação qualitativa de todas as condições experimentais testadas através de Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV). Para isto, os corpos de prova inicialmente foram lavados em banho ultrassônico com água destilada por 5 minutos, secados com jatos de ar comprimido e armazenados em estufa a 37°C por 24 horas. Posteriormente foram levados a um dessecador à vácuo, para remoção da umidade, e na sequência colocados em stubs com fita condutora de carbono adesiva dupla face e levados à câmara a vácuo para cobertura com liga de ouro-paládio. Na sequência, imagens foram obtidas no MEV (modelo JSM-7500F; JEOL) com ampliações de 1000x.

4.10 Microdureza Vickers

A microdureza foi mensurada por meio de microdurômetro digital (Micromet 2100 - Buehler Ltda., Lake Bluff, Illinois, EUA) com um penetrador de diamante Vickers. Cinco indentações foram realizadas em cada corpo de prova sob carga de 1000gf durante 10s. Os resultados, inicialmente expressos em micrômetros (μm), foram transformados em valores de microdureza Vickers (VHN) diretamente pela máquina de teste e uma média das cinco mensurações por corpo de prova foi obtida.

4.11 Resistência à Flexão Biaxial

O ensaio de resistência à flexão biaxial (*piston-on-three-ball-test*) foi realizado em máquina de ensaios universal (EMIC, DL-1000, São José dos Campos, SP, Brasil), conforme as diretrizes da norma ISO 6872 para materiais cerâmicos odontológicos. Cada corpo de prova foi posicionado centralmente em três esferas de aço endurecido com diâmetro de 2.5 mm posicionadas a 120° entre si, de modo a formar uma área circular de apoio com um diâmetro de 10 mm. Um pistão plano de

tungstênio (diâmetro de 1.6 mm) aplicou uma carga crescente na superfície oposta à que recebeu os procedimentos experimentais (área de compressão) utilizando célula de carga de 1000 kgf e velocidade de 1 mm/min até ocorrer a fratura catastrófica⁶³.

Após a fratura, para obtenção dos valores de resistência à flexão (F) (MPa) de cada amostra, os dados obtidos (N) foram calculados com a seguinte equação: $F = -0,2387P(X - Y)/d^2$, onde F é a tensão máxima de tração em Mega Pascal, P é a carga total necessária para provocar a fratura, em Newton, X e Y são parâmetros relacionados às propriedades elásticas do material (coeficiente de Poisson e módulo elástico) e d é a espessura da amostra na origem da fratura, em mm. A confiabilidade destes resultados para resistência à flexão biaxial foram mensurados por Análises de Weibull (resistência, módulo e respectivos intervalos de confiança).

4.12 Análise dos Dados

Os pressupostos de normalidade da distribuição dos dados e esfericidade foram verificados para cada variável pelos teste de Shapiro-Wilk e Mauchly, respectivamente. Para todas as variáveis a suposição de esfericidade foi considerada.

Para análises de alteração de cor (ΔE_{ab} e ΔE_{00}), parâmetros de translucidez e de opalescência, razão de contraste e rugosidade foram utilizados Análise de Variância a dois fatores (ANOVA two-way) para medidas repetidas e comparações múltiplas pelo teste de Bonferroni. Para diferenças na microdureza, teste t de Student para medidas repetidas foi aplicado. Os valores numéricos obtidos pelo teste de resistência à flexão biaxial foram analisados por ANOVA one-way e pós-teste de Tukey. As análises estatísticas foram conduzidas no software SPSS (Statistical Packages for the Social Sciences) versão 22.0 para Windows, com nível de significância de 5%.

Análises de Weibull mensuraram a confiabilidade dos valores obtidos para resistência à flexão biaxial pela resistência característica (σ_0) e módulo de Weibull (m). O módulo de Weibull indica a homogeneidade estrutural do material em função da distribuição de resistência e a resistência característica representa os valores de resistência com uma probabilidade de falha de aproximadamente 63,3%. A resistência característica e o módulo de Weibull com seus respectivos intervalos de confiança de 95% foram calculados com o software Minitab (versão 17, 2013, Minitab, State College, PA) com nível de significância foi de 5%.

5 RESULTADOS

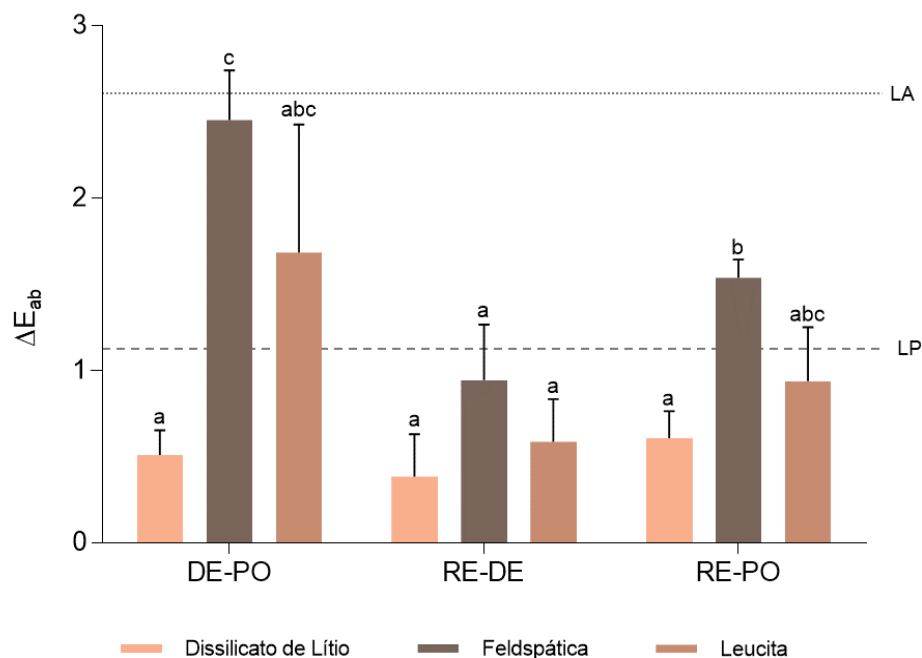
5.1 Alteração de Cor

Nas Figuras 3 e 4 são apresentados os dados para alteração de cor. Foi identificado que o tipo de material, a condição de superfície e a interação material X superfície foram significativos para as alterações de cor ($p < 0.001$).

As análises ΔE_{ab} (Figura 3) indicaram que nenhuma das condições de superfície promoveu alterações de cor nas cerâmicas avaliadas que atingissem o limite clinicamente aceitável (2.7). Entretanto, o desgaste erosivo-abrasivo promoveu alterações de cor perceptíveis e estatisticamente similares para as cerâmicas feldspática e reforçada por leucita.

Em todos os materiais o repolimento promoveu alterações de cor inferiores ao limiar de perceptibilidade (1.2), mas tal procedimento colaborou para que, em relação à análise inicial, apenas a cerâmica feldspática apresentasse alterações perceptíveis de cor. A cerâmica reforçada por dissilicato de lítio apresentou maior estabilidade de cor diante das condições de superfície testadas.

Figura 3 – Valores médios e desvios-padrão das alterações de cor (ΔE_{ab}) de cerâmicas odontológicas CAD/CAM após desgaste erosivo-abrasivo e repolimento



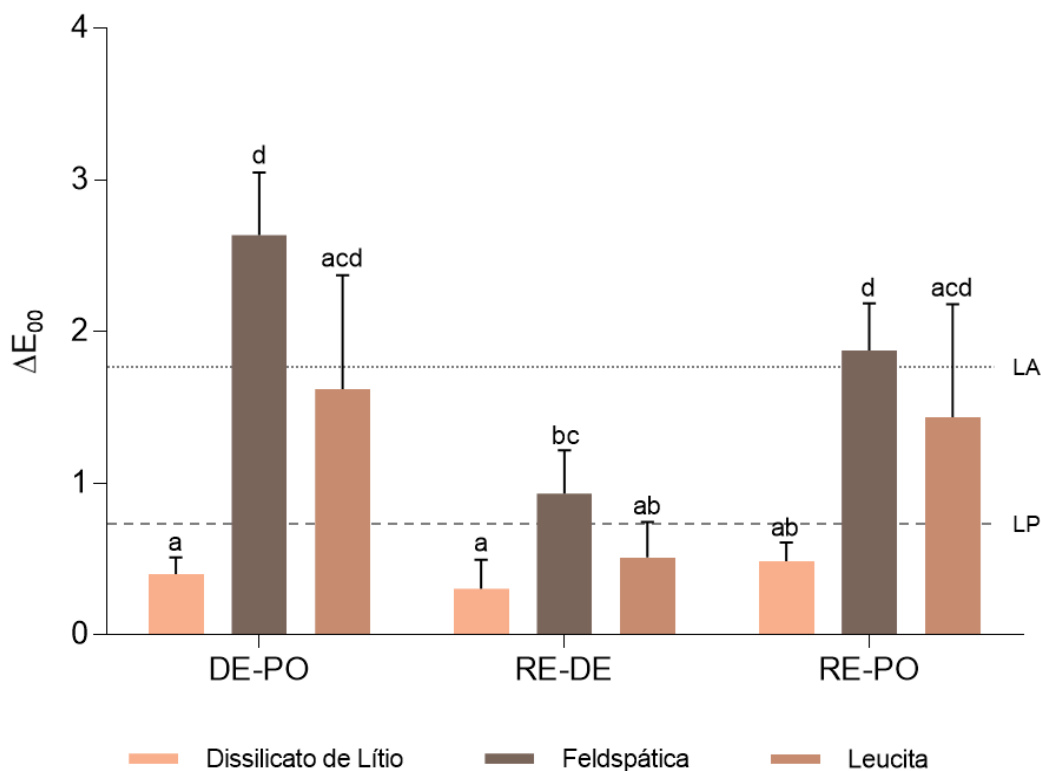
Nota: ^{a-b}Letras diferentes representam diferença estatisticamente significativa (Teste de Bonferroni, $p \leq 0.013$). PO – Polimento, DE – Desgaste erosivo-abrasivo, RE – Repolimento, LP – Limiar de perceptibilidade, LA – Limiar de aceitabilidade.

Fonte: Elaboração própria.

Pela análise de ΔE_{00} (Figura 4), a cerâmica feldspática sofreu alteração de cor além do limiar clinicamente aceitável após o desgaste erosivo-abrasivo. Alteração perceptível de cor foi observada para a cerâmica feldspática após o repolimento, entretanto, em relação à análise inicial, mesmo após o repolimento a alteração de cor para este material permaneceu clinicamente inaceitável.

Para a cerâmica reforçada por leucita, alterações perceptíveis de cor foram observadas após o desgaste erosivo-abrasivo e após o repolimento, em relação à superfície após polimento. Não foram observadas alterações perceptíveis de cor na cerâmica reforçada por dissilicato de lítio (Figura 4).

Figura 4 – Valores médios e desvios-padrão das alterações de cor (ΔE_{00}) de cerâmicas odontológicas CAD/CAM após desgaste erosivo-abrasivo e repolimento



Nota: ^{a-b}Letras diferentes representam diferença estatisticamente significativa (Teste de Bonferroni, $p \leq 0.036$). PO – Polimento, DE – Desgaste erosivo-abrasivo, RE – Repolimento, LP – Limiar de perceptibilidade, LA – Limiar de aceitabilidade.

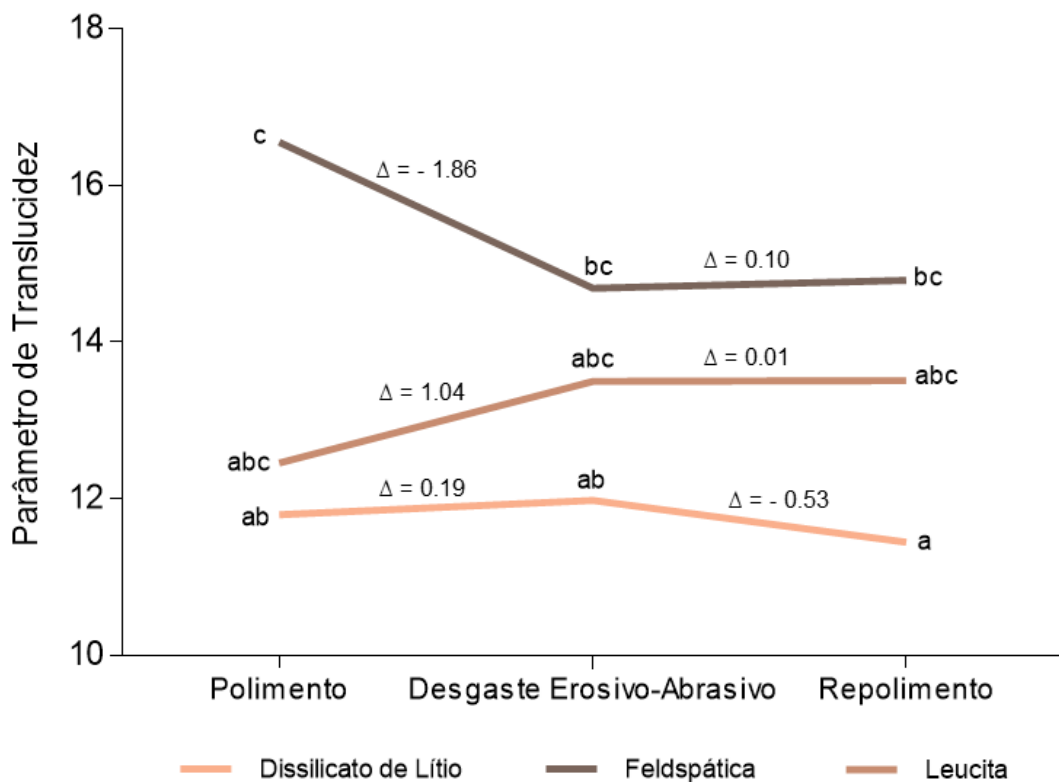
Fonte: Elaboração própria.

5.2 Parâmetro de Translucidez

As alterações do parâmetro de translucidez foram influenciadas pelo tipo de material ($p<0.001$), mas não sofreram efeitos da condição de superfície ($p=0.865$) ou da interação material X condição de superfície ($p=0.371$).

Foi observado que, em um mesmo material, o parâmetro de translucidez não foi alterado significativamente após o desgaste erosivo-abrasivo e o repolimento. A cerâmica reforçada por leucita apresenta valores intermediários de translucidez, com similaridade estatística para os outros materiais testados, independente da condição de superfície (Figura 5).

Figura 5 – Valores médios do parâmetro de translucidez de cerâmicas odontológicas CAD/CAM após desgaste erosivo-abrasivo e repolimento



Nota: ^{a-b}Letras diferentes representam diferença estatisticamente significativa (Teste de Bonferroni, $p\leq 0.020$).

Fonte: Elaboração própria.

Alteração clinicamente perceptível após o desgaste erosivo-abrasivo (-1.86) e após o repolimento (-1.76) foi observada apenas para a cerâmica feldspática.

5.3 Parâmetro de Opalescência

As alterações no parâmetro de opalescência não foi influenciada pelo tipo de material ($p=0.065$), condição de superfície ($p=0.842$) ou pela interação entre estas variáveis (0.401). Os valores médios e desvios-padrão demonstrados na Tabela 1 evidenciam a ausência de diferenças estatisticamente significativas, independente dos diferentes fatores de estudo.

Tabela 1 – Valores médios e desvios-padrão do parâmetro de opalescência de cerâmicas odontológicas CAD/CAM após desgaste erosivo-abrasivo e repolimento

Material	Condição de Superfície		
	Polimento	Desgaste erosivo-abrasivo	Repolimento
Dissilicato de Lítio	8,41 $\pm$ 1,43	8,54 $\pm$ 1,38	8,31 $\pm$ 1,37
Feldspática	8,04 $\pm$ 1,27	7,14 $\pm$ 1,26	7,08 $\pm$ 1,29
Leucita	8,04 $\pm$ 1,38	8,55 $\pm$ 1,22	8,51 $\pm$ 1,18

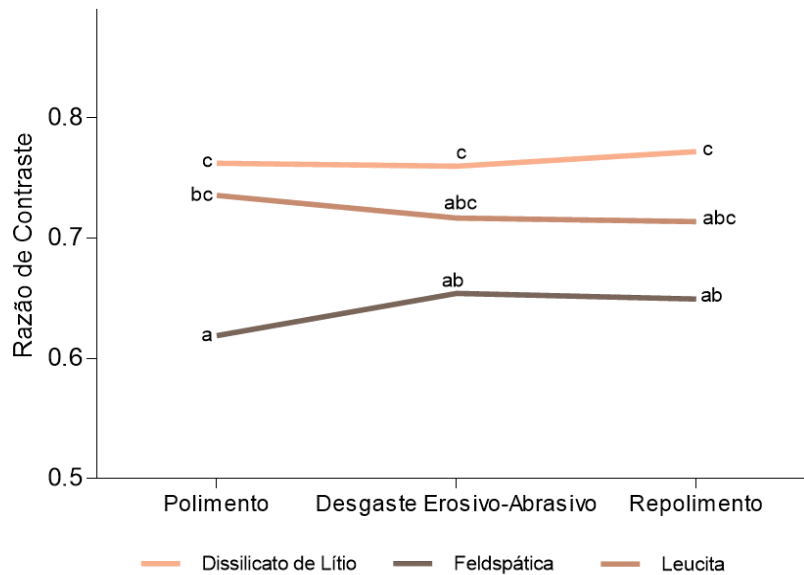
Fonte: Elaboração própria.

5.4 Razão de Contraste

O tipo de material influencia as variações na razão de contraste ($p<0.001$). Entretanto, a condição de superfície ($p=0.916$) e a interação material X condição de superfície ($p=0.566$) não alteram os valores de razão de contraste.

Em um mesmo material, a razão de contraste permaneceu sem alterações significativas após desgaste erosivo-abrasivo e repolimento. A cerâmica reforçada por dissilicato de lítio apresenta os maiores valores de razão de contraste, diferindo significativamente da cerâmica feldspática, independente da condição de superfície. Já em uma mesma condição de superfície, a razão de contraste da cerâmica reforçada por leucita não difere dos outros materiais avaliados (Figura 6).

Figura 6 – Valores médios da razão de contraste de cerâmicas odontológicas CAD/CAM após desgaste erosivo-abrasivo e repolimento



Nota: ^{a-b}Letras diferentes representam diferença estatisticamente significativa (Teste de Bonferroni, $p \leq 0.028$).

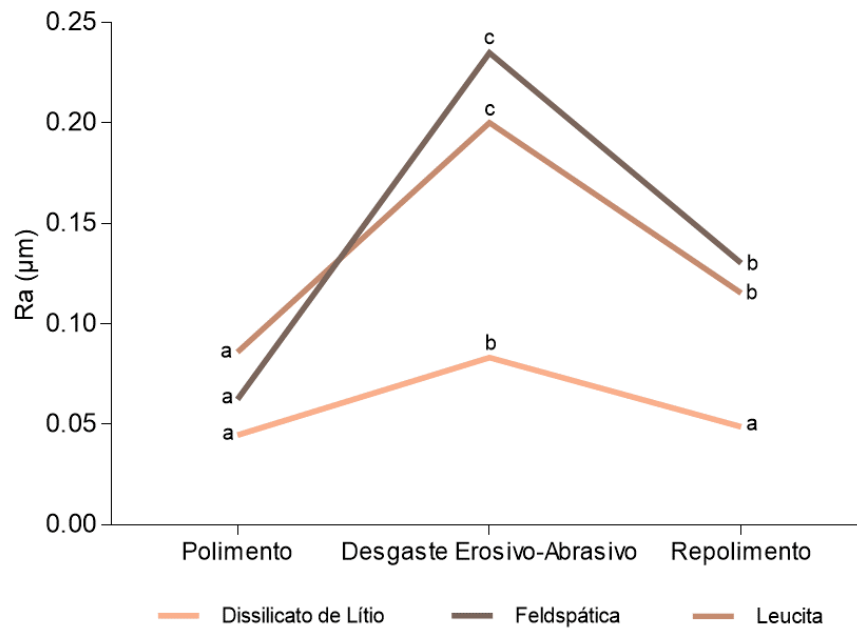
Fonte: Elaboração própria.

5.5 Rugosidade de Superfície

Foi observado efeito significativo do material ($p < 0.001$), da condição de superfície ($p < 0.001$) e da interação material X condição de superfície ($p < 0.001$) sobre a rugosidade de superfície. O desgaste erosivo-abrasivo promoveu aumento da rugosidade de superfície em todos os materiais avaliados ($p < 0.001$). De modo similar para todos os materiais, o repolimento reduziu a rugosidade provocada pelo desgaste erosivo-abrasivo. Entretanto, o procedimento de repolimento só foi capaz de recuperar o padrão de rugosidade similar à rugosidade inicial (polimento) para a cerâmica reforçada por dissilicato de lítio ($p = 0.415$) (Figura 7).

A Tabela 2 apresenta os valores médios e desvios-padrão para variações de rugosidade (ΔRa e ΔRz) para os materiais avaliados por interações entre as três condições de superfície avaliadas. Foi observado que a cerâmica feldspática sofreu as maiores variações de rugosidade após o desgaste erosivo-abrasivo em relação aos outros materiais avaliados. Nota-se também que a cerâmica reforçada por dissilicato de lítio sofreu variação mínima de rugosidade após o repolimento em relação à avaliação inicial, com o parâmetro Rz indicando até para um perfil de maior lisura superficial.

Figura 7 – Rugosidade média de cerâmicas odontológicas CAD/CAM após desgaste erosivo-abrasivo e repolimento



Nota: ^{a-b} Letras diferentes representam diferença estatisticamente significativa (Teste de Bonferroni, $p \leq 0,014$).

Fonte: Elaboração própria.

Tabela 2 – Variações de rugosidade de superfície por material e interações de condições de superfície avaliados

Parâmetro	Material	Interação		
		DE-PO	RE-DE	RE-PO
ΔRa	Dissilicato de Lítio	$0,039 \pm 0,019^{de}$	$-0,034 \pm 0,015^b$	$0,004 \pm 0,003^c$
	Feldspática	$0,173 \pm 0,016^g$	$-0,104 \pm 0,018^a$	$0,068 \pm 0,022^e$
	Leucita	$0,114 \pm 0,019^f$	$-0,085 \pm 0,026^a$	$0,029 \pm 0,013^d$
ΔRz	Dissilicato	$0,435 \pm 0,145^{de}$	$-0,452 \pm 0,178^a$	$-0,017 \pm 0,007^b$
	Feldspática	$1,405 \pm 0,173^f$	$-0,172 \pm 0,035^{ab}$	$0,233 \pm 0,018^f$
	Leucita	$0,625 \pm 0,197^e$	$-0,462 \pm 0,131^a$	$0,163 \pm 0,017^{cd}$

Nota: ^{a-b} Letras minúsculas sobrescritas diferentes indicam diferença estatisticamente significativa dentro do mesmo parâmetro; PO – polimento; DE – desgaste erosivo-abrasivo; RE – repolimento.

Fonte: Elaboração própria.

5.6 Topografia de Superfície

A análise qualitativa de topografia de superfície realizada a partir de microscopia eletrônica de varredura (MEV) permitiu observar um padrão de degradação da superfície obtido após o desgaste erosivo-abrasivo em todos os materiais (Figura 8). Além disso, de modo similar à análise de rugosidade superficial, uma homogeneidade topográfica é observada após o repolimento, mas com padrão similar à condição de superfície inicial (polimento) apenas para a cerâmica reforçada por dissilicato de lítio.

5.7 Microdureza Vickers

O repolimento após desgaste erosivo-abrasivo promoveu, de maneira similar para todos os materiais, redução significativa na microdureza Vickers ($p \leq 0.05$) (Tabela 3).

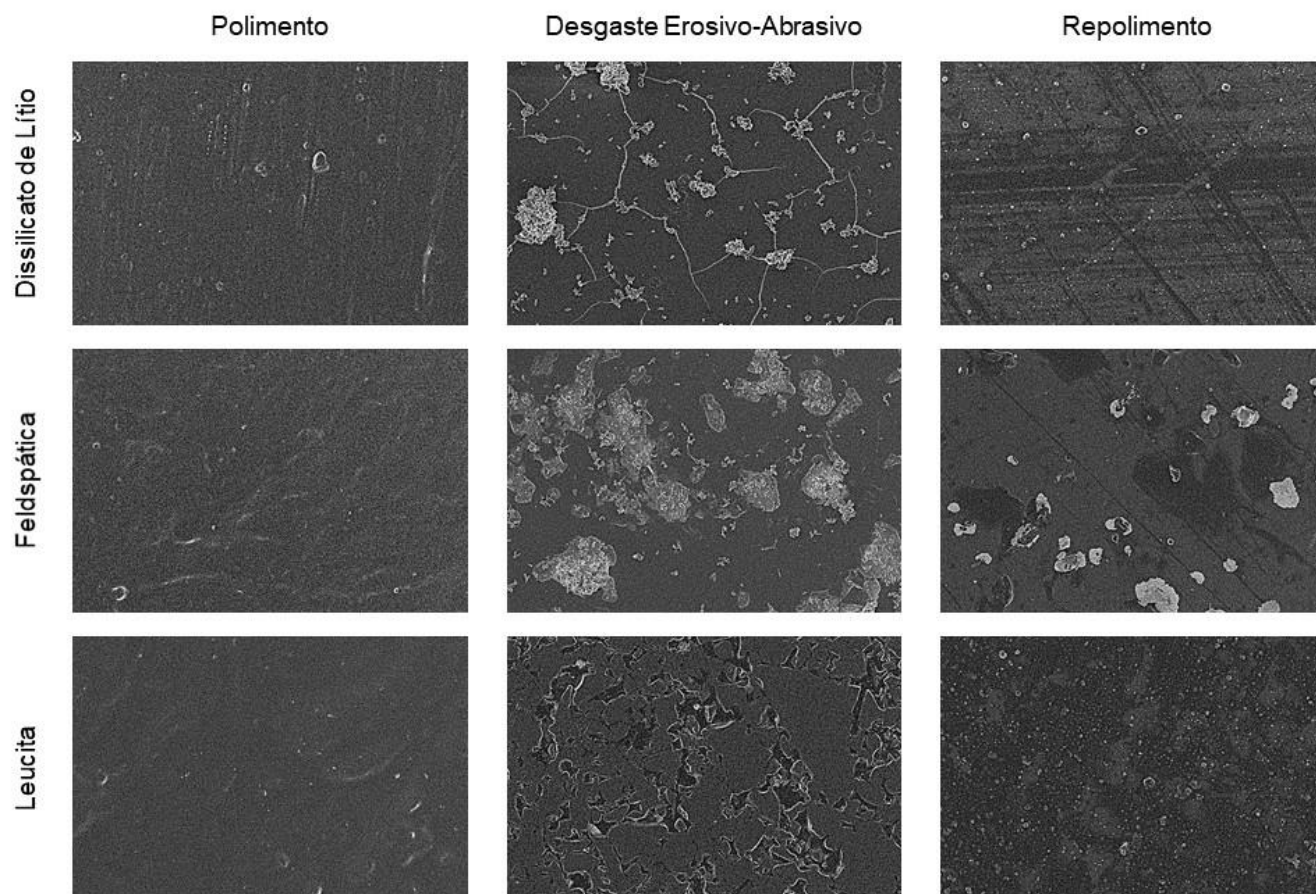
Tabela 3 – Valores médios e desvios-padrão de microdureza Vickers (VHN) de cerâmicas CAD/CAM submetidas a desgaste erosivo-abrasivo e repolimento

Material	Condição de Superfície		Valor de p^a
	Polimento	Desgaste erosivo-abrasivo + Repolimento	
Dissilicato de Lítio	551,65 $\pm$ 11,19	493,50 $\pm$ 7,38	<0.001
Feldspática	461,94 $\pm$ 35,87	339,62 $\pm$ 13,84	<0.001
Leucita	413,34 $\pm$ 24,59	349,52 $\pm$ 41,49	0.005

Nota: ^aTeste t de Student para amostras em pares.

Fonte: Elaboração própria.

Figura 8 – Imagens de microscopia eletrônica de varredura (1000x) das diferentes cerâmicas odontológicas CAD/CAM submetidas a polimento, desgaste erosivo-abrasivo e repolimento.



Fonte: Elaboração própria.

5.8 Resistência à Flexão Biaxial

Foi identificado efeito significativo da condição de superfície sobre a resistência à flexão biaxial das diferentes cerâmicas odontológicas avaliadas ($p \leq 0.002$).

Na cerâmica reforçada por dissilicato de lítio a resistência média observada após o desgaste erosivo-abrasivo ($260,82 \pm 36,07$ MPa) e o repolimento ($176,76 \pm 39,35$ MPa) foram significativamente diferentes entre si ($p < 0.001$) e menores em relação à análise com a superfície polida ($359,82 \pm 29,06$ MPa) (Tabela 4).

Nas cerâmicas feldspática e reforçada por leucita a redução na resistência após o desgaste erosivo-abrasivo não foi significativa, sendo semelhante às análises após o polimento e após o repolimento. Entretanto, de modo similar para estes dois materiais, a resistência após o repolimento foi significativamente inferior à resistência inicial (após o polimento).

O teste de Tukey denotou que o módulo de Weibull para todas as cerâmicas avaliadas era significativamente maior na superfície polida (Tabela 4). O desgaste erosivo-abrasivo e o repolimento promoveu reduções significativas nos valores de módulo de Weibull em todos os materiais, mas apenas na cerâmica feldspática os valores nestas duas condições de superfície foram significativamente diferentes entre si ($p < 0.001$).

Tabela 4 – Valores médios e desvios-padrão da resistência à flexão biaxial (MPa), resistência característica (σ_0) e módulo de Weibull (m) com respectivos intervalos de confiança para os grupos experimentais.

Grupo	Cerâmica	Condição de Superfície	Resistência flexural (MPa) ¹	Resistência característica Weibull (σ_0) (MPa)	Módulo de Weibull ²
DI-PO	Dissilicato de Lítio	Polimento	359,82 $\pm$ 29,06 ^a	372,53 (339,98 – 381,56)	13,63 (12,43 – 13,96) ^a
DI-DE		Desgaste Erosivo-Abrasivo	260,82 $\pm$ 36,07 ^b	283,47 (215,91 – 304,45)	4,58 (3,48 – 4,91) ^b
DI-RE		Repolimento	176,76 $\pm$ 39,35 ^c	193,11 (146,86 – 207,49)	4,55 (3,46 – 4,89) ^b
FE-PO	Feldspática	Polimento	120,18 $\pm$ 26,65 ^a	125,97 (107,61 – 131,28)	9,52 (8,36 – 9,86) ^a
FE-DE		Desgaste Erosivo-Abrasivo	98,87 $\pm$ 30,17 ^{ab}	107,87 (79,61 – 116,82)	4,09 (3,02 – 4,44) ^c
FE-RE		Repolimento	70,31 $\pm$ 8,83 ^b	73,75 (64,71 – 76,32)	7,91 (6,76 – 8,25) ^b
LE-PO	Leucita	Polimento	152,66 $\pm$ 15,79 ^a	159,37 (141,97 – 164,27)	10,78 (9,61 – 11,12) ^a
LE-DE		Desgaste Erosivo-Abrasivo	128,23 $\pm$ 26,51 ^{ab}	138,53 (109,69 – 147,27)	5,34 (4,23 – 5,67) ^b
LE-RE		Repolimento	103,52 $\pm$ 26,84 ^b	113,01 (85,21 – 121,68)	4,41 (3,32 – 4,75) ^b

^{a-b}Letras minúsculas sobrescritas diferentes indicam diferença estatisticamente significativa entre diferentes condições de superfície em um mesmo material (Teste de Tukey, $p \leq 0.004^1$ e $p \leq 0.014^2$).

Fonte: Elaboração própria.

6 DISCUSSÃO

As alterações de cor e propriedades ópticas de um material restaurador podem afetar a percepção estética da restauração e, dependendo da gravidade, indicar a necessidade de sua substituição⁴¹. Aumento da rugosidade superficial contribui para alterações de percepção estética da restauração, manchamentos superficiais e é fator de risco para introdução de defeitos subcríticos e acúmulo de biofilme⁸⁶. Os achados do presente estudo sugerem que o desgaste erosivo-abrasivo promove danos às propriedades ópticas e superficiais de cerâmicas vítreas monolíticas e, dependendo da composição microestrutural do material, propicia níveis perceptíveis e/ou inaceitáveis clinicamente, requerendo algum procedimento de reparo ou substituição da restauração. Por outro lado, o repolimento tem capacidade limitada de reduzir os danos promovidos pelo desgaste erosivo-abrasivo. Além disso, este procedimento causa redução na microdureza e resistência à flexão de todas as cerâmicas avaliadas neste estudo. Dessa forma, todas as hipóteses nulas foram rejeitadas.

O padrão de superfície de um material restaurador influencia as propriedades ópticas⁸⁷. Em materiais com lisura superficial, a reflexão de luz ocorre no mesmo ângulo em que atinge a superfície, em um fenômeno denominado reflexão especular. Por outro lado, quando a superfície está rugosa, a reflexão de luz ocorre de forma difusa e em várias direções, dando uma percepção de cor alterada^{88,89}. Os achados de nosso estudo evidenciaram uma maior estabilidade de cor da cerâmica reforçada por dissilicato de lítio após o desgaste erosivo-abrasivo e repolimento.

No presente estudo, alterações de cor clinicamente perceptíveis foram detectadas nas cerâmicas feldspática e reforçada por leucita após o desgaste erosivo-abrasivo. Isto pode ser atribuído a alterações na coordenada a^* (eixo vermelho-verde), indicando uma alteração de tons avermelhados para esverdeados e direcionando a alteração de cor. Esta teoria tem sido utilizada na literatura para justificar alterações de cor significativas em cerâmicas com alto teor de sílica quando expostas a desgaste erosivo-abrasivo³⁴.

Pela análise ΔE_{00} a alteração de cor na cerâmica feldspática é considerada clinicamente inaceitável, sendo necessário, portanto, algum procedimento reparador ou substituição da restauração. No entanto, o repolimento não foi capaz de reverter esta alteração de cor. Este achado vai ao encontro das evidências apresentadas por Yang et al.³⁰ e sugere que as alterações de cor dos materiais promovidas pelo

desgaste erosivo-abrasivo podem ser atribuídas a uma degradação subsuperficial. Além disso, nossos achados fornecem evidências de que não apenas pigmentos extrínsecos podem induzir às alterações de cor, pois o ácido utilizado neste estudo era livre de pigmentos. O comportamento óptico das cerâmicas odontológicas parece ser influenciado por sua microestrutura, tamanho e disposição de cristais, óxidos pigmentantes, defeitos superficiais, porosidade e rugosidade da superfície⁸⁴.

A translucidez é um fator crucial para o padrão estético do material restaurador e pode interferir nos procedimentos de cimentação⁸⁹. Neste estudo, a translucidez dos diferentes materiais foi mensurada a partir da diferença entre a reflexão de cor do material em uma determinada espessura sobre fundos branco e preto. A matriz vítrea é a responsável pelas propriedades ópticas dos materiais⁴⁶, e isso justifica que a cerâmica feldspática apresente a maior translucidez em comparação aos demais materiais avaliados neste estudo. O desgaste erosivo-abrasivo e o repolimento não promoveram alteração estatisticamente significativa no padrão de translucidez.

Embora sem significância estatística, na cerâmica feldspática foi observada uma redução clinicamente perceptível do parâmetro de translucidez após o desgaste erosivo-abrasivo. Esta alteração permaneceu clinicamente perceptível mesmo após o repolimento e pode ser atribuída à grande remoção de matriz vítrea. Além disso, a remoção de sílica promovida pelos desafios ácidos em cerâmicas vítreas produz resíduos opacos que, quando não adequadamente removidos, podem afetar os parâmetros ópticos da cerâmica⁹⁰. Embora tenha sido realizada lavagem ultrassônica nos espécimes previamente às mensurações referentes ao desgaste erosivo-abrasivo, como neste estudo o ácido utilizado para simular o desgaste erosivo tem potencial de remoção de matriz vítrea superior ao condicionamento convencional com ácido fluorídrico, é possível que a lavagem não tenha sido suficiente para remover os resíduos de sílica e tenham interferido nos parâmetros ópticos avaliados.

A obtenção de restaurações altamente estéticas que busquem mimetizar a aparência de dentes naturais é dependente do uso de materiais restauradores com boas propriedades opalescentes⁹¹. No presente estudo, os três materiais cerâmicos avaliados apresentam opalescência similar. Além disso, o desgaste erosivo-abrasivo e o repolimento não alteraram o padrão de opalescência. A ausência de estudos que tenham avaliado esta propriedade de cerâmicas submetidas a desafios ácidos

impede a comparação direta de nossos achados. No entanto, esta evidência é sugestiva de que ambos os materiais testados propiciam resultados de alto padrão opalescente e garantem manutenção de parâmetros satisfatórios desta propriedade mesmo diante de desgaste erosivo-abrasivo.

A cerâmica de dissilicato de lítio apresentou uma maior razão de contraste, enquanto a cerâmica reforçada por leucita apresentou uma RC intermediária entre os outros dois materiais avaliados. Em um mesmo material, o desgaste erosivo-abrasivo e o repolimento não alteraram significativamente a RC. Mesmo sem significância estatística, um ligeiro aumento na RC foi observada para a cerâmica de dissilicato de lítio após o desgaste erosivo-abrasivo. Este achado é similar ao observado por Theocharidou et al.⁴² e sugere que a fim de garantir longevidade no padrão estético de restaurações com dissilicato de lítio, exposição a desafios ácidos deve ser evitada.

O condicionamento ácido de cerâmicas vítreas é uma estratégia eficaz para promover microrretenções com o objetivo de obter melhor molhabilidade da superfície e garantir uma cimentação adesiva segura^{65,75,76}. Com base nisto, não é surpreendente que o desgaste erosivo-abrasivo, que utiliza um ácido com pH inferior do que o ácido fluorídrico, seja capaz de alterar o padrão de lisura superficial das cerâmicas. Diversos estudos in vitro tem observado isto, mesmo que adotando metodologias distintas que simulem erosão de origem intrínseca ou extrínseca, com associação ou não de abrasão por escovação^{26,32-34,69-71}.

As partículas superficiais das cerâmicas são passíveis de lixiviação quando submetidas a ambientes ácidos⁶⁹. Além disso, a matriz vítrea é propensa a dissolução de forma mais rápida do que os grãos cristalinos, resultando em superfícies mais rugosas⁷⁵. Isso justifica que as maiores alterações de rugosidade tenham sido observadas, em ordem decrescente, nas cerâmicas feldspática, reforçada com leucita e reforçada com dissilicato de lítio, a mesma sequência decrescente por percentual de sílica na composição dos materiais. No caso desse estudo, em que houve associação de desgaste mecânico pela abrasão da escovação dentária, acredita-se que o potencial de degradação da superfície seja maior, pois além da remoção de matriz vítrea, o ácido é capaz de expor os cristais que compõem a microestrutura das cerâmicas, sendo passíveis de remoção pela escovação dentária.

O potencial do repolimento de reverter o desgaste superficial nas cerâmicas promovido pelo desgaste erosivo-abrasivo é uma novidade deste estudo. Estudo anterior avaliou o repolimento em cerâmicas submetidas a desgaste erosivo, mas sem associar ao desgaste abrasivo³⁰. A obtenção de lisura superficial com o repolimento em um padrão similar à análise prévia ao desgaste erosivo-abrasivo só foi constatada na cerâmica de dissilicato de lítio. Isto parece estar relacionado com a propensão menor dessa cerâmica a desgaste, atribuída à sua composição microestrutural, visto que foi a cerâmica com menor variação de rugosidade. Para as outras cerâmicas, o repolimento reduziu a rugosidade da superfície, mas sem obtenção de lisura similar ao polimento inicial. Esta evidência sugere que novos estudos devem analisar o possível efeito benéfico de um tempo maior de polimento ou o uso de outras técnicas.

O desgaste erosivo-abrasivo tem potencial de degradar a superfície das cerâmicas por promover um efeito sinérgico da dissolução de matriz vítrea por ataque ácido e posterior desgaste da superfície “amolecida” por desgastes mecânicos, como a escovação dentária⁶. Estudos anteriores não observaram efeito significativo da escovação dentária isolada em alterar a rugosidade superficial de cerâmicas vítreas, divergindo de nossos achados. Entretanto, os nossos achados são corroborados por Kulkarni et al.³⁴, que simularam desgaste erosivo-abrasivo com metodologia similar à do presente estudo. Estes achados divergentes são atribuídos a diferenças metodológicas e sugerem que a dissolução superficial por exposição a ácidos é determinante da degradação superficial de cerâmicas vítreas.

Valores de rugosidade superficial superior a 0.2 μm são clinicamente perceptíveis pelos pacientes e aumenta a retenção de biofilme bacteriano⁹², sendo portanto desejável uma lisura superficial que garanta mensurações inferiores a esse limiar. O desgaste erosivo-abrasivo promoveu rugosidade superior e no limite deste limiar para as cerâmicas feldspática e reforçada por leucita, respectivamente. Isto indica que após 3 anos de exposição a um ambiente oral ácido e sujeito a desgaste mecânico por escovação, restaurações destes dois materiais alcançam um padrão de rugosidade passível de intervenção clínica. O repolimento, embora não tenha restabelecido o padrão de lisura superficial para estas duas cerâmicas, reduz a rugosidade a um limiar inferior a 0.2 μm , sugerindo a sua viabilidade para a garantia de longevidade clínica de procedimentos com estes materiais. Entretanto, estudos clínicos randomizados que avaliem esta hipótese são altamente recomendados, uma

vez que as evidências advindas do desenho aplicado neste estudo são apenas sugestivas e, portanto, passíveis de confirmações.

As imagens de microscopia eletrônica de varredura (MEV) do presente estudo apresentam padrão similar a outros achados na literatura^{26,32,71}, que apontam para a dissolução de matriz vítrea e lixiviação dos íons óxidos na superfície das cerâmicas avaliadas. Na cerâmica feldspática, as imagens obtidas após o repolimento demonstram que a topografia de superfície permanece com poucas alterações perceptíveis em relação às imagens após o desgaste erosivo-abrasivo, corroborando os achados relativos à rugosidade superficial deste material. Na cerâmica de dissilicato de lítio podem ser observadas microporosidades e cristais desprendidos da matriz vítrea e a cerâmica de leucita apresentou padrão topográfico similar ao da cerâmica feldspática.

O repolimento após desgaste erosivo-abrasivo promoveu redução significativa na microdureza de todas as cerâmicas avaliadas neste estudo. Isto pode ser atribuído à redução no percentual de potássio, alumínio e silício nas cerâmicas vítreas quando expostas a desafios ácidos, promovendo degradação da superfície⁹³. Resultados similares foram observados em estudos anteriores^{32,71,94}. A redução na microdureza correlaciona-se clinicamente com a resistência a abrasão do material e o seu potencial de desgaste sobre materiais restauradores e/ou tecidos dentais hígidos presentes nos dentes antagonistas. A resistência a abrasão de um material restaurador é diretamente proporcional à sua dureza^{12,81}. Dessa forma, os achados do presente estudo sugerem que o desgaste erosivo-abrasivo torna estas cerâmicas avaliadas menos resistentes a subseqüentes desgastes mecânicos e com menor potencial de desgastar os dentes antagonistas.

O condicionamento com ácido fluorídrico a 9% por 30 segundos promove remoção total de matriz vítrea superficial e remove os cristais finos de dissilicato de lítio⁹⁵. Esta evidência e a alteração do padrão topográfico da cerâmica nos permite teorizar que ácidos mais fortes, tais como o ácido clorídrico utilizado em nosso estudo, potencializam a dissolução de matriz vítrea e conseqüente exposição de cristais mais irregulares de dissilicato de lítio. Como a resistência mecânica das vitrocerâmicas reforçadas é atribuída à sua matriz cristalina isto pode justificar a redução na resistência mecânica do DL após o desgaste erosivo-abrasivo⁴⁶. Por outro lado, nas cerâmicas feldspática e reforçada por leucita, redução significativa na resistência flexural só foi observada após o repolimento. Isto pode ser justificado

pelo maior teor de matriz vítrea em comparação ao DL e aos valores de resistência menores para estas cerâmicas mesmo antes de exposição a desgaste erosivo-abrasivo.

Al-Thobity et al.²⁶ verificaram que desgaste erosivo promoveu redução da resistência à flexão para cerâmica feldspática, mas não para cerâmica de dissilicato de lítio. Este achado divergente do nosso estudo pode ser atribuído às diferenças metodológicas, uma vez que a cerâmica de dissilicato de lítio possui uma rede de cristais distribuída de forma homogênea na matriz vítrea, conferindo maior resistência mecânica a esta cerâmica. Dessa forma, ácidos de origem extrínseca parecem ter potencial limitado de degradar este material.

O desgaste erosivo-abrasivo e o repolimento promoveu reduções significativas nos valores de módulo de Weibull em todos os materiais, mas apenas na cerâmica feldspática os valores nestas duas condições de superfície foram significativamente diferentes entre si. Este achado sugere que a confiabilidade estrutural de todos os materiais é afetada pelo desgaste erosivo-abrasivo e isto pode ser justificado pela dissolução de matriz vítrea já atribuída ao desgaste em outros desfechos desse estudo. Como as cerâmicas vítreas tem um alto percentual de sílica, a dissolução deste material promove um desarranjo estrutural que é quantificado por esta análise.

Algumas limitações devem ser apontadas e levadas em consideração durante a análise dos achados deste estudo. O protocolo de simulação de desgaste erosivo-abrasivo não levou em consideração a saliva humana e o seu possível efeito atenuante da degradação nas propriedades dos materiais mediadas pelo desgaste erosivo-abrasivo. No entanto, nenhum protocolo padronizado está estabelecido para corresponder ao ambiente oral patológico. Além disso, o aumento da rugosidade de superfície dos materiais restauradores é fator de risco para um maior acúmulo de biofilme e adesão de pigmentos à estrutura dentária, condições que reconhecidamente podem interferir nas propriedades ópticas mensuradas neste estudo²⁰. Dessa forma, novas investigações devem investigar a associação de pigmentação extrínseca introduzida pela dieta ao desgaste erosivo-abrasivo. Por fim, o tipo de estudo desenvolvido não permite a recomendação de protocolos clínicos a serem adotados.

Os defeitos superficiais introduzidos pelas técnicas de processamento, tratamento de superfície interno e externo e exposição a ambiente oral fisiológico ou

patológico tem potencial significativo em comprometer o desempenho mecânico de cerâmicas odontológicas^{34,63}, como foi evidenciado pelos achados do nosso estudo. Entretanto, este comprometimento mecânico pode ser reduzido quando o material restaurador se encontra cimentado a um substrato^{58,62,75}. Sendo assim, é recomendado que o comportamento mecânico de cerâmicas cimentadas e expostas a desgaste erosivo-abrasivo seja investigado.

Outra limitação do presente estudo foi a investigação ter incluído apenas cerâmicas acidossensíveis. Nesse sentido, a composição microestrutural e suscetibilidade a alterações superficiais mediadas por desafios ácidos sugere que estes materiais sejam menos resistentes a desgaste erosivo-abrasivo do que as cerâmicas policristalinas⁴⁶. Mais evidências precisam ser geradas para subsidiar uma recomendação sobre o material de escolha para a reabilitação de pacientes com desgaste dentário erosivo. Assim, a investigação prévia sobre o comportamento de cerâmicas com propriedades mecânicas superiores, como as cerâmicas à base de zircônia também é fortemente recomendada.

7 CONCLUSÕES

Os achados do presente estudo, dentro de suas limitações, permite concluir que:

- O desgaste erosivo-abrasivo promove alteração de cor clinicamente perceptível para cerâmicas feldspática e reforçada por leucita. Para a análise ΔE_{00} a alteração na cerâmica feldspática é clinicamente inaceitável. O repolimento não é capaz de reverter as alterações de cor nas cerâmicas avaliadas;
- O desgaste erosivo-abrasivo promove alteração clinicamente perceptível na translucidez de cerâmica feldspática, que não é alterada pelo repolimento;
- A opalescência e a razão de contraste das cerâmicas avaliadas neste estudo são sofrem influência do desgaste erosivo-abrasivo e repolimento;
- O desgaste erosivo-abrasivo promove aumento da rugosidade superficial em todas as cerâmicas avaliadas e o repolimento, apesar de reduzir a rugosidade em todos os materiais, parece reverter a alteração de rugosidade apenas na cerâmica de dissilicato de lítio;
- O repolimento realizado após desgaste erosivo-abrasivo promoveu reduções significativas na microdureza de todas as cerâmicas avaliadas neste estudo;
- A resistência à flexão biaxial das cerâmicas feldspática e reforçadas por dissilicato de lítio e leucita é significativamente reduzida após desgaste erosivo-abrasivo e repolimento.

REFERÊNCIAS*

1. Schlueter N, Amaechi BT, Bartlett D, Buzalaf MAR, Carvalho TS, Ganss C et al. Terminology of erosive tooth wear: Consensus report of a workshop organized by the ORCA and the cariology research group of the IADR. *Caries Res.* 2020; 54(1): 2-6.
2. Martignon S, Bartlett D, Manton DJ, Martinez-Mier EA, Splieth C, Avila V. Epidemiology of erosive tooth wear, dental fluorosis and molar incisor hypomineralization in the American continent. *Caries Res.* 2021; 55(1): 1-11.
3. Schlueter N, Luka B. Erosive tooth wear - a review on global prevalence and on its prevalence in risk groups. *Br Dent J.* 2018; 224(5): 364-70.
4. Shellis RP, Addy M. The interactions between attrition, abrasion and erosion in tooth wear. *Monogr Oral Sci.* 2014; 25: 32-45.
5. Hong DW, Lin XJ, Wiegand A, Yu H. Does delayed toothbrushing after the consumption of erosive foodstuffs or beverages decrease erosive tooth wear? A systematic review and meta-analysis. *Clin Oral Investig.* 2020; 24(12): 4169-83.
6. Carvalho TS, Colon P, Ganss C, et al. Consensus report of the European Federation of Conservative Dentistry: erosive tooth wear--diagnosis and management. *Clin Oral Investig.* 2015; 19(7): 1557-61.
7. Luciano LCO, Ferreira MC, Paschoal MA. Prevalence and factors associated with dental erosion in individuals aged 12-30 years in a northeastern Brazilian city. *Clin Cosmet Investig Dent.* 2017; 9: 85-91.
8. Marró ML, Aránguiz V, Ramirez V, Lussi A. Prevalence of erosive tooth wear in Chilean adults, 2016: A cross-sectional study. *J Oral Rehabil.* 2020; 47(4): 467-72.
9. O'Toole S, Bartlett D. The relationship between dentine hypersensitivity, dietary acid intake and erosive tooth wear. *J Dent.* 2017; 67: 84-7.
10. Li MHM, Bernabé E. Tooth wear and quality of life among adults in the United Kingdom. *J Dent.* 2016; 55: 48-53.
11. Racki DNO, Dalla Nora Â, Comim LD, Zenkner J, Alves LS. Erosive tooth wear among South Brazilian adolescents, and its association with sociodemographic variables. *Braz Oral Res.* 2020; 33: e119.
12. Wiegand A, Credé A, Tschammler C, Attin T, Tauböck TT. Enamel wear by antagonistic restorative materials under erosive conditions. *Clin Oral Investig.* 2017; 21(9): 2689-93.
13. Pieger S, Salman A, Bidra AS. Clinical outcomes of lithium disilicate single crowns and partial fixed dental prostheses: a systematic review. *J Prosthet Dent.* 2014; 112(1): 22-30.
14. Nima G, Lugo-Varillas JG, Soto J, Faraoni JJ, Palma-Dibb RG, Correa-Medina A et al. Effect of toothbrushing on the surface of enamel, direct and indirect CAD/CAM restorative materials. *Int J Prosthodont.* 2021; 34(4): 473–81.

* De acordo com o Guia de Trabalhos Acadêmicos da FOAr, adaptado das Normas Vancouver. Disponível no site da Biblioteca: <http://www.foar.unesp.br/Home/Biblioteca/guia-de-normalizacao-atualizado.pdf>

15. Bayne SC. Correlation of clinical performance with 'in vitro tests' of restorative dental materials that use polymer-based matrices. *Dent Mater.* 2012; 28(1): 52-71.
16. Albelasy EH, Hamama HH, Tsoi JKH, Mahmoud SH. Fracture resistance of CAD/CAM occlusal veneers: A systematic review of laboratory studies. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2020; 110: 103948.
17. Sampaio F, Özcan M, Gimenez TC, Moreira M, Tedesco TK, Morimoto S. Effects of manufacturing methods on the survival rate of ceramic and indirect composite restorations: A systematic review and meta-analysis. *J Esthet Restor Dent.* 2019; 31(6): 561-71.
18. Amesti-Garaizabal A, Agustín-Panadero R, Verdejo-Solá B, Fons-Font A, Fernández-Estevan L, Montiel-Company J et al. Fracture resistance of partial indirect restorations made with CAD/CAM technology. A systematic review and meta-analysis. *J Clin Med.* 2019; 8(11): 1932.
19. Silva TM, Salvia AC, Carvalho RF, Pagani C, Rocha DM, Silva EG. Polishing for glass ceramics: which protocol? *J Prosthodont Res.* 2014; 58(3): 160-70.
20. Pop-Ciutrila IS, Ghinea R, Colosi HA, et al. Color compatibility between dental structures and three different types of ceramic systems. *BMC Oral Health.* 2021; 21(1): 75.
21. McLaren EA, Figueira J. Updating classifications of ceramic dental materials: A guide to material selection. *Compend Contin Educ Dent.* 2015; 36(6): 400-5.
22. Mizrahi B. The anterior all-ceramic crown: a rationale for the choice of ceramic and cement. *Br Dent J.* 2008; 205(5): 251-5.
23. Anusavice KJ, Kakar K, Ferree N. Which mechanical and physical testing methods are relevant for predicting the clinical performance of ceramic-based dental prostheses? *Clin Oral Implants Res.* 2007; 18: 218-31.
24. Silva RHBT, Ribeiro APD, Catirze ABCE, Pinelli LAP, Fais LMG. Clinical performance of indirect esthetic inlays and onlays for posterior teeth after 40 months. *Braz J Oral Sci.* 2009; 8(3): 154-8.
25. Mühlemann S, Stromeyer S, Ioannidis A, Attin T, Hämmerle CH, Özcan M. Change in color and gloss parameters of stained monolithic resin-ceramic CAD/CAM materials after simulated aging: An in vitro study. *Int J Prosthodont.* 2021; 34(1): 79-87.
26. Al-Thobity AM, Gad MM, Farooq I, Alshahrani AS, Al-Dulaijan YA. Acid effects on the physical properties of different CAD/CAM ceramic materials: An in vitro analysis. *J Prosthodont.* 2021; 30(2): 135-41.
27. Habib AW, Aboushelib MN, Habib NA. Effect of chemical aging on color stability and surface properties of stained all-ceramic restorations. *J Esthet Restor Dent.* 2021; 33(4): 636-47.
28. Labban N, Al Amri M, Alhijji S, Alnafaiy S, Alfouzan A, Iskandar M et al. Influence of toothbrush abrasion and surface treatments on the color and translucency of resin infiltrated hybrid ceramics. *J Adv Prosthodont.* 2021; 13(1): 1-11.

29. Dederichs M, Fahmy MD, An H, Guentsch A, Viebranz S, Kuepper H. Comparison of wear resistance of prefabricated composite veneers versus ceramic and enamel. *J Prosthodont*. 2020 Dec 8. doi: 10.1111/jopr.13303. [Epub ahead of print]
30. Yang H, Chen R, Attin T, Cheng H, Yu H. Repolishing in situ eroded CAD/CAM restorative materials and human enamel. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2021; 113: 104125.
31. Willers AE, da Silva BTF, Siriani LK, Cesar PF, Matos AB. Effect of erosive and abrasive challenges on the glaze layer applied to ceramic materials. *J Esthet Restor Dent*. 2020; 32(8): 815-22.
32. Cruz MEM, Simões R, Martins SB, Trindade FZ, Dovigo LN, Fonseca RG. Influence of simulated gastric juice on surface characteristics of CAD-CAM monolithic materials. *J Prosthet Dent*. 2020; 123(3): 483-90.
33. Alencar-Silva FJ, Barreto JO, Negreiros WA, Silva PGB, Pinto-Fiamengui LMS, Regis RR. Effect of beverage solutions and toothbrushing on the surface roughness, microhardness, and color stainability of a vitreous CAD-CAM lithium disilicate ceramic. *J Prosthet Dent*. 2019; 121(4): 711.e1-6.
34. Kulkarni A, Rothrock J, Thompson J. Impact of gastric acid induced surface changes on mechanical behavior and optical characteristics of dental ceramics. *J Prosthodont*. 2020; 29(3): 207-18.
35. Dos Santos DM, da Silva EVF, Watanabe D, Bitencourt SB, Guiotti AM, Goiato MC. Effect of different acidic solutions on the optical behavior of lithium disilicate ceramics. *J Prosthet Dent*. 2017; 118(3): 430-36.
36. de Andrade GS, Augusto MG, Simões BV, Pagani C, Saavedra G, Bresciani E. Impact of simulated toothbrushing on surface properties of chairside CAD-CAM materials: An in vitro study. *J Prosthet Dent*. 2021; 125(3): 469.e1-6.
37. Pouranfar FL, Sheridan R, Salmon C, Vandewalle KS. Effect of toothbrushing on surface color of ceramic-polymer materials: An in vitro study. *J Contemp Dent Pract*. 2020; 21(9): 1054-8.
38. Chu SJ, Trushkowsky RD, Paravina RD. Dental color matching instruments and systems. Review of clinical and research aspects. *J Dent*. 2010; 38 Suppl 2: e2-16.
39. Ghinea R, Pérez MM, Herrera LJ, Rivas MJ, Yebra A, Paravina RD. Color difference thresholds in dental ceramics. *J Dent*. 2010; 38 Suppl 2: e57-64.
40. Paravina RD, Ghinea R, Herrera LJ, Bona AD, Igiel C, Linninger M et al. Color difference thresholds in dentistry. *J Esthet Restor Dent*. 2015; 27 Suppl 1: S1-9.
41. Paravina RD, Pérez MM, Ghinea R. Acceptability and perceptibility thresholds in dentistry: A comprehensive review of clinical and research applications. *J Esthet Restor Dent*. 2019; 31(2): 103-12.
42. Theocharidou A, Kontonasaki E, Koukousaki I, Koumpouli A, Betsani I, Koidis P. Effect of in vitro aging and acidic storage on color, translucency, and contrast ratio of monolithic zirconia and lithium disilicate ceramics. *J Prosthet Dent*. 2021 Jan 24. doi: 10.1016/j.prosdent.2020.12.015. [Epub ahead of print]

43. Yu P, Xu Z, Arola DD, Min J, Zhao P, Gao S. Effect of acidic agents on the wear behavior of a polymer infiltrated ceramic network (PICN) material. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2017; 74: 154-63.
44. Alsadon O, Patrick D, Johnson A, Pollington S, Wood D. Fracture resistance of zirconia-composite veneered crowns in comparison with zirconia-porcelain crowns. *Dent Mater J.* 2017; 36(3): 289-95.
45. Yassini E, Mirzaei M, Alimi A, Rahaeifard M. Investigation of the fatigue behavior of adhesive bonding of the lithium disilicate glass ceramic with three resin cements using rotating fatigue method. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2016; 61: 62-9.
46. 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; 28(3): 227-35.
47. Behr M, Zeman F, Baitinger T, Galler J, Koller M, Handel G et al. The clinical performance of porcelain-fused-to-metal precious alloy single crowns: chipping, recurrent caries, periodontitis, and loss of retention. *Int J Prosthodont.* 2014; 27(2): 153-60.
48. Arif R, Dennison JB, Garcia D, Yaman P. Retrospective evaluation of the clinical performance and longevity of porcelain laminate veneers 7 to 14 years after cementation. *J Prosthet Dent.* 2019; 122(1): 31-7.
49. Barghi N, Berry TG. Clinical evaluation of etched porcelain onlays: a 4-year report. *Compend Contin Educ Dent.* 2002; 23(7): 657-60.
50. Beier US, Kapferer I, Dumfahrt H. Clinical long-term evaluation and failure characteristics of 1,335 all-ceramic restorations. *Int J Prosthodont.* 2012; 25(1): 70-8.
51. Arnelund CF, Johansson A, Ericson M, Häger P, Fyrberg KA. Five-year evaluation of two resin-retained ceramic systems: a retrospective study in a general practice setting. *Int J Prosthodont.* 2004; 17(3): 302-6.
52. Guess PC, Selz CF, Steinhart YN, Stampf S, Strub JR. Prospective clinical split-mouth study of pressed and CAD/CAM all-ceramic partial-coverage restorations: 7-year results. *Int J Prosthodont.* 2013; 26(1): 21-5.
53. Morimoto S, Rebello de Sampaio FB, Braga MM, Sesma N, Özcan M. Survival rate of resin and ceramic inlays, onlays, and overlays: A systematic review and meta-analysis. *J Dent Res.* 2016; 95(9): 985-94.
54. de Kok P, Kleverlaan CJ, de Jager N, Kuijs R, Feilzer AJ. Mechanical performance of implant-supported posterior crowns. *J Prosthet Dent.* 2015; 114(1): 59-66.
55. Thompson JY, Anusavice KJ, Naman A, Morris HF. Fracture surface characterization of clinically failed all-ceramic crowns. *J Dent Res.* 1994; 73(12): 1824-32.
56. Kelly JR, Rungruanganunt P, Hunter B, Vailati F. Development of a clinically validated bulk failure test for ceramic crowns. *J Prosthet Dent.* 2010; 104(4): 228-38.

57. Joshi GV, Duan Y, Della Bona A, Hill TJ, St John K, Griggs JA. Fatigue loading and R-curve behavior of a dental glass-ceramic with multiple flaw distributions. *Dent Mater.* 2013; 29(11): 1123-31.
58. de Kok P, Pereira GKR, Fraga S, de Jager N, Venturini AB, Kleverlaan CJ. The effect of internal roughness and bonding on the fracture resistance and structural reliability of lithium disilicate ceramic. *Dent Mater.* 2017; 33(12): 1416-25.
59. Nakamura Y, Hojo S, Sato H. The effect of surface roughness on the Weibull distribution of porcelain strength. *Dent Mater J.* 2010; 29(1): 30-4.
60. Aboushelib MN, Elmahy WA, Ghazy MH. Internal adaptation, marginal accuracy and microleakage of a pressable versus a machinable ceramic laminate veneers. *J Dent.* 2012; 40(8): 670-7.
61. Guess PC, Vagkopoulou T, Zhang Y, Wolkewitz M, Strub JR. Marginal and internal fit of heat pressed versus CAD/CAM fabricated all-ceramic onlays after exposure to thermo-mechanical fatigue. *J Dent.* 2014; 42(2): 199-209.
62. Alkadi L, Ruse ND. Fracture toughness of two lithium disilicate dental glass ceramics. *J Prosthet Dent.* 2016; 116(4): 591-6.
63. Lima CM, Silva NRD, Martins JD, Miranda JS, Tanaka R, Souza ROAE et al. Effect of different surface treatments on the biaxial flexure strength, Weibull characteristics, roughness, and surface topography of bonded CAD/CAM silica-based ceramics. *Dent Mater.* 2021; 37(3): e151-61.
64. 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; 17(1): 275-84.
65. May MM, Fraga S, May LG. Effect of milling, fitting adjustments, and hydrofluoric acid etching on the strength and roughness of CAD-CAM glass-ceramics: A systematic review and meta-analysis. *J Prosthet Dent.* 2021 Apr 14. doi: 10.1016/j.prosdent.2021.02.031. [Epub ahead of print]
66. Sehovic E, Ioannidis A, Hämmerle CH, Özcan M, Mühlemann S. Effect of tooth brush abrasion on the color, gloss and surface roughness of internally and externally stained monolithic ceramic materials. *J Prosthodont Res.* 2021 Jul 1. doi: 10.2186/jpr.JPR_D_20_00276. [Epub ahead of print]
67. Sulaiman TA, Camino RN, Cook R, Delgado AJ, Roulet JF, Clark WA. Time-lasting ceramic stains and glaze: A toothbrush simulation study. *J Esthet Restor Dent.* 2020; 32(6): 581-5.
68. 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.
69. Backer AD, Münchow EA, Eckert GJ, Hara AT, Platt JA, Bottino MC. Effects of simulated gastric juice on CAD/CAM resin composites-morphological and mechanical evaluations. *J Prosthodont.* 2017; 26(5): 424-31.
70. Sulaiman TA, Abdulmajeed AA, Shahramian K, Hupa L, Donovan TE, Vallittu P et al. Impact of gastric acidic challenge on surface topography and optical properties of monolithic zirconia. *Dent Mater.* 2015; 31(12): 1445-52.

71. Yang H, Lu ZC, Attin T, Yu H. Erosion of CAD/CAM restorative materials and human enamel: An in vitro study. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2021; 119: 104503.
72. Hipólito AC, Barão VA, Faverani LP, Ferreira MB, Assunção WG. Color degradation of acrylic resin denture teeth as a function of liquid diet: ultraviolet-visible reflection analysis. *J Biomed Opt.* 2013; 18(10): 105005.
73. Pires LA, Novais PM, Araújo VD, Pegoraro LF. Effects of the type and thickness of ceramic, substrate, and cement on the optical color of a lithium disilicate ceramic. *J Prosthet Dent.* 2017; 117(1): 144-9.
74. 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.
75. Zogheib LV, Bona AD, Kimpara ET, McCabe JF. Effect of hydrofluoric acid etching duration on the roughness and flexural strength of a lithium disilicate-based glass ceramic. *Braz Dent J.* 2011; 22(1): 45-50.
76. Prochnow C, Venturini AB, Grasel R, Bottino MC, Valandro LF. Effect of etching with distinct hydrofluoric acid concentrations on the flexural strength of a lithium disilicate-based glass ceramic. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2017; 105(4): 885-91.
77. Hammoudi W, Trulsson M, Svensson P, Smedberg JI. Long-term results of a randomized clinical trial of 2 types of ceramic crowns in participants with extensive tooth wear. *J Prosthet Dent.* 2020 Dec 7. doi: 10.1016/j.prosdent.2020.08.041. [Epub ahead of print]
78. Faul F, Erdfelder E, Lang AG, Buchner A. G*Power 3: a flexible statistical power analysis program for the social, behavioral, and biomedical sciences. *Behav Res Methods.* 2007; 39(2): 175-91.
79. Matzinger M, Hahnel S, Preis V, Rosentritt M. Polishing effects and wear performance of chairside CAD/CAM materials. *Clin Oral Investig.* 2019; 23(2): 725-37.
80. Hossain A, Okawa S, Miyakawa O. Surface texture and composition of titanium brushed with toothpaste slurries of different pHs. *Dent Mater.* 2007; 23(2): 186-92.
81. Flury S, Diebold E, Peutzfeldt A, Lussi A. Effect of artificial toothbrushing and water storage on the surface roughness and micromechanical properties of tooth-colored CAD-CAM materials. *J Prosthet Dent.* 2017; 117(6): 767-74.
82. Garcia FC, Wang L, D'Alpino PH, Souza JB, Araújo PA, Mondelli RF. Evaluation of the roughness and mass loss of the flowable composites after simulated toothbrushing abrasion. *Braz Oral Res.* 2004; 18(2): 156-61.
83. Della Bona A, Pecho OE, Ghinea R, Cardona JC, Pérez MM. Colour parameters and shade correspondence of CAD-CAM ceramic systems. *J Dent.* 2015; 43(6): 726-34.
84. Della Bona A, Nogueira AD, Pecho OE. Optical properties of CAD-CAM ceramic systems. *J Dent.* 2014; 42(9): 1202-9.

85. Salas M, Lucena C, Herrera LJ, Yebra A, Della Bona A, Pérez MM. Translucency thresholds for dental materials. *Dent Mater.* 2018; 34(8): 1168-74.
86. Kreve S, Dos Reis AC. Effect of surface properties of ceramic materials on bacterial adhesion: A systematic review. *J Esthet Restor Dent.* 2021 Jul 2. doi: 10.1111/jerd.12799. [Epub ahead of print]
87. Stamenković DD, Tango RN, Todorović A, Karasan D, Sailer I, Paravina RD. Staining and aging-dependent changes in color of CAD-CAM materials. *J Prosthet Dent.* 2020 Oct 8. doi: 10.1016/j.prosdent.2020.09.005. [Epub ahead of print]
88. Villarroel M, Fahl N, De Sousa AM, De Oliveira OB. Direct esthetic restorations based on translucency and opacity of composite resins. *J Esthet Restor Dent.* 2011; 23(2): 73-87.
89. Awad D, Stawarczyk B, Liebermann A, Ilie N. Translucency of esthetic dental restorative CAD/CAM materials and composite resins with respect to thickness and surface roughness. *J Prosthet Dent.* 2015; 113(6): 534-40.
90. Peumans M, Van Meerbeek B, Lambrechts P, Vanherle G. Porcelain veneers: A review of the literature. *J Dent.* 2000; 28(3): 163-77.
91. Lee YK, Lu H, Powers JM. Changes in opalescence and fluorescence properties of resin composites after accelerated aging. *Dent Mater.* 2006; 22(7): 653-60.
92. Bollen CM, Lambrechts P, Quirynen M. Comparison of surface roughness of oral hard materials to the threshold surface roughness for bacterial plaque retention: a review of the literature. *Dent Mater.* 1997; 13(4): 258-69.
93. Kukiattrakoon B, Hengtrakool C, Kedjarune-Leggat U. Degradability of fluorapatite-leucite ceramics in naturally acidic agents. *Dent Mater J.* 2010; 29(5): 502-11.
94. Sagsoz O, Polat Sagsoz N. Chemical degradation of dental CAD/CAM materials. *Biomed Mater Eng.* 2019; 30(4): 419-26.
95. Rigolin FJ, Negreiros WM, Giannini M, Rizzatti Barbosa CM. Effects of sandblasting and hydrofluoric acid etching on surface topography, flexural strength, modulus and bond strength of composite cement to ceramics. *J Adhes Dent.* 2021; 23(2): 113-9.

**Não autorizo a publicação deste trabalho até 03/09/2023
(em julho e 2023 foi prorrogado o embargo até
03/09/2025).**

(Direitos de publicação reservado ao autor)

Araraquara, 03 de Setembro de 2021.

Aryvelto Miranda Silva