



UNESP - Universidade Estadual Paulista

“Júlio de Mesquita Filho”

Faculdade de Odontologia de Araraquara



Bruno Arruda Mascaro

**Alterações de cor e brilho de cerâmicas CAD/CAM maquiadas e/ou glazeadas
após termociclagem e escovação com dentifrícios convencional e clareador**

Araraquara

2021



UNESP - Universidade Estadual Paulista

“Júlio de Mesquita Filho”

Faculdade de Odontologia de Araraquara



Bruno Arruda Mascaro

Alterações de cor e brilho de cerâmicas CAD/CAM maquiadas e/ou glazeadas após termociclagem e escovação com dentifrícios convencional e clareador

Dissertação apresentada à Universidade Estadual Paulista (UNESP), Faculdade de Odontologia de Araraquara para obtenção do título de Mestre em Odontologia, na Área de Reabilitação Oral.

Orientador: Prof. Dr. José Maurício dos Santos Nunes Reis

Araraquara

2021

M395a Mascaró, Bruno Arruda
Alterações de cor e brilho de cerâmicas CAD/CAM maquiadas e/ou glazeadas após termociclagem e escovação com dentífricos convencional e clareador / Bruno Arruda Mascaró. -- Araraquara, 2021
73 p. : il., tabs.

Dissertação (mestrado) - Universidade Estadual Paulista (Unesp), Faculdade de Odontologia, Araraquara
Orientador: José Maurício dos Santos Nunes Reis

1. Cerâmica. 2. Desenho assistido por computador. 3. Cor. 4. Escovação dentária. 5. Envelhecimento. I. Título.

Bruno Arruda Mascaro

Alterações de cor e brilho de cerâmicas CAD/CAM maquiadas e/ou glazeadas após termociclagem e escovação com dentifrícios convencional e clareador

COMISSÃO JULGADORA

**Dissertação para obtenção do grau de Mestre em Odontologia, Área de
Concentração Reabilitação Oral.**

Presidente e orientador: Prof. Dr. José Maurício dos Santos Nunes Reis

2º Examinador: Profa. Dra. Renata Cristina Silveira Rodrigues Ferracioli

3º Examinador: Prof. Dr. Edson Alves de Campos

Araraquara, 09 de agosto de 2021.

DADOS CURRICULARES

BRUNO ARRUDA MASCARO

NASCIMENTO: 14 de novembro de 1994, Araraquara-SP.

FILIAÇÃO: Silvia Helena Arruda Mascaro e Flávio Mascaro.

2002-2009: Ensino Fundamental Completo - COC Araraquara, Araraquara-SP.

2010-2012: Ensino Médio Completo – Colégio Master Anglo de Araraquara, Araraquara-SP.

2014-2018: Graduação em Odontologia, Faculdade de Odontologia de Araraquara – Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho” (FOAr/UNESP), Araraquara-SP. Grau: Cirurgião-Dentista.

2015-2017: Estágio de Iniciação Científica. Disciplina de Periodontia, Departamento de Diagnóstico e Cirurgia, Faculdade de Odontologia de Araraquara (FOAr/UNESP). Bolsa: FAPESP (2015/24662-8).

2017-2018: Estágio de Iniciação Científica. Disciplina de Periodontia, Departamento de Diagnóstico e Cirurgia, Faculdade de Odontologia de Araraquara (FOAr/UNESP). Bolsa: FAPESP (2018/03449-2).

2018-2018: Estágio de Iniciação Científica. Disciplina de Prótese Fixa Convencional e sobre Implantes, Faculdade de Odontologia de Araraquara (FOAr/UNESP).

2018-2019: Curso de Aperfeiçoamento em Prótese Fixa: Estética com Ênfase em Restaurações Adesivas Indiretas, Associação Paulista de Cirurgiões Dentistas (APCD), Araraquara-SP.

2019-2021: Mestrado em Reabilitação Oral. Programa de Pós-Graduação em Odontologia, Área de Reabilitação Oral. Faculdade de Odontologia de Araraquara (FOAr/UNESP). Bolsa CAPES (88882.441611/2019-01) e Bolsa FAPESP (2018/24595-7).

DEDICATÓRIA

À toda minha família, com amor e gratidão.

“In Memoriam”. Aos meus avós paternos Cid Mascaro e Emília Irene Rodella Mascaro; e avô materno José Roberto Arruda Mendonça, com amor e saudades.

AGRADECIMENTOS

Aos meus pais **Silvia Helena Arruda Mascaro e Flávio Mascaro**, me faltam palavras para expressar aqui toda a minha gratidão pela vida, educação, valores e a todo o empenho e incentivo para minha formação como pessoa e profissional. Agradeço também, por sempre compreenderem minhas ausências e ajudarem nessa fase de estudo na Pós-Graduação. Tenho certeza que os esforços para a minha educação e os princípios defendidos e transmitidos por vocês colaboraram e foram essenciais para que eu tivesse força e humildade para atingir com sucesso minha graduação e pós-graduação. Muito do que sou hoje, conquistei e do que construí em minha vida, devo aos ensinamentos, a persistência e confiança de vocês. Obrigado por tudo, amo vocês!

À minha irmã **Laura Arruda Mascaro**, agradeço pela presença em minha vida e por você sempre estar disposta a me ajudar, aconselhar e compartilhar seus conhecimentos a qualquer momento. Seu incentivo, apoio e torcida foram fundamentais.

À **Jéssica Arielli Pradelli**, pelos anos de convivência, companhia, bons momentos e, principalmente, por todo o seu incentivo, ajuda, apoio e amor, essenciais e incondicionais. Agradeço também pela paciência, conselhos e orientações para com os momentos de dificuldade e tomada de decisões nesses anos de graduação e pós-graduação.

Ao meu orientador **Prof. Dr. José Maurício dos Santos Nunes Reis**, expresso aqui toda a minha gratidão por todos os ensinamentos, incentivos, suporte e por ser uma pessoa agradável, gentil e acessível, atribuições essas, que em muito ajudaram para a harmonia na relação aluno-orientado e, sem dúvidas, estão relacionadas a tudo o que conquistei durante minha trajetória acadêmica até aqui. Saiba que você tem minha admiração como pessoa, professor e profissional. Obrigado por acreditar na minha capacidade, pela confiança e oportunidade de trabalharmos juntos. Ressalto também, a importância da amizade construída durante esse tempo. Serei eternamente grato.

Às alunas de graduação **Marina Santos Demartine e Tassiane Caroline Nicola**, que coorientei em suas iniciações científicas, obrigado pela convivência diária, por todo o empenho, dedicação, colaboração e amizade que foram fundamentais para a realização desse trabalho. Devo muito à ajuda de vocês.

Ao Técnico em Prótese Dentária (TPD) **Germano Pastre Neto**, por toda a colaboração e louvável disposição em ajudar com a sua experiência e conhecimentos em relação as etapas laboratoriais dessa pesquisa.

Ao torneiro mecânico **José Antônio Machado dos Santos**, pela contribuição na elaboração e confecção das matrizes, dispositivos e acessórios fundamentais à execução da metodologia.

Ao servidor técnico **Edson Volta** do Laboratório Integrado de Pesquisa de Biocompatibilidade de Materiais (LIPEM) da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto (FORP-USP) pelas louváveis disposição e atenção com que ajudou na realização da etapa laboratorial de termociclagem.

A todos os **amigos e colegas da turma de Pós-Graduação**, por dividirem a trajetória durante esses anos, compartilhando seus conhecimentos, experiências, momentos, angústias e, principalmente, por todo o suporte e ajuda quando foram precisos. Sem dúvidas, crescemos juntos. Desejo sucesso a todos.

A todos os amigos e docentes da **Disciplina de Prótese Fixa Convencional e sobre Implantes** da Faculdade de Odontologia de Araraquara (FOAr-UNESP), pela convivência diária, conhecimentos transmitidos, confiança, paciência e disposição em ajudar a todo momento.

À **Professora Dra. Lígia Antunes Pereira Pinelli e à Professora Dra. Renata Garcia Fonseca**, por toda a colaboração, conhecimentos, experiência e ajuda transmitidos em suas participações como membros da banca dos exames de pré-qualificação e qualificação.

À **Faculdade de Odontologia de Araraquara da Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho” (FOAr-UNESP)**, na pessoa do Diretor Prof. Dr. Edson Alves de Campos e da Vice-Diretora Prof. Dra. Patrícia Petromilli Nordi Sasso Garcia, pela formação e oportunidade a mim proporcionadas.

Ao **Programa de Pós-Graduação em Reabilitação Oral** da Faculdade de Odontologia de Araraquara (FOAr-UNESP), representado pela coordenadora Profa. Dra. Ana Claudia Pavarina e vice-coordenadora Profa. Dra. Daniela Aparecida de Godoi Gonçalves, pela oportunidade, suporte e formação.

Ao **Programa de Pós-Graduação em Odontologia** da Faculdade de Odontologia de Araraquara (FOAr-UNESP), representado pelo coordenador Prof. Dr. Joni Augusto Cirelli e vice coordenador Prof. Dr. Paulo Sergio Cerri, por todo o suporte e formação.

Ao **Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese (DMOP)** da Faculdade de Odontologia de Araraquara (FOAr-UNESP) e todos os seus **docentes, servidores e funcionários**, representados pelo chefe de Departamento Prof. Dr. José Maurício dos Santos Nunes Reis e vice-chefe Profa. Dra. Janaína Habib Jorge.

Aos servidores da seção de Pós-Graduação da Faculdade de Odontologia de Araraquara (FOAr-UNESP), **José Alexandre Garcia e Cristiano Afonso Lamounier**, pela exemplar dedicação, disponibilidade e atenção com que sempre atenderam e resolveram minhas solicitações.

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.

À

FAPESP – Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo (Processos nº 2018/24595-7, nº 2019/07935-1) pelo apoio financeiro essencial para realização dessa pesquisa.

A todos que contribuíram de forma direta ou indireta para o desenvolvimento desse trabalho,

Meus sinceros agradecimentos !

“Tenho a impressão de ter sido uma criança brincando à beira-mar, divertindo-me em descobrir uma pedrinha mais lisa ou uma concha mais bonita que as outras, enquanto o imenso oceano da verdade continua misterioso diante de meus olhos”.
Isaac Newton*

*Newton I. Disponível em: https://www.pensador.com/autor/isaac_newton/. [acesso 10 jul 2021].

Mascaro BA. Alterações de cor e brilho de cerâmicas CAD/CAM maquiadas e/ou glazeadas após termociclagem e escovação com dentifrícios convencional e clareador [dissertação de mestrado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2021.

RESUMO

Este estudo objetivou avaliar as alterações de cor e brilho de cerâmicas monolíticas CAD/CAM, maquiadas e/ou glazeadas, à base de porcelana feldspática com alto teor de leucita (EMP; IPS Empress® CAD), dissilicato de lítio (EMAX; IPS e.max® CAD), zircônia totalmente estabilizada de alta translucidez (PAN; Prettau® 4 Anterior®) e uma cerâmica híbrida (ENA; VITA Enamic®), após escovação com diferentes dentifrícios, convencional e clareador, seguida de termociclagem. Para cada material, espécimes (n=40, 12 x 10 x 1,5 mm) foram obtidos e divididos nos grupos: *STAIN/GLAZE* (n=20), em que receberam aplicação de seu respectivo pigmento extrínseco (*stain*) e glaze; ou *GLAZE* (n=20), em que receberam somente o glaze. Em seguida, foram aleatoriamente divididos em dois subgrupos a serem submetidos ao envelhecimento termomecânico acelerado por ensaio de escovação (50.000 ciclos, carga vertical 1,96N e 1,0 Hz), variando o tipo de dentifrício em convencional (n=10, Colgate Total 12 Clean Mint, RDA 70) ou clareador (n=10, Colgate Total 12 Professional Whitening, RDA 96); e à termociclagem (6.000 ciclos, 5,0-55°C, 30 s), totalizando 5 anos de simulação clínica. Dados iniciais e após o envelhecimento foram obtidos com espectrofotômetro (VITA Easyshade® V) de acordo com os parâmetros CIELAB (L^* , a^* e b^*) ou CIEDE2000 (L^* , C^* e H^*) para o cálculo da alteração de cor (ΔE_{ab} e ΔE_{00}) e do brilho (ΔL). Os dados foram analisados quanto à normalidade (Shapiro-Wilk) e homogeneidade de variâncias (Levene) com $\alpha=0,05$. Foram conduzidas 2-way ANOVAs, corrigidas por método de Welch e pós teste de Games-Howell ($\alpha=0,05$). Independente do dentifrício, ENA apresentou os maiores valores ($p<0,01$) de ΔE_{ab} e ΔE_{00} para amostras do grupo *GLAZE* e *STAIN/GLAZE*. Amostras de PAN apresentaram alterações significativas de ΔE_{ab} do grupo *STAIN/GLAZE* em relação a EMP e EMAX e de ΔE_{00} dos grupos *GLAZE* e *STAIN/GLAZE* em relação a EMAX. Com exceção de EMP, os demais materiais do grupo *GLAZE* apresentaram diminuição do brilho após escovação com dentifrício convencional. PAN e ENA apresentaram redução do brilho após escovação com dentifrício clareador do grupo *GLAZE*. ENA do grupo *STAIN/GLAZE* apresentou a maior redução de brilho, independente do dentifrício. Apenas ENA apresentou valores de ΔE_{ab} clinicamente perceptíveis ($\Delta E_{ab} > 1,2$). Todos os grupos produziram valores clinicamente aceitáveis para ΔE_{ab} ($< 2,7$) e ΔE_{00} ($< 1,8$). No geral, a cor e o brilho das cerâmicas CAD/CAM maquiadas e/ou glazeadas alteraram após o envelhecimento termomecânico, com escovação seguida de termociclagem. Apesar de influenciar a cor e o brilho de alguns materiais, os diferentes dentifrícios não foram fator de variação clinicamente significativa nas propriedades ópticas avaliadas das cerâmicas monolíticas caracterizadas extrinsecamente.

Palavras-chave: Cerâmica. Desenho assistido por computador. Cor. Escovação dentária. Envelhecimento.

Mascaro BA. Changes in color and brightness of stained and/or glazed CAD/CAM ceramics after thermocycling and toothbrushing with conventional and whitening dentifrices [dissertação de mestrado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2021.

ABSTRACT

This in vitro study aimed to evaluate the changes in color and brightness of extrinsically stained and/or glazed CAD/CAM ceramic materials from leucite-reinforced glass ceramic ([EMP], IPS Empress® CAD), lithium disilicate ([EMAX], IPS e.max® CAD), high translucent fully-stabilized zirconia ([PAN], Prettau® 4 Anterior®), and a hybrid ceramic ([ENA], VITA Enamic®) after toothbrushing with conventional and whitening dentifrices, followed by thermocycling. Bar-shaped (n=40; 12 x 10 x 1.5 mm) specimens were obtained and divided into two groups according to the surface treatment: glazed only (n=20; *GLAZE*) or stained then glazed (n=20; *STAIN/GLAZE*). Each group were subdivided in two other groups to be subjected to accelerated thermomechanical aging by toothbrushing (50,000 cycles, 1.96 N, 1.0 Hz), varying the dentifrice type in conventional (n=10; Colgate Total 12 Clean Mint, RDA 70) or whitening (n=10; Colgate Total 12 Professional Whitening, RDA 96), and thermocycling (6,000 cycles, 5.0-55°C, 30 s), simulating 5 years of clinical service. Initial and post-aging data were obtained with a spectrophotometer (VITA Easyshade® V) according to CIELAB (L^* , a^* and b^*), and CIEDE2000 (L^* , C^* and H^*) parameters to calculate changes in color (ΔE_{ab} and ΔE_{00}), and brightness (ΔL). The data were analyzed for normality (Shapiro-Wilk; $\alpha=0.05$), and homogeneity of variances (Levene; $\alpha=0.05$). 2-way ANOVA followed by Welch's method, and Games-Howell post-test ($p<0.05$) were performed. Regardless the dentifrice, ENA presented the highest ΔE_{ab} ($p<0.01$) and ΔE_{00} ($p<0.01$) values from *GLAZE* and *STAIN/GLAZE* groups. Compared to EMP and EMAX, PAN samples showed significant changes in ΔE_{ab} from the *STAIN/GLAZE* group and in ΔE_{00} from the *GLAZE* and *STAIN/GLAZE* groups, in relation to EMAX. Except for EMP, the other materials of the *GLAZE* group showed a decrease in brightness after conventional brushing. PAN and ENA from the *GLAZE* group showed reduced brightness after brushing with whitening dentifrice. ENA from the *STAIN/GLAZE* group presented the greatest reduction in brightness, regardless of the dentifrice. Only ENA showed ΔE_{ab} values above clinically perceptible threshold ($\Delta E_{ab} > 1.2$). All groups presented clinically acceptable values for ΔE_{ab} (< 2.7), and ΔE_{00} (< 1.8). In fact, the color and brightness of the extrinsically stained and/or glazed CAD/CAM ceramics changed after thermomechanical aging by means of toothbrushing followed by thermocycling. Despite influencing the color and brightness of some materials, the different dentifrices were not a clinically significant variation factor in the optical properties evaluated for the extrinsically characterized monolithic ceramics.

Keywords: Ceramics. Computer-aided design. Color. Toothbrushing. Aging.

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	14
2 PROPOSIÇÃO.....	19
3 REVISÃO DA LITERATURA	20
4 MATERIAL E MÉTODOS	39
4.1 Preparo das Amostras e Divisão dos Grupos Experimentais.....	39
4.2 Análises.....	47
4.2.1 Alterações das propriedades ópticas.....	47
4.2.2 Delineamento estatístico.....	50
5 RESULTADOS	51
6 DISCUSSÃO	58
7 CONCLUSÕES	66
REFERÊNCIAS	67

1 INTRODUÇÃO

A elevada e crescente exigência atual por tratamentos odontológicos estéticos contribui para uma maior atenção e demanda para a confecção de restaurações indiretas totalmente cerâmicas¹. O constante aprimoramento e desenvolvimento de materiais com melhores propriedades biológicas, físicas e mecânicas permitem que essas cerâmicas sejam utilizadas para restaurar a forma, função e estética em reabilitações orais tanto na dentição posterior quanto anterior². Com o advento da odontologia digital e os novos sistemas e técnicas de confecção, cirurgiões dentistas e técnicos em prótese dentária passaram a ter à disponibilidade restaurações cerâmicas monolíticas, que consistem em peças confeccionadas inteiramente a partir de um único tipo de material cerâmico e no mesmo momento de sua produção³. Surgiram como opção que elimina a aplicação da porcelana de cobertura sobre infraestruturas, favorecendo, consideravelmente, a resistência à fratura, à delaminação e ao lascamento, uma vez que não há problemas relacionados à união entre as diferentes camadas e diferentes coeficientes de expansão térmica⁴, resistência à flexão e módulo de elasticidade⁵. Essas restaurações podem ser obtidas com o emprego de sistemas injetáveis ou tecnologia CAD/CAM (*Computer-Aided Design and Computer-Aided Manufacturing*) mediante fresagem em sistemas computadorizados^{3,6}.

Os sistemas de processamento CAD/CAM têm como benefício a utilização de blocos, pastilhas ou discos cerâmicos fabricados industrialmente sob rígido controle⁷. Isso contribui para a redução da presença de falhas internas nos materiais, já que possíveis alterações provenientes de mudanças de temperatura, pressão, umidade ou de erros humanos nas técnicas convencionais, são descartadas⁷. Outra vantagem da técnica CAD/CAM, quando comparada ao método tradicional por estratificação, é a rapidez da confecção da restauração⁸. Além disso, de maneira geral as restaurações têm apresentado custo-benefício, cor, forma, contorno e adaptação marginal clinicamente satisfatórios⁹. Ao longo da última década, diversas composições cerâmicas têm sido desenvolvidas objetivando melhores resultados mecânicos, físicos e estéticos.

Atualmente, inúmeros blocos cerâmicos CAD/CAM estão disponíveis e são comercializados em diferentes composições, tonalidades de cor e níveis de

translucidez^{10,11}. Com destaque para as porcelanas feldspáticas com alto teor de leucita^{12,13}, vitrocerâmica de dissilicato de lítio¹³ e zircônias¹⁴, que são comumente empregadas por possuírem promissoras propriedades físicas, biológicas e estéticas, já descritas na literatura¹⁵⁻¹⁹. Recentemente, fabricantes produziram e disponibilizaram no mercado zircônias totalmente estabilizadas em sua fase cúbica (Y-FSZ; *Ytria-Fully Stabilized Zirconia*) em esforços para melhorar as suas propriedades ópticas^{20,21}. Com a indicação para a confecção de coroas monolíticas na região anterior e posterior, as zircônias Y-FSZ têm despertado interesse científico, pois informações sobre seu desempenho clínico ainda são limitadas. Outros avanços científicos na área permitiram a introdução de materiais que combinassem aspectos positivos dos compósitos e cerâmicas²². Desse grupo, estão disponíveis blocos que consistem em uma cerâmica híbrida com estrutura de porcelana feldspática infiltrada com matriz polimérica²³, também pouco avaliada.

Mesmo com novas técnicas e materiais disponíveis, a reprodução precisa e fiel às propriedades ópticas dos dentes naturais adjacentes ainda se apresenta como um dos maiores desafios clínicos^{20,24}. A confecção de uma restauração cerâmica ideal e de aparência natural requer não apenas a correspondência dos componentes da cor matiz, croma e valor, mas também do conjunto de características ópticas de fluorescência, opalescência, iridescência, opacidade e translucidez²⁵. Especialmente na região dos dentes posteriores, restaurações cerâmicas monolíticas entregam bons resultados em termos estéticos. Porém, na região anterior onde a naturalidade e o biomimetismo são os principais objetivos, há significativa limitação estética por, inicialmente, possuírem aparência menos translúcida e ausência de efeito de profundidade²⁶. Para contornar tal limitação, são necessárias modificações pós processamento e pré cimentação que incluem ajustes de contorno, forma, textura e, principalmente, correções de cor e características ópticas com aplicação de pigmentos de superfície (*stains*)^{27,28} e glaze²⁹.

Após a confecção da restauração, o método de pigmentação é realizado pela utilização de soluções contendo sais metálicos ou à base de monômeros metacrilatos, que são aplicados em delgadas camadas à superfície externa da cerâmica²⁰. Em seguida, são submetidas à queima em forno sob temperaturas específicas^{20,30} ou à fotopolimerização^{28,31}. Esse método é conhecido como caracterização extrínseca e popularmente denominado maquiagem. Restaurações

cerâmicas, maquiadas ou não, podem ser finalizadas com o polimento ou pela aplicação de uma camada de glaze, sendo essa última o procedimento de revestimento da superfície mais popularmente empregado^{32,33}. A aplicação superficial de pigmentos e glaze à camada mais externa das cerâmicas³⁴ têm sido amplamente empregada para a correção necessária às cerâmicas monolíticas CAD/CAM para uma correta correspondência com as escalas de cor padronizadas e conjunto de propriedades ópticas dos dentes naturais adjacentes^{30,35}. Todavia, dúvidas têm sido levantadas quanto à sua durabilidade e longevidade, visto que, a maquiagem pode sofrer ação mecânica, física e química, devido estar exposta ao meio bucal³⁴.

A degradação de restaurações indiretas, normalmente, está associada a fatores exógenos e endógenos³⁶. Após sua confecção e instalação, passam a ficar diretamente expostas à umidade, temperatura corporal, gradientes térmicos da dieta e carga mecânica proveniente dos métodos de higienização e mastigação^{36,37,38}; além de hábitos parafuncionais. A escovação é inquestionavelmente considerada o método primário mais efetivo de prevenção de patologias bucais como a doença periodontal e o desenvolvimento da cárie^{34,39}. Além das escovas dentais, dentifrícios são utilizados com o objetivo de tornar a escovação mais agradável e eficaz com a aplicação de agentes abrasivos, anticavitários, antimicrobianos e com efeito bacteriostático³⁹. Nas últimas décadas, com a maior demanda pela estética, dentifrícios com agentes clareadores também têm sido desenvolvidos e comercializados^{10,39}. Apesar de ser indiscutivelmente importante para a higiene oral, a escovação é uma causa comum de alterações nas superfícies do esmalte dentário e de materiais restauradores, devido a abrasividade amplamente variável das escovas dentais e dos diferentes dentifrícios³⁷. Mensurações da abrasão dos dentifrícios são obtidas pela abrasividade relativa à dentina (RDA; *Relative Dentin Abrasivity*)⁴⁰. Diferentes fórmulas comercialmente disponíveis apresentam diferentes níveis de RDA, sendo que, os dentifrícios clareadores podem ser mais abrasivos por conter sílica e pirofosfatos em maior concentração em sua composição^{21,41}. É importante que a abrasão seja de um nível consideravelmente baixo para alcançar a higiene bucal e prevenir danos às superfícies dentais e/ou de materiais restauradores⁴⁰.

Na cavidade oral, gradientes térmicos ocorrem, frequentemente, em decorrência das diferentes temperaturas de bebidas quentes e frias presentes na dieta. Além de considerável redução na resistência mecânica, variações de temperatura, associadas à umidade, contribuem para o surgimento e propagação de trincas, facilitando a sorção de água, fluídos orais^{9,42}, pigmentos de bebidas³⁶ e alimentos ou até mesmo lixiviação de óxidos metálicos da cerâmica, o que pode influenciar a cor, translucidez e brilho de restaurações^{26,43,44}. A termociclagem é um procedimento in vitro comumente empregado para simular amplitudes térmicas do ambiente bucal, propiciando envelhecimento artificial acelerado⁴⁵. O método mais utilizado na literatura implica na realização de ciclos de imersão de corpos-de-prova em tanques contendo água deionizada em temperaturas específicas^{45,46}.

O ambiente bucal pode influenciar a cor e o brilho de restaurações cerâmicas CAD/CAM maquiadas³¹. Fórmulas da Comissão Internacional de Iluminação (CIE – *Comission Internationale de l'Eclairage*) têm sido amplamente utilizadas para o cálculo da diferença de cor em pesquisas e aplicações clínicas⁴⁷. Tais fórmulas, fornecem representação quantitativa da alteração de cor (ΔE) entre um par de amostras ou de um espécime sob condições experimentais⁴⁷. Diante da importância da estética na odontologia contemporânea e da alta expectativa dos pacientes, é necessário o estabelecimento de parâmetros clínicos para a interpretação dos valores de alteração de cor⁴⁸. Para a melhor compreensão da magnitude da diferença de cor que é visualmente detectável e da alteração que é clinicamente inaceitável, são utilizados dois limites clínicos principais, respectivamente, perceptibilidade clínica e aceitabilidade clínica^{48,49}. Dessa forma, os resultados de alteração de cor verificados em pesquisas científicas podem, ou não, serem considerados clinicamente relevantes.

Estudos recentes^{2,9,31,34} têm mostrado que a abrasão da escova dental associada a dentifrícios, em testes de escovação artificial simulada, podem alterar as propriedades ópticas de diferentes materiais cerâmicos, com ou sem aplicação da caracterização extrínseca. Na literatura, estudos^{9,46} relatam que, isoladamente, processos de envelhecimento hidrotérmico por termociclagem resultam em alterações ópticas em cerâmicas vítreas e/ou cristalinas. Apesar disso, informações são limitadas sobre os efeitos da escovação, comparando dentifrícios com diferentes níveis de abrasividade (RDA), e sua associação com o envelhecimento

hidrotérmico acelerado por termociclagem em propriedades ópticas de materiais cerâmicos monolíticos à base de porcelana feldspática com alto teor de leucita, dissilicato de lítio, zircônia e cerâmicas híbridas, após procedimentos de maquiagem, amplamente utilizados na odontologia contemporânea. A aplicação de parâmetros in vitro dos ensaios de escovação e termociclagem pode permitir a avaliação do comportamento das propriedades ópticas de cor e brilho dos materiais cerâmicos, quando em função no ambiente bucal, de maneira mais fiel do que quando aplicados isoladamente. Este estudo pode fornecer informações importantes sobre as alterações em propriedades extremamente relevantes e relacionadas à longevidade e sucesso clínico da caracterização extrínseca em cerâmicas monolíticas.

2 PROPOSIÇÃO

Esse estudo objetivou avaliar as propriedades ópticas de diferentes cerâmicas monolíticas CAD/CAM caracterizadas extrinsecamente, com maquiagem seguida de glaze, ou somente glaze, após submetidas a envelhecimento termomecânico.

Objetivos específicos:

- a. Avaliar as alterações de cor e brilho pelos parâmetros CIELAB ou CIEDE2000 de cerâmicas monolíticas CAD/CAM à base de porcelana feldspática com alto teor de leucita, vitrocerâmica de dissilicato de lítio, zircônia totalmente estabilizada de alta translucidez e de uma cerâmica híbrida com infiltrado polimérico, maquiadas e/ou glazeadas;
- b. Influência do envelhecimento termomecânico simulado por ensaio de escovação com diferentes dentifrícios, convencional ou clareador, seguida de termociclagem nas propriedades ópticas avaliadas.

Para isso, as hipóteses nulas inferidas foram:

H0₁: A cor e o brilho das cerâmicas monolíticas maquiadas e/ou glazeadas avaliadas não irão alterar significativamente após o envelhecimento termomecânico, com escovação seguida de termociclagem;

H0₂: A escovação com diferentes dentifrícios, convencional e clareador, não será um fator de variação para a alteração de cor e brilho das cerâmicas monolíticas maquiadas e/ou glazeadas.

3 REVISÃO DA LITERATURA

Batilava et al.⁵⁰ 1987 investigaram, microscopicamente, a camada de pigmento aplicada à superfície de uma porcelana após procedimento de vitrificação e determinaram o efeito de ciclos de escovação na perda da camada de caracterização. Blocos de porcelana (Ceramco) foram corados com pigmento azul (Biobond), seguido de queima sob alta temperatura (~980°C). A espessura da camada, sua densidade e relação com a porcelana foram analisadas e comparadas. Em outra etapa, avaliaram a espessura e topografia de superfície da camada de caracterização, sem e após serem submetidas à escovação. Apesar de estritamente superficial, a camada de coloração mostrou-se resistente à simulação de 8,5 anos (12.000 ciclos) de escovação, explicado pela fusão das duas camadas em uma massa contínua quando levadas em forno. Mesmo no período de 11,4 anos (16.000 ciclos) algumas camadas permaneceram, embora a superfície tenha se mostrado mais áspera. O estudo avaliou apenas um dos fatores que podem influenciar a remoção da coloração, sendo que a perda da caracterização aplicada pode ser menos significativa do que a descoberta de que a cor inicialmente escolhida para a restauração não mais se relaciona harmonicamente com a dentição natural.

Anusavice³⁷, 1992 traz uma revisão sobre a degradação de cerâmicas odontológicas. O autor ressalta que a degradação normalmente ocorre por forças mecânicas, ação química ou pela combinação de ambos. As cerâmicas, uma vez em função, estão expostas a diversas substâncias com pH e temperaturas variáveis, sendo que, idealmente, devem resistir aos desafios do ambiente bucal. No geral, as cerâmicas são consideradas os materiais mais inertes e biocompatíveis, quando comparadas aos demais materiais restauradores. Entretanto, a longo prazo fatores endógenos e/ou exógenos podem ocasionar um ataque químico na superfície da cerâmica, como resultado ocorre aumento do desgaste de dentes naturais ou restaurações antagonistas; aumento da rugosidade de superfície e maior acúmulo de placa bacteriana; redução da resistência mecânica por promover microtrincas superficiais; e aumentar a susceptibilidade da cerâmica sofrer nova ação química. Também afirma que a maquiagem aplicada à superfície cerâmica pode, ocasionalmente, ser desgastada por forças mecânicas da higienização bucal com dentífrícios ou pela ação de fluoretos. Nesses casos, um aumento da rugosidade pode ocorrer e, assim, acelerar o desgaste e decomposição química da cerâmica.

Segundo o autor, pesquisas direcionadas a avaliar e desenvolver pigmentos de superfície mais resistentes são necessárias, uma vez que, esses materiais têm recebido muita atenção do ponto de vista estético.

Douglas et al.⁴⁸ 2007 conduziram um estudo clínico para validar o limite da aceitabilidade e perceptibilidade na incompatibilidade de diferentes tonalidades entre dentes adjacentes de uma prótese teste que permitia a troca de 10 incisivos centrais maxilares esquerdos com diferentes tonalidades de cor para serem comparados com o incisivo central adjacente. Com auxílio de um espectrorradiômetro digital foram determinadas as coordenadas do padrão CIELab e a diferença de cor dos dentes intercambiáveis com o incisivo central direito, sendo que os dentes com tonalidades diferentes variaram uniformemente 1 unidade de ΔE (visualmente indetectável) até 10 unidades de ΔE (completamente incompatível). Em um ambiente clínico, foi perguntado a 28 observadores se era possível notar a diferença de cor entre os incisivos centrais para cada troca de dente e, em caso positivo, se era uma alteração aceitável. A diferença de cor prevista na qual 50% dos observadores podiam perceber uma disparidade de tonalidade foi de 2,6 unidades de ΔE , enquanto que a diferença completamente incompatível foi notada com 5,5 unidades de ΔE . O estudo buscou estabelecer tolerâncias de perceptibilidade e aceitabilidade de cor em um ensaio clínico, contrariamente a estudos in vitro que refletem um estado artificial. Os autores discorreram sobre a importância de se estabelecer limites de aceitabilidade e perceptibilidade em pesquisas odontológicas que avaliam a cor, uma vez que sem estabelecer tolerâncias os resultados podem ser interpretados estatisticamente, mas podem não ter significado clínico.

Ishikawa-Nagai et al.⁵¹ 2009 buscaram determinar um padrão-ouro do limiar de diferença de cor (ΔE) no qual coroas totalmente cerâmicas não podem ser distinguidas de dentes naturais. A avaliação da diferença de cor foi medida, com espectrofotômetro, entre incisivos centrais naturais sem restauração e coroas totalmente cerâmicas, confeccionadas com infraestrutura em zircônia (LAVA, 3M ESPE) e porcelana de revestimento (Cerabien CZR, Noritake). Dados espectrofotométricos foram utilizados para determinar a diferença de cor entre a coroa totalmente cerâmica e o dente alvo em seis áreas, de cervical para incisal. Valores de diferença de cor (ΔE) variaram de 0,1 a 1,6 unidades, com 0,9 de média entre os dentes naturais. Entre dentes naturais e coroas cerâmicas a média

apresentada foi 1,6 unidades de ΔE num intervalo de dados de 0,2 a 2,9. Os autores concluíram que uma diferença de cor de até 1,6 unidades de ΔE não é clinicamente perceptível ao olho humano. Os maiores valores de ΔE encontrados entre dentes naturais e coroas cerâmicas ocorrem pela discrepância da reflexão e dispersão da luz na superfície. Uma grande diferença entre dentes naturais e coroas cerâmicas, no fluxo de luz, pode ser a presença de matéria orgânica representada por aminoácidos que são responsáveis pela maior ou total parte da alteração óptica observada.

da Costa et al.⁴⁰ 2010 analisaram o efeito da diferente abrasividade de dentifrícios sobre o brilho e rugosidade de superfície de resinas compostas, sendo uma microparticulada (Durafill, Kulzer), nanoparticulada (Filtek Supreme, 3M ESPE), microhíbrida com nanopartículas (Filtek Z250, 3M ESPE) e nanohíbrida (Premisa, Kerr). Foram utilizados dentifrícios de abrasividades baixa (Colgate Total, RDA 70), média (Colgate Whitening [bicarbonato de sódio e peróxido], RDA 145) e alta (Colgate controle de tártaro/Whitening, RDA 200). O brilho e a rugosidade foram mensurados antes e após escovação, totalizando 5.760 movimentos em uma máquina de escovação. Quanto ao brilho, não houve diferença significativa dos dados iniciais, mas houve redução significativa após a escovação para todos os dentifrícios. Amostras de Durafill não apresentaram nenhuma alteração significativa no brilho quando escovadas com qualquer dentifrício. Os demais compósitos mostraram menor perda de brilho quando escovados com Colgate Total do que escovados com os demais cremes dentais. Para a rugosidade superficial, não foi verificada relação entre compósito e dentifrício. No geral, verificou-se aumento significativo na rugosidade de todos os compósitos após a escovação, independente do dentifrício. Dentifrícios com menor abrasividade podem promover menor perda de brilho e menor aumento da rugosidade de superfície em resinas compostas com variados tamanhos de partículas.

Vichi et al.²⁴ 2011 consideraram que atingir a aparência natural de restaurações indiretas é um dos maiores desafios da odontologia restauradora, portanto elaboraram uma revisão sobre os aspectos da seleção e reprodução da cor. A excelência estética é bastante difícil de ser atingida devido às complexas características ópticas dos dentes naturais, que incluem diversas variáveis que podem influenciar na estética final de uma restauração. Duas etapas são

fundamentais para atingir ótimos resultados, a seleção da cor por escalas de cor padronizadas ou por dispositivos eletrônicos, como por exemplo colorímetros e espectrofotômetros; e a reprodução da tonalidade com um material cerâmico adequado. Evoluções na ciência da cor, impulsionadas pela indústria, resultaram no desenvolvimento de fórmulas que permitiram expressar a cor numericamente e calcular diferenças entre duas cores que correspondessem à percepção visual. Dentre elas, o sistema CIELAB é considerado referência para aplicações científicas e, mais recentemente, o padrão CIEDE2000 foi desenvolvido e tem sido mais indicado por promover um melhor ajuste na avaliação da diferença de cor, pois inclui fatores e funções que buscam melhorar a correlação entre diferenças visualmente percebidas com diferenças calculadas. Uma vez que os dispositivos digitais para seleção da cor e as fórmulas são capazes de detectar pequenas diferenças na cor, é importante que os estudos que avaliam alterações de cor estabeleçam valores de referência para avaliar os resultados. É importante avaliar se uma diferença de cor obtida pode ser percebida clinicamente e, em caso positivo, se essa alteração pode ser considerada clinicamente relevante.

Della Bona et al.¹⁹ 2014 avaliaram as propriedades ópticas de transmitância direta, translucidez, opacidade e opalescência de diferentes sistemas cerâmicos CAD/CAM. Investigaram espécimes com 1,0 mm de espessura nas tonalidades de cor A1, A2 e A3 a partir de blocos de IPS e.max CAD LT ou HT; IPS Empress CAD LT ou HT, Paradigm C e VITABLOCS Mark II.. Quanto à translucidez, na tonalidade A1 as cerâmicas IPS Empress HT e Paradigm TM apresentaram os maiores valores, enquanto a cerâmica IPS e.max LT produziu o menor valor. IPS Empress HT e Paradigm apresentaram os maiores valores e IPS e.max LT e VITABLOCS Mark II os menores valores de translucidez para os tons A2 e A3. Para o grau de opacidade avaliado, IPS e.max LT e VITABLOCS Mark II mostraram, respectivamente, o maior e o menor valor no tom A1. IPS e.max HT e VITABLOCS apresentaram menores valores na tonalidade A2. IPS Empress LT e IPS e.max HT, o maior e menor valor, respectivamente, de opacidade para o tom A3. O IPS e.max é uma cerâmica vítrea à base de dissilicato de lítio com cerca de 65% de conteúdo cristalino, cerâmicas feldspáticas com alto teor de leucita, como IPS Empress e Paradigm C, apresentaram cerca de 30% de conteúdo cristalino, e VITABLOCS Mark II consiste em uma porcelana feldspática reforçada, com até 30% de fase cristalina. A

quantidade, natureza, forma, tamanho e distribuição de partículas da fase cristalina pode influenciar as propriedades ópticas e mecânicas do material cerâmico, sendo que um maior conteúdo cristalino resulta em maior resistência mecânica, mas pode diminuir a translucidez. A partir dos resultados, os autores confirmaram haver forte correlação entre a microestrutura das cerâmicas avaliadas com seu comportamento óptico.

Paravina et al.⁴⁹ 2015, diante do pressuposto de que limiares visuais de diferença de cor podem servir como ferramenta de controle de qualidade para orientar a seleção de materiais estéticos, avaliaram o desempenho clínico de restaurações e interpretaram achados visuais e instrumentais em pesquisa odontológica, buscando determinar os limites de perceptibilidade (PT) e aceitabilidade (AT) entre cerâmicas dentárias em ambientes clínicos simulados. Foram utilizadas 60 amostras cerâmicas monocromáticas, divididas em três conjuntos de 20 pares variando-se as tonalidades em: claros a médios; médios a escuros; e escuros. Com auxílio de um espectrorradiômetro, foram calculadas as diferenças ΔE_{00} , ΔE_{ab} , ΔL^* , Δa^* , Δb^* , $\Delta L'$, $\Delta C'$ e $\Delta H'$. Para a aplicação da etapa psicofísica, foram escolhidos cinco grupos de observadores, sendo dentistas, estudantes de odontologia, auxiliares, técnicos em prótese e leigos, que passaram no teste de aptidão visual de cor com correspondência à escala de cor VITA clássica. Para o PT, foram arguidos se era possível visualizar diferença na cor entre os espécimes. Em caso positivo, se a alteração era clinicamente aceitável (AT). Foi utilizada a função psicométrica calculada pela porcentagem de respostas positivas em função da diferença de cor pelo número amostral. Nível de 50% foi adotado como limite. Para ΔE_{00} (CIEDE200), PT foi de 0,81 e AT de 1,77, enquanto que para ΔE_{ab} (CIELab) os dados de PT e AT foram, respectivamente, 1,22 e 2,66. Na literatura, diversos estudos relatam valores inferiores ou superiores de limiares de perceptibilidade e aceitabilidade da diferença de cor. Estudos com dentes naturais apontam valores de PT de 1,9, 1,7-1,8 unidades de ΔE . O PT registrado foi considerado menor e em melhor conformidade com estudos não dentários.

Ahangari et al.⁵² 2015 avaliaram o efeito de dois métodos de coloração na alteração do valor de coroas cerâmicas com infraestrutura em zircônia. Amostras foram divididas em três grupos, tendo um grupo permanecido sem coloração (Controle, A); no grupo B as estruturas em zircônia foram coradas pela técnica de

imersão por 2,0 min na solução corante; em outro grupo, a solução corante foi aplicada utilizando-se pincel (C). Após a etapa de caracterização, todas as estruturas foram sinterizadas em forno e depois receberam aplicação de porcelana de revestimento na tonalidade A2 pela técnica de camadas e finalizadas com uma camada de glaze. Os parâmetros de alteração de cor (ΔE) e luminosidade (ΔL) foram avaliados para todos os grupos com auxílio de dispositivo digital espectrofotômetro. No geral, as amostras do grupo C apresentaram os maiores valores de ΔE e ΔL quando comparadas aos demais grupos. Além disso, os resultados mostram que o valor aumentou para todos os grupos. Sabe-se que um dos problemas da zircônia é sua elevada opacidade, o que explica o alto valor em todos os grupos do estudo. Os autores atribuíram os resultados encontrados às técnicas de coloração. A submersão no líquido do grupo B promoveu penetração da cor em toda a superfície da zircônia, resultando em reflexão difusa da luz e possivelmente reduzindo o valor, enquanto que no grupo C, a aplicação com pincel deu-se exclusivamente na superfície mais externa, causando maior reflexão da luz. Com os resultados do estudo foi possível concluir que a técnica de coloração de infraestruturas em zircônia tem influência no valor de cores totalmente cerâmicas e deve ser mais um fator considerado para a cor e propriedades ópticas finais de uma coroa em zircônia.

Alharbi et al.²³ 2016 avaliaram a susceptibilidade à pigmentação de amostras de VITABlocs Mark II, Paradigm MZ100, uma cerâmica híbrida VITA experimental, VITA Enamic, experimental Kerr, LAVA Ultimate, Filtek Supreme, Venus Diamond e Filtek Silorane, após imersão por 12 a 120 dias em: água destilada, chá, vinho tinto, café e saliva artificial. A susceptibilidade à pigmentação foi acessada pelo cálculo da diferença de cor com dados obtidos nas coordenadas CIELab com medições antes e após imersão, e em fundos branco e preto. Os valores de ΔE foram significativamente maiores no fundo branco. O efeito da substância corante mostrou-se dependente do tempo de exposição, aumentando para todos os materiais avaliados. Dentre as soluções, o vinho tinto mostrou maior potencial de coloração, seguido por café, chá, saliva artificial e água destilada. O compósito Filtek Supreme mostrou a maior susceptibilidade à pigmentação, seguido pela resina Venus Diamond em comparação aos demais materiais. A menor susceptibilidade foi observada no compósito Filtek Silorane, seguido pela cerâmica híbrida VITA Enamic

e pelo LAVA Ultimate. O estudo mostrou que materiais que possuem matriz resinosa sofreram maior influência da pigmentação, explicado pela hidrofília do material, atribuindo que materiais mais hidrofílicos têm grau de absorção, descoloração ou coloração maiores.

Garza et al.³⁴ 2016 avaliaram o efeito da escovação artificial simulada por 3, 6, 9 e 12 anos sobre a cor e rugosidade de cerâmicas injetáveis à base de leucita e dissilicato de lítio, caracterizadas extrinsecamente por três diferentes métodos de aplicação da maquiagem. Independente do material, um grupo recebeu apenas aplicação da camada de glaze, sendo eleito como grupo Controle; um segundo grupo recebeu aplicação do pigmento (*stain*) seguido da camada de glaze; e o terceiro grupo recebeu aplicação de pigmento e glaze juntos. Dados antes e após a escovação por cada período de simulação foram obtidos para os cálculos da alteração de cor (ΔE) e da rugosidade de superfície (ΔRa). Os autores encontraram que não houve alterações significativas na cor e rugosidade do material cerâmico a base de leucita (IPS Empress Esthetic) após 12 anos de escovação artificial. O material a base de dissilicato de lítio apresentou alterações da cor e de rugosidade significativas após os 12 anos de escovação. Com relação a alteração de cor, os autores adotaram limites de tolerância para a interpretação clínica dos resultados de ΔE , representados pela perceptibilidade e aceitabilidade clínica. Apesar de apresentar valores significativos de ΔE , após 12 anos de escovação, os valores médios (ΔE) encontrados estiveram entre 0,16 e 0,66; valores esses inferiores ao limite de perceptibilidade clínica adotada de 2,6 (ΔE) para a interpretação dos resultados. Isso significou que as alterações de cor não foram consideradas clinicamente relevantes. Além disso, no estudo foi encontrado que a aplicação do pigmento e glaze juntos foi mais sensível e promoveu maiores alterações que a técnica de aplicação do pigmento e depois a camada do glaze. Tal fato, implica em possível efeito protetor da camada de glaze aplicada sobre o pigmento, quando comparada a técnica de aplicação em conjunto. Dessa forma, a aplicação do glaze pode resultar em menores alterações de cor e da rugosidade de cerâmicas submetidas ao envelhecimento artificial acelerado.

Spyropoulou et al.⁵³ 2016 propuseram calcular a diferença de cor de zircônias caracterizadas e não caracterizadas antes e após carregamento mecânico cíclico. Dois grupos, sendo um com amostras não coradas e outro com espécimes

intrinsecamente corados de zircônia NobelProcera obtidas pelo método CAD/CAM, foram preparados, polidos e posteriormente submetidos à 500.00 ciclos de flexão biaxial com carga senoidal, frequência de 1,25 Hz, carregamento de 80 N por meio de ponta romba de 1,0 mm. Com auxílio de espectrofotômetro, dados numéricos nas coordenadas CIELab (L^* , a^* e b^*) foram obtidos antes e após teste. Todas as variáveis de cor, tanto para o grupo corado como para o não corado, foram significativamente diferentes entre as condições antes e após ensaio mecânico, exceto para comparações do valor L^* do grupo corado. A carga mecânica resultou em amostras mais escuras (L^*) e menos amareladas (b^*). Os valores da coordenada a^* aumentaram no grupo não corado e diminuíram no grupo corado devido ao carregamento cíclico. A alteração de cor (ΔE) para os grupos não corado (1,441) e corado (1,252) foi estatisticamente significativa ($p < 0,004$). O estudo foi suficiente para mostrar que a estabilidade de cor da zircônia avaliada é influenciada pelo ensaio mecânico cíclico proposto, mas pela ausência de diversas variáveis, a extrapolação clínica dos resultados é limitada. As alterações de cor foram maiores que 1,0 e significativas, mas ficaram abaixo do espectro, adotado no estudo, como clinicamente perceptível (3,5). Concluíram que os valores de L^* , a^* e b^* foram influenciados pelo ensaio mecânico, entretanto, considerados clinicamente aceitáveis.

Kim et al.⁵⁴ 2016 propuseram a avaliação das propriedades ópticas de cor e translucidez de quatro diferentes marcas e tonalidades de zircônias pré-coradas (Rainbow, Rainbow High Shine, Katana ML, ST pre-shade e Rainbow Trans), comparando-as com cinco tonalidades diferentes de zircônia revestida por porcelana (VITA VM9) e três tonalidades com diferentes níveis de translucidez de uma cerâmica vítrea à base de dissilicato de lítio (IPS e.max CAD). Valores médios nas coordenadas do padrão CIELab (L^* , a^* e b^*) foram obtidos com auxílio de espectrofotômetro com medições conduzidas em fundos cinza para avaliação da alteração de cor (ΔE) e em fundos branco e preto para análise da translucidez (TP). A análise estatística demonstrou haver diferença significativa entre os dados L^* , a^* e b^* entre as diferentes tonalidades de um mesmo fabricante, na maioria das marcas de cerâmica. Mesmo com a mesma tonalidade nominal A2, diferenças significativas foram encontradas nos valores L^* , a^* , b^* e TP entre diferentes marcas e sistemas cerâmicos. Os dados de ΔE entre as zircônias pré-coradas e a tonalidade

correspondente de zircônia com porcelana de revestimento variaram de 2,35 a 8,33. Entre a zircônia pré-corada e a correspondente tonalidade de dissilicato de lítio LT variaram de 4,56 a 13,90. Já entre a zircônia pré-corada e dissilicato de lítio HT variou de 9,69 a 18,96. O ΔE entre a zircônia pré-corada e zircônia revestida por porcelana ou dissilicato de lítio variaram além do limite clinicamente aceitável (2,7). Dessa forma, devido aos altos valores de brilho (L^*) e baixo croma (a^* e b^*), uma incompatibilidade de cores com restaurações cerâmicas adjacentes ou dentes naturais é esperada. Para atingir resultados satisfatórios, a correção adicional com corantes de superfície é sugerida.

Lawson et al.⁵⁵ 2016 analisaram o brilho e a resistência da pigmentação de cinco novos materiais, incluindo VITA Enamic, LAVA Ultimate, IPS e.max CAD, Paradigm C e Paradigm MZ100. Foram preparadas amostras polidas e não polidas. Com auxílio de um medidor de brilho e de espectrofotômetro foram realizadas, respectivamente, leituras do brilho e cor das amostras antes e após a imersão e armazenamento por 12 dias em solução corante composta por uma mistura de suco de cranberry, chá preto e café, simulando 1 ano de uso clínico. Tanto para o brilho, como para alteração de cor, observou-se que os fatores material, polimento e sua interação foram significativos. Para amostras não polidas, LAVA Ultimate apresentou maior alteração de cor e IPS e.max CAD a menor. Já para amostras polidas, IPS e.max CAD teve menor alteração de cor que Paradigm MZ100, LAVA Ultimate ou VITA Enamic. As amostras polidas tiveram mudança de cor significativamente menor que amostras não polidas de Paradigm C e LAVA Ultimate. De forma geral, a resistência do brilho e coloração diferem entre os materiais e condição de polimento. O polimento aumentou o brilho das amostras de todos os materiais e aumentou a resistência à pigmentação de alguns materiais (Paradigm C e LAVA Ultimate), mas não foi significativo para outros. A aspereza da superfície de um material afeta diretamente seu brilho. Superfícies rugosas dispersam os raios de luz ao invés de refletí-los. Uma tendência nos resultados de resistência à pigmentação indica que materiais com matriz polimérica são corados mais facilmente que cerâmicas puras, pois polímeros absorvem água, e, portanto, podem ter maior probabilidade de adsorver os pigmentos presentes nas soluções corantes.

Flury et al.⁶ 2017 investigaram o efeito da escovação e do armazenamento em água destilada na rugosidade superficial, dureza Vickers e módulo de

endentação de cinco materiais CAD/CAM sendo, um compósito (Paradigm [P]), uma porcelana feldspática (VitaBlocs Mark II [VB]), uma resina nanocerâmica (LAVA Ultimate [LU]), cerâmica híbrida (VITA Enamic [VE]) e de uma resina nanocompósito (Ambarino [A]). Os dados foram obtidos após o polimento e após os espécimes serem armazenados em água destilada por 6 meses a 37°C, com intervalos periódicos de 500 ciclos de escovação artificial. Independentemente do sistema de polimento utilizado, da escovação e do armazenamento em água, LU apresentou menor rugosidade de superfície e VB valores mais altos. Em relação às propriedades micromecânicas, foram encontrados dados de dureza e módulo de endentação dos materiais, na seguinte ordem, do menor para o maior valor: VB - VE - P - LU - A. O sistema de polimento Sof-Lex resultou em menor rugosidade comparado ao sistema VITA Clinical, entretanto a diferença no polimento não promoveu alterações significativas nas propriedades micromecânicas. A escovação e armazenagem em água resultaram em redução da dureza e módulo de endentação dos materiais P, LU e A, mas não para VE e VB. Materiais CAD/CAM com menor dureza e módulo de endentação geralmente apresentam maior susceptibilidade ao polimento. Entretanto, esses materiais estão mais propensos à ação abrasiva da escovação e do armazenamento em água.

Yuan et al.⁹ 2018 avaliaram o efeito da escovação e da termociclagem na estabilidade de cor e rugosidade de superfície de restaurações cerâmicas CAD/CAM de dissilicato de lítio e zircônia, caracterizadas extrinsecamente. Amostras de cada material cerâmico foram cristalizadas/sinterizadas em forno, caracterizadas (*stain*) e glazeadas e, em seguida, submetidas a ensaios de escovação (E), termociclagem (T) ou escovação seguida por termociclagem (E+T). Independentemente do método de envelhecimento artificial, avaliações das alterações de cor (ΔE) e da rugosidade foram realizadas após 5, 10 e 15 anos de simulação clínica pelo número de ciclos definidos para cada teste. O material de dissilicato de lítio não sofreu alterações significativas na cor após o envelhecimento. Já a zircônia apresentou maiores valores de ΔE após 15 anos de envelhecimento. Quanto maior o tempo de envelhecimento, maiores valores de rugosidade foram observados para todos os grupos. Espécimes de zircônia mostraram alterações de cor significativas, especialmente para a intervenção E+T. Isso pode ser atribuído ao efeito sinérgico do ensaio de escovação combinado a termociclagem. A umidade e gradientes térmicos

têm sido descritos como fatores que aumentam a taxa de degradação da zircônia em baixas temperaturas (*“low-temperature degradation”*), implicando em modificações em propriedades mecânicas da zircônia, como aumento do desgaste, rugosidade da superfície, que afetam seu desempenho mecânico e estético. Apesar de serem significativas, as mudanças de cor (ΔE) estiveram abaixo do limite de perceptibilidade clínica adotado de 2,6.

Camposilvan et al.⁵⁶ 2018 tiveram como primeiro objetivo a melhor compreensão de como as novas classes de zircônias de alta translucidez são concebidas em termos de conteúdo de fases e tamanho de grão. Também estudaram suas propriedades mecânicas e resistência ao envelhecimento em comparação a 3Y-TZP padrão. Foram avaliadas quatro zircônias comercialmente disponíveis: uma convencional 3Y-TZP (Aadva ST), uma com translucidez aprimorada (Aadva EI), uma com alta translucidez e parcialmente cúbica (Aadva NT) e uma com alta translucidez, parcialmente cúbica e com croma multicamadas (Katana UTML). Coroas totais de um terceiro molar foram confeccionadas pela técnica CAD/CAM para todos os materiais. Metade recebeu camada de glaze e foram empregadas para análise da resistência ao envelhecimento em autoclave (134°C, 5 h). Discos obtidos para todos os materiais foram utilizados para caracterização do tamanho de grãos, conteúdo de fase e composição dos grãos por análise de difração de raios-X. Diferenças relevantes foram encontradas em termos microestruturais entre os materiais em termos de conteúdo da fase cúbica e presença de ítria na fase tetragonal, levando a diferentes propriedades ópticas, mecânicas e resistência ao envelhecimento. Dados do estudo mostraram que um maior teor de fase cúbica leva à maior translucidez e estabilidade ao envelhecimento, mas compromete a resistência mecânica. A presença da fase cúbica em zircônias de alta translucidez pode representar duas vantagens: um aumento sensível da translucidez e maior resistência à degradação hidrotérmica. Por outro lado, a transformação de fase e a microestrutura com grãos maiores levaram à queda acentuada nas suas propriedades mecânicas, limitando sua indicação em regiões em que altas cargas mecânicas são aplicadas.

Arif et al.²² 2019 atribuíram a estabilidade de cor a longo prazo e a durabilidade dos materiais restauradores como um importante parâmetro na determinação do sucesso e longevidade de restaurações. Compararam o efeito da

imersão cíclica em café sobre a estabilidade de cor e translucidez de seis materiais CAD/CAM, sendo Celtra Duo (CD), IPS e.max CAD (EM), Lava Ultimate (LU), Vita Enamic (VE), Vita Suprinity (VS) e Vita YZ HT (Zir), com espessuras variadas que simulassem um laminado (0,7 mm) ou uma coroa total (1,3 a 1,5 mm). Para todos as amostras, dados da cor e translucidez foram obtidos em fundos branco, cinza e preto, na condição inicial e após 6.000 ciclos de termociclagem em café quente (55°C) e frio (5°C). Nenhuma diferença estatística foi encontrada para alteração de cor entre dois materiais para a espessura de coroa, nem entre dois grupos de espessura dentro de cada material. A mudança de cor (ΔE) média do LU foi maior que a de todos os materiais no grupo de espessura de laminado e a média de alteração de cor do VE foi maior que do material EM na espessura de laminado. Na espessura de coroa total, o ΔE de EM e VS foi abaixo do limite de perceptibilidade ($\Delta E=1,3$ un.), enquanto que dos materiais CD, VE e Zir apresentou-se entre o limite de perceptibilidade e aceitabilidade ($\Delta E=2,25$ un.). Para a espessura de laminado, VE e LU apresentaram ΔE acima do limite de aceitabilidade. Verificou-se que a translucidez foi menor para a espessura de coroa total que a espessura de laminado em cada combinação de termociclagem e material. A translucidez do EM na espessura de laminado foi maior após a termociclagem com café. Recomenda-se evitar o material resino-cerâmico para laminados em áreas com importância estética para consumidores de café. Dos materiais testados no estudo, o IPS e.max CAD apresentou-se mais estável, sendo adequado para aplicação como laminados ou coroa total, onde a estética é uma preocupação. Com o estudo, revelou-se que a seleção do material e espessura adequados, são fatores importantes para a estabilidade de cor e translucidez, quando do consumo de café, especialmente tratando-se de laminados.

Mühlemann et al.²⁸ 2019 avaliaram o efeito da caracterização e do envelhecimento artificial na rugosidade dos materiais CAD/CAM resino-cerâmicos Lava Ultimate (LVU), VITA Enamic (ENA) e Cerasmart (CER), comparados a uma porcelana feldspática (VITABlocs Mark II, VM2). Metade das amostras (n=15) foi polida e outra metade (n=15) passou por protocolo de coloração, sendo inicialmente asperizadas e posteriormente jateadas com partículas de óxido de alumínio (50 μ m). A escovação foi conduzida por 3.650 ciclos, equivalente a 1 ano de simulação clínica. A rugosidade de superfície foi acessada após cada etapa de finalização das

amostras e após cada ano de ensaio de escovação, qualitativamente, por MEV e, quantitativamente, por perfilometria, obtendo-se média dos valores (R_a em μm). Para os espécimes caracterizados, CER apresentou rugosidade significativamente maior que todos os demais materiais. Os valores de ENA e LVU foram significativamente menores comparados ao grupo Controle. Após 5 anos de escovação simulada, o aumento da R_a (μm) foi significativo nos grupos ENA e LVU. No grupo VM2, o envelhecimento não apresentou efeito significativo. Para os espécimes apenas polidos, o R_a (μm) do mais baixo para o mais alto foi: CER < LVU = VM2 < ENA. As imagens das amostras coradas em MEV mostraram superfície bastante lisa e homogênea nos grupos CER e VM2, enquanto foram encontrados defeitos e irregularidades nos grupos ENA e LVU, respectivamente. O estudo, de maneira geral, mostrou que a caracterização aumentou significativamente a rugosidade, independentemente do material, mas ressalta-se que não foi possível obter rugosidade padronizada devido ao processo manual de aplicação, bem como a composição diferente entre os pigmentos. Na literatura, postulou-se que a rugosidade crítica para adesão bacteriana na superfície é de 0,2 μm ; dessa forma, o risco de gengivite, cárie secundária e descoloração pode ser maior. Em um grupo teste (CER) e no grupo controle, a caracterização resultou em rugosidade superficial média acima desse limite. Foi encontrado que materiais com menor dureza superficial, a exemplo das resinas-nanocerâmicas e cerâmicas híbridas com matriz polimérica, são mais propensas à degradação do envelhecimento artificial.

Alencar-Silva et al.³⁶ 2019 estudaram o efeito da imersão em água destilada, café, chá preto, vinho tinto e refrigerante de cola; e da escovação na rugosidade de superfície, microdureza e cor de uma cerâmica vítrea à base de dissilicato de lítio (IPS e.max CAD HT A2). Amostras exclusivamente polidas ou espécimes que receberam camada de glaze foram divididas de acordo com a solução de imersão e presença ou não da escovação. Foram imersos por 90 dias, trocando-se a solução corante a cada 24 h. Em seguida, espécimes que seriam submetidos à escovação passaram por 80.000 ciclos com carga vertical de 2,0 N. Sucederam-se as análises da rugosidade (R_a , μm) por perfilometria, microdureza Vickers em máquina microdurômetro e da alteração de cor (ΔE) com auxílio de espectrofotômetro. Dados apontaram que o tratamento de superfície, polimento ou glaze, promoveram variações na rugosidade e microdureza, enquanto que o tipo de bebida corante

influenciou a microdureza e a cor. Uma diferença significativa foi observada entre a condição inicial da rugosidade (glaze: 0,38 μm ; polimento: 0,10 μm ; $p < .001$). Após a imersão, o aumento da rugosidade não foi influenciado pelo tipo de solução, mas foi maior nos espécimes glazeados. Independente do tratamento de superfície, a imersão levou à redução na microdureza, tendência também observada após a escovação. Maiores valores de ΔE foram pertencentes ao vinho tinto, para ambos glazeados ou polidos, entretanto ficaram entre o limite de perceptibilidade ($\Delta E = 1,30$) e aceitabilidade ($\Delta E = 2,25$). As demais bebidas apresentaram ΔE abaixo do limite de perceptibilidade. A escovação pode remover camadas de cor aplicadas na superfície ou acúmulo de substâncias fracamente aderidas. Independentemente do tratamento de superfície, a escovação não alterou significativamente a coloração ou degradação pelas soluções, sugerindo que as alterações observadas ocorreram em nível estrutural e permanente. Na literatura, autores relatam um possível efeito protetor fornecido pela camada de glaze, que talvez fosse responsável para o menor efeito da escovação sobre a cerâmica.

Eldwakhly et al.⁴² 2019 com a grande gama de materiais restauradores disponíveis para a tecnologia CAD/CAM, almejaram melhor compreensão sobre seu comportamento e propriedades estéticas. Para isso, os autores avaliaram a estabilidade de cor e translucidez dos materiais IPS e.max CAD (EMC), Celtra Duo (CD), Lava Plus HT (LP), Lava Ultimate (LU) e VITA Enamic (VE). Os dados de cor do padrão CIELab (ΔE) e a translucidez dos materiais foram avaliados com utilização de espectrofotômetro antes e após serem submetidos a imersão em 5,0 mL de soluções de café, refrigerante de cola, gengibre e água destilada por 28 dias. Independentemente da solução, LP geralmente apresentou maiores valores de ΔE , enquanto que EMC apresentou menor ΔE . A translucidez, no geral, foi maior antes do que após imersão nas soluções. Os resultados mostram que a alteração de cor mais significativa ocorreu para o material à base de zircônia de alta translucidez (LP), sendo que todo ΔE foi acima do limite de perceptibilidade ($\Delta E = 1,2$ un.) e acima do limite de aceitabilidade clínica ($\Delta E = 2,7$ un.). Já foi estudado e relatado que a zircônia, quanto em contato com água, pode sofrer processo de transformação de fase, descrita como *“low-temperature degradation”*, sendo acompanhada pela superfície mais rugosa, deslocamento de partículas e penetração de água no seu interior. Esse fator pode explicar os altos valores de ΔE apresentados pelo material

LP. Também, corrobora-se com a literatura os resultados encontrados para a maior alteração de cor em materiais com componente resinoso (LU e VE) do que as cerâmicas vítreas (EMC e CD) avaliadas.

Tabatabaian⁵⁷, 2019 conduziu uma revisão de literatura sobre o aspecto da cor de restaurações em zircônias monolíticas. Essas restaurações encontram-se como tendência em desenvolvimento na odontologia estética, introduzindo oportunidade de alcançar requisitos estéticos e mecânicos, algo dificilmente encontrado para cerâmicas odontológicas. Porém, as dificuldades em se obter ótima reprodução das propriedades ópticas com zircônia monolítica ainda permanece. A cor dessas restaurações pode ser influenciada por processos de fabricação, procedimentos laboratoriais e fatores clínicos. A zircônia parcialmente estabilizada por ítria (Y-TZP) é reconhecida como a mais resistente entre as cerâmicas dentárias, mas não a mais estética. A translucidez da Y-TZP é menor que aquela das estruturas dentais e demais cerâmicas comercialmente disponíveis, atuando como vantagem para cobrir substratos escurecidos, mas desvantajosa para replicar a aparência natural dos dentes adjacentes. Como alternativa, fabricantes trabalham com porcentagens variadas de 20 a 50% de transmitância da luz visível, com adição, eliminação ou redução da alumina em sua composição, para entregar zircônias com baixa, média, alta, super e ultra translucidez, a depender da indicação clínica. Na etapa laboratorial diversas fases estão incluídas, especificamente relacionada à cor, o processo de acabamento/polimento pode influenciar suas propriedades ópticas. Além disso, zircônias monolíticas necessitam ser coradas para mimetizar as estruturas dentais. Duas abordagens estão disponíveis, incluindo a imersão em soluções corantes em seu estágio pré-sinterizado ou aplicada externamente com pincéis. Entretanto, estudos têm reportado efeitos negativos da caracterização sobre as propriedades mecânicas, recomendando-se que o tipo, cor, número de aplicações e o tempo de imersão do pigmento devem ser considerados. Clinicamente, foi encontrado que as características do substrato, o tipo e cor do cimento; e aspectos de cor, contorno, forma, textura, polimento, espessura e brilho da zircônia podem afetar o desempenho estético da restauração. Diante de tantos fatores, estudos recomendam a análise de alterações de cor por espectrofotometria durante o processo de confecção da restauração em zircônia. É sugerida que uma diretriz

estética nomeada substrato-cimento-restauração seja adotada para a harmonia da cor.

Sulaiman et al.² 2020 estudaram a durabilidade da maquiagem e glaze de cerâmicas, com avaliação da estabilidade de cor e manutenção do brilho, após escovação artificial com dentifrícios de diferente abrasividade relativa da dentina (RDA). Materiais cerâmicos à base de porcelana feldspática, dissilicato de lítio e de duas zircônias parcialmente estabilizadas por ítria (3Y-TZP e 5Y-TZP) foram caracterizados extrinsecamente com aplicação de duas camadas de pigmento (*stain*) seguido da aplicação do glaze. Em seguida, foram submetidos à 5.000, 10.000, 30.000 e 50.000 ciclos de escovação com dentifrício convencional (Colgate Total 12 Clean Mint) ou dentifrício com carvão ativado (Crest 3D Whitening Therapy With Charcoal). Dados para o cálculo da alteração de cor (ΔE_{00} , CIEDE2000) e avaliação do brilho foram obtidos com espectrofotômetro na condição inicial e após finalizado cada intervalo de ciclos de escovação, com cada espécime servindo como seu próprio controle. Independente do dentifrício e tipo de material cerâmico, alterações de cor significativas foram observadas após 50.000 ciclos de escovação. Valores de ΔE_{00} foram mais significativos com a utilização do dentifrício com carvão ativado. A comparação entre cerâmicas vítreas e policristalinas mostrou que 3Y-TZP e 5Y-TZP produziram menor estabilidade de cor. A utilização do dentifrício com carvão ativado, comparado ao dentifrício convencional, resultou em perda significativa do brilho, independentemente do material cerâmico. Comparando os resultados de ΔE_{00} encontrados, de acordo com os limites de perceptibilidade clínica ($\Delta E_{00} = 0,8$) e aceitabilidade clínica ($\Delta E_{00} = 1,8$), no geral, a escovação com o dentifrício convencional produziu ΔE_{00} acima de 0,8 para as zircônias 3Y-TZP e 5Y-TZP, e nenhuma cerâmica vítrea mostrou resultados acima de $\Delta E_{00} = 0,8$. Já a utilização do dentifrício com carvão ativado produziu valores de ΔE_{00} próximos do limite de aceitabilidade para as zircônias. O fato de que todos os materiais cerâmicos maquiados e glazeados avaliados apresentaram alterações de cor e brilho é um fator importante a ser considerado. Mesmo a higienização com dentifrícios fluoretados convencionais pode representar efeitos prejudiciais em cerâmicas maquiadas após, aproximadamente 3 e 5 anos.

Vasiliu et al.⁴⁶ 2020 avaliaram o efeito da termociclagem, tratamento da superfície e da microestrutura nas propriedades ópticas e rugosidade de superfície

de três materiais cerâmicos injetáveis (VITA PM9, IPS e.max Press e Celtra Press) e três cerâmicas CAD/CAM (VITABlocs Mark II, IPS e.max CAD e VITA Suprinity). Foram obtidos espécimes de todos os materiais e um lado das amostras foi polido, enquanto a outra metade recebeu camada de glaze. Foram submetidos a 10.000 ciclos (5°C-55°C) de termociclagem. Dados de translucidez (TP), opalescência (OP), rugosidade e análise da microestrutura foram obtidos antes e após o envelhecimento, em ambas superfícies. A termociclagem influenciou mais as cerâmicas CAD/CAM do que as injetáveis. TP e OP reduziram, significativamente, para todas as amostras após a termociclagem. A análise da microestrutura revelou que superfícies glazeadas tiveram as propriedades mais comprometidas pela termociclagem, especialmente para a cerâmica de dissilicato de lítio reforçada por zircônia (VITA Suprinity). No geral, as propriedades ópticas e rugosidade, dos materiais escolhidos, foram influenciadas pela termociclagem, tratamento de superfície e diferenças na microestrutura. O lado polido das amostras produziu superfície mais lisa que a superfície glazeada para vários materiais, exceto VITA PM9, IPS e.max CAD e VITA Suprinity. Após a termociclagem, alterações significativas na rugosidade ocorreram tanto para cerâmicas CAD/CAM, como injetáveis. A porcelana feldspática VITA Mark II foi a mais influenciada no grupo CAD/CAM e o dissilicato de lítio IPS e.max Press no grupo das cerâmicas injetáveis.

Miranda et al.⁵⁸ 2020 avaliaram o efeito da coloração e de repetitivas queimas da cerâmica na cor, translucidez, rugosidade e microdureza de um dissilicato de lítio CAD/CAM. Amostras foram submetidas à queima de cristalização (C); ou cristalização, maquiagem e glaze em um único ciclo de queima em forno (SC); ou primeiro à cristalização, seguido da aplicação da maquiagem e glaze (DC). Independente da técnica de processamento, as amostras também foram submetidas à duas, quatro ou seis queimas em forno. Para cada grupo, a alteração de cor (CIEDE2000, ΔE_{00}) foi avaliada entre duas e quatro queimas, e entre duas e seis queimas da cerâmica. O aumento no número de queimas promoveu uma alteração significativa no ΔE_{00} dos grupos C e DC. Apenas o grupo C apresentou aumento na translucidez após 6 ciclos de queima, sendo significativamente maior que nos demais grupos maquiados. No geral o grupo SC apresentou os maiores valores de rugosidade da superfície, independentemente do número de queimas realizadas. Não houve efeito significativo na microdureza (Vickers) dos diferentes grupos

experimentais. Idealmente, ciclos de queima em forno da cerâmica não deveriam causar alterações nas propriedades e características dos materiais. Entretanto, todos os grupos do estudo apresentaram ΔE_{00} acima do limite de perceptibilidade clínica ($\Delta E_{00} > 0,8$) e amostras dos grupos C e DC após 6 ciclos de queima produziram valores de ΔE_{00} clinicamente inaceitáveis ($\Delta E_{00} > 1,8$). Essas alterações foram atribuídas ao fato da caracterização (*stain*) ser, predominantemente, amorfa e manualmente aplicada. Além disso, a depender do protocolo de queima, os óxidos metálicos da composição do pigmento e da cerâmica podem se tornar instáveis e alterar suas propriedades ópticas.

Seydaliyeva et al.⁵⁹ 2020 investigaram o efeito da termociclagem e imersão em soluções corantes na estabilidade de cor de uma classe de cerâmica híbrida, comparando-a com um compósito e uma cerâmica vítrea à base de dissilicato de lítio; e se o polimento foi capaz de minimizar ou eliminar a alteração de cor. Amostras de todos os materiais (VITA Enamic, Grandio Blocs e IPS e.max CAD) foram submetidas a termociclagem (10.000 ciclos, 6,5°C – 60°C) em água. Em uma segunda etapa, expostos às soluções corantes de vinho tinto, chá preto, refrigerante de cola, curry e água destilada, esse como controle. Foi encontrado que a termociclagem teve influência significativa na cor dos materiais, no entanto, essa alteração, em relação à condição inicial, ficou abaixo do limiar de percepção de 0,8 unidades de ΔE adotado, não sendo considerado clinicamente relevante. Para todas as condições de envelhecimento propostas, as mudanças de cor apresentaram valores significativamente maiores, sendo que os maiores valores de ΔE ocorreram após 28 dias de exposição às soluções corantes. Para todos os materiais, os valores excederam o limite de aceitabilidade clínica estipulado no estudo em 1,8 unidades de ΔE . Para todos os espécimes, não foi possível restaurar a cor inicial dentro ou aquém do limiar de perceptibilidade ($\Delta E = 0,8$) após 10 s de polimento, mas para VITA Enamic e IPS e.max CAD os valores reduziram e ficaram abaixo do limite de aceitabilidade ($\Delta E = 1,8$). Os resultados mostraram que em materiais com matriz resinosa, a redução da alteração de cor pode atingir níveis clinicamente aceitáveis ou ser completamente eliminada para o IPS e.max CAD, após o polimento completo. De forma geral, o envelhecimento alterou a cor dos materiais avaliados, entretanto, o polimento pode reduzir essas mudanças consideravelmente.

Mühlemann et al.³¹ 2021 mensuraram o efeito da escovação artificial nas alterações de cor e brilho de cerâmicas CAD/CAM maquiadas. Foram avaliadas resinas-nanocerâmicas (Lava Ultimate e Cerasmart) e uma cerâmica híbrida com matriz polimérica incorporada (VITA Enamic). Amostras dos materiais maquiados avaliados foram comparados a uma porcelana feldspática, também maquiada, e a respectivos grupos apenas submetidos ao polimento. Análise da cor e brilho foram realizadas antes e após a escovação por, aproximadamente, 5 anos de simulação clínica. O envelhecimento artificial acelerado por ensaio de escovação promoveu alterações de cor (ΔE_{ab} , CIELAB) e brilho significativas para todos os materiais maquiados avaliados (Lava Ultimate, Cerasmart e VITA Enamic). A aplicação da maquiagem foi um fator que reduziu significativamente o brilho dos materiais. No estudo, também foi observado que os grupos não maquiados, que apenas foram submetidos ao polimento da superfície, apresentaram alterações de cor (ΔE_{ab}) significativas após a escovação. Supõe-se que as próprias propriedades dos materiais restauradores podem ser influenciadas pelo envelhecimento, resultando em alterações em suas propriedades ópticas.

4 MATERIAL E MÉTODOS

Este foi um estudo experimental com medidas pareadas de 2 grupos com divisão aleatória das amostras para avaliar quantitativa e qualitativamente as propriedades ópticas de cerâmicas monolíticas CAD/CAM maquiadas e/ou glazeadas após envelhecimento termomecânico, com escovação com dentifrícios convencional e clareador seguida de termociclagem.

4.1 Preparo das Amostras e Divisão dos Grupos Experimentais

Foram utilizados 4 materiais cerâmicos monolíticos CAD/CAM, sendo: uma porcelana feldspática com alto teor de leucita (EMP; IPS Empress® CAD LT A2 for CEREC/inLab, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein, Germany), uma vitrocerâmica de dissilicato de lítio (EMAX; IPS e.max® CAD LT A2 for CEREC/inLab, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein, Germany), uma zircônia tetragonal totalmente estabilizada por ítria (Y-FSZ) de alta translucidez (PAN; Prettau® 4 Anterior®, Zirkonzhan, Taufers, Italy) e uma cerâmica híbrida com matriz polimérica incorporada (ENA; VITA Enamic® 1M2-T for CEREC/inLab, VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Germany). Na Tabela 1, estão listados os nomes comerciais, siglas utilizadas no estudo, fabricantes e composições químicas básica dos materiais cerâmicos avaliados.

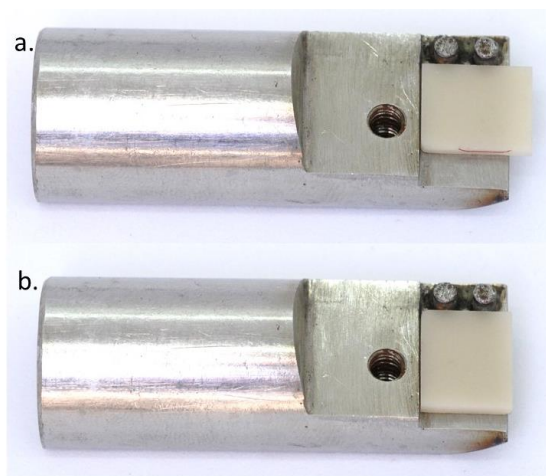
Quarenta espécimes de cada material foram confeccionados em formato de barra ($12 \times 10 \times 1,55 [\pm 0,05]$ mm)^{60,61} a partir de blocos ou discos pré-fabricados na mesma tonalidade, independente da composição cerâmica. Os materiais foram submetidos ao corte em cortadeira metalográfica de precisão (ISOMET 1000, Buehler, Lake Bluff, Illinois, United States of America) equipada com disco diamantado (4" Série 15LC Diamond, Buehler, Lake Bluff, Illinois, United States of America) sob baixa velocidade (200 rpm) e arrefecimento constante com água destilada⁴¹. Por serem de diferentes fabricantes, os blocos ou discos CAD/CAM obtidos possuem tamanhos e formas distintas entre si. Dessa forma, visando a obtenção de amostras com as mesmas proporções, as dimensões de 12 e 10 mm, respectivamente, de comprimento e largura, foram padronizadas com auxílio de matriz de normatização (Figura 1) fixada à haste móvel da ISOMET 1000. Finalizada essa etapa, as amostras foram limpas em cuba ultrassônica com água destilada por 10 min⁶² e posterior secagem em estufa seca por 24 h a 37°C⁶³.

Tabela 1 - Nome comercial, sigla, fabricante e composição química básica dos materiais.

Nome comercial	Sigla	Fabricante	Composição Química
IPS Empress® CAD	EMP	Ivoclar Vivadent	SiO ₂ (60-65%), Al ₂ O ₃ (16-20%), K ₂ O (10-14%), Na ₂ O (3,5-6,5%) e outros óxidos. KAlSi ₂ O ₆ (35-35% volume).
IPS e.max® CAD	EMAX	Ivoclar Vivadent	SiO ₂ , Li ₂ O, K ₂ O, MgO, Al ₂ O ₃ , P ₂ O ₅ e outros óxidos.
Prettau® 4 Anterior®	PAN	Zirkonzhan	ZrO ₂ , <12% Y ₂ O ₃ , <1% Al ₂ O ₃ , máx. 0,02% SiO ₂ , máx. 0,01% Fe ₂ O ₃ , máx. 0,04% Na ₂ O.
VITA Enamic®	ENA	VITA Zahnfabrik	SiO ₂ (58-63%), Al ₂ O ₃ (20-23%), Na ₂ O (6-11%), K ₂ O (4-6%), B ₂ O ₃ (0,5-2%), CaO (<1), TiO ₂ (<1); matriz polimérica: Bis-GMA, UDMA, Bis-EMA e TEGDMA.

Fonte: Elaboração própria.

Figura 1 - Matrizes para normatização das dimensões de comprimento (a) e largura (b) dos espécimes.



Fonte: Arquivo pessoal.

Com exceção das amostras de EMP, que é apresentado em sua forma sinterizada final; e para o ENA que é apresentado em sua forma cristalográfica final, os espécimes de EMAX passaram pelo processo de cristalização em forno (Programat P310, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein, Germany, Figura 2a), de acordo com os parâmetros e recomendações próprios do fabricante. Os espécimes do material PAN receberam aplicação de duas camadas do pigmento *Colour Liquid for Prettau Anterior Aquarell* (Zirkonzhan, Taufers, Italy) na tonalidade A3, posterior secagem por 30 min sob lâmpada infravermelha (Infraphil 150 W, 127 V, Philips do

Brasil, São Paulo, Brasil) e submetidos a sinterização em forno (inFire HTC Speed, Sirona, Salzburg, Austria, Figura 2b), seguindo as recomendações próprias do fabricante⁶⁴. A etapa de infiltração por líquido corante pré-sinterização descrita anteriormente foi conduzida para a correção da cor, pois após um estudo piloto para adequação metodológica, verificamos que a matiz e o croma da zircônia (PAN) se distanciava significativamente dos demais materiais cerâmicos avaliados.

Na sequência, as amostras de todos os materiais foram inseridas em matrizes de padronização para serem polidas em politriz semiautomática³⁶ (Aropol 2V, Arotec Indústria e Comércio, Cotia, São Paulo, Brasil). Inicialmente, foram utilizadas lixas d'água de granulação #220 para regularizar a superfície e padronizar a espessura (1,5 mm)⁵⁹, seguido por sequência de polimento com lixas d'água de granulações #600, #1200 e #1500, totalizando 1,0 min em movimento rotacional em baixa velocidade, para cada granulação, em ambos os lados da amostra.

Os espécimes de cada material (n=40) foram aleatoriamente divididos em dois grupos pelo método de aleatorização simples sem repetição no software Microsoft® Excel® (Microsoft Excel MSO 2019, versão 1902, 64 bits, Microsoft Corporation, Redmond, WA, United States of America). Metade das amostras selecionadas recebeu aplicação de seu respectivo pigmento extrínseco ("*stain*") e uma camada de glaze, sendo denominados Grupo *STAIN/GLAZE* (n=20). Na outra metade, foi aplicada apenas a camada de glaze, sendo pertencentes ao Grupo *GLAZE* (n=20). Independentemente do grupo, a superfície eleita para a caracterização com o "*stain*" ou glaze foi previamente asperizada com lixas d'água de granulação #220 em politriz^{28,36}, com movimentos rotacionais em baixa velocidade, totalizando 1,0 min. Essa etapa foi desempenhada porque os diferentes fabricantes indicam tratamentos pré aplicação da caracterização, que inclui a asperização da superfície. Novamente foram limpos em cuba ultrassônica com água destilada por 10 min⁶² e posterior secagem em estufa seca por 24 h a 37°C⁶³.

A etapa de maquiagem das amostras foi realizada por um único operador treinado (B.A.M) com emprego de magnificação (3,5x) por meio da utilização de lupa (YLD-EW1 - *LED Headlight & Medical Loupe*, magnificação 3,5x, distância de marcação 324-420 mm, profundidade de campo 80 mm, campo de visão 60 mm, Lorben). A aplicação dos pigmentos ("*stains*") foi realizada utilizando-se pincel

(Pincel Keramik nº. 2, Odontomega Import Comércio de Produtos Odontológicos, Ribeirão Preto, São Paulo, Brasil), com a aplicação de dupla camada na superfície externa dos corpos-de-prova do Grupo *STAIN/GLAZE*. Após cada camada, passaram por processo de queima para fixação do pigmento em forno sob temperaturas específicas (Programat® P310, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein, Germany), de acordo com as recomendações de cada fabricante (Tabela 2), exceto para o material ENA que não pode ser inserido em forno por possuir matriz polimérica.

Na superfície dos espécimes de EMP e EMAX foi aplicado o pigmento *IPS Ivocolor Shade Dentin SD2* (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein, Germany)⁶⁵. As amostras de PAN receberam pigmentação com aplicação de *ICE Zirkon 3D Stains - Base A* (Zirkonzhan, Taufers, Italy)⁶⁶. Espécimes de ENA foram pigmentados com *VITA Enamic Stain 2 – corn* (amarelo) (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Germany)⁶⁷. As superfícies que receberam o pigmento (*VITA Enamic Stain*) foram submetidas à fotoativação com fotopolimerizador Valo® LED (395-480 nm, Xtra Power Program, 3.200 mW/cm²), sendo realizadas duas ativações de 3,0 s cada, totalizando 6,0 s, conforme as recomendações do fabricante⁶⁷. Os espécimes foram finalizados com aplicação do glaze universal *IPS Ivocolor Glaze Paste/Fluo* (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein, Germany), aplicado em camada única sobre a superfície corada dos materiais cerâmicos pertencentes ao grupo *STAIN/GLAZE* e diretamente na superfície das amostras do grupo *GLAZE*. Posteriormente, foram submetidos a queima em forno a 780°C, seguindo os parâmetros de queima da camada de glaze próprios do material (*IPS Ivocolor Glaze Paste/Fluo*) e respectivo fabricante (Ivoclar Vivadent)⁶⁵ (Tabela 2). Exceção foi aplicada às amostras de ENA, que receberam aplicação de *VITA Enamic Glaze*, o qual é fotopolimerizável, aplicando-se fotoativação de 30 s com fotopolimerizador Valo® LED (395-480 nm, Xtra Power Program, 3.200 mW/cm², Ultradent Products Inc. South Jordan, UT, United States of America), como consta nas recomendações do fabricante⁶⁷. Na Tabela 2, constam os parâmetros de temperatura de secagem, tempo de manutenção, taxa de aquecimento, temperaturas de queima, vácuo e de resfriamento, utilizados para as etapas de sinterização/cristalização e fixação das camadas de pigmento e glaze em forno, seguindo as informações próprias de cada fabricante.

Tabela 2 - Cristalização/Sinterização dos materiais e protocolo de queima para fixação dos *Stains* e camada de glaze.

Cristalização/Sinterização dos materiais cerâmicos avaliados											
Material	Secagem (°C)	(min)	(°C/min)	Temperatura de Queima 1 (°C)	(min)	(°C/min)	Temperatura de Queima 2 (°C)	(min)	Vácuo 1 (°C)	Vácuo 2 (°C)	Resfriamento
IPS Empress CAD	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
IPS e.max CAD	403	6:00	90	820	0:10	30	840	7:00	550/820	820/840	700°C
Prettau 4 Anterior	-	-	8	1.450	120	-	-	-	-	-	5°C/min
VITA Enamic	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Protocolo de queima para fixação dos pigmentos (<i>Stains</i>)											
IPS Ivocolor (EMP e EMAX)	403	6:00	60	710	1:00	-	-	-	450	709	-
ICE Zirkon 3D Stain (PAN)	350	8:00	35-55	800	5:00	-	-	-	350/800	-	200°C
VITA Enamic Stain (ENA)	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Protocolo de queima da camada de glaze											
IPS Ivocolor Glaze Paste/Fluo	403	6:00	60	780	1:00	-	-	-	450	779	-
VITA Enamic Glaze	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-

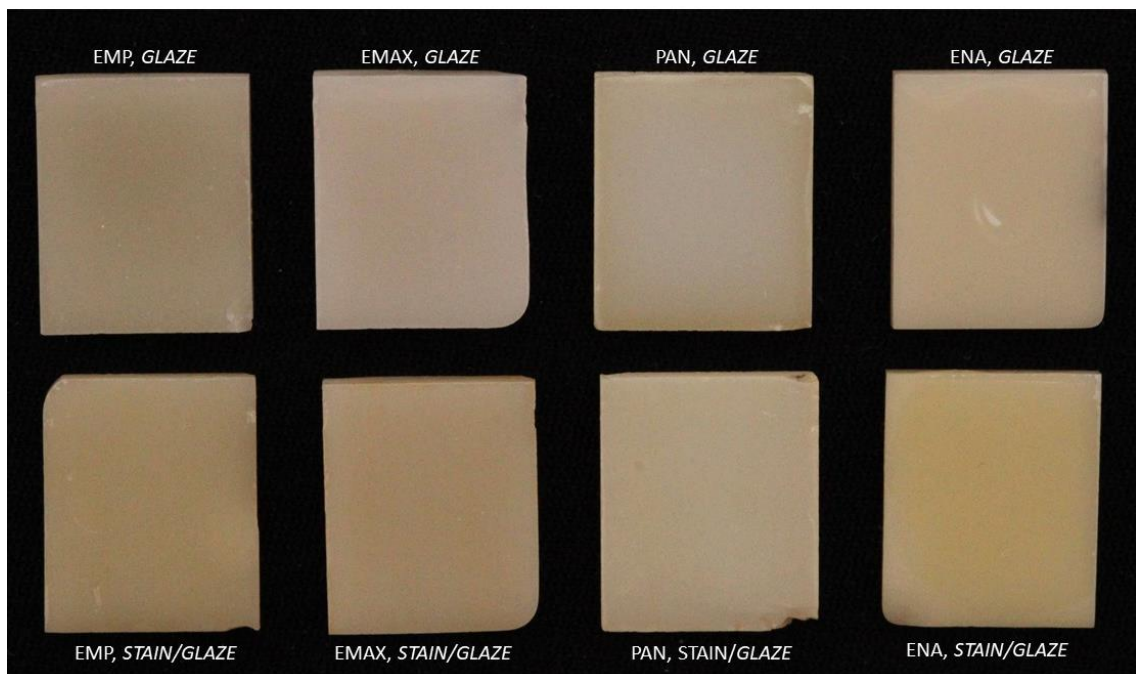
Fonte: Elaboração própria.

Figura 2 - Forno Programat® P310, Ivoclar Vivadent (a) e forno inFire HTC Speed, Sirona (b).



Fonte: Arquivo pessoal.

Figura 3 - Imagens dos corpos de prova após a obtenção, preparo e caracterização extrínseca com maquiagem e/ou glaze. EMP: IPS Empress CAD; EMAX: IPS e.max CAD; PAN: Prettau 4 Anterior; ENA: VITA Enamic; *GLAZE*: grupos que receberam somente o glaze; e *STAIN/GLAZE*: grupos que receberam a maquiagem (“*stain*”) e glaze.



Fonte: Arquivo pessoal.

Finalizada a etapa de obtenção e preparo, as amostras foram novamente submetidas à divisão aleatória (Aleatorização simples, Microsoft® Excel®, 2019), em dois subgrupos, dispostos dentro dos dois grupos anteriormente definidos (*GLAZE* e *STAIN/GLAZE*), como aqueles submetidos à escovação com dentífrício fluoretado convencional, denominado grupo Escovação Convencional (n=10), ou por escovação com dentífrício clareador, denominado grupo Escovação Whitening (n=10). Uma vez definidos os grupos e subgrupos experimentais, os espécimes receberam uma demarcação em sua face antagônica à que recebeu a caracterização extrínseca e/ou glaze, representada por siglas, letras e números de referência para a coleta e análise pareada dos dados.

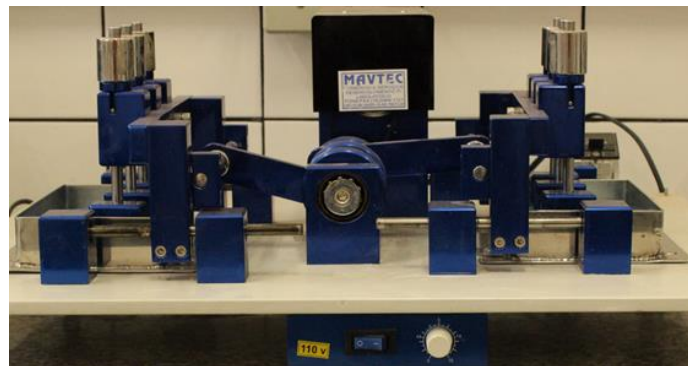
Os espécimes, de todos os grupos foram submetidos ao processo de envelhecimento termomecânico acelerado, combinado por 50.000 ciclos de ensaio de escovação (E), variando o dentífrício em convencional ou clareador, e a 6.000 ciclos de termociclagem (T), sendo subdivididos (n=10) em: 1- Escovação com dentífrício convencional (Colgate Total 12 Clean Mint, RDA 70, Colgate-Palmolive, New York, NY, United States of America) + Termociclagem; ou 2- Escovação com dentífrício clareador (Colgate Total 12 Professional Whitening, RDA 96, Colgate-Palmolive, New York, NY, United States of America) + Termociclagem. O protocolo de envelhecimento artificial proposto nesse estudo corresponde a, aproximadamente, 5 anos de simulação clínica⁹.

O ensaio de escovação foi conduzido em máquina de escovação linear (MAVTEC Comércio e Serviços, Ribeirão Preto, São Paulo, Brasil, Figura 4) equipada com cabeças de escova dental macia (Oral B, Indicator Plus #35, Procter & Gamble, São Paulo Brasil S/A)⁴¹ e configurada para realizar 120 movimentos recíprocos por minuto⁴⁰, na frequência de 1,0 Hz e com carga vertical de 1,96 N^{34,39}. Uma mistura homogênea de duas partes do dentífrício (unidade de massa em grama) e uma parte de água destilada (mL)^{63,68} foi preparada e inserida no reservatório da máquina, de maneira a cobrir e envolver todo o corpo de prova. A mistura foi trocada a cada 25.000 ciclos e as escovas dentais foram descartadas ao término de 50.000 ciclos. Na termociclagem, as amostras foram submetidas a 6.000 ciclos de imersão em água quente e fria em uma máquina de simulação de ciclos térmicos (MSCT-3, Marcelo Nucci ME – 08/2002, São Carlos, São Paulo, Brasil) projetada com três tanques contendo água deionizada, variando a temperatura na

seguinte sequência: de 5,0°C -> 37°C -> 55°C, sendo realizada a imersão durante 30 segundos em cada estação^{26,45}. O esquema da distribuição amostral nos grupos experimentais está ilustrado na Figura 5.

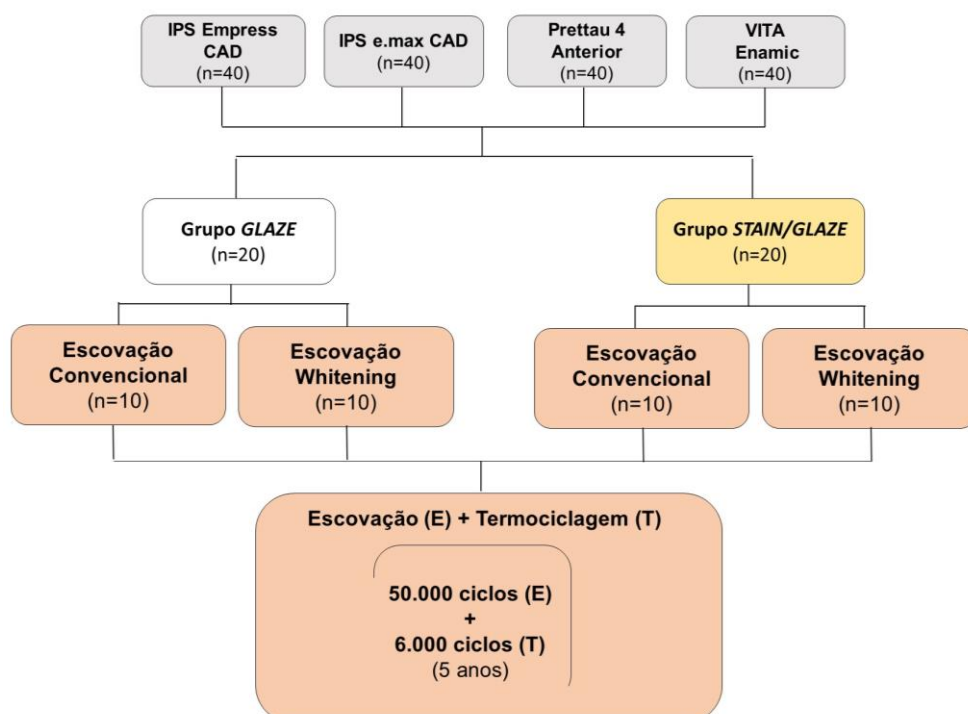
Finalizada a etapa experimental, os espécimes foram inseridos em recipientes contendo malha de sílica e armazenados em estufa seca a 37°C⁶³ até que se sucedessem as análises.

Figura 4 - Máquina de escovação (MAVTEC Comércio e Serviços, Ribeirão Preto, SP, Brasil)



Fonte: Arquivo pessoal.

Figura 5 - Organograma representativo da distribuição amostral dos grupos experimentais.



Fonte: Elaboração própria.

4.2 Análises

4.2.1 Alterações das propriedades ópticas

Para o cálculo das alterações de cor (ΔE) e brilho (ΔL), dados da condição inicial (i), foram acessados com auxílio do Espectrofotômetro VITA Easyshade® V (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Germany, Figura 6) após finalizada a aplicação da camada de glaze nas amostras pertencentes aos grupos *GLAZE* e *STAIN/GLAZE*. O aparelho foi configurado na função “medição da cor básica”⁶⁹ e leituras em triplicata foram realizadas com a ponta do dispositivo posicionada no centro de cada amostra de material cerâmico (Figura 6) em fundo branco. Médias das coordenadas nos sistemas de cor CIELAB (L^* , a^* e b^*) e CIEDE2000 (L^* , C^* e H^*) da Comissão Internacional de Iluminação (CIE – *Commission Internationale de l’Eclairage*) foram obtidas e tabuladas em termos numéricos de acordo com as escalas de cor VITA System 3D-MASTER e VITA Classical A1-D4.

Para eliminar vieses que poderiam alterar os dados das mensurações e visando a reprodutibilidade dos dados obtidos, as aferições foram conduzidas em estativa fotográfica equipada com 4 lâmpadas LED “daylight” (5.500K), no mesmo período e horário do dia (noturno). A superfície dos espécimes foi limpa com gaze e álcool isopropílico 99%, as amostras e o aparelho (VITA Easyshade® V) foram posicionados em dispositivo especialmente projetado e o balanço de branco do espectrofotômetro foi calibrado antes de cada mensuração. Nova coleta dos dados (L^* , a^* , b^* , C^* e H^*) foi conduzida após finalizado (f) o envelhecimento termomecânico proposto, correspondente a 5 anos de simulação clínica. Com a coleta e análise pareada dos dados, cada espécime serviu como seu próprio controle para que fosse capaz de calcular as diferenças de cor (ΔE) e brilho (ΔL).

Para os cálculos da alteração de cor pelo método CIELAB (ΔE_{ab}), utilizou-se a fórmula:

$$\Delta E_{ab} = \sqrt{(\Delta L^*)^2 + (\Delta a^*)^2 + (\Delta b^*)^2}$$

onde a coordenada L^* representa o brilho de um objeto, o valor a^* os cromas vermelho ou verde e o valor b^* representa os cromas azul ou amarelo do espaço de cor CIELAB (Figura 7). E ΔL^* , Δa^* e Δb^* são as respectivas diferenças no L^* e nos

parâmetros de cor a^* e b^* , entre os valores finais (f – após 5 anos de envelhecimento) e iniciais (i – antes do envelhecimento).

Pelo método CIEDE2000, os cálculos da diferença total de cor (ΔE_{00}) foram realizados com a fórmula:

$$\Delta E_{00} = \sqrt{\left(\frac{\Delta L^*}{K_L S_L}\right)^2 + \left(\frac{\Delta C^*}{K_C S_C}\right)^2 + \left(\frac{\Delta H^*}{K_H S_H}\right)^2 + R_T \left(\frac{\Delta C^*}{K_C S_C}\right) \left(\frac{\Delta H^*}{K_H S_H}\right)}$$

onde, ΔL^* , ΔC^* e ΔH^* representam, respectivamente, as diferenças de brilho, croma e matiz dos dados finais (f) e iniciais (i), e R_T é uma função de rotação que explica a interação entre cromas de diferentes matizes na região azul do espaço de cor (Figura 7). As funções de ponderação S_L , S_C , e S_H ajustam a diferença total de cor para a variação na localização do par de diferenças de cor nas coordenadas L^* , a^* e b^* ; e os valores paramétricos K_L , K_C e K_H são termos de correção para condições experimentais, adotadas neste estudo como sendo 1:1:1⁷⁰.

O cálculo da alteração de brilho (ΔL) foi conduzido por um delta, pela fórmula:

$$\Delta L = L_f^* - L_i^*$$

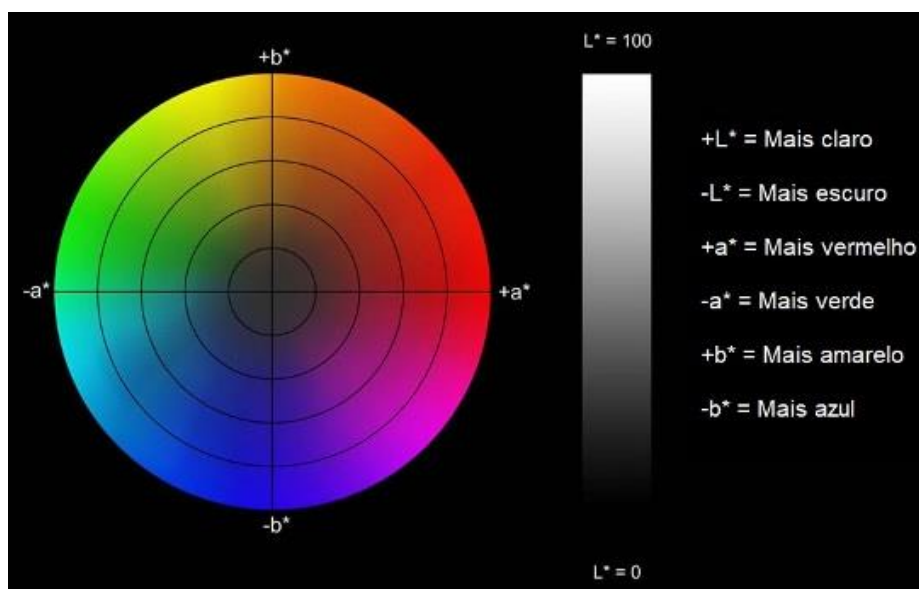
Para a interpretação qualitativa com extrapolação clínica dos resultados numéricos de alteração de cor, os valores obtidos pelo parâmetro CIELAB foram considerados clinicamente perceptíveis se acima de $\Delta E_{ab}=1,2$ e clinicamente aceitáveis com valores abaixo de $\Delta E_{ab}=2,7^{49}$. A alteração de cor foi considerada clinicamente perceptível com valores acima de $\Delta E_{00}=0,8$ e clinicamente aceitáveis se abaixo de $\Delta E_{00}=1,8^{49}$, para os resultados do parâmetro CIEDE2000. Valores positivos de ΔL representam amostras com aumento do brilho e valores negativos representam amostras com diminuição de brilho.

Figura 6 - Imagens ilustrativas do Espectrofotômetro VITA Easyshade® V, dispositivo projetado para padronização da análise, modo utilizado e resultados ilustrativos no visor.



Fonte: VITA Easyshade® V – Manual de utilização.

Figura 7 - Diagrama do Espaço de Cor CIELAB.



Fonte: Colorimetria. <https://www.ctborracha.com/colorimetria>.

4.2.2 Delineamento estatístico

As análises estatísticas foram realizadas no programa de computador IBM SPSS *Statistics* versão 20 (IBM Corporation, Armonk, New York, NY, United States of America). Os dados obtidos a partir das mensurações de ΔE_{ab} (CIELAB) ou ΔE_{00} (CIEDE2000) e de ΔL dos grupos experimentais submetidos somente ao *glaze* (Grupos *GLAZE*) ou ao *stain* seguido de *glaze* (Grupos *STAIN/GLAZE*), após 5 anos de envelhecimento mecânico e hidrotérmico, foram analisados quanto à normalidade (Shapiro-Wilk; $\alpha=0,05$) e homogeneidade de variâncias (Levene; $\alpha=0,05$). Os dados de todas as comparações estatísticas delineadas apresentaram aderência ao pressuposto de normalidade, porém não produziram homocedasticidade. Assim, após as análises de variância a dois critérios (2-way ANOVA) terem sido executadas e os efeitos observados, adotou-se o método de correção de Welch para prosseguir com as análises de variância unidirecionais. Para as comparações aos pares utilizou-se o pós teste de Games-Howell, indicado quando variâncias iguais não são presumidas, para analisar os efeitos significativos ($p<0,05$), em cada condição experimental, das variáveis isoladas *MATERIAL* (em quatro níveis), *DENTIFRÍCIO* (em dois níveis), ou sua interação, sobre as variáveis dependentes (ΔE_{ab} , ΔE_{00} ou ΔL). Foram adotados níveis de significância de 5,0% para todas as análises.

5 RESULTADOS

Em relação aos dados de ΔE_{ab} (CIELAB) dos grupos *GLAZE*, 2-way ANOVA demonstrou que houve diferença significativa na interação *Material X Dentifrício* [Welch's F (7; 30,644) = 45,481; $p < 0,0001$]. A partir dos resultados do pós teste de Games-Howell (Tabela 3), verifica-se que o material ENA apresentou os maiores valores de ΔE_{ab} ($p < 0,01$), independente do dentifrício utilizado no ensaio de escovação. Não houve diferenças entre os demais materiais ($p > 0,05$), independente do dentifrício. Nenhum dos materiais apresentou alteração significativa ($p > 0,05$) nos valores de ΔE_{ab} quando os resultados após escovação com dentifrício convencional ou clareador foram comparados.

Tabela 3 - Valores médios, desvios-padrão de ΔE_{ab} (CIELAB) e resultados do teste Games-Howell para a interação *Material X Dentifrício* dos grupos *GLAZE* após envelhecimento termomecânico.

<i>Material</i>	Dentifrício Convencional	Dentifrício Clareador
EMP	0,2658 ($\pm 0,11$) A ^a	0,2038 ($\pm 0,13$) A ^a
EMAX	0,2011 ($\pm 0,07$) A ^a	0,2245 ($\pm 0,09$) A ^a
PAN	0,2876 ($\pm 0,09$) A ^a	0,2854 ($\pm 0,12$) A ^a
ENA	1,0878 ($\pm 0,21$) B ^a	1,3221 ($\pm 0,23$) B ^a

Letras maiúsculas iguais, nas colunas, e minúsculas sobrescritas iguais, nas linhas, indicam igualdade estatística ($p \geq 0,05$).

Fonte: Elaboração própria.

Para os dados ΔE_{ab} dos grupos *STAIN/GLAZE*, 2-way ANOVA também demonstrou que houve diferença significativa na interação *Material X Dentifrício* [Welch's F (7; 30,497) = 35,340; $p < 0,0001$]. Verifica-se na Tabela 4, a partir dos resultados de Games-Howell, que o material ENA apresentou os maiores valores de ΔE_{ab} ($p < 0,01$), independente do dentifrício. Após escovação convencional, os menores valores de ΔE_{ab} foram verificados para EMP e EMAX, que apresentaram valores estatisticamente semelhantes entre si ($p > 0,05$) e inferiores a PAN ($p < 0,05$). Nos grupos escovados com dentifrício clareador não houve diferença estatisticamente significativa entre os materiais EMP, EMAX e PAN ($p > 0,05$). Com

exceção de PAN, que apresentou menor ΔE_{ab} no grupo escovado com dentifrício clareador em relação ao grupo escovado com dentifrício convencional ($p < 0,01$), não houve diferenças nos resultados dos demais materiais quando os diferentes dentifrícios são comparados ($p < 0,05$).

Tabela 4 - Valores médios, desvios-padrão de ΔE_{ab} (CIELAB) e resultados do teste Games-Howell para a interação *Material X Dentifrício* dos grupos *STAIN/GLAZE* após envelhecimento termomecânico.

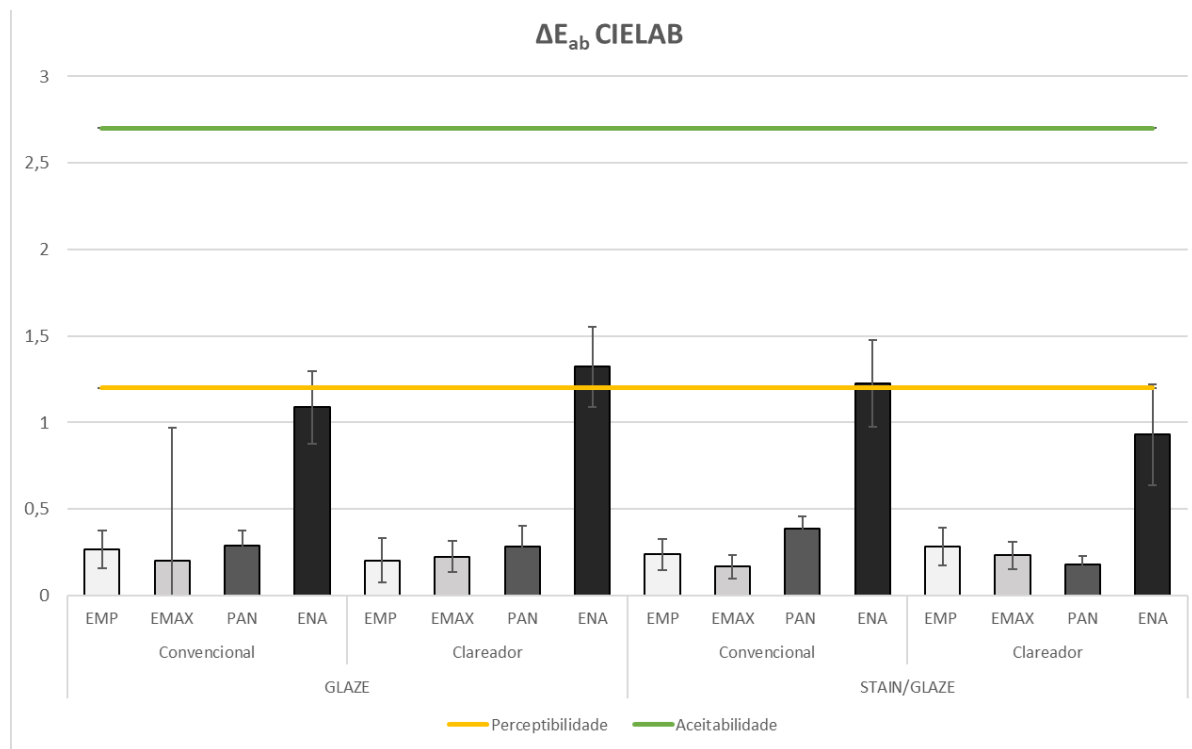
<i>Material</i>	Dentifrício Convencional	Dentifrício Clareador
EMP	0,2372 ($\pm 0,09$) A ^a	0,2828 ($\pm 0,11$) A ^a
EMAX	0,1662 ($\pm 0,07$) A ^a	0,2321 ($\pm 0,08$) A ^a
PAN	0,3867 ($\pm 0,07$) B ^a	0,1789 ($\pm 0,05$) A ^b
ENA	1,2236 ($\pm 0,25$) C ^a	0,9295 ($\pm 0,29$) B ^a

Letras maiúsculas iguais, nas colunas, e minúsculas sobrescritas iguais, nas linhas, indicam igualdade estatística ($p \geq 0,05$).

Fonte: Elaboração própria.

A interpretação qualitativa dos resultados de ΔE_{ab} , de acordo com os limites de perceptibilidade e aceitabilidade clínica adotados, respectivamente de 1,2 e 2,7 unidades de ΔE_{ab} , permitiu observar que o envelhecimento artificial produziu um ΔE_{ab} ($1,3221 > 1,2$) clinicamente perceptível para o material ENA do grupo *GLAZE*, quando utilizado dentifrício clareador, e um ΔE_{ab} ($1,2236 > 1,2$) perceptível clinicamente para o ENA do grupo *STAIN/GLAZE* escovado com dentifrício convencional. Os demais materiais não apresentaram valores de ΔE_{ab} acima do limite de perceptibilidade clínica, independente do grupo e dentifrício. Nenhuma das cerâmicas avaliadas apresentou valores de ΔE_{ab} clinicamente inaceitáveis, independentemente do grupo e dentifrício. Na Figura 8, estão representados, graficamente, os limites de perceptibilidade e aceitabilidade clínica, valores médios e desvios-padrão de ΔE_{ab} dos materiais avaliados para todos os grupos experimentais.

Figura 8 - Valores médios, desvios-padrão de ΔE_{ab} dos grupos *GLAZE* e *STAIN/GLAZE*; e limites de perceptibilidade e aceitabilidade clínica.



Fonte: Elaboração própria.

Para os dados de ΔE_{00} (CIEDE2000) dos grupos *GLAZE*, 2-way ANOVA demonstrou que houve efeito significativo somente da variável independente *Material* [Welch's F (3; 40,472) = 55,342; $p < 0,0001$]. Verifica-se na Tabela 5, que ENA apresentou os maiores valores de ΔE_{00} ($p < 0,01$). EMAX apresentou valores estatisticamente semelhantes a EMP ($p = 0,327$) e inferiores a PAN ($p < 0,001$). Não houve diferença entre os materiais EMP e PAN ($p = 0,170$).

Tabela 5 - Valores médios, desvios-padrão de ΔE_{00} (CIEDE2000) e resultados do teste Games-Howell para a variável *Material* dos grupos *GLAZE* após envelhecimento termomecânico.

<i>Material</i>	ΔE_{00}
EMP	0,1535 ($\pm 0,07$) AB
EMAX	0,1197 ($\pm 0,05$) A
PAN	0,1939 ($\pm 0,05$) B
ENA	0,6593 ($\pm 0,18$) C

Letras iguais indicam igualdade estatística ($p \geq 0,05$).

Fonte: Elaboração própria.

Para os dados de ΔE_{00} dos grupos *STAIN/GLAZE*, 2-way ANOVA também demonstrou que somente houve efeito significativo da variável independente *Material* [Welch's F (3; 39,704) = 73,384; $p < 0,0001$]. Na Tabela 6, observa-se que os valores de ΔE_{00} dos grupos *STAIN/GLAZE* seguiram as mesmas desigualdades observadas para os grupos *GLAZE* (Tabela 5).

Tabela 6 - Valores médios, desvios-padrão de ΔE_{00} (CIEDE2000) e resultados do teste Games-Howell para a variável *Material* dos grupos *STAIN/GLAZE* após envelhecimento termomecânico.

<i>Material</i>	ΔE_{00}
EMP	0,1541 ($\pm 0,05$) AB
EMAX	0,1196 ($\pm 0,05$) A
PAN	0,2181 ($\pm 0,10$) B
ENA	0,7283 ($\pm 0,18$) C

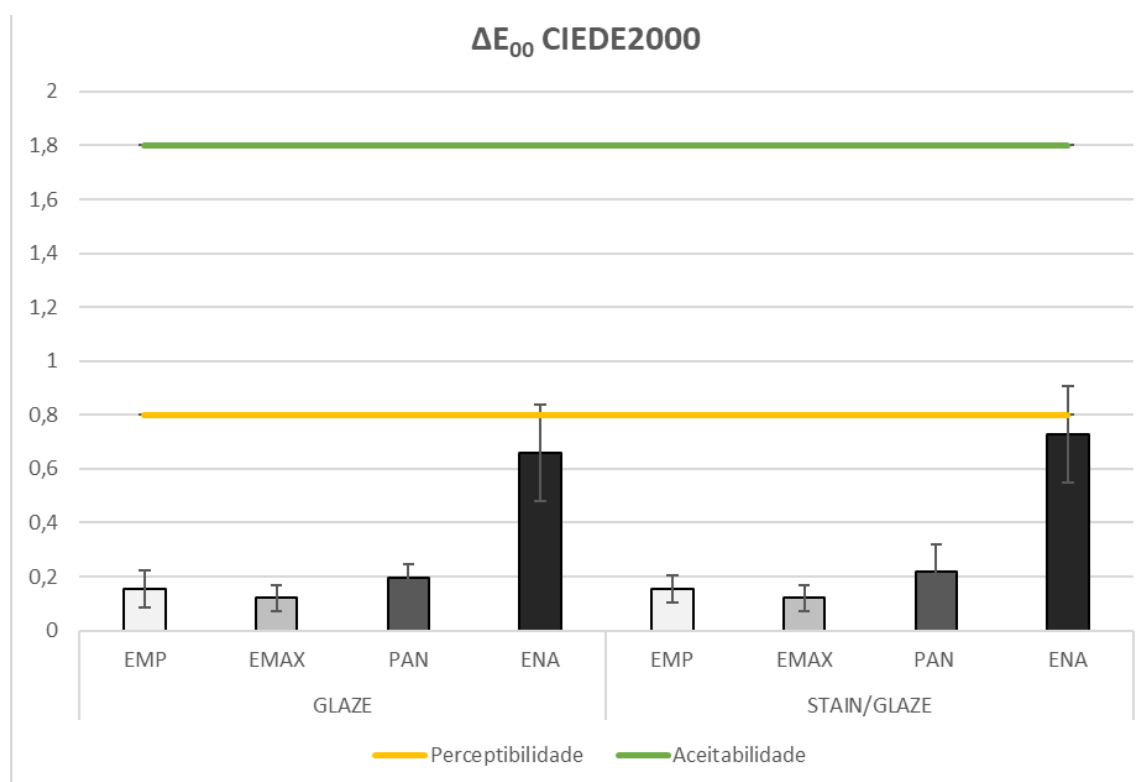
Letras iguais indicam igualdade estatística ($p \geq 0,05$).

Fonte: Elaboração própria.

De acordo com os limites de perceptibilidade e aceitabilidade clínica adotados, respectivamente de 0,8 e 1,8, a interpretação qualitativa dos resultados de ΔE_{00} permitiu observar que, independente do grupo e dentifrício utilizado, nenhum

material cerâmico apresentou valores de ΔE_{00} clinicamente perceptíveis, tampouco clinicamente inaceitáveis. Apenas o material ENA do grupo *STAIN/GLAZE* apresentou um ΔE_{00} próximo do limite de perceptibilidade ($0,7283 < 0,8$). Na Figura 9, observam-se, graficamente, os limites de perceptibilidade e aceitabilidade clínica, valores médios e desvios-padrão de ΔE_{00} de todos os grupos avaliados.

Figura 9 - Valores médios, desvios-padrão de ΔE_{00} dos grupos *GLAZE* e *STAIN/GLAZE* e limites de perceptibilidade e aceitabilidade clínica.



Fonte: Elaboração própria.

Com relação aos dados de ΔL (brilho) para os grupos *GLAZE*, ANOVA demonstrou efeito significativo para a interação *Material X Dentifrício* [Welch's F (7; 30,480) = 35,670; $p < 0,0001$]. Na Tabela 7, observa-se que os maiores valores de brilho nos grupos *GLAZE* escovados com dentifrício convencional foram verificados para EMP. Todos os demais materiais exibiram diminuição de brilho, sendo que EMAX e PAN apresentaram valores estatisticamente semelhantes entre si ($p = 0,802$) e inferiores ao ENA ($p < 0,05$). Para os grupos *GLAZE* escovados com dentifrício clareador, os maiores valores de brilho ($p < 0,05$) foram verificados para EMP e

EMAX, não havendo diferença estatisticamente significativa entre eles ($p>0,05$). PAN apresentou diminuição em seu brilho, porém estatisticamente inferior em relação ao ENA ($p<0,05$). Ao comparar os dentifrícios utilizados para a escovação, verifica-se que somente o material EMAX apresentou efeito significativo ($p=0,001$), observando-se maior brilho nas amostras escovadas com dentifrício clareador em relação ao convencional.

Tabela 7 - Valores médios, desvios-padrão de ΔL e resultados do teste Games-Howell para a interação *Material X Dentifrício* dos grupos *GLAZE* após envelhecimento termomecânico.

<i>Material</i>	Dentifrício Convencional	Dentifrício Clareador
EMP	0,1213 ($\pm 0,12$) A ^a	0,1506 ($\pm 0,07$) A ^a
EMAX	-0,0723 ($\pm 0,11$) B ^a	0,1580 ($\pm 0,08$) A ^b
PAN	-0,1480 ($\pm 0,12$) B ^a	-0,1297 ($\pm 0,11$) B ^a
ENA	-0,9033 ($\pm 0,38$) C ^a	-1,1350 ($\pm 0,36$) C ^a

Letras maiúsculas iguais, nas colunas, e minúsculas sobrescritas iguais, nas linhas, indicam igualdade estatística ($p\geq 0,05$).

Fonte: Elaboração própria.

Para os grupos *STAIN/GLAZE*, ANOVA demonstrou efeito significativo dos dados de ΔL para a interação *Material X Dentifrício* [Welch's F (7; 30,046) = 48,363. $p<0,0001$]. Na Tabela 8, nos grupos submetidos à escovação com dentifrício convencional, observa-se que a maior diminuição de brilho foi observada no material ENA ($p<0,05$). Houve aumento no brilho do material EMP, que exibiu resultados estatisticamente semelhantes ao EMAX ($p=0,089$), apesar desse último ter apresentado discreta diminuição em seu brilho. PAN apresentou perda de brilho, com valores estatisticamente semelhantes ao EMAX ($p=0,655$). Para os grupos *STAIN/GLAZE*, escovados com dentifrício clareador, somente ENA apresentou redução em seu brilho, com resultados estatisticamente significantes em relação aos demais materiais ($p<0,05$), que apresentaram aumento nos seus valores de brilho, não diferindo entre si ($p>0,05$). Ao comparar os dentifrícios, verifica-se comportamento semelhante aos resultados dos grupos *GLAZE* (Tabela 7), em que somente o material EMAX apresentou alteração significativa ($p=0,026$) no seu brilho, ocorrendo maiores resultados nas amostras escovadas com dentifrício clareador.

Tabela 8 - Valores médios, desvios-padrão de ΔL e resultados do teste Games-Howell para a interação *Material X Dentifrício* dos grupos *STAIN/GLAZE* após envelhecimento termomecânico.

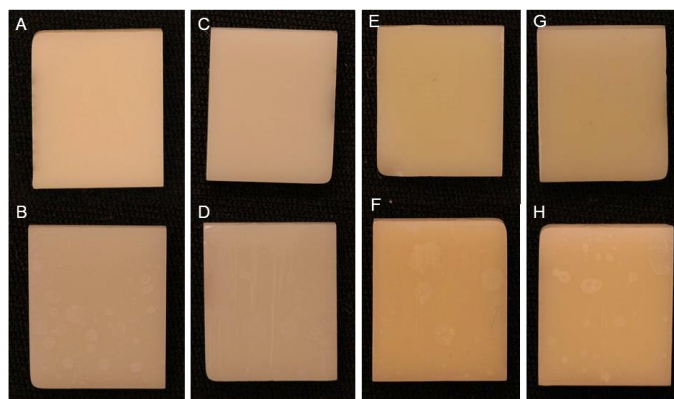
<i>Material</i>	Dentifrício Convencional	Dentifrício Clareador
EMP	0,1273 ($\pm 0,10$) A ^a	0,1723 ($\pm 0,10$) A ^a
EMAX	-0,0120 ($\pm 0,10$) AB ^a	0,1233 ($\pm 0,05$) A ^b
PAN	-0,1140 ($\pm 0,12$) B ^a	0,0099 ($\pm 0,12$) A ^a
ENA	-1,1992 ($\pm 0,38$) C ^a	-0,7950 ($\pm 0,36$) B ^a

Letras maiúsculas iguais, nas colunas, e minúsculas sobrescritas iguais, nas linhas, indicam igualdade estatística ($p \geq 0,05$).

Fonte: Elaboração própria.

Comparando a condição inicial dos espécimes e após submetidos às condições experimentais, o envelhecimento artificial acelerado produziu mudanças nitidamente visíveis nas superfícies das amostras, compatíveis com riscos criados pela abrasividade da escova dental associada aos dentifrícios. O envelhecimento mecânico e hidrotérmico produziu bolhas nas superfícies do material ENA, independentemente dos grupos e dentifrício utilizado, gerando uma superfície irregular e não uniforme (Figura 8).

Figura 8. Condição inicial vs após envelhecimento termomecânico dos grupos experimentais do material VITA Enamic (ENA). *GLAZE* e dentifrício Convencional: A (inicial) vs B (5 anos); *GLAZE* e dentifrício Clareador: C (inicial) vs D (5 anos); *STAIN/GLAZE* e dentifrício Convencional: E (inicial) vs F (5 anos); *STAIN/GLAZE* e dentifrício Clareador: G (inicial) vs H (5 anos).



Fonte: Arquivo pessoal.

6 DISCUSSÃO

Para atingir resultados estéticos satisfatórios, procedimentos de aplicação de maquiagem e glaze têm sido amplamente utilizados na odontologia contemporânea, afim de melhorar a correspondência de propriedades ópticas de restaurações cerâmicas monolíticas CAD/CAM com a dentição natural adjacente^{25,31,34,58}. Protocolos in vitro para o envelhecimento artificial acelerado têm sido propostos para simular as condições em que os materiais restauradores estão sujeitos no ambiente oral⁶². Os métodos mais comumente encontrados são a termociclagem e a escovação artificial⁷¹.

Este estudo in vitro investigou alterações de cor, pelos parâmetros CIELAB e CIEDE2000, e de brilho de cerâmicas monolíticas CAD/CAM maquiadas e/ou glazeadas após a escovação com dentifrícios convencional e clareador, seguida de termociclagem. De maneira geral, foram observadas alterações de cor e brilho nos grupos experimentais após o envelhecimento artificial acelerado, com simulação clínica de aproximadamente 5 anos⁹. Dessa forma, rejeita-se a primeira hipótese nula de que a cor e o brilho das cerâmicas monolíticas maquiadas e/ou glazeadas não alterariam após o envelhecimento termomecânico, com escovação seguida de termociclagem. Em relação à análise das alterações de cor, CIELAB ou CIEDE2000, não foram verificadas alterações significativas por comparação entre os diferentes dentifrícios, exceto em ΔE_{ab} de PAN (*STAIN/GLAZE*). Ao comparar os dentifrícios utilizados para a escovação foram observados efeitos significativos na variável ΔL do material EMAX (*GLAZE* e *STAIN/GLAZE*). Portanto, a segunda hipótese nula de que a escovação com diferentes dentifrícios, convencional e clareador, não seria um fator de variação para a alteração de cor e brilho das cerâmicas monolíticas maquiadas e/ou glazeadas, foi parcialmente rejeitada.

A cerâmica híbrida com matriz polimérica ENA apresentou os maiores valores de alteração de cor e brilho, obtidos pelos cálculos nos parâmetros CIELAB ou CIEDE2000, para os grupos *GLAZE* e *STAIN/GLAZE*. Acredita-se que os achados de maiores alterações de cor e brilho desse material, em comparação às cerâmicas vítreas (EMP e EMAX) e cristalina (PAN), podem estar relacionados aos componentes da microestrutura do material. De acordo com o fabricante VITA Zahnfabrik, ENA contém dimetacrilato de uretano hidrofóbico (UDMA), dimetacrilato

de trietilenoglicol hidrofílico (TEGDMA) e bisfenol-A glicidil metacrilato (Bis-GMA) em sua matriz resinosa. A presença desses monômeros na composição de resinas nanocerâmicas e de cerâmicas híbridas pode aumentar a suscetibilidade à alteração de cor pela maior sorção de água e fluídos orais na matriz resinosa^{22,42,59,72}. Dessa forma, diferentemente das cerâmicas vítreas, que geralmente apresentam alterações de cor restritas à superfície, as descolorações e pigmentações de cerâmicas híbridas, além de externas, ocorrem internamente⁵⁹. Talvez seja por isso que, neste estudo, o material ENA apresentou menor estabilidade de cor do que as cerâmicas EMP, EMAX e PAN, após o envelhecimento artificial acelerado. Em um estudo prévio, Flury et al.⁶ mostraram que materiais cerâmicos CAD/CAM com menor dureza, como as resinas nanocerâmicas e cerâmicas com infiltrado polimérico, são mais propensos a sofrer alterações pelos efeitos abrasivos da escovação artificial. Em outro estudo, após ensaio de 5 anos de escovação, Mühlemann et al.³¹ encontraram alterações de cor significativas para resinas nanocerâmicas e cerâmicas híbridas maquiadas, incluindo o material VITA Enamic, corroborando os resultados do presente estudo.

Aker et al.³⁰ demonstraram que a maquiagem aplicada à superfície de porcelanas feldspáticas pode ser removida, quando diretamente exposta à escovação artificial. Segundo Anil e Bolay⁷³, para assegurar maior longevidade, a camada de caracterização extrínseca deve ser aplicada o mais profundamente possível em uma restauração, ressaltando assim a importância da camada do glaze sobre a camada de pigmento (*stain*) em restaurações cerâmicas. Restaurações indiretas cerâmicas podem ser finalizadas por polimento superficial ou aplicação de glaze pré-cimentação³³. A técnica de glaze consiste na aplicação de uma camada de cerâmica vítrea de baixo ponto de fusão na superfície cerâmica ou sobre a maquiagem e, posteriormente, submetida à queima em forno sob temperaturas específicas^{2,32}. Após 12 anos de escovação simulada, Garza et al.³⁴ encontraram que a técnica de aplicação de maquiagem, seguida de glaze, mostrou-se mais resistente às alterações cromáticas do que a técnica de aplicação de uma mistura contendo maquiagem e glaze juntos. De acordo com os autores³⁴ isso pode significar um possível efeito de proteção da camada de glaze aplicada sobre a maquiagem, frente aos estímulos mecânicos e físicos da escovação.

Independentemente do grupo experimental, a camada de glaze esteve diretamente exposta ao desafio termomecânico do envelhecimento artificial proposto. Entretanto, as cerâmicas vítreas EMP e EMAX apresentaram menores valores de alteração de cor e brilho em relação a cerâmica híbrida ENA. De acordo com o fabricante⁶⁵, o glaze universal *IPS Ivocolor Glaze Paste/Fluo* é composto por vidro de aluminossilicato alcalino e solvente, apresentado em forma de pasta pronta para mistura e aplicação na superfície cerâmica que, em seguida, deve ser conduzida à queima em forno sob parâmetros estipulados. Entretanto, esse tipo de glaze sob tratamento térmico em forno não pode ser aplicado para materiais cerâmicos híbridos devido ao seu conteúdo polimérico. Por essa razão, diferentes materiais de glaze foram utilizados neste estudo. O *VITA Enamic GLAZE*⁶⁷ possui, em grande parte de sua composição, o monômero metilmetacrilato (MMA), devendo ser submetido à fotopolimerização após finalizada sua aplicação. Estudos⁷⁴⁻⁷⁶ relataram que cerâmicas vítreas que receberam o glaze apresentaram maior estabilidade de cor e melhores propriedades de superfície em relação a grupos apenas polidos mecanicamente. Özarslan et al.⁷⁷ investigaram três diferentes procedimentos para acabamento da superfície de restaurações confeccionadas com a cerâmica híbrida VITA Enamic. Os resultados do estudo⁷⁷ mostraram que grupos que receberam o VITA Enamic Glaze apresentaram alteração de cor significativa e os maiores valores de rugosidade de superfície, quando comparados aos grupos não glazeados. Dessa forma, os resultados observados no presente estudo podem estar relacionados à diferente composição química, aos métodos de processamento e diferentes propriedades mecânicas e de superfície dos materiais de glaze utilizados^{34,76}. Estudos futuros são necessários para avaliar e comparar as diferentes propriedades mecânicas e de superfície de diferentes materiais para glaze disponíveis para cerâmicas vítreas ou híbridas com matriz polimérica.

Foram observadas, ainda, alterações significativas na cor (ΔE_{ab} e ΔE_{00}) e brilho (ΔL) da zircônia Prettau 4 Anterior (PAN) após 5 anos de envelhecimento artificial acelerado. Esse resultado corrobora parcialmente os achados de Sulaiman et al.², nos quais duas zircônias parcialmente estabilizadas (3-YTZP e 5-YTZP), maquiadas e glazeadas, apresentaram maiores valores de alteração de cor após submetidas à escovação artificial, quando comparadas à porcelana feldspática e vitrocerâmica de dissilicato de lítio, igualmente caracterizadas. Diferentemente das

zircônias avaliadas pelos autores², PAN consiste em uma zircônia totalmente estabilizada de alta translucidez, contendo aproximadamente 12% mol. de ítria, com predominante fase cúbica²⁰ em sua microestrutura. Em sua fase cúbica, as zircônias têm propriedades ópticas aprimoradas, entretanto as propriedades mecânicas são inferiores às das zircônias parcialmente estabilizadas²⁰. Na literatura, foi demonstrado que quando um estresse térmico é aplicado a materiais cerâmicos policristalinos, alterações relevantes em propriedades mecânicas do material podem ser observadas⁷⁸⁻⁸¹. Especialmente para as zircônias, a degradação sob baixa temperatura (*“low-temperature degradation”*) é descrita quando o material é mantido em contato com água ou fluídos corporais a 37°C^{38,42}, podendo ocorrer também sob gradientes térmicos (37-500°C)³⁸. Além de considerável alteração nas propriedades mecânicas das zircônias, as tensões hidrotérmicas contribuem para o surgimento e propagação de trincas, facilitando a sorção de água e fluídos orais^{9,26,42}. Sulaiman et al.²⁰ e Eldwakhly et al.⁴² reportaram que, comparadas às zircônias parcialmente estabilizadas, zircônias totalmente estabilizadas podem adsorver e absorver mais pigmentos, água e fluídos. Compreende-se que esses achados podem estar relacionados às alterações nas propriedades de dispersão, refração e reflexão da luz^{42,62}; processo esse que, provavelmente, pode explicar as alterações significativas observadas no ΔE e ΔL da zircônia PAN, após a escovação e, principalmente, a termociclagem com variação térmica de 5°C-37°C-55°C.

Dentre os materiais cerâmicos CAD/CAM avaliados, apenas amostras de zircônia Prettau 4 Anterior receberam infiltração por líquido corante para a correção do matiz e croma. Nam e Park⁸² encontraram que a técnica de aplicação de solução corante resultou em redução do brilho e produziu amostras de zircônia monolítica de tonalidades mais avermelhada e amarelada comparadas ao grupo sem tratamento. Esses resultados também poderiam ter influenciado os achados do presente estudo. Entretanto, no estudo não foram realizadas análises após o envelhecimento artificial. Kyrana et al.²⁶ encontraram que zircônias caracterizadas com soluções corantes pré sinterização ou pré caracterizadas industrialmente apresentaram estabilidade de cor após submetidas à termociclagem. Assim, acredita-se que a etapa de infiltração com o líquido corante *Colour Liquid for Prettau Anterior Aquarell* não influenciou os resultados do presente estudo.

Com relação às análises, os dados para os cálculos das alterações de cor e brilho dos grupos experimentais foram acessados com a utilização de um espectrofotômetro e calculados por dois diferentes métodos: CIELAB e CIEDE2000. A fórmula CIEDE2000 (ΔE_{00}) foi desenvolvida com o objetivo de promover melhor correlação entre as diferenças visualmente detectadas com as diferenças calculadas^{24,47}, por meio da introdução de fatores e funções que permitem captar diferenças entre os componentes da cor cromática, matiz e luminosidade²⁴. Ghinea et al.⁴⁷ relataram que a fórmula CIEDE2000 forneceu melhor ajuste da avaliação do limiar de diferença de cor de cerâmicas odontológicas do que a fórmula CIELAB. Atualmente, a CIE recomenda o uso do parâmetro CIEDE2000 para a análise de alterações de cor. Apesar do possível benefício da utilização dessa fórmula aprimorada, as alterações de cor desse estudo também foram calculadas pela fórmula CIELAB. Justifica-se porque a literatura ainda utiliza frequentemente o parâmetro CIELAB (ΔE_{ab}), provavelmente, pela sua menor complexidade em comparação a fórmula CIEDE2000, o que facilita e permite maiores comparações com estudos anteriores e de metodologias semelhantes.

Uma questão importante na ciência da cor em odontologia é estabelecer parâmetros de referência para a avaliação clínica dos resultados de alteração de cor de um estudo laboratorial, uma vez que, espectrofotômetros e fórmulas são sensíveis e capazes de detectar pequenas alterações em níveis não detectáveis pelo olho humano²⁴. De acordo com Douglas et al.⁴⁸ e Vichi et al.²⁴, a mera determinação de uma diferença de cor calculada em termos numéricos é de pouco valor clínico sem que a magnitude da alteração cromática seja interpretada como clinicamente perceptível ou clinicamente inaceitável. Em outras palavras, é preciso avaliar qualitativamente se os resultados de alteração de cor interpretados estaticamente são clinicamente relevantes⁴⁸ com a adoção de limites de perceptibilidade e aceitabilidade clínica dos valores de ΔE ^{24,34,48,49}. Diversos autores^{47,48,51} buscaram elucidar e estabelecer os limites clínicos para a avaliação dos resultados de ΔE . Entretanto, esses estudos^{47,48,51} foram realizados em condições *in vitro*. No presente estudo, foram adotados os limites de perceptibilidade e aceitabilidade clínica determinados por Paravina et al.⁴⁹, que conduziram um estudo com simulação de diferentes cenários clínicos para detectar alterações de cor de cerâmicas odontológicas pelas fórmulas CIELAB e CIEDE2000. Os autores⁴⁹

encontraram que alterações de cor CIELAB são clinicamente perceptíveis acima de $\Delta E_{ab} = 1,2$ e clinicamente inaceitáveis se acima de $\Delta E_{ab} = 2,7^{49}$. Os valores correspondentes de CIEDE2000 foram de, respectivamente, $\Delta E_{00} = 0,8$ e $\Delta E_{00} = 1,8^{49}$. Após o envelhecimento artificial acelerado, ENA do grupo *GLAZE* escovado com dentifrício clareador produziu valor de ΔE_{ab} significativo e clinicamente perceptível ($1,3221 > 1,2$), porém, clinicamente aceitável ($< 2,7$). Também foi observado ΔE_{ab} significativo e clinicamente perceptível ($1,2236 > 1,2$) para ENA do grupo *STAIN/GLAZE* após escovação convencional. Independente do grupo experimental, todas as amostras da cerâmica híbrida ENA apresentaram bolhas nitidamente visíveis na superfície caracterizada após o envelhecimento artificial acelerado, que somado aos valores de ΔE_{ab} clinicamente perceptíveis, podem representar um fator de preocupação estética a ser considerado a curto prazo, especialmente em reabilitações envolvendo dentes anteriores³³.

No geral, quando comparados, os dentifrícios convencional (RDA 70) e clareador (RDA 96) não foram um fator de variação para os resultados de cor e brilho dos grupos experimentais, exceto para um aumento verificado no brilho de EMAX (*GLAZE* e *STAIN/GLAZE*) e maior ΔE_{ab} de PAN do grupo *STAIN/GLAZE*, ambos dos grupos escovados com o dentifrício convencional em relação ao grupo escovado com o dentifrício clareador. Mesmo que estatisticamente significante, o valor de ΔE_{ab} (PAN, *STAIN/GLAZE* = 0,3867; $p < 0,01$) esteve abaixo do limite de perceptibilidade clínica ($\Delta E_{ab} = 1,2$)⁴⁹, não representando alteração clinicamente relevante. Para quantificar a abrasividade dos dentifrícios, a *American Dental Association* (ADA) estabeleceu uma escala padronizada denominada *Relative Dentin Abrasivity* (RDA)⁴⁰. A depender do RDA, dentifrícios são capazes de influenciar e alterar as propriedades ópticas e de superfície de materiais restauradores^{68,79}. Todavia, em um estudo conduzido por da Costa et al.⁴⁰ foram avaliados três dentifrícios com diferentes valores de RDA, não sendo verificada diferença significativa nos resultados de alteração de cor para o fator dentifrício. Resultado semelhante foi observado no estudo de Sulaiman et al.², no qual tanto a escovação com dentifrício fluoretado convencional (RDA 72) quanto com dentifrício com carvão ativado (RDA < 200) promoveram alterações de cor e brilho de porcelanas feldspáticas, dissilicato de lítio e de zircônias, após maquiagem e glaze. Resultados que sustentam os achados observados nesse estudo de que tanto o dentifrício

convencional, quanto o clareador promoveram alterações significativas na cor e brilho dos grupos experimentais. De fato, a maioria dos dentifrícios clareadores não são formulados com agentes químicos branqueadores, sendo que seu verdadeiro mecanismo de ação consiste na remoção físico-mecânica de manchas extrínsecas da superfície do esmalte dentário, pelo maior conteúdo de agentes abrasivos como sílica hidratada e pirofosfatos^{41,83}. Acredita-se que mesmo diferentes, os valores de RDA dos dentifrícios avaliados são próximos (RDA 70 vs RDA 96) e estão distantes do valor de RDA 250, definido pela ADA como abrasividade limite para que os dentifrícios não causem danos às superfícies dentais e de materiais restauradores^{40,84}. Fatores que provavelmente podem explicar a observação de que os diferentes dentifrícios não foram um fator de variação para alterações significantes e clinicamente relevantes. Os resultados sugerem que clínicos devem estar cientes que mesmo os dentifrícios de menor abrasividade associados às escovas dentais, utilizados rotineiramente na higienização bucal, podem promover alterações nas propriedades ópticas de cerâmicas maquiadas a longo prazo. Entretanto, dentro dos parâmetros do presente estudo, as alterações das propriedades ópticas não foram clinicamente perceptíveis e foram consideradas clinicamente aceitáveis.

Além do tipo de dentifrício utilizado na escovação, diversas variáveis como tipo de escova dental, carga vertical, frequência, angulação e duração são citadas como fatores associados às alterações em propriedades ópticas e de superfície de materiais restauradores^{21,39,40,68}. No que diz respeito à escovação artificial, não há consenso na literatura sobre padrões de carga vertical e número de ciclos para simular um cenário clínico real². Assim, divergências metodológicas entre diferentes estudos são encontradas. Sulaiman et al.² realizaram ensaio de escovação por 5.000, 10.000, 30.000 e 50.000 ciclos na frequência de 2,0 Hz, simulando, respectivamente 6 meses, 1, 3 e 5 anos de condição clínica. Em outro estudo, Yuan et al.⁹ simularam o envelhecimento clínico por, aproximadamente, 5, 10 e 15 anos de escovação com carga de 2,45 N, 180 movimentos por minuto por um total de 50.000, 100.000 e 150.000 ciclos. Azevedo et al.³⁹, em seu estudo, utilizaram os parâmetros de 2,0 N de carga vertical e 180 movimentos por minuto para a escovação artificial. No estudo conduzido por Heintze et al.⁶⁸ foram avaliados os efeitos de diferentes cargas verticais e diversos números de ciclos de escovação nas alterações de

rugosidade e brilho superficial de resinas compostas e cerâmicas. Os autores⁶⁸ encontraram relação direta entre alterações na rugosidade e brilho para a maioria dos materiais restauradores, conforme aumento do tempo de escovação e da carga aplicada. Dessa forma, assume-se que o protocolo do ensaio de escovação influenciou os resultados do presente estudo.

Este estudo in vitro apresenta limitações. Primeiramente, o método manual de aplicação com pincel das camadas de maquiagem e do glaze impossibilita a obtenção de amostras perfeitamente idênticas. Além disso, diferentes materiais cerâmicos possuem seus respectivos pigmentos e, conseqüentemente, diferentes protocolos de queima em forno são necessários e precisam ser conhecidos, impedindo o cegamento do estudo. Para contornar ambos os fatores, a etapa de caracterização extrínseca foi realizada por único operador treinado e com emprego de magnificação, visando obter ampliação da amostra para aplicação uniforme da maquiagem e/ou glaze em toda a superfície. Por ser um estudo in vitro, nem todas as condições clínicas que podem influenciar as propriedades ópticas dos materiais, como flutuações de pH, forças mastigatórias, presença de saliva e biofilme, bem como variações de carga e ângulo de aplicação da escovação não puderam ser replicadas. Todavia, o presente estudo apresenta resultados após a avaliação do efeito sinérgico da escovação e da termociclagem, diferentemente de estudos anteriores que avaliaram somente a influência da escovação ou apenas da termociclagem. Por último, o formato de superfície plana dos espécimes pode ter produzido resultados diferentes de coroas com formato anatômico. Por serem amplamente utilizadas na odontologia contemporânea, estudos futuros são necessários para investigar os efeitos a longo prazo de diferentes parâmetros do ambiente bucal sobre as propriedades físicas, ópticas e mecânicas de restaurações cerâmicas monolíticas maquiadas.

7 CONCLUSÕES

Com base na proposição e metodologia empregada e, de acordo com os resultados obtidos em função dos fatores analisados, foi possível concluir que:

1. De maneira geral, a cor e o brilho das cerâmicas monolíticas CAD/CAM maquiadas e/ou glazeadas alteraram após o envelhecimento termomecânico, com escovação seguida de termociclagem;
2. Os valores de alteração de cor não foram clinicamente perceptíveis, exceto para ΔE_{ab} da cerâmica híbrida (VITA Enamic) dos grupos *GLAZE* e *STAIN/GLAZE*. Nenhum material produziu alteração de cor considerada clinicamente inaceitável;
3. Apesar de influenciar a cor e o brilho de alguns materiais, os diferentes dentifrícios, convencional e clareador, não foram fator de variação clinicamente significativa para as alterações de cor e brilho das cerâmicas monolíticas maquiadas e/ou glazeadas.

REFERÊNCIAS*

1. Garcia LFR, Consani S, Cruz PC, Pires de Souza FCP. Análise crítica do histórico e desenvolvimento das cerâmicas odontológicas. *Rev Gaúcha Odontol*. 2011; 59(0): 67-73.
2. Sulaiman TA, Camino RN, Cook R, Delgado AJ, Roulet J-F, Clark WA. Time-lasting ceramic stains and glaze: a toothbrushing simulation study. *J Esthet Restor Dent*. 2020; 32: 581-5.
3. Mazaro JVQ, Zavanelli AC, Alexandre RS, Mendes JO, Antenucci RMF, Zavanelli RA. Cerâmicas monolíticas: mito, realidade ou apenas mais uma opção clínica? *Pro-Odonto Prótese Dentística*. 2016; 4(7): 9-47.
4. Conrad HJ, Seong WJ, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *J Prosthet Dent*. 2007. 98(5): 389-404.
5. Reich S. Tooth-colored CAD/CAM monolithic restorations. *Int J Comput Dent* 2015; 18: 131-46.
6. 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.
7. Miyashita E, Pellizer EP, Kimpara ET. Cerâmicas para próteses livres de metal: possibilidades e novas perspectivas. In: Miyashita E, Pellizer EP, Kimpara ET. *Reabilitação oral contemporânea: baseada em evidências científicas*. São Paulo: Editora Napoleão; 2013. cap. 5.
8. Batson, ER, Cooper LF, Duqum I, Mendonça G. Clinical outcomes of three different crown systems with CAD/CAM technology. *J Prosthet Dent*. 2014; 112(4): 770-7.
9. Yuan JC, Barão VAR, Wee AG, Alfaro MF, Afshari FS, Sukotjo C. Effect of brushing and thermocycling on the shade and surface roughness of CAD-CAM ceramic restorations. *J Prosthet Dent*. 2018; 119(6): 1000-6.
10. Kamonkhantikul K, Arksornnukit M, Lauvahutanon S, Takahashi H. Toothbrushing alters the surface roughness and gloss of composite resin CAD /CAM blocks. *Dent Mater J*. 2016; 35(2): 225–32.
11. Spitznagel FA, Boldt J, Gierthmuehlen PC. CAD/CAM ceramic restorative materials for natural teeth. *J Dent Res*. 2018; 97(10): 1082-91.
12. Seydler B, Schmitter M. Clinical performance of two different CAD/CAM-fabricated ceramic crowns: 2-year results. *J Prosthet Dent*. 2015; 114(2): 212-6.

*De acordo com o Guia de Normalização 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>

13. Belli R, Petschelt A, Hofner B, Hajtő J, Scherrer SS, Lohbauer U. Fracture rates and lifetime estimations of CAD/CAM all-ceramic restorations. *J Dent Res*. 2016; 95(1): 67–73.
14. Ferrari M, Chevalier J. Aging resistance, mechanical properties and translucency of different yttria-stabilized zirconia ceramics for monolithic dental crown applications. *Dent Mater*. 2018; 34(6): 879–90.
15. Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia based dental ceramics. *Dent Mater*. 2004;20: 449-56.
16. Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater*. 2008; 24: 299-307.
17. Salazar Marocho SM, Studart AR, Bottino MA, Bona AD. Mechanical strength and subcritical crack growth under wet cyclic loading of glass infiltrated dental ceramics. *Dent Mater*. 2010; 26: 483-90.
18. Wang F, Takahashi H, Iwasaki N. Translucency of dental ceramics with different thicknesses. *J Prosthet Dent*. 2013 ;110: 14-20.
19. Della Bona A, Nogueira AD, Pecho OE. Optical properties of CAD-CAM ceramic systems. *J Dent*. 2014; 42(9): 1202-9.
20. Sulaiman TA, Abdulmajeed AA, Donovan TE, Vallittu PK, Närhi TO, Lassila LV. The effect of staining and vacuum sintering on optical and mechanical properties of partially and fully stabilized monolithic zirconia. *Dent Mater J*. 2015; 34(5): 605–10.
21. Navarro RC. Abrasion effects on time-Lasting ceramic stains and glazes: a comparison of color stability and gloss retention. [M.S. these-online]. Chapel Hill: School of Dentistry, The University of North Carolina; Publication Number: AAT 13885068. Masters Abstracts International. 2019; 81(04): 68p. [acesso 2020 ago 25]. Disponível em: <https://cdr.lib.unc.edu/concern/dissertations/5999n783f>
22. Arif R, Yilmaz B, Johnston WM. In vitro color stainability and relative translucency of CAD-CAM restorative materials used for laminate veneers and complete crowns. *J Prosthet Dent*. 2019; 122(2): 160-6.
23. Alharbi A, Ardu S, Bortolotto T, Krejci I. Stain susceptibility of composite and ceramic CAD/CAM blocks versus direct resin composites with different resinous matrices. *Odontology*. 2016;105: 162-9.
24. Vichi A, Louca C, Corciolani G, Ferrari M. Color related to ceramic and zirconia restorations: a review. *Dent Mater*. 2011; 27(1): 97-108.
25. Raptis NV, Michalakis KX, Hirayama H. Optical behavior of current ceramic systems. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2006; 26: 31-41.

26. Papageorgiou-Kyrana A, Kokoti M, Kontonasaki E, Koidis P. Evaluation of color stability of preshaded and liquid-shaded monolithic zirconia. *J Prosthet Dent*. 2018; 119(3): 467–72.
27. Sulaiman TA, Delgado AJ, Donovan TE. Survival rate of lithium disilicate restorations at 4 years: a retrospective study. *J Prosthet Dent*. 2015; 114(3): 364-6.
28. Mühlemann S, Bernini JM, Sener B, Hämmerle CH, Özcan M. Effect of aging on stained monolithic resin-ceramic CAD/CAM materials: quantitative and qualitative analysis of surface roughness. *J Prosthodont*. 2019; 28(2): e563-71.
29. Agar JR, Taylor TD. Fixed prosthodontics. *Dent Clin North Am*. 2004; 48(2): 476-84.
30. Aker DA, Aker JR, Sorensen SE. Toothbrush abrasion of color-corrective porcelain stains applied to porcelain-fused-to-metal restorations. *J Prosthet Dent*. 1980; 44(2): 161-3.
31. 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.
32. Sagsoz O, Demirci T, Demirci G, Sagsoz NP, Yildiz M. The effects of different polishing techniques on the staining resistance of CAD/CAM resin-ceramics. *J Adv Prosthodont*. 2016; 8(6): 417-22.
33. 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: 815-22.
34. 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.
35. Yuan K, Wang F, Gao J, Sun X, Deng Z, Wang H, et al. Effect of zircon-based tricolor pigments on the color, microstructure, flexural strength and translucency of a novel dental lithium disilicate glass-ceramic. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2014; 102(1): 98-107.
36. 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.e1-16.
37. Anusavice KJ. Degradability of dental ceramics. *Adv Dent Res*. 1992; 6: 82-9.
38. Muñoz EM, Longhini D, Antonio SG, Adabo GL. The effects of mechanical and hydrothermal aging on microstructure and biaxial flexural strength of an anterior and a posterior monolithic zirconia. *J Dent*. 2018; 63: 94-102.

39. Azevedo SM, Kantorski Z, Valandro LF, Bottino MA, Pavanelli CA. Effect of brushing with conventional versus whitening dentifrices on surface roughness and biofilm formation of dental ceramics. *Gen Dent.* 2012; 60(3): e123–30.
40. da Costa J, Adams-Belusko A, R Kelly, Ferracane JL. The effect of various dentifrices on surface roughness and gloss of resin composites. *J Dent.* 2010;38 Suppl 2: e123-8.
41. Pinelli LA, Gimenes Olbera AC, Candido LM, Miotto LN, Antonio SG, Fais LM. Effects of whitening dentifrice on yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystal surfaces after simulating brushing. *J Prosthet Dent.* 2017; 117(1): 158-63.
42. Eldwakhly E, Ahmed DRM, Soliman M, Abbas MM, Badrawy W. Color and translucency stability of novel restorative CAD/CAM materials. *Dent Med Probl.* 2019; 56(4): 349-56.
43. Brown WS, Jacobs HR, Thompson RE. Thermal fatigue in teeth. *J Dent Res.* 1972; 51(2): 461–7.
44. Torstenson B, Brännström M. Contraction gap under composite resin restorations: effect of hygroscopic expansion and thermal stress. *Oper Dent.* 1988; 13(1): 24–31.
45. Palla ES, Kontonasaki E, Kantiranis N, Papadopoulou L, Zorba T, Paraskevopoulos KM, et al. Color stability of lithium disilicate ceramics after aging and immersion in common beverages. *J Prosthet Dent.* 2018; 119(4): 632-42.
46. Vasiliu RD, Porojan SD, Bîrdeanu MI, Porojan L. Effect of thermocycling, surface treatments and microstructure on the optical properties and roughness of CAD-CAM and heat-pressed glass ceramics. *Materials (Basel).* 2020; 13(2):381.
47. 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.
48. Douglas RD, Steinhauer TJ, Wee AG. Intraoral determination of the tolerance of dentists for perceptibility and acceptability of shade mismatch. *J Prosthet Dent.* 2007; 97(4):200-8.
49. Paravina RD, Ghinea R, Herrera LJ, Della Bona A, Igiel C, Linninger M, et al. Color difference thresholds in dentistry. *J Esthet Restor Dent.* 2015; 27 Suppl 1: S1–9.
50. Bativała F, Weiner S, Berendsen P, Vincent GR, Ianzano J, Harris WT Jr. The microscopic appearance and effect of toothbrushing on extrinsically stained metal-ceramic restorations. *J Prosthet Dent.* 1987; 57(1): 47–52.
51. Ishikawa-Nagai S, Yoshida A, Sakai M, Kristiansen J, Da Silva JD. Clinical evaluation of perceptibility of color differences between natural teeth and all-ceramic crowns. *J Dent.* 2009; 37 Suppl 1: e57–63.

52. Hassan Ahangari A, Torabi Ardakani K, Mahdavi F, Torabi Ardakani M. The effect of two shading techniques on value of zirconia-based crowns. *J Dent (Shiraz)*. 2015; 16(2): 129-33.
53. Spyropoulou PE, Kamposiora P, Eliades G, Papavasiliou G, Razzoog ME, Bayne SC. Cyclic loading effect on color stability of unshaded versus shaded zirconia. *J Esthet Restor Dent*. 2016; 28(2): 77–84.
54. Kim HK, Kim SH. Optical properties of pre-colored dental monolithic zirconia ceramics. *J Dent*. 2016; 55: 75–81.
55. Lawson NC, Burgess JO. Gloss and stain resistance of ceramic-polymer CAD/CAM restorative blocks. *J Esthet Restor Dent*. 2016; 28 Suppl 1: S40–5.
56. Camposilvan E, Leone R, Gremillard L, Sorrentino R, Zarone F, Ferrari M, et al. Aging resistance, mechanical properties and translucency of different yttria-stabilized zirconia ceramics for monolithic dental crown applications. *Dent Mater*. 2018; 34(6): 879–90.
57. Tabatabaian F. Color aspect of monolithic zirconia restorations: a review of the literature. *J Prosthodont*. 2019; 28(3): 276–87.
58. Miranda JS, Barcellos ASP, Martinelli-Lobo CM, Cannepele TMF, Amaral M, Kimpara ET. Effect of staining and repeated firing on the surface and optical properties of lithium disilicate. *J Esthet Restor Dent*. 2020; 32(1): 113-8.
59. Seyidaliyeva A, Rues S, Evagorou Z, Hassel AJ, Rammelsberg P, Zenthöfer A. Color stability of polymer-infiltrated-ceramics compared with lithium disilicate ceramics and composite. *J Esthet Restor Dent*. 2020; 32(1): 43–50.
60. Sahin O, Koroglu A, Dede DÖ, Yilmaz B. Effect of surface sealant agents on the surface roughness and color stability of denture base materials. *J Prosthet Dent*. 2016; 116(4): 610-6.
61. Närhi TO, Lassila L V. Optical properties and light irradiance of monolithic zirconia at variable thicknesses. *Dent Mater*. 2018; 31(10): 1180–7.
62. Andrade GS, Augusto MG, Simões BV, Pagani C, Saavedra GSFA, Bresciani E. Impact of simulated toothbrushing on surface properties of chairside CAD-CAM materials: an in vitro study. *J Prosthet Dent*. 2020; 125(3): 469.e1-6.
63. Heintze SD, Forjanic M. Surface roughness of different dental materials before and after simulated toothbrushing in vitro. *Oper Dent*. 2005; 30(5): 617-26.
64. Zirkonzahn Worldwide. Instructions. Colouring of Prettau® Anterior® with Colour Liquid Prettau® Anterior Aquarell. 2016. Version 05.08.16. [acesso 2019 abr 10]. Disponível em: <https://zirkonzahn.com/pt/produtos/colour-liquid/colour-liquid-prettau-anterior-aquarell>

65. IPS Ivocolor - Glazes and Stains. Instruções de uso. Ivoclar Vivadent AG, 9494 Schaan/Liechtenstein. 2015-06, Rev. 0. [acesso 2019 abr 21]. Disponível em: <https://downloadcenter.ivoclarvivadent.com/#search-text=Ivocolor%20&details=21221>
66. Zirkonzhan Worldwide. ICE Zirkon 3D Stains by Enrico Steger. PDF Catalog. 2017. Version 13.02.17. [acesso 2019 abr 10]. Disponível em: <https://zirkonzahn.com/pt/produtos/ice-zirconia-pigmentos/ice-zirkon-malfarben-by-enrico-steger>
67. VITA Enamic® Stains kit - Working instructions. VITA Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co.KG. 1931E – 0618 (.5) S – Version (06). [acesso 2019 jun 06]. Disponível em: https://mam.vita-zahnfabrik.com/portal/ecms_mdb_download.php?id=77816&sprache=en&fallback=&cls_session_id=&neuste_version=1
68. Heintze SD, Forjanic M, Ohmiti K, Rousson V. Surface deterioration of dental materials after simulated toothbrushing in relation to brushing time and load. Dent Mater. 2010;26(4):306-19.
69. VITA Zahnfabrik H, Rauter GmbH & Co. KG. VITA Easyshade® V: manual de utilização. versão 10.17. [acesso 2019 maio 22]. Disponível em: https://mam.vita-zahnfabrik.com/portal/ecms_mdb_download.php?id=83367&sprache=en&fallback=&cls_session_id=&neuste_version=1
70. Sharma G, Wu W, Dalal EN. The CIEDE2000 colour-difference formula: implementation notes, supplementary test data, and mathematical observations. Color Res Applic. 2005; 30(1): 21-30.
71. Rosentritt M, Sawaljanow A, Behr M, Kolbeck C, Preis V. Effect of tooth brush abrasion and thermo-mechanical loading on direct and indirect veneer restorations. Clin Oral Investig. 2015; 19(1): 53-60.
72. Vasudeva G. Monomer systems for dental composites and their future: a review. J Calif Dent Assoc. 2009; 37: 389-98.
73. Anil N, Bolay S. Effect of toothbrushing on the material loss, roughness, and color of intrinsically and extrinsically stained porcelain used in metal-ceramic restorations: an in vitro study. Int J Prosthodont 2002; 15: 483-7.
74. Yilmaz C, Kormaz T, Demirköprülü H, Ergün G, Ozkan Y. Color stability of glazed and polished dental porcelains. J Prosthodont. 2008; 17(1): 20-4.
75. Motro PF, Kursoglu P, Kazazoglu E. Effects of different surface treatments on stainability of ceramics. J Prosthet Dent. 2012; 108(4): 231-7.
76. Kanat-Ertürk B. Color stability of CAD/CAM ceramics prepared with different surface finishing procedures. J Prosthodont. 2020; 29(2): 166-72.

77. Özarslan MM, Büyükkaplan US, Barutçigil Ç, Arslan M, Türker N, Barutçigil K. Effects of different surface finishing procedures on the change in surface roughness and color of a polymer infiltrated ceramic network material. *J Adv Prosthodont.* 2016; 8(1): 16-20.
78. Chevalier J, Gremillard L, Deville S. Low-temperature degradation of zirconia and implications for biomedical implants. *Annu Rev Mater Res.* 2007; 37: 1-32.
79. Cattani-Lorente M, Scherrer SS, Ammann P, Jobin M, Wiskott HW. Low temperature degradation of a Y-TZP dental ceramic. *Acta Biomater.* 2011; 7(2): 858-65.
80. Mitov G, Anastassova-Yoshida Y, Nothdurft FP, von See C, Pospiech P. Influence of the preparation design and artificial aging on the fracture resistance of monolithic zirconia crowns. *J Adv Prosthodont.* 2016; 8(1): 30-6.
81. Cotes C, Arata A, Melo RM, Bottino MA, Machado JP, Souza RO. Effects of aging procedures on the topographic surface, structural stability, and mechanical strength of a ZrO₂-based dental ceramic. *Dent Mater.* 2014; 30(12): e396-404.
82. Nam JY, Park MG. Effects of treatment with aqueous and acid-based coloring liquid on the color of zirconia. *J Prosthet Dent.* 2019; 121(2): 363.e1-5.
83. da Rosa GM, da Silva LM, de Menezes M, do Vale HF, Regalado DF, Pontes DG. Effect of whitening dentifrices on the surface roughness of a nanohybrid composite resin. *Eur J Dent.* 2016; 10(2): 170-5.
84. St John S, White DJ. History of the development of abrasivity limits for dentifrices. *J Clin Dent.* 2015; 26(2): 50-4.

**Não autorizo a publicação deste trabalho até 09 de agosto de
2023 (prorrogado por dois anos até 09/08/2025).**

(Direitos de publicação reservados ao autor)

Araraquara, 09 de agosto de 2021.

Bruno Arruda Mascaro