



UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA
CENTRO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA
MESTRADO - ÁREA DE CONCENTRAÇÃO - IMPLANTODONTIA

REBECA KURIHARA E SILVA

**EFEITO DA TÊMPERA QUÍMICA
NA COR E TRANSLUCIDEZ DE AMOSTRAS FINAS DE DISSILICATO DE LÍTIO**

Florianópolis

2021

REBECA KURIHARA E SILVA

**EFEITO DA TÊMPERA QUÍMICA
NA COR E TRANSLUCIDEZ DE AMOSTRAS FINAS DE DISSILICATO DE LÍTIO**

Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia – Mestrado em Odontologia, Área de concentração – Implantodontia, do Centro de Ciências da Saúde da Universidade Federal de Santa Catarina, como um dos requisitos para a obtenção do título de Mestre.

Orientadora: Prof. Dra. Cláudia Ângela Maziero Volpato

Florianópolis

2021

Ficha de identificação da obra elaborada pelo autor,
através do Programa de Geração Automática da Biblioteca Universitária da UFSC.

Silva, Rebeca Kurihara
Efeito da t \hat{e} mpera qu \acute{e} mica na cor e translucidez de
amostras finas de dissilicato de l \acute{i} tio / Rebeca Kurihara
Silva ; orientadora, Cl \acute{a} udia \hat{A} ngela Maziero Volpato, 2021.
80 p.

Dissertação (mestrado) - Universidade Federal de Santa
Catarina, Centro de Ci \acute{e} ncias da Sa \acute{u} de, Programa de P \acute{o} s
Gradua \acute{c} o em Odontologia, Florian \acute{o} polis, 2021.

Inclui refer \hat{e} ncias.

1. Odontologia. 2. Dissilicato de l \acute{i} tio. 3. Cer \hat{a} mica
v \acute{i} trea. 4. Troca i \acute{o} nica. 5. Cor. I. Maziero Volpato, Cl \acute{a} udia
 \hat{A} ngela . II. Universidade Federal de Santa Catarina.
Programa de P \acute{o} s-Gradua \acute{c} o em Odontologia. III. T \acute{i} tulo.

Rebeca Kurihara e Silva

Efeito da têmpera química na cor e translucidez de amostras finas de dissilicato de lítio

O presente trabalho em nível de mestrado foi avaliado e aprovado por banca examinadora composta pelos seguintes membros:

Prof^a. Dra. Cláudia Ângela Maziero Volpato
Universidade Federal de Santa Catarina

Prof. Dr. Marcelo Dal B 
Instituto Federal de Educa o, Ciência e Tecnologia de Santa Catarina

Prof^a. Dra. Elisa Oderich
Universidade Federal de Santa Catarina

Certificamos que esta   a **versão original e final** do trabalho de conclusão que foi julgado adequado para obten o do título de Mestre em Odontologia,  rea de concentra o de Implantodontia, pelo Programa de Pós-Gradua o em Odontologia.

Prof^a. Dra. Mariane Cardoso Carvalho
Coordena o do Programa de Pós-Gradua o

Prof^a. Dra. Cláudia Ângela Maziero Volpato
Orientadora

Florianópolis, 2021.

AGRADECIMENTOS

Neste caminho árduo e gratificante tenho muito a agradecer à Professora Doutora Cláudia Ângela Maziero Volpato, que desde a Graduação me inspirou e incentivou na vida científica. Como sua orientanda, novamente, trilhamos um caminho de crescimento. Em meio a mudanças profissionais, de cidade e pandemia, agradeço por ter confiado em mim e no nosso trabalho. Sempre muito atarefada, mas também muito atenciosa e paciente para me atender e orientar. Muito obrigada por tudo professora.

Agradeço muito ao Professor Doutor Marcelo Dal Bó que cedeu seu tempo no Laboratório de Química do Instituto Federal de Santa Catarina (IFSC), Campus Criciúma, para realizar uma parte crucial dessa pesquisa. Essa parceria foi muito importante para o trabalho e muito interessante para o meu aprendizado, pois senti na pele o que significa o calor de um forno de 480°C. Agradeço ao Cirurgião-Dentista, João Pietruza, por colaborar com a pesquisa, dedicar tempo e atenção, além de ceder seu consultório para realizar o preparo das amostras. Ao aluno de iniciação científica, Luiz Felipe Schneider, que participou ativamente deste estudo, meu muito obrigada.

Um agradecimento especial à UFSC que me acolheu desde a infância, sendo praticamente quintal de minha casa e cenário de muitas brincadeiras, foi uma segunda casa durante cinco anos de graduação e agora novamente com o Mestrado. Ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia (PPGO) pela atenção e ajuda dos professores, funcionários técnicos-administrativos, muito obrigada. Agradeço à parceria com Núcleo de Pesquisa em Materiais Cerâmicos e Compósitos (CERMAT), em nome do coordenador Márcio Celso Fredel, que manteve as portas abertas para a realização desta pesquisa. Assim como um agradecimento à CAPES e ao CNPq pelo financiamento da bolsa de pesquisa.

Agradeço a todos os professores que fizeram parte dessa caminhada. Todos os ensinamentos passados contribuíram para uma evolução pessoal. À toda equipe do Centro de Estudo e Pesquisa em Implantes Dentários (CEPID) que fez a diferença no dia a dia com muita parceria. Assim como a todos os colegas e amigos que estiveram presentes, sempre dispostos a ajudar e tornar esse caminho mais divertido. Um agradecimento especial aos colegas e amigos Joseane Silva e Edwin Andrés Ruales Carrera pela grande ajuda que me ofereceram prontamente.

Agradeço também à minha família e namorado por terem me ajudado em tantas coisas. Mas a principal delas, e mais importante, fazer parte da minha base de suporte. Sem esse apoio emocional não conseguiria ir tão longe. O privilégio de ter um pai professor também fez toda diferença. Muito obrigada pelos ensinamentos que iniciaram com a minha alfabetização e continuam até hoje, pai Edson Luiz da Silva. Obrigada mãe, Felícia Nozomi Kurihara e Silva, pela parceria, muito bom poder contar sempre com você.

Por fim agradeço a todos que estiveram presentes nessa caminhada e que contribuíram de alguma forma para meu aprendizado, sou muito feliz em encerrar mais um ciclo e construir essa bagagem de conhecimento que aperfeiçoa quem eu sou.

Muito obrigada.

LISTA DE QUADROS

Quadro 1 - Descrição dos materiais utilizados, fabricante e país	58
Quadro 2 - Descrição dos dispositivos, instrumentos, equipamentos, fabricantes e países de origem	58

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Simulação de uma troca iônica entre Na ⁺ e K ⁺ em uma cerâmica.	25
Figura 2 - Materiais utilizados para polimento (Besser, Brasil).....	60
Figura 3 - Pasta e Líquido utilizado para o glazeamento (IPS Ivocolor Glaze Paste/FLUO, Ivoclar Vivadent, Listenstaine).....	60
Figura 4 - Recipiente metálico usado para o apoio das amostras durante a têmpera.	61
Figura 5 - Forno Industrial (Fusing, Sanchis, Brasil).....	62
Figura 6 - Delineamento da pesquisa	64

LISTA DE TABELAS

Tabela 1. Médias das coordenadas L*a*b* dos grupos e condições testadas (fundo branco).....	69
Tabela 2. Médias das coordenadas L*a*b* dos grupos e condições testadas (fundo preto).....	71
Tabela 3. Médias das coordenadas Y para os grupos e condições testadas (fundo branco e preto).....	73
Tabela 4. Diferenças de cor (ΔE_{00}), luminosidade ($\Delta L'$), croma ($\Delta C'$) e matiz ($\Delta H'$) para os grupos e condições testadas.....	75
Tabela 5. Resultados do Teste de Comparações Múltiplas HSD Tukey para as diferenças de cor (ΔE_{00}) em relação aos grupos (sem tratamento, polimento e glazeamento) e as condições testadas (sem e com t�mpera).....	77
Tabela 6. Resultados do Teste de Comparações Múltiplas HSD Tukey para as diferenças de cor (ΔE_{00}) em relação as interações entre os grupos e condições testadas.....	77
Tabela 7. Resultados do Teste de Comparações Múltiplas HSD Tukey para as diferenças de luminosidade ($\Delta L'$) em relação aos grupos (sem tratamento, polimento e glazeamento).....	77
Tabela 8. Resultados do Teste de Comparações Múltiplas HSD Tukey para as diferenças de luminosidade ($\Delta L'$) em relação as interações entre os grupos e condições testadas.....	77
Tabela 9. Resultados do Teste de Comparações Múltiplas HSD Tukey para as diferenças de croma ($\Delta C'$) em relação aos grupos (sem tratamento, polimento e glazeamento).....	78

Tabela 10. Resultados do Teste de Comparações Múltiplas HSD Tukey para as diferenças de matiz ($\Delta H'$) em relação aos grupos (sem tratamento, polimento e glazeamento).....	78
Tabela 11. Parâmetro de translucidez (PT) e razão de contraste (RC) para as condições testadas.....	79
Tabela 12. Resultados do Teste de Comparações Múltiplas HSD Tukey para os parâmetros de translucidez (PT) em relação aos grupos (sem tratamento, polimento e glazeamento).....	80
Tabela 13. Resultados do Teste de Comparações Múltiplas HSD Tukey para as razões de contraste (RC) em relação aos grupos (sem tratamento, polimento e glazeamento).....	80

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO E CONTEXTUALIZAÇÃO DO PROBLEMA.....	14
1.1 Dissilicato de Lítio	16
1.2 Cor	17
1.3 Translucidez.....	19
1.4 Tratamentos de superfície	20
1.5 Têmpera Química	23
2. OBJETIVOS.....	28
2.1 Objetivo geral.....	28
2.2 Objetivos específicos	28
3. ARTIGO	29
4. METODOLOGIA EXPANDIDA	58
4.1 Lista de materiais e equipamentos.....	58
4.2 Confeção das amostras	59
4.3 Têmpera química	61
4.4 Mensuração espectrofotométrica.....	62
4.5 Cálculos das diferenças de cor, luminosidade, croma e matiz.....	63
4.6. Cálculos do parâmetro de translucidez	63
4.7 Razão de contraste	63
4.8 Análise estatística	64
4.9 Síntese do experimento	64
5. REFERÊNCIAS	65
6. APÊNDICE	69

RESUMO

Essa pesquisa teve por objetivo estudar o comportamento óptico de uma cerâmica vítrea, após diferentes tratamentos de superfície e têmpera química. Amostras (n=36) com 1 mm de espessura foram obtidas a partir de blocos cerâmicos de dissilicato de lítio (IPS e.max CAD, Ivoclar Vivadent, Listenstaine) e divididas em três grupos. i) ST cujas amostras não receberam tratamento de superfície; ii) POL, cujas amostras foram submetidas ao polimento e iii) GL, com amostras que receberam glazeamento. Todas as amostras foram submetidas ao processo de troca catiônica, também conhecida como têmpera química, usando KNO_3 fundido a $480\text{ }^\circ\text{C}$ durante 60 min. As amostras foram mensuradas em um espectrofotômetro (Minolta CM 3600d), antes e depois da têmpera, para a obtenção das coordenadas $L^*a^*b^*$ e x,y,z. As diferenças de cor (ΔE_{00}), luminosidade ($\Delta L'$), croma ($\Delta C'$) e matiz ($\Delta H'$), o parâmetro de translucidez (PT) e a razão de contraste (RC) foram calculados. ANOVA 2-critérios foi usada para avaliar as variáveis ΔE_{00} , PT e RC, enquanto a ANOVA de medidas repetidas avaliou os $\Delta L'$, $\Delta C'$ e $\Delta H'$. Comparações múltiplas foram feitas pelo Teste de Tukey HSD ($\alpha=0.05$). Todas as diferenças de cor encontradas foram inferiores a $0,7\Delta E_{00}$. As maiores diferenças foram encontradas nos grupos GL (antes da têmpera) e POL (depois da têmpera) ($0,69\Delta E_{00}$) ($p<0,0001$). A luminosidade das amostras diminuiu ($-0,10$ para $-1,01$), principalmente após o glazeamento ($p<0,0001$). Em relação ao croma, as amostras ST se tornaram mais esverdeadas após a têmpera e os grupos POL e GL tenderam ao vermelho ($p<0,0001$). Em relação ao matiz, as amostras tenderam ao amarelo após os tratamentos de superfície ($p<0,0001$) e da têmpera ($p=0,002$). Os maiores valores de translucidez foram encontrados no grupo POL, porém, com similaridade estatística entre os grupos POL e GL ($\alpha=0,05$). Nas condições estudadas o processo de têmpera química não alterou significativamente o parâmetro de

translucidez e a razão de contraste. Com base nos resultados, as alterações discretas de cor encontradas após a têmpera química sugerem um comportamento óptico favorável após esse processo, inclusive quando os tratamentos de superfície de polimento e glazeamento foram realizados.

Palavras-chave: Dissilicato de lítio; Cerâmica vítrea; Troca iônica; Cor; Cerâmicas.

ABSTRACT

The aim of this research was to study the optical behavior of a vitreous ceramic after different surface treatments and chemical tempering. Samples with a 1 mm thickness ($n=36$) were obtained from lithium disilicate ceramic blocks (IPS e.max CAD, Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) and divided into three groups. i) ST group did not receive any surface treatment, ii) POL group were subjected to polishing and iii) GL group received glazing. All samples were subjected to chemical tempering, with KNO_3 bath during 60 min. The samples were measured on a spectrophotometer (Minolta CM 3600d), before and after chemical tempering, to obtain the $L^*a^*b^*$ and x,y,z coordinates. The color differences (ΔE_{00}), lightness differences ($\Delta L'$), chroma differences ($\Delta C'$) and hue differences ($\Delta H'$), as well as the translucency parameter (PT) and the contrast ratio (RC) were calculated. ANOVA-2 criteria was used to evaluate ΔE_{00} , PT and RC, and repeated measures ANOVA evaluated $\Delta L'$, $\Delta C'$ and $\Delta H'$. Multiple comparisons were made using the Tukey HSD test ($\alpha=0.05$). All color differences found were less than $0.7\Delta E_{00}$. The greatest differences were found in the GL (before quenching) and POL (after quenching) groups ($0.69\Delta E_{00}$) ($p<0.0001$). The lightness of the samples decreased (-0.10 for -1.01), mainly after glazing ($p<0.0001$). Regarding the chroma, the ST samples tended to green after chemical tempering and the POL and GL groups tended to red ($p<0.0001$). Regarding the hue, the samples tended to yellow after surface treatments ($p<0.0001$) and chemical tempering ($p=0.002$). The highest translucency values were found in the POL group, however, with statistical similarity between the POL and GL groups ($\alpha=0.05$). The tested conditions (with and without tempering) were not significant for PT and RC. The discreet color changes that were found after chemical tempering suggest a favorable optical behavior after this treatment, even when surface treatments were carried out.

Keywords: Lithia disilicate, Glass ceramics; Chemical tempering; Color; Ceramics.

1. INTRODUÇÃO E CONTEXTUALIZAÇÃO DO PROBLEMA

Durante os últimos 30 anos, a cerâmica tem sido o material de escolha para a confecção de restaurações indiretas, principalmente em função de suas excelentes propriedades estéticas. Isso porque, para alcançar um bom desempenho intraoral, a odontologia estética exige o emprego de materiais que possuam capacidade de mimetizar as características ópticas dos tecidos dentais, assim como, apresentar propriedades mecânicas satisfatórias quando submetidos à função mastigatória (WANG, TAKAHASHI e IWASAKI, 2013; AWAD et al., 2015; KANG et al., 2018).

De acordo com a sua composição, as cerâmicas odontológicas podem ser classificadas em porcelanas feldspáticas, cerâmicas vítreas (por exemplo, leucita e dissilicato de lítio) e óxidas (por exemplo, zircônia) (KELLY e BENETTI, 2011; SAILER et al., 2015). A porcelana feldspática apresenta um alto grau de translucidez, o que permite a passagem da luz e confere resultados ópticos muito próximos da natureza dental (BAGIS e TURGUT, 2013; AWAD, et al., 2015). Porém, a predominância de matriz vítrea em sua composição resulta em uma baixa resistência flexural (50-70 MPa), o que inviabiliza o seu uso em áreas de grande esforço mastigatório sem o emprego de infraestruturas (KELLY e BENETTI, 2011; SAILER et al., 2015; SARI et al., 2018; GÖNÜLDAŞ et al., 2019).

Com o intuito de melhorar as propriedades mecânicas desse material, partículas de preenchimento têm sido adicionadas à matriz vítrea, resultando na obtenção de materiais cerâmicos reforçados. Quando leucita ou dissilicato de lítio são incorporados à matriz cerâmica, a resistência flexural pode alcançar valores entre 160-250 MPa e 350-400 MPa, respectivamente (MONTAZERIAN e ZANOTTO, 2017). Desta forma, as cerâmicas vítreas resultantes podem ser utilizadas em restaurações posteriores, coroas unitárias e próteses fixas com até três elementos.

A zircônia é o principal exemplo das cerâmicas óxidas, sendo amplamente utilizada como material para a confecção de infraestruturas protéticas e pilares para implantes devido à sua alta resistência flexural (cerca de 900-1500 MPa) (KELLY e BENETTI, 2011; WANG, TAKAHASHI e IWASAKI, 2013). Ela pode ser utilizada em duas estratégias laboratoriais: próteses bilaminares, onde a infraestrutura obtida por usinagem CAD/CAM é recoberta com uma cerâmica de revestimento; ou em próteses monolíticas, onde as peças são confeccionadas completamente em zircônia (KWON et al., 2018; ZHANG e LAWN, 2018). Entretanto, a zircônia é uma cerâmica ácido resistente e, portanto, as técnicas adesivas clássicas não são eficientes em superfícies de zircônia, limitando o seu emprego para a confecção de facetas e restaurações adesivas finas e ultrafinas (KWON et al., 2018).

A qualidade dos materiais cerâmicos utilizados atualmente tem permitido a confecção de peças protéticas cada vez mais finas e, conseqüentemente, mais conservadoras. Lentes de contato, facetas anteriores e facetas oclusais são exemplos de restaurações conservadoras utilizadas especialmente em casos que necessitam de alteração de forma, cor e/ou posição dental (EL-MOWAFY, EL-AAWAR e EL-MOWAFY, 2018). Essas restaurações indicam um preparo dental mínimo, onde a preservação da vitalidade e dos tecidos duros é primordial (EL-MOWAFY, EL-AAWAR e EL-MOWAFY, 2018; BALDISSARA et al., 2019).

Tais opções restauradoras também podem ser utilizadas em pacientes que apresentam desgastes dentais leves a moderados. Esses desgastes têm sido classificados na literatura como desgastes por erosão, abrasão, abfração e atrição. Diferentes fatores etiológicos podem estar envolvidos, tais como: escovação intensa; processo de envelhecimento dental; problemas gastroesofágicos e bruxismo (MAGNE, STANLEY e SCHLICHTING, 2012; YAZIGI, KERN e CHAAR, 2017;

BALDISSARA et al., 2019).

1.1 Dissilicato de Lítio

A cerâmica de dissilicato de lítio foi desenvolvida em 1988, pela Ivoclar Vivadent (Listenstaine) e nomeada como IPS Empress 2. Sua composição contava com 70% de cristais de dissilicato de lítio e apresentava uma resistência de 340 a 400 MPa (GUAZZATO et al., 2004; WILLARD e CHU, 2018). Após uma reformulação e refinamento no processo de produção do IPS Empress 2, uma nova cerâmica foi desenvolvida em 2005: IPS e.max Press. Inicialmente ela se apresentou na forma de pastilha para confecção de coroas injetadas, empregando a técnica de cera perdida (WILLARD e CHU, 2018).

Com o avanço da tecnologia digital, o dissilicato de lítio foi estruturado para ser utilizado em associação com tecnologias CAD/CAM. Os blocos para usinagem CAD/CAM apresentam uma coloração azulada devido à introdução de corantes, a fim de identificar que a cerâmica passou pelo processo parcial de pré-cristalização, e que está pronta para seguir para a etapa de usinagem (FASBINDER, 2012; LI, CHOW e MATINLINNA, 2014; LIEN et al., 2015; WILLARD e CHU, 2018). A resistência flexural dessa cerâmica é cerca de 130 ± 60 MPa e a tenacidade à fratura é cerca de $0,9$ a $1,25$ MPa . m^{1/2}. Em função da cristalização parcial, esse material apresenta maior facilidade para ser usinado (WILLARD e CHU, 2018; HALLMANN, ULMER e KERN, 2018). A peça usinada deve ser submetida a um tratamento térmico de dois estágios (LI, CHOW e MATINLINNA, 2014; LIEN et al., 2015; WILLARD e CHU, 2018), sendo que o primeiro estágio inicia em uma temperatura de 403°C e vai até 820°C, com aumento de 90°C/min. Nesse estágio, a temperatura de 820°C é mantida por 10 s. O segundo estágio é mais lento, com aumento de 30°C/min, até atingir a temperatura de 840°C, onde é mantida por 7 min (LIEN et al., 2015).

Após o tratamento térmico, o dissilicato de lítio pode alcançar valores de resistência flexural de cerca de 360 ± 30 MPa e de tenacidade à fratura de 2 a 2,5 MPa . m^{1/2} (HALLMANN, ULMER e KERN, 2018). O aumento na presença de pequenas partículas (com cerca de 0,5 a 5 µm) permite uma melhora no desempenho mecânico do dissilicato de lítio quando comparado com a leucita (variação de 120 a 180 MPa) (GUAZZATO et al., 2004; HALLMANN, ULMER e KERN, 2018). O dissilicato de lítio também é caracterizado por uma alta cristalinidade e grãos de alta proporção, o que dificulta a propagação de trincas.

O dissilicato de lítio está disponível em diversas cores e níveis de translucidez. As cores vão de A a D e também apresentam uma linha para dentes clareados (AWAD et al., 2015; SKYLLOURIOTIS, YAMAMOTO e NATHANSON, 2017; WILLARD e CHU, 2018). Os níveis de translucidez apresentados pelo dissilicato de lítio são três: média opacidade (MO), alta (HT) e baixa (LT) translucidez (WILLARD e CHU, 2018). Nas cerâmicas HT prevalece menor quantidade de cristais grandes de metasilicato de lítio na fase pré-cristalizada, enquanto nas cerâmicas LT, uma grande quantidade de pequenos cristais estão presentes, como nanocristais de fosfato de lítio e silicato de lítio e zinco. Como consequência, o índice de refração da luz entre os cristais de dissilicato de lítio e a matriz vítrea é mais alto. Tal fenômeno pode levar a um aumento da dispersão de luz nas interfaces entre os cristais e a matriz, resultando em uma maior opacidade da cerâmica (AWAD et al., 2015; SKYLLOURIOTIS, YAMAMOTO e NATHANSON, 2017). Mais recentemente, versões HO (alta opacidade) e MT (média translucidez) também foram disponibilizadas (WILLARD e CHU, 2018).

1.2 Cor

A cor é um fenômeno físico complexo que depende da presença da luz. Pode-

se dizer que a cor não é uma característica apenas do objeto, mas também da luz que é incidida nele (O`BRIEN et al., 1989). O método utilizado para mensurar a cor dental é baseado no comportamento das três dimensões da cor descritas por Munsell (1936) (matiz, croma e valor) e nos sistemas colorimétricos desenvolvidos pela Comissão Internacional de Iluminação (CIE) (O`BRIEN et al., 1989; BONA, NOGUEIRA e PECHO, 2014; KANG et al., 2018).

De acordo com o sistema CIELab, a cor pode ser expressa por meio de coordenadas. A coordenada L^* representa a luminosidade (que vai do preto ao branco). A coordenada de cromaticidade a^* vai do vermelho ao verde, enquanto a coordenada b^* vai do amarelo ao azul (BONA, NOGUEIRA e PECHO, 2014; KANG et al., 2018; KILINC e TURGUT, 2018).

A forma mais utilizada para a avaliação clínica da cor é a percepção visual de um observador humano e a comparação da cor dos dentes naturais com escalas de cores comerciais. Espectrofotômetros e colorímetros são empregados para minimizar as limitações inerentes ao método visual e para facilitar a comunicação e reprodução laboratorial da cor (DEL MAR PEREZ et al., 2011; KANG et al., 2018).

A cor pode ser mensurada pela fórmula CIELab, na qual todas as cores são expressas através da mistura das cores primárias azul, verde e vermelho. Os valores $L^*a^*b^*$ são convertidos matematicamente pela fórmula CIELab e a distância entre as cores são calculadas (YILMAZ, GONULDAS e OZTURK, 2014). Esse sistema é o mais utilizado em pesquisas que avaliam cor e suas diferenças nos materiais odontológicos (GHINEA et al., 2010; KANG et al., 2018). A fórmula está apresentada a seguir:

$$\Delta E_{ab} = ((\Delta L^*)^2 + (\Delta a^*)^2 + (\Delta b^*)^2)^{\frac{1}{2}} \quad (1)$$

Entretanto, estudos mostraram que há uma variação na sensibilidade das

coordenadas $L^*a^*b^*$ no espaço de cor CIELab (GHINEA et al., 2010; DEL MAR PEREZ et al., 2011; KANG et al., 2018). Por esse motivo, a CIE desenvolveu uma fórmula (CIEDE2000) que apresenta maior ajuste na análise das diferenças de cor e emprega funções de ponderação para avaliar as imprecisões encontradas (DEL MAR PEREZ et al., 2011; KANG et al., 2018). Com isso, a fórmula CIEDE2000 fornece uma avaliação mais precisa nos limiares de diferenças de cor (GHINEA et al., 2010). Ela incorpora as funções de ponderação S_L , S_C e S_H , um termo de rotação (R_T) que explica a interação entre matiz e croma na região azul e uma modificação da coordenada a^* , e fatores paramétricos (K_L , K_C e K_H) responsáveis pela influência das condições de iluminação (DEL MAR PEREZ et al., 2011). A fórmula CIEDE2000 está apresentada a seguir:

$$\Delta E_{00} = \left[\left(\frac{\Delta L'}{K_L S_L} \right)^2 + \left(\frac{\Delta C'}{K_C S_C} \right)^2 + \left(\frac{\Delta H'}{K_H S_H} \right)^2 + R_T \left(\frac{\Delta C'}{K_C S_C} \right) \left(\frac{\Delta H'}{K_H S_H} \right) \right]^{1/2} \quad (2)$$

1.3 Translucidez

A translucidez é conhecida como o estado entre a completa opacidade e a transparência. Ou seja, quando a luz incide sobre um material, dependendo do seu grau de translucidez, ele permite a passagem completa ou parcial do feixe de luz. Essa característica óptica é de grande importância para materiais restauradores estéticos, uma vez que permite alcançar resultados mais similares aos dentes naturais (BONA, NOGUEIRA e PECHO, 2014; AWAD et al., 2015).

A translucidez é determinada pelo parâmetro de translucidez (PT), que é calculado a partir da diferença das coordenadas $L^*a^*b^*$ medidas sobre um fundo preto e outro branco (WANG, TAKAHASHI e IWASAKI, 2013; PERRONI et al., 2017). A seguinte fórmula é empregada no cálculo do parâmetro de translucidez:

$$PT = [(L_B^* - L_W^*)^2 + (a_B^* - a_W^*)^2 + (b_B^* - b_W^*)^2]^{1/2} \quad (3)$$

De forma complementar, a razão de contraste (RC) é uma maneira de comparar a opacidade de materiais restauradores translúcidos (SHONO e AL NAHEDH, 2012; BONA, NOGUEIRA e PECHO, 2014). O resultado de RC pode variar entre 0,0 (um material transparente) a 1,0 (um material totalmente opaco) (BONA, NOGUEIRA e PECHO, 2014). Para avaliação da RC, amostras são mensuradas no espectrofotômetro usando o sistema CIEXYZ, sobre fundos branco e preto absolutos. Os valores obtidos são calculados com a fórmula representada pela razão Y_B/Y_W (SKYLLOURIOTIS, YAMAMOTO e NATHANSON, 2017):

$$RC = \frac{Y_B}{Y_W} \quad (4)$$

A espessura do material é um dos fatores que mais influenciam os valores de cor e translucidez. Wang, Takahashi e Iwasaki (2013) compararam o parâmetro de translucidez de materiais cerâmicos como IPS e.max Press, IPS e.max CAD e zircônia, em diversas espessuras e encontraram que os valores da translucidez do dissilicato de lítio variaram de 2,2 a 25,3. O aumento no valor da translucidez estava diretamente relacionado à diminuição na espessura e ao material cerâmico analisado. As cerâmicas vítreas foram as que alcançaram os valores de translucidez mais próximos aos dos dentes naturais, com variações de 14,9 a 19,6 (WANG, TAKAHASHI e IWASAKI, 2013).

1.4 Tratamentos de superfície

O acabamento e polimento das restaurações de cerâmica são realizados para minimizar o desgaste dos dentes adjacentes, diminuir a abrasão da restauração e melhorar a higiene, uma vez que eles diminuem a adesão de bactérias na superfície (ALAO et al., 2017; OZEN, DEMIRKOL e OZ, 2020). A estabilidade de cor e

propriedades estéticas como brilho e lisura também são obtidos a partir das técnicas de tratamentos de superfície (tais como polimento e glazeamento), permitindo uma melhor mimetização das características dos dentes naturais (AURÉLIO, DORNELES e MAY, 2017; ALAO et al., 2017; KILINC e TURGUT, 2018).

Uma vantagem do processo de glazeamento é o aumento da dureza da superfície cerâmica devido à formação de uma camada superficial de baixa expansão (KIM et al., 2019). As marcas comerciais preferidas para o glazeamento de blocos de CAD/CAM são o Optiglaze (GC America, EUA), Vita Akzent Plus (VITA Zahnfabrik, Alemanha) e IPS Ivocolor Glaze (Ivoclar Vivadent, Listenstaine) (OZEN, DEMIRKOL e OZ, 2020). Para realizar o glazeamento em peças de dissilicato de lítio, aplica-se uma camada de glazeamento sobre a superfície externa da peça protética e posterior sinterização em forno (KIM et al., 2019). Conforme Ozen et al. (2020), o tratamento de superfície que apresentou a menor alteração de cor, da primeira mensuração até a mensuração final (após tratamento de superfície, cimentação e envelhecimento), foi o glazeamento. As diferenças de cor encontradas para o grupo glazeado foram de $2,64\Delta E_{ab}$ em comparação com grupo polido ($5,72\Delta E_{ab}$) e o grupo controle ($4,24\Delta E_{ab}$).

O polimento manual das cerâmicas pode ser realizado com borrachas abrasivas compostas por partículas de diamante (60 a 70 μm) dispersas em uma matriz elástica macia (ALAO et al., 2017). Para o polimento manual de blocos CAD/CAM são indicados o Meisinger Polishing Set (MEISINGER, EUA), Top Glaze (DFS Diamon GmbH, Alemanha), Silco-pol (DFS Diamon GmbH, Alemanha), Refert Polishing LiSi_2 (Renfert GmbH, Alemanha) e Vita Suprinity Polishing Kit (VITA Zahnfabrik, Alemanha) (OZEN, DEMIRKOL e OZ, 2020). Deve-se aplicar uma força de aproximadamente 1 N em rotação a 5000 rpm (ALAO et al., 2017).

Vichi et al. (2018) compararam o padrão de acabamento da cerâmica IPS e.max CAD, onde foram realizados polimento com sistema Optrafine (Ivoclar Vivadent, Listenstaine) por 30 s, 60 s e glazeamento na forma de pasta e em spray. Os melhores resultados de lisura foram obtidos nos grupos onde realizou-se polimento por 60 s, combinado com glazeamento em pasta.

Procedimentos de acabamento e polimento alteram a textura superficial, interferindo na estabilidade de cor das restaurações a longo prazo (KANAT-ERTURK, 2019). Um estudo comparativo encontrou menores diferenças de cor no grupo glazeado em comparação com o grupo que foi submetido ao polimento manual de amostras de dissilicato de lítio, após armazenamento em bebidas como café e chá (KANAT-ERTURK, 2019). Após 2 meses embebidas em chá, as amostras de dissilicato de lítio apresentaram diferenças de cor de $1,50\Delta E_{ab}$ para o grupo glazeado e $3,03\Delta E_{ab}$ para o grupo que recebeu polimento manual. Quando as amostras desses grupos foram embebidas em café, as diferenças de cor foram $0,68$ e $3,76\Delta E_{ab}$, respectivamente.

A variação de cor em cerâmicas submetidas a tratamento de superfície foi avaliada no estudo de Maciel et al. (2019). Comparou-se glazeamento (Ivoclar Vivadent, Listenstaine) com polimento utilizando sistema Shofu (CeraMaster Coarse, Alemanha), Edenta AG (Ceragloss, Suíça) e broca diamantada (KG Sorensen, Brasil) sobre IPS e.max Press e IPS e.max Ceram. Para ambas as cerâmicas encontraram-se maiores diferenças de cor nas amostras submetidas ao acabamento com broca, seguida pelo polimento com Edenta AG, Shofu e glazeamento. As diferenças de cor encontradas para o grupo glazeado foram de $0,59\Delta E_{ab}$, enquanto para o grupo que utilizou broca diamantada a diferença foi de $3,94\Delta E_{ab}$. Em outro estudo, o glazeamento convencional apresentou diferenças de cor na ordem de $0,81\Delta E_{00}$ em

amostras de dissilicato de lítio comparadas com o glazeamento estendido $1,76\Delta E_{00}$ (maior tempo de queima no forno) (AURÉLIO, DORNELES e MAY, 2017).

A luminosidade de amostras de IPS e.max Press em diferentes espessuras foi avaliada após aplicação do glazeamento por Kim et al. (2019). As amostras tornaram-se mais escuras após o glazeamento, nas espessuras de 0,6 e 1,0 mm. As diferenças de luminosidade encontradas foram de $-0,68\Delta L$ quando comparadas com amostras de IPS e.max ZirPress ($-0,59\Delta L$). A diminuição na coordenada a^* e aumento na coordenada b^* após o glazeamento, resultando em alterações de cor que tenderam para o verde e o amarelo, também foram observadas pelos autores.

O glazeamento também alterou a luminosidade das amostras de dissilicato de lítio que apresentaram valor de L^* igual a 74,46 antes do glazeamento, e 73,61 após o tratamento de superfície (AURÉLIO, DORNELES e MAY, 2017). Amostras de IPS e.max Press com 1,0mm de espessura apresentaram um aumento no valor de PT após o glazeamento. O valor de PT alterou de 19,77 para 21,76, com um aumento de 10,07%. O valor de RC encontrado para dissilicato de lítio antes do glazeamento convencional foi de 0,75 e após o tratamento de superfície foi de 0,76, com um aumento de apenas 1% na opacidade das amostras.

1.5 Têmpera Química

Apesar de a cerâmica ser o material de escolha para restaurações estéticas anteriores e posteriores, os profissionais se deparam com falhas como microinfiltração, descolamento ou fraturas de restaurações, sendo que essas últimas podem estar mais presentes em restaurações confeccionadas em espessuras finas (cerca de 0,6 mm) e ultrafinas (cerca de 0,4 mm). Segundo o estudo *in vitro* de Guess et al. (2013), que avaliou diferentes espessuras de facetas, 75% das facetas

ultrafinas apresentaram trincas extensas na cerâmica e 12,5% apresentaram fraturas longitudinais de cerâmica e dente.

Com o intuito de melhorar o comportamento mecânico de materiais cerâmicos feldspáticos e vítreos, diferentes métodos de reforço têm sido desenvolvidos. Dentre esses métodos destacam-se a adição de fibras, adição de partículas de zircônia tetragonal, infiltração, têmpera térmica ou têmpera química (ANUSAVICE e HOJJATIE, 1991; LEE, KON e ASAOKA, 1999; YOSHIMURA e CESAR, 2015; ARAÚJO et al., 2015).

A têmpera química é um processo em que ocorre a troca de íons menores por íons maiores, alterando a composição química superficial da cerâmica. A camada de tensão residual compressiva criada na superfície do material aumenta a resistência mecânica e dificulta a propagação de fissuras. Ela geralmente ocorre com os pares Na^+/K^+ , mas também pode ocorrer entre os íons Li^+/Na^+ e K^+/Rb^+ (ANUSAVICE, SHEN e LEE, 1992; DENRY et al., 1993; CESAR et al., 2007; YOSHIMURA e CESAR, 2015). A troca iônica pode ocorrer por meio de uma solução salina de KNO_3 fundida, durante 24 h, ou com uma pasta de KNO_3 por 30 min, a uma temperatura média de 470°C , abaixo da temperatura de transição vítrea. Nessa temperatura, a cerâmica ainda está rígida; porém, trocas iônicas podem ocorrer na superfície do material. Os cátions menores se difundem no banho enquanto os íons maiores os substituem no interior do material (Figura 1) (DUNN, LEVY e REISBICK, 1977; ANUSAVICE, SHEN e LEE, 1992; ROSA et al., 2009; ROSA et al., 2010).

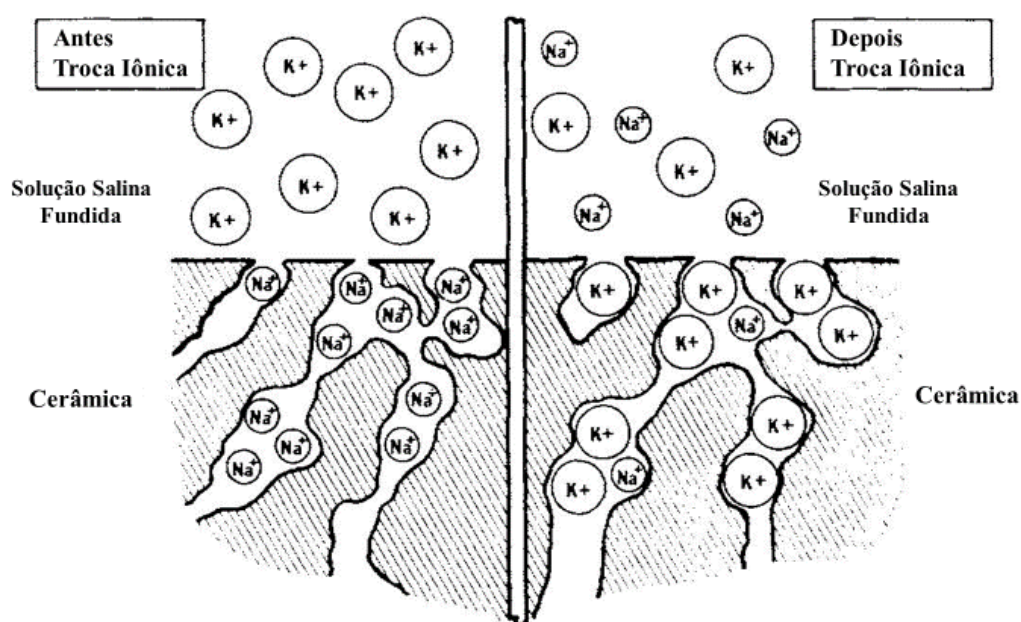


Figura 1 - Simulação de uma troca iônica entre Na^+ e K^+ em uma cerâmica (DUNN, LEVY e REISBICK, 1977) (Imagem modificada pelo autor).

Rosa et al. (2009) empregaram a técnica de pasta para avaliar a influência da troca iônica no reforço da cerâmica e nos parâmetros de crescimento subcrítico de trincas (CST). Foi observado aumento de 126% na resistência das amostras tratadas comparadas com o grupo controle, além de redução de 46% no valor do módulo de Weibull (parâmetro empregado para descrever a variabilidade na resistência do material). Em uma previsão após 10 anos de uso, a redução da resistência foi maior no grupo controle, com diminuição de 47% quando comparada com o grupo tratado com troca iônica, que apresentou diminuição de 29%. É importante lembrar que o banho de sal deve ser realizado preferencialmente em um tanque de aço inoxidável, pois o metal em alta temperatura pode liberar íons como Fe, Cr e Ni, e causar manchas indesejáveis (VARSHNEYA, 2010).

Três variáveis estão relacionadas com o resultado do processo de têmpera

química: concentração dos íons, temperatura e tempo (DUNN, LEVY e REISBICK, 1977). O estudo de Dunn, Levy e Reisbick (1977) avaliou a variação de temperatura (de 375°C a 475°C), e de tempo (30 e 60 min), em amostras cerâmicas submetidas à troca iônica. Os autores observaram que a temperatura ideal para o processo foi de 400°C, e com apenas uma hora de tratamento os valores médios de resistência quase dobraram em relação às amostras sem tratamento.

O método de pasta também foi avaliado de acordo com a variação de temperatura (+/-40°C da temperatura ideal de troca iônica - 470°C), e alcançou aumentos na resistência à flexão de até 130% quando comparado ao grupo controle, e de 100% de aumento na tenacidade à fratura por indentação (ROSA et al., 2010). Porém, os autores não encontraram uma relação entre a variação de temperatura e os valores de tenacidade à fratura por indentação, resistência à flexão e dureza da cerâmica testada. A hipótese de que o aumento de temperatura pode melhorar as propriedades mecânicas se deve ao fato de que a energia cinética dos íons é aumentada. Com isso, o processo de troca iônica entre o Na⁺ e K⁺ é favorecido (ROSA et al., 2010).

A temperatura ideal do processo de têmpera química com troca iônica entre Na⁺ e K⁺, utilizando a técnica de pasta, parece ser cerca de 80% da temperatura de transição vítrea ou 100°C a menos (YOSHIMURA e CESAR, 2015). Com o intuito de melhorar algumas condições do processo de têmpera química de um passo, foi desenvolvida uma técnica de dois passos. Na primeira etapa ocorre a troca dos íons Na⁺ e K⁺ pelos íons menores de Li⁺, e na segunda etapa alguns íons Li⁺ são trocados novamente por íons Na⁺ maiores. Dessa forma, uma camada mais profunda de troca iônica, de pelo menos 140 µm é formada. O inconveniente dessa técnica é o tempo gasto com todo processo, em torno de 10 h (YOSHIMURA e CESAR, 2015).

O processo de têmpera química apresenta como principais vantagens a formação de uma intensidade de compressão maior que a obtida pela têmpera térmica; a capacidade de aplicação mesmo em lâminas finas de cerâmica (até 100 μm) e a possibilidade de reforçar peças irregulares, uma vez que toda superfície esteja em contato com o banho de sal fundido (DUNN, LEVY e REISBICK, 1977; ROSA et al., 2009; VARSHNEYA, 2010; YOSHIMURA e CESAR, 2015).

De acordo com Dunn, Levy e Reisbick (1977), o processo de têmpera química não alteraria opticamente a cerâmica de forma mensurável, porém os autores não realizaram testes ópticos em seu estudo e a hipótese precisa ainda ser esclarecida. O processo de reforço por trocas iônicas aumenta significativamente a resistência ao processo de crescimento subcrítico de trincas (CST), o que implica diretamente na durabilidade da restauração cerâmica (ROSA et al., 2009; YOSHIMURA e CESAR, 2015). As principais desvantagens são o alto custo; geração de resíduo salino contendo álcali corrosivo, e a limitação da técnica pois ela pode ser empregada apenas em cerâmicas vítreas que contenham álcalis (VARSHNEYA, 2010; YOSHIMURA e CESAR, 2015).

Grande parte dos estudos comprovam que o processo de têmpera química melhora a resistência mecânica de cerâmicas feldspáticas e vítreas (DUNN, LEVY e REISBICK, 1977; ANUSAVICE, SHEN e LEE, 1992; CESAR et al., 2007; ROSA et al., 2009; ROSA et al., 2010; YOSHIMURA e CESAR, 2015), o que é favorável para a confecção de restaurações em espessuras finas e ultrafinas. Entretanto, informações acerca do comportamento óptico de materiais cerâmicos submetidos ao processo de têmpera química ainda não estão disponíveis na literatura. Desta forma, o objetivo desse trabalho foi estudar o comportamento óptico de amostras de uma cerâmica vítrea, antes e após o processo de têmpera química. A estabilidade de cor,

luminosidade, croma, matiz e o parâmetro de translucidez foram medidas. As hipóteses nulas testadas foram de que o comportamento óptico (cor e translucidez) da cerâmica estudada não sofreu alteração após os tratamentos de superfície, assim como após o processo de têmpera química.

2. OBJETIVOS

2.1 Objetivo geral

O objetivo desse trabalho foi estudar o comportamento óptico de amostras de uma cerâmica vítrea, confeccionadas a partir de blocos CAD/CAM e submetidas ao tratamento de superfície e ao processo de têmpera química.

2.2 Objetivos específicos

- Mensurar a cor, luminosidade, croma e matiz da cerâmica vítrea estudada;
- Mensurar o parâmetro de translucidez e a razão de contraste, antes e depois da têmpera química;
- Estudar a influência do tratamento de superfície nas propriedades ópticas da cerâmica submetida ao processo de têmpera química.

3. ARTIGO

Artigo formatado para: Journal of Esthetic and Restorative Dentistry

Efeito da têmpera química na cor e translucidez de amostras finas de dissilicato de lítio

Autor correspondente

Rebeca Kurihara e Silva, Departamento de Odontologia, Centro de Ensino e Pesquisa em Implantes Dentários, Universidade Federal de Santa Catarina, Campus Trindade, 88040-900, Florianópolis, SC, Brasil.

Email: rebeca.kurihara.s@gmail.com

RESUMO

Objetivo: Avaliar o comportamento óptico de uma cerâmica vítrea após diferentes tratamentos de superfície e têmpera química.

Materiais e métodos: Amostras (n=36) de dissilicato de lítio (IPS e.max CAD, Ivoclar Vivadent, Listenstaine) foram confeccionadas com 1 mm de espessura e distribuídas em três grupos (ST, POL e GL). As amostras do grupo ST não receberam tratamento de superfície; as amostras do grupo POL foram polidas, e as amostras do grupo GL receberam glazeamento. Todas as amostras foram submetidas à têmpera química, com banho de KNO_3 por 60 min. As amostras foram mensuradas em um espectrofotômetro (Minolta CM 3600d), antes e depois da têmpera, para a obtenção das coordenadas $L^*a^*b^*$ e x,y,z. As diferenças de cor (ΔE_{00}), luminosidade ($\Delta L'$), croma ($\Delta C'$) e matiz ($\Delta H'$), o parâmetro de translucidez (PT) e a razão de contraste (RC) foram calculados. ANOVA-2 critérios foi utilizada para se estudar a variação de ΔE_{00} , PT e RC e ANOVA de medidas repetidas estudou a variação de $\Delta L'$, $\Delta C'$ e $\Delta H'$. Comparações múltiplas foram feitas pelo Teste de Tukey HSD ($\alpha=0.05$).

Resultados: Todas as diferenças de cor encontradas foram inferiores a $0,7\Delta E_{00}$. As maiores diferenças foram encontradas nos grupos GL (antes da têmpera) e POL (depois da têmpera) ($0,69\Delta E_{00}$) ($p<0,0001$). A luminosidade das amostras diminuiu, principalmente após o glazeamento ($-1,01$) ($p<0,0001$). Em relação ao croma, as amostras ST se tornaram mais esverdeadas após a têmpera e os grupos POL e GL tenderam ao vermelho ($p<0,0001$). Em relação ao matiz, as amostras tenderam ao amarelo após os tratamentos de superfície ($p<0,0001$) e a têmpera ($p=0.002$). Os maiores valores de translucidez foram encontrados no grupo POL, porém, com similaridade estatística entre os grupos POL e GL ($\alpha=0,05$). Nas condições estudadas (sem e com têmpera) o PT e RC não apresentaram diferenças estatisticamente

significativas.

Conclusões: As discretas alterações de cor que foram encontradas após a têmpera química sugerem um comportamento óptico favorável após esse processo, inclusive quando os tratamentos de superfície de polimento ou glazeamento foram realizados.

Palavras-chave: Dissilicato de Lítio; Cerâmica vítrea; Troca Iônica; Cor; Cerâmicas.

Implicações clínicas

Restaurações posteriores finas de dissilicato de lítio precisam suportar cargas elevadas sem perder sua qualidade estética. O processo laboratorial de têmpera química pode ser alternativa viável para a melhora da resistência mecânica dessas restaurações, desde que os seus padrões colorimétricos não sejam alterados.

INTRODUÇÃO

Devido ao excelente potencial adesivo às superfícies dentais e uma variedade de cores e diferentes padrões de translucidez, o dissilicato de lítio tem sido cada vez mais usado para a confecção de coroas unitárias e próteses fixas pequenas.^{1,2} Além disto, a confecção de restaurações com menor espessura, como facetas e *overlays*, tem sido possível em função de sua favorável resistência flexural (350-400 MPa).³

Restaurações conservadoras vêm sendo recomendadas para a reabilitação de pacientes com desgastes dentais leves a moderados, geralmente decorrentes de lesões de erosão.⁴⁻⁶ Técnicas de usinagem CAD/CAM são ideais para a obtenção dessas restaurações, alcançando valores aproximados mínimos de 0,4 mm de espessura.⁷ Estudos *in vitro* mostraram um bom desempenho mecânico de facetas cerâmicas posteriores (1,2-1,8 mm) submetidas à cargas de 1000 N, assim como para facetas com 0,6-1,0 mm, sob cargas de 800 N,^{4,7} enquanto que outros estudos

demonstraram que facetas oclusais posteriores confeccionadas em dissilicato de lítio apresentaram boa tenacidade à fratura quando confeccionadas com 0,7-1,0 mm de espessura.^{8,9}

Entretanto, falhas como microinfiltração, descolamento ou fraturas podem estar presentes em restaurações confeccionadas em espessuras finas e ultrafinas.^{9,10} De acordo com os resultados de um estudo de meta análise, foram observadas taxas de falhas em restaurações posteriores confeccionadas a partir de blocos CAD/CAM, na ordem de 4,4%.¹¹ Yazigi et al.⁵ avaliaram facetas de IPS e.max/CAD confeccionadas com 0,8 mm de espessura foram avaliadas quanto à sua resistência mecânica, sendo que, 77% não apresentaram nenhum tipo de falha, enquanto 21% das amostras sofreram trincas.

Para minimizar falhas como microinfiltração, técnicas de acabamento, polimento e glazeamento são utilizadas para conferir uma superfície mais lisa e brilhante à restauração, diminuindo assim a rugosidade.^{12,13} Uma vantagem do processo de glazeamento é o aumento da dureza da superfície da cerâmica devido à formação de uma camada de tensão compressiva protetora na superfície.¹⁴⁻¹⁶ O glazeamento pode aumentar a resistência flexural de uma cerâmica vítrea em 40% (117 MPa para 164,8 MPa).¹⁷ Desta forma, um adequado tratamento de superfície evita que falhas como trincas e microinfiltrações ocorram, resultando, portanto, em restaurações mais duradouras.¹⁶

Com o intuito de melhorar o comportamento mecânico de materiais cerâmicos feldspáticos e vítreos, alguns métodos de reforço têm sido descritos na literatura. Dentre eles destacam-se a adição de fibras ou partículas de zircônia tetragonal, infiltração cerâmica, têmpera térmica e têmpera química.¹⁸⁻²⁰ A têmpera química é um processo laboratorial que visa promover a troca de íons menores por íons

maiores, alterando a composição química da camada cerâmica superficial. Após a têmpera, uma camada de tensão residual compressiva é criada na superfície do material, aumentando sua resistência mecânica e dificultando a propagação de trincas.²¹⁻²³ Geralmente, a troca ocorre com o par Na^+/K^+ , porém também pode acontecer entre os pares de íons Li^+/Na^+ e K^+/Rb^+ .^{21,22}

Vários estudos comprovaram que a têmpera química melhora a resistência mecânica de cerâmicas feldspáticas e vítreas,²¹⁻²⁵ o que é favorável para restaurações finas e ultrafinas. De acordo com os resultados de um estudo comparativo entre diferentes cerâmicas, foi observado aumento na tenacidade à fratura (64 a 156%) após processo de têmpera química por trocas iônicas.²² As cerâmicas testadas (Ceramco II/Dentstply, Finesse/Dentsply, Cerabien/Noritake, Sign/Ivoclar, Vitadur Alpha/Vita) apresentaram um aumento em sua dureza na ordem de 46% a 68%.²² Outro estudo avaliou amostras de uma cerâmica vítrea após banho de KNO_3 em uma temperatura de 450°C por 11 h, e encontrou aumento da resistência mecânica de 88,7 MPa para 226,5 MPa, com redução na probabilidade de falhas de 64,6% para 19,7%.²⁶

Em restaurações estéticas translúcidas, a espessura tem influência direta no comportamento óptico da mesma.^{27,28} Um estudo avaliou o comportamento óptico em amostras de dissilicato de lítio após o glazeamento convencional e glazeamento estendido (maior tempo de queima no forno). Diferenças de cor na ordem de $0,81\Delta E_{00}$ foram reportadas em comparação com o glazeamento estendido ($1,76\Delta E_{00}$), além de um aumento de 1% no grau de opacidade.¹⁴ Segundo estudo de Ozen et al.,¹³ o tratamento de superfície que apresentou a menor alteração de cor, da primeira mensuração até a mensuração final (após tratamento de superfície, cimentação e envelhecimento), foi o glazeamento. As diferenças de cor encontradas

para o grupo glazeado foram de $2,64\Delta E_{ab}$, em comparação com grupo polido ($5,72\Delta E_{ab}$) e o grupo controle ($4,24\Delta E_{ab}$). A espessura da faceta e o material utilizado podem influenciar na coloração final da restauração cerâmica após glazeamento, normalmente apresentando um aumento no parâmetro de translucidez (PT).¹⁵

Entretanto, até o presente momento, informações acerca do comportamento óptico de materiais cerâmicos submetidos ao processo de têmpera química ainda não estão disponíveis na literatura. Desta forma, o objetivo desse estudo foi avaliar a cor e a translucidez de uma cerâmica vítrea, submetida a diferentes tratamentos de superfície, antes e após o processo de têmpera química. As hipóteses nulas testadas foram de que 1) o comportamento óptico (cor e translucidez) da cerâmica estudada não sofreria alteração após os tratamentos de superfície, assim como 2) após o processo de têmpera química.

MATERIAIS E MÉTODOS

Confecção das amostras

Quatro blocos cerâmicos (18 mm x 14 mm x 14 mm) à base de dissilicato de lítio (IPS e.max CAD, Ivoclar Vivadent, Listenstaine) foram seccionados em 36 amostras (1 mm de espessura), com auxílio de uma cortadora metalográfica de precisão (Isomet 1000, Leak Bluff, EUA). As amostras foram acabadas com lixas abrasivas úmidas (800 -1200, 3M ESPE Products, EUA) e submetidas à cristalização (Programat CS2, Ivoclar Vivadent, Listenstaine) no programa rápido para IPS e.max CAD HT/MT/LT, com temperatura máxima de manutenção de 850°C, por 24 min e 30 s. A espessura das amostras foi conferida com um paquímetro digital (MTX 150mm, Rússia) para aferir a espessura desejada.

Tratamentos de superfície

As amostras (n=36) foram divididas em três grupos. O grupo ST (sem tratamento) não recebeu tratamento de superfície após a cristalização; o grupo POL foi polido com borrachas abrasivas (Besser, Blumenau, Santa Catarina, Brasil) progressivas (granulações média, fina e ultrafina) utilizando força média de 1 N em angulação de 45°. Cada pasta com diferente granulação foi utilizada por aproximadamente 1 min. Pasta de polimento universal (Ivoclar Vivadent, Listenstaine) aplicada com disco de feltro (Besser, Blumenau, Santa Catarina, Brasil) por 1 min e força de 1 N de forma paralela às amostras, também foi utilizado; e o grupo GL foi submetido ao glazeamento (IPS Ivocolor Glaze Paste/FLUO, Ivoclar Vivadent, Listenstaine). A pasta de glazeamento foi aplicada na superfície das amostras com um pincel de acordo com as recomendações do fabricante. Em seguida, as amostras com a pasta foram levadas ao forno por 1 min, a 790°C, com taxa de aquecimento de 100°C/min. Uma segunda camada foi aplicada para dar melhor uniformidade. O mesmo operador realizou todos tratamentos de superfície. As amostras foram limpas com gaze embebida em álcool 70% e armazenadas até o momento dos testes.

Têmpera química

Todas as amostras foram submetidas ao processo de têmpera química após as mensurações ópticas iniciais. A têmpera foi realizada com um banho de nitrato de potássio (KNO_3) (Química Moderna, P.A. - ACS, 99%, Brasil), fundido a 480°C, durante 60 min. Optou-se pela utilização do KNO_3 devido tamanho de raio atômico do íon potássio ser maior quando comparado ao íon lítio, presente na cerâmica e.max CAD, além da disponibilidade e seu baixo custo. O tempo de 60 min foi escolhido por ser viável em condições clínicas laboratoriais. Para imergir as amostras no banho de sal fundido (KNO_3), elas foram apoiadas em um recipiente metálico para evitar o

contato da superfície com o recipiente e entre as superfícies das próprias amostras. A têmpera foi realizada em um forno industrial para fusão de vidro (Sanchis, Porto Alegre, RS, Brasil), com taxa de aquecimento de 10°C/min. Para evitar a fratura das amostras por choque térmico, elas foram inseridas no interior do forno a 480°C, sem estarem imersas no sal fundido. Após esse período, as superfícies das amostras foram limpas em água corrente à temperatura ambiente, e álcool etílico 92° foi utilizado para a remoção completa do KNO₃ remanescente.

Mensuração das coordenadas L*a*b*

Todas as amostras foram mensuradas em um espectrofotômetro de esfera de integração (Minolta CM 3600d, Konica Minolta, Tóquio, Japão) antes e após os tratamentos de superfície e da têmpera química. As amostras limpas e secas foram posicionadas sobre fundos branco (padrão de calibração CIE L* = 92,717; a* = -1,391; b* = 4,184), e preto (padrão de calibração CIE L* = 6.789; a* = -0.055; b* = 1.451) absolutos, com as superfícies tratadas voltadas para o equipamento, e mensuradas consecutivamente no seu centro por três vezes. Propilenoglicol (LabSynth, Diadema, São Paulo, Brasil) foi utilizado entre as amostras e os fundos, para garantir a continuidade óptica e reduzir o efeito de *edge-loss*.²⁹ Esse fenômeno ocorre quando há perda de luz entre a amostra e o fundo no momento da mensuração espectrofotométrica. Modo de refletância, com geometria de medição d/8°, observador padrão 2°, comprimento de onda de 360-740 nm (intervalo de 10 nm), área de iluminação/medição em área pequena (3 mm), componente especular excluída (SCE) e iluminante padrão D65 foram selecionados para este estudo. As coordenadas L*a*b* (Sistema CIEL*a*b*) e xyz (Sistema CIE XYZ) foram registradas no software do sistema (OnColor QC, Konica Minolta, Tóquio, Japão).

Cálculo das diferenças de cor, luminosidade, croma e matiz

Para os cálculos das diferenças de cor, luminosidade, croma e matiz, os valores das coordenadas $L^*a^*b^*$, antes e após o processo de têmpera química, foram avaliados pelo sistema CIEDE2000, empregando-se a seguinte fórmula:

$$\Delta E_{00} = \left[\left(\frac{\Delta L'}{K_L S_L} \right)^2 + \left(\frac{\Delta C'}{K_C S_C} \right)^2 + \left(\frac{\Delta H'}{K_H S_H} \right)^2 + R_T \left(\frac{\Delta C'}{K_C S_C} \right) \left(\frac{\Delta H'}{K_H S_H} \right) \right]^{1/2} \quad (1)$$

Onde, $\Delta L'$, $\Delta C'$ e $\Delta H'$ são os valores correspondentes às diferenças de luminosidade, croma e matiz, respectivamente. R_T é a função de rotação; S_L , S_C e S_H são as funções de ponderação; e os fatores paramétricos K_L , K_C e K_H são os termos a serem ajustados, os quais nesse estudo foram definidos para 1.^{30,31} Para avaliar as diferenças de cor (ΔE_{00}), ANOVA - dois critérios (tratamento de superfície e condição) foi empregada. As diferenças de luminosidade ($\Delta L'$), croma ($\Delta C'$), matiz ($\Delta H'$) foram analisadas por ANOVA de medidas repetidas. Comparações múltiplas foram feitas pelo Teste de Tukey HSD ($\alpha \leq 0.05$). Para realização dos testes estatísticos foi utilizado software Statistica 10 (Stat Soft Inc., EUA).

Cálculos do parâmetro de translucidez (PT) e razão de contraste (RC)

O parâmetro de translucidez (PT) foi determinado a partir das diferenças entre as coordenadas $L^*a^*b^*$ sobre os fundos branco e preto. Quanto mais alto o valor obtido, maior a translucidez do material. Para calcular o PT, a fórmula CIELab foi empregada, onde B e W referem-se, respectivamente, aos fundos preto e branco:

$$PT = [(L_B^* - L_W^*)^2 + (a_B^* - a_W^*)^2 + (b_B^* - b_W^*)^2]^{1/2} \quad (2)$$

O cálculo da razão de contraste (RC) foi embasado nas mensurações do sistema CIE XYZ. Os valores de matiz (x), croma (y) e intensidade luminosa (Y) foram obtidos a partir de medidas espectrofotométricas sob fundos branco e preto absolutos. O RC foi calculado usando a seguinte fórmula:

$$RC = \left(\frac{Y_b}{Y_w} \right) \quad (3)$$

Os valores de PT (parâmetro de translucidez) e razão de contraste (RC) foram avaliados por ANOVA a dois critérios (tratamento de superfície e condição). Comparações múltiplas foram feitas pelo Teste de Tukey HSD ($\alpha \leq 0.05$).

RESULTADOS

Os valores médios e os desvios-padrão das diferenças de cor (ΔE_{00}), luminosidade ($\Delta L'$), croma ($\Delta C'$), matiz ($\Delta H'$), translucidez (PT) e razão de contraste (RC) estão apresentados na Tabela 1 e nas Figuras 1 a 6. Nas Tabelas 2 a 5 estão descritos os resultados obtidos pelas análises de variância para os parâmetros estudados. Todos os discos foram mensurados antes de serem submetidos aos tratamentos laboratoriais e tempera química a fim de avaliar a estabilidade de cor inicial (índice de flutuação de cor - ΔS).³² A estabilidade de cor das amostras foi garantida por esse teste preliminar.

Todas as diferenças de cor encontradas no presente estudo foram inferiores a $0,7\Delta E_{00}$ (Tabela 1). As maiores diferenças de cor foram encontradas nos grupos GL (antes da têmpera) e POL (depois da têmpera) ($0,69\Delta E_{00}$) ($p < 0,0001$), seguidos pelo grupo GL depois da têmpera ($0,64\Delta E_{00}$) ($p < 0,015$). Isso sugere que após os tratamentos de superfície as diferenças de cor se tornaram mais evidentes, especialmente após o glazeamento. Apoiando a análise estatística (Tabela 2), o Teste de Comparações Múltiplas de Tukey encontrou comportamento similar entre os grupos POL e GL e diferenças entre as condições avaliadas (sem e com têmpera), com as maiores diferenças de cor após a têmpera. Interações entre os *Grupos X Condições* também foram identificadas, sendo que o grupo ST, sem e com têmpera, mostrou comportamento similar, assim como os grupos GL (sem e com têmpera) e POL (com têmpera) ($\alpha = 0,05$).

Tabela 1. Médias e desvio padrão das diferenças de cor (ΔE_{00}), luminosidade ($\Delta L'$), croma ($\Delta C'$), matiz ($\Delta H'$), translucidez (PT) e razão de contraste (RC) para os grupos e condições testadas.

Condições	Grupos	ΔE_{00}	$\Delta L'$	$\Delta C'$	$\Delta H'$	PT	RC
Antes da têmpera	Sem tratamento	0,15	-0,10	0,10	0,06	26,58	0,42
		$\pm 0,006$	$\pm 0,130$	$\pm 0,100$	$\pm 0,060$	$\pm 0,420$	$\pm 0,007$
	Polimento	0,47	-0,58	0,35	0,01	27,49	0,41
		$\pm 0,190$	$\pm 0,310$	$\pm 0,060$	$\pm 0,090$	$\pm 0,620$	$\pm 0,008$
	Glazeamento	0,69	-1,01	0,10	0,03	27,05	0,41
		$\pm 0,120$	$\pm 0,180$	$\pm 0,160$	$\pm 0,050$	$\pm 0,270$	$\pm 0,004$
Depois da têmpera	Sem tratamento	0,28	-0,26	0,25	0,05	26,84	0,42
		$\pm 0,100$	$\pm 0,130$	$\pm 0,160$	$\pm 0,110$	$\pm 0,570$	$\pm 0,009$
	Polimento	0,69	-0,81	0,58	-0,07	27,50	0,40
		$\pm 0,100$	$\pm 0,270$	$\pm 0,120$	$\pm 0,120$	$\pm 0,640$	$\pm 0,009$
	Glazeamento	0,64	-0,10	0,32	-0,08	27,26	0,41
		$\pm 0,230$	$\pm 0,130$	$\pm 0,170$	$\pm 0,080$	$\pm 0,390$	$\pm 0,007$

Também foi possível observar que após o tratamento de superfície, a luminosidade das amostras diminuiu (Tabela 1), ou seja, houve um escurecimento da amostra, principalmente após o glazeamento ($p < 0,0001$). De forma oposta, apesar de não ter sido encontrada significância estatística ($p = 0,138$) (Tabela 3), o grupo GL apresentou um aumento na diferença de luminosidade após a têmpera ($-0,10\Delta L'$), entretanto, ainda inferior à luminosidade das amostras não tratadas, com ou sem têmpera. O teste de Tukey confirmou as maiores diferenças de luminosidade para o grupo GL, diferente de todos os outros grupos avaliados. As interações entre *Grupos*

x Condições mostraram similaridade estatística para os grupos GL (sem e com têmpera) e POL (com têmpera) ($\alpha=0,05$).

Tabela 2. ANOVA 2 critérios para as diferenças de cor (ΔE_{00}) em relação aos grupos (sem tratamento, polimento e glazeamento) e as condições testadas (sem e com têmpera).

Fator de variação	df	SS	MS	F	P
Grupos	2	2,7081	1,3540	48,8849	<0,0001
Condições	1	0,1711	0,1711	6,1795	0,015
Grupos x Condições	2	0,2244	0,1122	4,0507	0,021
Erro	66	1,8281	0,0277		
Total	71	4,9319			

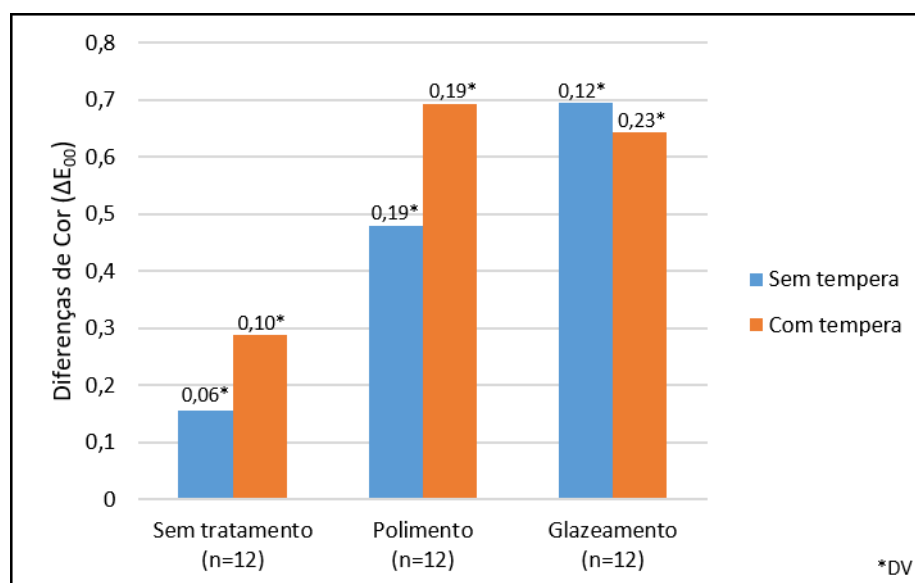


Figura 1. Diferenças de cor (ΔE_{00}) para os grupos e condições testadas.

Tabela 3. ANOVA multifatorial para as diferenças de luminosidade ($\Delta L'$), croma ($\Delta C'$) e matiz ($\Delta H'$) em relação aos grupos (sem tratamento, polimento e glazeamento) e as condições testadas (sem e com têmpera).

$\Delta L'$					
Fator de varia�o	df	SS	MS	F	P
Grupos	2	7,1793	3,5896	60,5351	<0,0001
Condi�es	1	0,1336	0,1336	2,2540	0,138
Grupos x Condi�es	2	0,4608	0,2304	3,8858	0,025
Erro	66	3,9137	0,0593		
Total	71	11,6875			
$\Delta C'$					
Fator de varia�o	df	SS	MS	F	P
Grupos	2	1,1722	0,5861	30,6848	<0,0001
Condi�es	1	0,7017	0,7017	36,7398	<0,0001
Grupos x Condi�es	2	0,0206	0,0103	0,5411	0,584
Erro	66	1,2606	0,0191		
Total	71	3,1552			
$\Delta H'$					
Fator de varia�o	df	SS	MS	F	P
Grupos	2	0,1146	0,0573	6,4230	0,002
Condi�es	1	0,0921	0,0921	10,3178	0,002
Grupos x Condi�es	2	0,0393	0,0196	2,2014	0,118
Erro	66	0,5892	0,0089		
Total	71	0,8354			

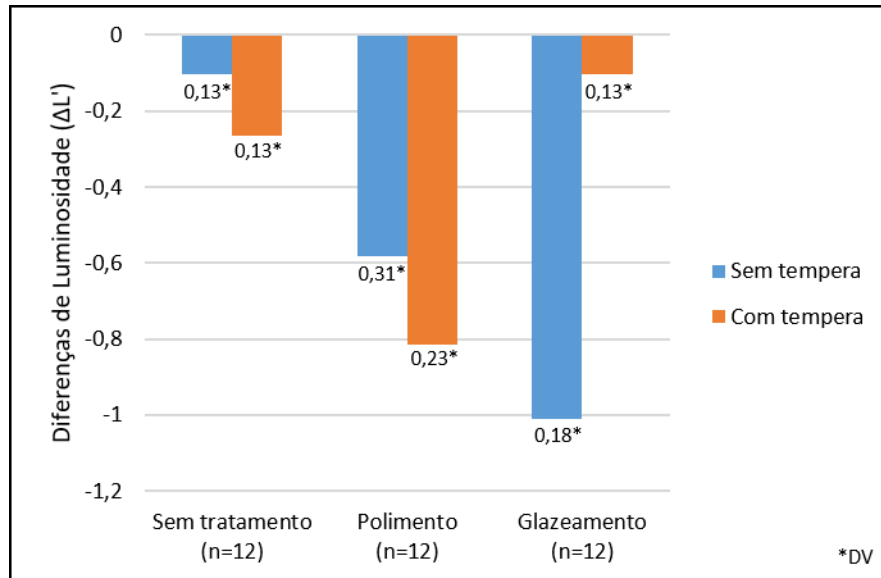


Figura 2. Diferenças de luminosidade ($\Delta L'$) para os grupos e condições testadas.

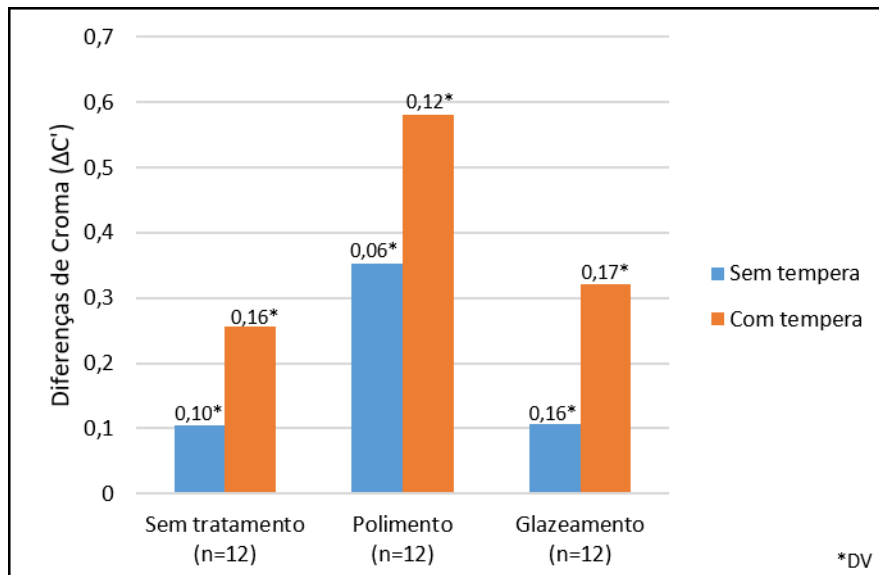


Figura 3. Diferenças de croma ($\Delta C'$) para os grupos e condições testadas.

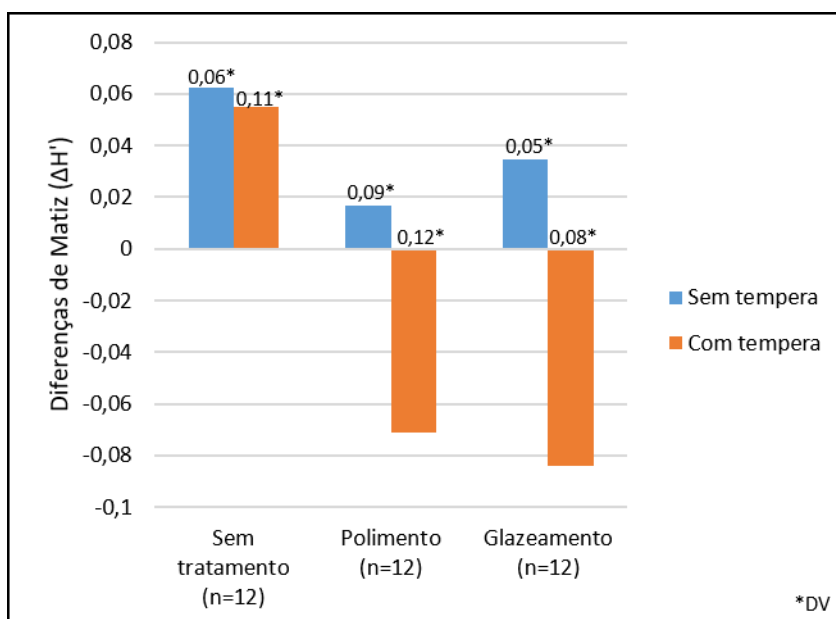


Figura 4. Diferenças de matiz ($\Delta H'$) para os grupos e condições testadas.

Em relação ao croma, as amostras ST se tornaram mais esverdeadas após a têmpera (Tabela 1). Por outro lado, as amostras dos grupos POL e GL tenderam ao vermelho ($p < 0,0001$). Segundo o teste de Tukey, os grupos ST e GL mostraram-se similares estatisticamente e as maiores diferenças de croma foram observadas após a têmpera ($\alpha = 0,05$). Em relação ao matiz, após os tratamentos de superfície as amostras tenderam ao amarelo ($p = 0,002$) (Tabela 1), assim como após a têmpera ($p = 0,002$). O teste de Tukey identificou um comportamento similar entre os grupos POL e GL e maiores diferenças de matiz após a têmpera ($\alpha = 0,05$).

Os resultados obtidos de PT e RC mostraram diferenças significativas em relação aos grupos ($p < 0,0001$). As condições estudadas (sem e com têmpera) não se mostraram significativas para ambos os parâmetros, assim como as interações *Grupos X Condições* (Tabelas 4 e 5). Os maiores valores de translucidez foram encontrados no grupo POL (Tabela 1); porém, com similaridade estatística entre os

grupos POL e GL ($\alpha=0,05$). O mesmo comportamento foi observado para a razão de contraste, com os maiores valores de opacidade para o grupo ST, e comportamento similar para os grupos POL e GL ($\alpha=0,05$).

Tabela 4. ANOVA 2 critérios para o parâmetro de translucidez (PT) em relação aos grupos (sem tratamento, polimento e glazeamento) e as condições testadas (sem e com têmpera).

Fator de variação	df	SS	MS	F	P
Grupos	2	7,2400	3,6200	14,0000	<0,0001
Condições	1	0,7400	0,7400	2,8000	0,096
Grupos x Condições	2	0,2000	0,1000	0,4000	0,678
Erro	66	17,0300	0,2600		
Total	71	25,2100			

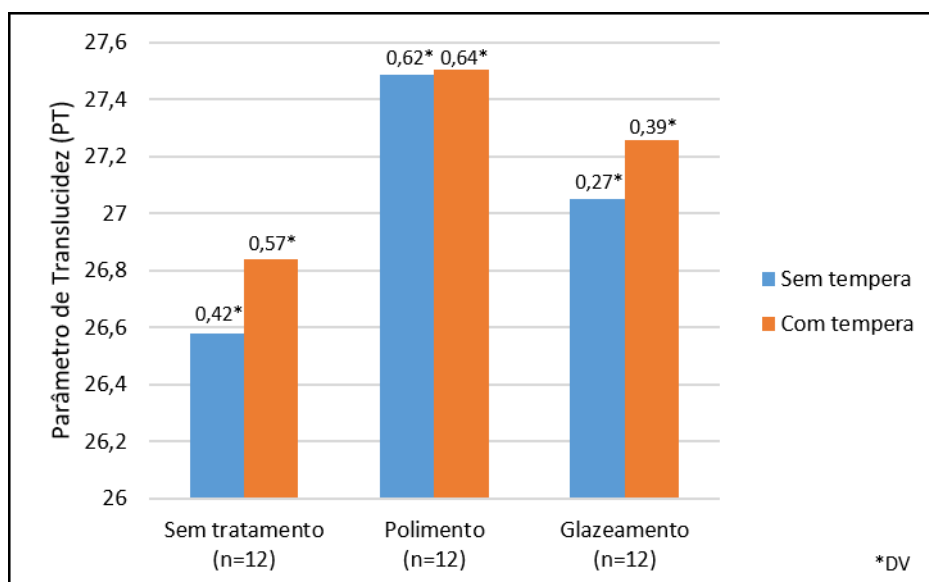


Figura 5. Parâmetros de translucidez (PT) para os grupos e condições testadas.

Tabela 5. ANOVA 2 critérios para a razão de contraste (RC) em relação aos grupos (sem tratamento, polimento e glazeamento) e as condições testadas (sem e com têmpera).

Fator de variação	df	SS	MS	F	P
Grupos	2	0,0028	0,0014	22,4000	<0,0001
Condições	1	0,0002	0,0002	3,2000	0,078
Grupos x Condições	2	0,00007	0,00004	0,6000	0,576
Erro	66	0,0042	0,00006		
Total	71	0,0074			

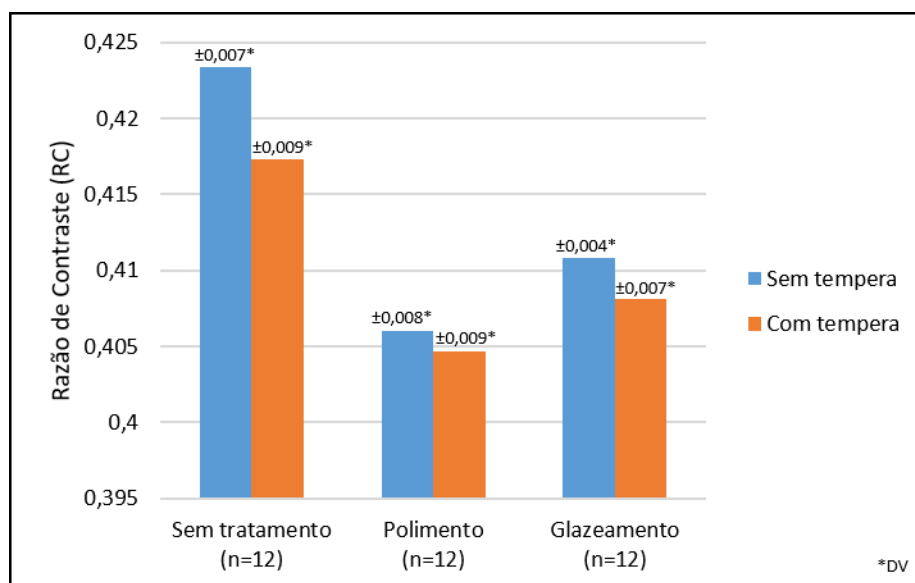


Figura 6. Razões de contraste (RC) para os grupos e condições testadas.

DISCUSSÃO

Este trabalho estudou o comportamento óptico de uma cerâmica à base de dissilicato de lítio (IPS e.max CAD) após diferentes tratamentos de superfície e têmpera química. Os resultados encontrados mostraram diferenças de cor significativas após os tratamentos de superfície, rejeitando a primeira hipótese nula. A segunda hipótese foi parcialmente aceita, uma vez que diferenças significativas não foram encontradas para luminosidade, parâmetro de translucidez e razão de contraste após o processo de têmpera química. Porém, discretas variações numéricas foram observadas nas diferenças de cor, croma e matiz.

A têmpera química é um processo de troca iônica que forma uma camada de tensão residual compressiva na superfície do material. Além de aumentar a resistência mecânica do material, esse processo altera a composição química da superfície da cerâmica.^{21,22,33,34} Essa modificação pode ser a responsável pelas diferenças de cor, croma e matriz encontradas, uma vez que a composição cristalina das cerâmicas, em especial na superfície, interfere em suas propriedades ópticas.^{35,36} Quando a luz incide sobre a superfície de um material cerâmico, especialmente aqueles compostos por partículas maiores (aproximadamente 10 μm de diâmetro), reflexão e absorção da luz são os fenômenos mais observados.³⁵

Na têmpera química, íons sódio são substituídos por íons potássio (35% maiores),¹⁷ em temperatura 100°C abaixo da temperatura de transição vítrea, quando imersas em banho fundido de KNO_3 .²¹⁻²⁵ Uma estratégia para realizar trocas iônicas foi desenvolvida nos anos 1990 (Tuf-Coat, GC International, Japão) com base no emprego de uma pasta de silicato de potássio, que apresentava o mesmo par de troca iônica (Na^+ e K^+). O uso dessa pasta não alterou a translucidez das amostras de cerâmicas feldspáticas.^{22,37} No presente estudo, a translucidez das amostras de

dissilicato de lítio também não apresentaram diferenças significativas após o processo de têmpera química. Provavelmente, a alteração iônica que ocorreu durante o processo de tempera química não foi capaz de promover alterações importantes na translucidez das amostras, uma vez que a têmpera atuou apenas na camada mais superficial da cerâmica (aproximadamente 50 a 100 μm)¹⁷.

Diferenças de cor significativas foram observadas após o tratamento de superfície e da têmpera química. As maiores diferenças foram encontradas após realização do polimento da superfície e do glazeamento das amostras ($0,69\Delta E_{00}$). Os valores das diferenças encontradas para os grupos glazeados, antes e depois da têmpera, foram semelhantes ($0,69$ e $0,64\Delta E_{00}$), sugerindo uma estabilidade de cor após a têmpera para esse grupo. O presente estudo apresentou valores numéricos inferiores de diferenças de cor após o glazeamento quando comparado com o estudo de Aurélio et al.,¹⁴ que obteve valores na ordem de $0,81\Delta E_{00}$ para glazeamento convencional e $1,76\Delta E_{00}$ para glazeamento estendido. No estudo de Ozen et al.,¹³ as diferenças de cor encontradas para o grupo glazeado foram de $2,64\Delta E_{ab}$, comparadas com grupo polido ($5,72\Delta E_{ab}$) e com o grupo controle ($4,24\Delta E_{ab}$). Outro estudo que empregou amostras com glazeamento embebidas em chá reportou valores de $1,50\Delta E_{ab}$, e valores de $0,68\Delta E_{ab}$ quando elas foram embebidas em café. Para amostras polidas, as diferenças foram ainda maiores com valores de $3,03\Delta E_{ab}$ e $3,76\Delta E_{ab}$ quando embebidas em chá e café, respectivamente.³⁸ No estudo de Maciel et al. as amostras que foram submetidas ao glazeamento apresentaram valores de $0,59\Delta E_{ab}$ e $2,82\Delta E_{ab}$ quando foram polidas.³⁹ Resultados similares foram encontrados no estudo de Alp et al.⁴⁰, que comparou o efeito do polimento e glazeamento nas amostras de dissilicato de lítio e zircônia reforçada por silicato de lítio. As amostras de dissilicato de lítio glazeadas apresentaram valor aproximado de $0,78\Delta E_{00}$ e as

amostras polidas cerca de $1,05\Delta E_{00}$. Enquanto as amostras de zircônia cerca de $0,55\Delta E_{00}$ para glazeadas e $0,70\Delta E_{00}$ para polidas.

Por outro lado, como diferenças significativas foram encontradas entre o grupo que não recebeu tratamento (ST) e o grupo glazeado (GL), é possível sugerir que as diferenças de cor podem estar relacionadas ao agente de glazeamento empregado. Segundo o fabricante, o IPS Ivocolor Glaze Paste/FLUO apresenta em sua composição à base de vidro de aluminossilicato alcalino e solvente. O aluminossilicato é encontrado na natureza e pode conter grande quantidade de sódio e potássio, sendo conhecidos como variações de feldspato.⁴¹ Também, a presença de grandes cristais de alumina (cerca de $4\ \mu\text{m}$) estão diretamente relacionados à opacidade do material.⁴² Um estudo que avaliou as propriedades ópticas de cerâmicas após glazeamento de amostras de IPS e.max Press e IPS e.max ZirPress com diferentes espessuras, encontrou que os efeitos do glazeamento são diferentes de acordo com a composição dos materiais. Isso ocorreu devido ao fato da cerâmica IPS e.max Press de $0,6\ \text{mm}$ ter aumentado a translucidez e amostras de $1,00\ \text{mm}$ não terem alteração significativa, enquanto IPS e.max ZirPress não apresentar diferença entre os grupos de $0,6\ \text{mm}$ e $1,00\ \text{mm}$.¹⁵

O polimento da restauração após usinagem ou ajuste oclusal é de extrema importância para garantir a translucidez do material.⁴³ Quando materiais à base de resina são comparados com cerâmicas CAD/CAM, observa-se que as cerâmicas apresentam uma relação inversa entre translucidez e grau de rugosidade do material.⁴³ A rugosidade da superfície cerâmica também pode alterar as propriedades ópticas, uma vez que superfícies irregulares refletem e espalham a luz incidida de forma difusa.³⁶ Yilmaz et al.³⁶ avaliaram a alteração de cor da cerâmica IPS Empress após diferentes tratamentos de superfície e encontraram uma tendência ao vermelho

nas amostras polidas e glazeadas; amarelamento das amostras polidas e uma tendência ao azul no grupo glazeado. Além disto, as amostras glazeadas tornaram-se mais escuras, em conformidade com os resultados obtidos nessa pesquisa. As amostras dos grupos polimento e glazeamento tenderam ao vermelho e amarelo e apresentaram aumento no escurecimento. No estudo de Kim et al.,¹⁵ amostras glazeadas tenderam ao amarelo e ao verde, além de tornarem-se mais opacas. Entretanto, no presente estudo, encontrou-se uma menor opacidade após o glazeamento.

Com relação ao parâmetro de translucidez (PT) e razão de contraste (RC), diferenças foram observadas após o tratamento de superfície. A translucidez de um material cerâmico pode ser influenciada pela sua estrutura cristalina, tamanho dos grãos, pigmentos, porosidade, assim como pelo tamanho, número e distribuição dos defeitos presentes na cerâmica.⁴³ Após sofrer o processo de cristalização, cerâmicas vítreas à base de dissilicato de lítio apresentam um tamanho aproximado de cristais de 1,5 μm .^{40,44,45} Materiais cerâmicos compostos por partículas pequenas (aproximadamente 0,1 μm de diâmetro) são considerados menos opacos, enquanto que partículas maiores (aproximadamente 10 μm de diâmetro) permitem a reflexão e absorção da luz quando essa incide na superfície do material.^{35,40}

No presente estudo, aumento da translucidez foi observado após o polimento e glazeamento, apresentando valores similares entre esses grupos após a têmpera química (27,50 e 27,26, respectivamente). Do mesmo modo, a razão de contraste também apresentou valores próximos entre os grupos polidos e glazeados (0,40 e 0,41, respectivamente). Por outro lado, o processo de têmpera química não alterou, estatisticamente, a translucidez e a razão de contraste das amostras avaliadas. Os resultados desse estudo estão em conformidade com os resultados encontrados por

Kim et al.,¹⁵ que observaram aumento da translucidez após a aplicação do glazeamento em amostras de IPS e.max Press (de 19,77 para 21,76). Igualmente, Alp et al.⁴⁰ compararam amostras polidas e glazeadas em dissilicato de lítio e termocicladas em café, reportaram aumento na translucidez após o glazeamento em comparação com amostras polidas. Em contrapartida, no estudo de Aurélio et al.,¹⁴ os autores encontraram aumento de apenas 1% na opacidade de amostras de IPS e.max CAD após o glazeamento. Além disto, outros estudos relataram que a temperatura química não influenciou a translucidez de cerâmicas vítreas, porém testes ópticos específicos para avaliação do PT não foram realizados.^{22,37}

O processo de sinterização adicional aqui empregado durante o glazeamento também pode estar relacionado às alterações de cor e translucidez encontradas. Além do processo de cristalização a que todas as amostras foram submetidas, as amostras glazeadas ainda foram levadas ao forno por mais uma vez, após a aplicação de duas camadas do agente de glazeamento. Alterações no processo de tratamento térmico podem afetar o tamanho dos cristais de dissilicato de lítio e, conseqüentemente, o comportamento colorimétrico e o grau de translucidez da cerâmica.⁴⁴ Altas temperaturas ou temperaturas contínuas podem influenciar as propriedades ópticas das cerâmicas contendo dissilicato de lítio, seja pelas variações de temperatura encontradas ou pela infiltração de correntes piroclásticas na superfície da cerâmica.^{15,36} Isso pode causar uma recristalização e desvitrificação da cerâmica.^{14,36} Por outro lado, outros estudos reportaram que o tempo de sinterização não afetou a translucidez de restaurações de dissilicato de lítio e alteração na microestrutura cristalina.^{14,46}

Limiars de perceptibilidade e aceitabilidade têm sido usados como ferramenta de controle de qualidade em estudos de cor, uma vez que avaliam se as diferenças

de cor encontradas são aceitáveis clinicamente. Esses limiares auxiliam na seleção dos materiais dentários estéticos, além de interpretar os resultados visuais e instrumentais na odontologia clínica e em pesquisas *in vitro*, fornecendo um padrão clínico.⁴⁷⁻⁴⁹ Os limiares foram determinados com base em pesquisas clínicas, e a diferença de cor obtida pelo limiar de perceptibilidade refere-se à menor diferença detectada pelo observador.⁵⁰ Um limiar de perceptibilidade de 50:50% significa que 50% das pessoas percebem a diferença de cor entre dois objetos e 50% não percebem. Quando 50% das pessoas classificam a diferença existente como aceitável, tem-se um limiar de aceitabilidade de 50:50%.⁴⁹

Quando a fórmula CIEDE2000 é utilizada para a avaliação de amostras cerâmicas, valores de referência de $0,8\Delta E_{00}$ para o limiar de perceptibilidade e $1,8\Delta E_{00}$ para o limiar de aceitabilidade são recomendados pela literatura.⁴⁹ Além disto, os seguintes tipos de incompatibilidade ópticas podem ser classificados: moderadamente inaceitável ($>1,8$ até $\leq 3,6\Delta E_{00}$), claramente inaceitável ($>3,6$ até $\leq 5,4\Delta E_{00}$) e extremamente inaceitável ($>5,4$).⁴⁹ Assim, vale destacar que todos os valores das diferenças de cor obtidas no presente estudo foram inferiores a $0,7\Delta E_{00}$. Apesar de serem resultados de uma pesquisa *in vitro*, se avaliarmos esses resultados com os limiares clínicos preconizados por Paravina et al.,⁴⁹ as diferenças encontradas em nosso estudo não seriam percebidas clinicamente, podendo ser classificadas como diferenças aceitáveis.

Entretanto, algumas limitações do presente estudo devem ser observadas e incluem o envelhecimento das amostras que foram submetidas à têmpera química (simulando as condições intraorais), além da avaliação do seu grau de fluorescência. Esses tópicos são necessários em pesquisas futuras para que a avaliação da

influência da têmpera química no comportamento óptico desses materiais seja melhor conhecida.

CONCLUSÕES

De acordo com os resultados obtidos neste trabalho, têm-se como conclusões:

- 1- As amostras de cerâmica vítrea apresentaram discretas diferenças de cor influenciadas pelo tratamento de superfície e processo de têmpera química, de $0,15\Delta E_{00}$ para $0,69\Delta E_{00}$ e $0,28\Delta E_{00}$ respectivamente.
- 2- Dentre os tratamentos de superfície, o glazeamento foi o que apresentou as maiores diferenças de cor ($0,69\Delta E_{00}$) e luminosidade ($-1,01\Delta E_{00}$), resultando no escurecimento das amostras.
- 3- As amostras que receberam polimento apresentaram valores de diferença de cor ($0,69\Delta E_{00}$ e $0,64\Delta E_{00}$), luminosidade ($-0,81$ e $-0,10$), PT (27,50 e 27,26) e RC (0,40 e 0,41) similares àquelas que foram submetidas ao glazeamento.
- 4- As amostras tenderam ao vermelho e amarelo após polimento e glazeamento.
- 5- O processo de têmpera química não afetou significativamente o PT, RC e luminosidade, entretanto, influenciaram a cor, croma e matiz dos grupos testados, dentro dos parâmetros usados neste trabalho.

Os autores não têm qualquer interesse financeiro nas empresas cujos materiais estão incluídos neste artigo

REFERÊNCIAS

1. Montazerian M, Zanotto ED. Bioactive and inert dental glass-ceramics. *J Biomed Mater Res.*, 2017; 105:619-39.
2. Zarone F, Di Mauro M, Ausiello P, et al. Current status on lithium disilicate and zirconia: a narrative review. *BMC Oral Health.*, 2019; 19:1-14.
3. Montazerian M, Zanotto ED. Bioactive and inert dental glass-ceramics. *J Biomed Mater Res.*, 2017; 105:619-39.
4. Magne P, Stanley K, Schlichting LH. Modeling of ultrathin occlusal veneers. *Dent Mater.*, 2012; 28:777-82.
5. Yazigi C, Kern M, Chaar MS. Influence of various bonding techniques on the fracture strength of thin CAD/CAM-fabricated occlusal glass-ceramic veneers. *J Mech Behav Biomed Mater.*, 2017; 75:504-11.
6. Baldissara P, Monaco C, Onofri E, et al. Fatigue resistance of monolithic lithium disilicate occlusal veneers:a pilot study. *Odontology.*, 2019; 107:482-90.
7. Schlichting LH, Maia HP, Baratieri LN, et al. Novel-design ultra-thin CAD/CAM composite resin and ceramic occlusal veneers for the treatment of severe dental erosion. *J Prosthet Dent.*, 2011; 105:217-26.
8. Sasse M, Krummel A, Klosa K, et al. Influence of restoration thickness and dental bonding surface on the fracture resistance of full-coverage occlusal veneers made from lithium disilicate ceramic. *Dent Mater.*, 2015; 31:907-15.
9. Albelasy EH, Hamama HH, Tsoi JKH, et al. Fracture resistance of CAD/CAM occlusal veneers: A systematic review of laboratory studies. *J Mech Behav Biomed Mater.*, 2020; 110:1-12.
10. Guess PC, Schultheis S, Wolkewitz M, et al. Influence of preparation design and ceramic thicknesses on fracture resistance and failure modes of premolar partial

- coverage restorations. *J Prosthet Dent.*, 2013; 110:264-73.
11. HICKEL R, MANHART J. Longevity of restorations in posterior teeth and reasons for failure. *J Adhes Dent.*, 2001;3:45-64.
 12. ALAO AR, STOLL R, SONG XF, et al. Fracture, roughness and phase transformation in CAD/CAM milling and subsequent surface treatments of lithium metasilicate/disilicate glass-ceramics. *J Mech Behav Biomed Mater.*, 2017; 74:251-60.
 13. OZEN F, DEMIRKOL N, OZ OP. Effect of surface finishing treatments on the color stability of CAD/CAM materials. *J Adv Prosthodont.*, 2020; 12:150-6.
 14. AURÉLIO IL, DORNELES LS, MAY LG. Extended glaze firing on ceramics for hard machining: Crack healing, residual stresses, optical and microstructural aspects. *Dent Mater.*, 2017; 33:226-40.
 15. KIM SJ, WOO JM, JO CW, et al. Color changes of ceramic veneers following glazing with respect to their composition. *J Adv Prosthodont.*, 2019; 11:16-22.
 16. RASHID H. The effect of surface roughness on ceramics used in dentistry: A review of literature. *Eur J Dent.*, 2014; 8:571-9.
 17. FISCHER H, BREHME M, TELLE R, et al. Effect of ion exchange of glazed dental glass ceramics on strength parameters. *J Biomed Mater Rest.*, 2005; 72:175-9.
 18. ANUSAVICE KJ, HOJJATIE B. Effect of thermal tempering on strength and crack propagation behavior of feldspathic porcelains. *J Dent Res.*, 1991; 70:1009-13.
 19. LEE HH, KON M, ASAOKA K. Fracture toughness and durability of chemically or thermally tempered metal-ceramic porcelain. *Biomed Mater Eng.*, 1999; 9:135-43.
 20. ARAÚJO MD, MIRANDA RBP, FREDERICCI C, et al. Effect of fiber addition on slow crack growth of a dental porcelain. *J Mech Behav Biomed Mater.*, 2015; 44:85-95.
 21. ANUSAVICE KJ, SHEN C, LEE RB. Strengthening of feldspathic porcelain by Ion

- exchange and tempering. *J Dent Res.*, 1992; 71:1134-8.
22. Cesar PF, Gonzaga CC, Miranda WG, et al. Effect of ion exchange on hardness and fracture toughness of dental porcelains. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.*, 2007; 83:538-45.
23. Rosa V, Yoshimura HN, Pinto MM, et al. Effect of ion exchange on strength and slow crack growth of a dental porcelain. *Dent Mater.*, 2009; 25:736-43.
24. Dunn B, Levy MN, Reisbick MH. Improving the fracture resistance of dental ceramic. *J Dent Res.*, 1977; 56:1209-13.
25. Rosa V, Fredericci C, Moreira MF, et al. Effect of ion-exchange temperature on mechanical properties of a dental porcelain. *Ceramic Inter.*, 2010; 36:1977-81.
26. Fischer H, Marx R. Suppression of subcritical crack growth in a leucite reinforced dental glass by ion exchange. *J Biomed Mater Res.*, 2003; 66:885-9.
27. Bayindir F, Ozbayram O. Effect of number of firings on the color and translucency of ceramic core materials with veneer ceramic of different thicknesses. *J Prosthet Dent.*, 2018; 119:152-8.
28. Kang W, Park JK, Kim SR, et al. Effects of core and veneer thicknesses on the color of CAD-CAM lithium disilicate ceramics. *J Prosthet Dent.*, 2018; 119:461-6.
29. Dozic A, Kleverlaan CJ, Meegdes M, et al. The influence of porcelain layer thickness on the final shade of ceramic restorations. *J Prosthet Dent.*, 2003; 90:563-70.
30. Ragain JC, Johnston WM. Accuracy of Kubelka-Munk reflectance theory applied to human dentin and enamel. *J Dent Res.*, 2001; 80:449-52.
31. Sharma G, Wencheng W, Dalal EN. The CIEDE2000 color difference formula: implementation notes, supplementary test data, and mathematical observations. *Color Res Appl.*, 2005; 30:21-30.

32. Volpato CAM, Monteiro S Jr, Caldeira de Andrada M, et al. Optical influence of the type of illuminant, substrates and thickness of ceramic materials. *Dent Mater.*, 2009; 25:87-93.
33. Denry IL, Rosenstiel SF, Holloway JA, et al. Enhanced chemical strengthening of feldspathic dental porcelain. *J Dent Res.*, 1993; 72:1429-33.
34. Yoshimura HN, Cesar PF. Strengthening dental porcelains by ion exchange process. Turquia: IntechOpen, 2015.
35. Bagis B, Turgut S. Optical properties of current ceramics systems for laminate veneers. *J Den.*, 2013; 41:24-30.
36. Yilmaz K, Gonuldas F, Ozturk C. The effect of repeated firings on the color change of dental ceramics using different glazing methods. *J Adv Prosthodont.*, 2014; 6:427-33.
37. Seghi RR, Crispin BC, Mito W. The effect of ion exchange on the flexural strength of feldspathic porcelains. *Int J Prosthodont.*, 1990; 3:130–4.
38. Kanat-erturk B. Color stability of CAD/CAM ceramics prepared with different surface finishing procedures. *J Prosthodont.*, 2019; 29:166-72.
39. Maciel LC, Silva CFB, Jesus RH, et al. Influence of polishing systems on roughness and color change of two dental ceramics. *J Adv Prosthodont.*, 2019; 11:215-22.
40. Alp G, Subasi MG, Johnston WM, et al. Effect of surface treatments and coffee thermocycling on the color and translucency of CAD-CAM monolithic glass-ceramic. *J Prosthet Dent.*, 2018; 120:263-8.
41. Shenoy A, Shenoy N. Dental ceramics: An update. *J Conserv Dent.*, 2010; 13:195–203.
42. Denry I, Holloway JA. Ceramics for Dental Applications: A Review. *Materials.*, 2010; 3:351-68.

43. Awad D, Stawarczyk B, Liebermann A, et al. Translucency of esthetic dental restorative CAD/CAM materials and composite resins with respect to thickness and surface roughness. *J Prosthet Dent.*, 2015; 113:534-40.
44. Bai Y, Peng L, Zhu Q. The preparation of the lithium disilicate glass-ceramic with high translucency. *J Non Cryst Solids.*, 2017; 457:129-34.
45. Hallmann L, Ulmer P, Kern M. Effect of microstructure on the mechanical properties of lithium disilicate glass-ceramics. *J Mech Behav Biomed Mater.*, 2018; 82:355-70.
46. Yuan K, Wang F, Gao J, et al. Effect of sintering time on the microstructure, flexural strength and translucency of lithium disilicate glass-ceramics. *J Non Cryst Solids.*, 2013; 362:7-13.
47. Lindsey DT, Wee AG. Perceptibility and acceptability of CIELAB color differences in computer-simulated teeth. *J Dent.*, 2007; 35:593-9.
48. Paravina RD, Ghinea R, Herrera LJ, et al. Color difference thresholds in dentistry. *J Esthet Restor Dent.*, 2015; 27:1-9.
49. Paravina RD, Pérez MM, Ghinea R. Acceptability and perceptibility thresholds in dentistry: A comprehensive review of clinical and research applications. *J Esthet Restor Dent.*, 2019; 31:103-12.
50. Ghinea R, Pérez MM, Herrera LJ, et al. Color difference thresholds in dental ceramics. *J Dent.*, 2010; 38:57-64.

4. METODOLOGIA EXPANDIDA

Este estudo é caracterizado como um estudo laboratorial *in vitro*. O cálculo das amostras foi baseado em estudo piloto.

4.1 Lista de materiais e equipamentos

Quadro 1 - Descrição dos materiais utilizados, fabricante e país

Materiais	Fabricantes	Países
Cerâmica IPS e.max CAD	Ivoclar Vivadent AG	Listenstaine
Glaze IPS Ivocolor Glaze Paste/FLUO	Ivoclar Vivadent AG	Listenstaine
Lixas abrasivas de 800 e 1200	3M ESPE Products	EUA
Borrachas abrasivas	Besser	Brasil
Pasta de polimento universal	Ivoclar Vivadent AG	Listenstaine

Quadro 2 - Descrição dos dispositivos, instrumentos, equipamentos, fabricantes e países de origem

Dispositivos, instrumentos e equipamentos	Fabricantes	Países
Cortadora de precisão Isomet 1000	Leak Bluff, Illinois	EUA
Espectrofotômetro Minolta CM 2600D	Minolta Corporation	Japão
Forno para porcelana Programat CS2	Ivoclar Vivadent AG	Listenstaine
Paquímetro digital 150 mm	Mtx	Rússia
Forno industrial Fusing	Sanchis	Brasil

4.2 Confeção das amostras

Previamente a este trabalho realizou-se um estudo piloto onde diferentes tipos de cerâmica (feldspática e dissilicato de lítio) e espessuras foram comparados (0,5 mm, 1,0 mm e 2,5 mm). As amostras de cerâmica vítrea apresentaram melhores resultados de diferenças de cor, luminosidade, croma e matiz. Com relação às espessuras, as amostras de 1,0 mm tiveram mais estabilidade.

Blocos cerâmicos à base de dissilicato de lítio (IPS e.max CAD, Ivoclar Vivadent, Listenstaine) foram cortados com disco de diamante de 300 µm em uma cortadora metalográfica de precisão (Isomet 1000, Leak Bluff, EUA). Para o presente estudo foram utilizados quatro blocos (18 mm x 14 mm x 14 mm), seccionados em amostras com aproximadamente 1 mm de espessura (n=36). Para acabamento utilizou-se lixas abrasivas úmidas de granulação média (800) e fina (1200) (3M ESPE, Products, USA), até obter uma superfície plana. A espessura das amostras foi conferida com um paquímetro digital (MTX 150 mm, Rússia) para aferir a espessura desejada.

As amostras foram submetidas ao processo de cristalização em forno (Programat CS2, Ivoclar Vivadent, Listenstaine). Foi selecionado o programa 1 de cristalização rápida para IPS e.max CAD HT/MT/LT, com temperatura máxima de 850 °C, por 24 min e 30 s. As amostras (n=36) foram divididas em três grupos. O grupo ST não recebeu tratamento de superfície após a cristalização, o grupo POL foi polido com borrachas abrasivas e o grupo GL foi submetido ao glazeamento. O polimento das amostras foi realizado com uso de borrachas abrasivas (Besser, Blumenau, Santa Catarina, Brasil), com granulações média, fina e ultrafina. Após foi utilizada uma pasta de polimento universal (Ivoclar Vivadent, Listenstaine) aplicada com disco de feltro (Figura 2). Para o glazeamento foi utilizada uma pasta recomendada pelo sistema (IPS Ivocolor Glaze Paste/FLUO, Ivoclar Vivadent, Listenstaine) (Figura 3). O Glaze Paste foi misturado com IPS Ivocolor Mixing Liquid e aplicado em uma camada fina e uniforme por toda superfície da peça, cuidando para que não escorresse. Após aplicação do glazeamento, as amostras foram levadas ao mesmo forno de cristalização para ser realizada a sinterização.



Figura 2 - Materiais utilizados para polimento (Besser, Brasil).



Figura 3 - Pasta e líquido utilizado para o glazeamento (IPS Ivocolor Glaze Paste/FLUO, Ivoclar Vivadent, Listenstaine)

4.3 Têmpera química

Todas as amostras foram submetidas ao processo de têmpera química. A têmpera foi realizada com um banho de nitrato de potássio (KNO_3) fundido a $480\text{ }^\circ\text{C}$, por 60 min. Como agente de troca iônica foi utilizado o KNO_3 (Química Moderna, P.A. – ACS, 99%). Para imergir os corpos de prova no banho de sal fundido (KNO_3) foi utilizado um recipiente metálico (Figura 4) onde as amostras foram apoiadas a fim de evitar o contato da superfície das mesmas com o recipiente e entre as superfícies das próprias amostras.

A têmpera química foi realizada utilizando forno industrial para fusão de vidro - Fusing (Sanchis, Porto Alegre, RS, Brasil) (Figura 5), com taxa de aquecimento de $10\text{ }^\circ\text{C}/\text{min}$. Para evitar a fratura das amostras por choque térmico, elas foram inseridas no interior do forno a $480\text{ }^\circ\text{C}$, sem estarem imersas no sal fundido. A têmpera foi realizada durante 1 h a $480\text{ }^\circ\text{C}$. Por fim, as superfícies das amostras foram limpas em água corrente em temperatura ambiente. Álcool etílico 92° foi utilizado para a retirada completa do KNO_3 remanescente. Por fim, elas foram secas com papel toalha.



Figura 4 - Recipiente metálico usado para o apoio das amostras durante a têmpera.



Figura 5. Forno industrial (Fusing, Sanchis, Brasil)

4.4 Mensuração espectrofotométrica

As mensurações espectrofotométricas foram feitas antes (T0) e depois (T1) da têmpera química. Um espectrofotômetro de esfera de integração (Minolta CM 3600d, Konica Minolta, Tóquio, Japão) foi utilizado para a obtenção das coordenadas $L^*a^*b^*$ e xyz. As medições espectrofotométricas foram realizadas no CERMAT – Núcleo de Pesquisas em Materiais Cerâmicos e Compósitos do Departamento de Engenharia Mecânica da UFSC.

As amostras foram posicionadas sobre fundos branco (padrão de calibração CIE $L^*=92,717$; $a^*=-1,391$; $b^*=4,184$) e preto (padrão de calibração CIE $L^*=6,789$; $a^*=-0,055$; $b^*=1,451$) absolutos e mensurados consecutivamente no seu centro por três vezes. Propilenoglicol foi aplicado entre as amostras e os fundos, para garantir a continuidade óptica e minimizar o efeito de *edge-loss*. Modo de refletância, com geometria de medição $d/8^\circ$, observador padrão 2° , comprimento de onda de 360-740 nm (intervalo de 10 nm), área de iluminação/medição em área pequena (3 mm), componente especular excluída (SCE) e

iluminante padrão D65 foram selecionados para esse estudo. As coordenadas $L^*a^*b^*$ (Sistema CIEL $^*a^*b^*$) e xyz (Sistema CIE XYZ) foram registradas no software do sistema (OnColor QC, Konica Minolta, Tóquio, Japão).

4.5 Cálculos das diferenças de cor, luminosidade, croma e matiz

Para os cálculos das diferenças de cor, luminosidade, croma e matiz, os valores das coordenadas $L^*a^*b^*$, antes e após o processo de têmpera química foram avaliados pelo sistema CIEDE2000, empregando-se a seguinte fórmula:

$$\Delta E_{00} = \left[\left(\frac{\Delta L'}{K_L S_L} \right)^2 + \left(\frac{\Delta C'}{K_C S_C} \right)^2 + \left(\frac{\Delta H'}{K_H S_H} \right)^2 + R_T \left(\frac{\Delta C'}{K_C S_C} \right) \left(\frac{\Delta H'}{K_H S_H} \right) \right]^{1/2} \quad (1)$$

Onde, $\Delta L'$, $\Delta C'$ e $\Delta H'$ são os valores correspondentes às diferenças de luminosidade, croma e matiz, respectivamente. R_T é a função de rotação; S_L , S_C e S_H são as funções de ponderação; e os fatores paramétricos K_L , K_C e K_H são os termos a serem ajustados, os quais nesse estudo foram definidos para 1 (RAGAIN e JOHNSTON, 2001; SHARMA, WENCHENG e DALAL, 2005).

4.6. Cálculos do parâmetro de translucidez

O parâmetro de translucidez (PT) foi determinado a partir das diferenças entre as coordenadas $L^*a^*b^*$ sobre os fundos branco e preto. Quanto mais alto o valor obtido, maior a translucidez do material. Para calcular o PT, a fórmula CIELab foi empregada, onde B e W referem-se, respectivamente, aos fundos preto e branco:

$$PT = [(L_B^* - L_W^*)^2 + (a_B^* - a_W^*)^2 + (b_B^* - b_W^*)^2]^{1/2} \quad (2)$$

4.7 Razão de contraste

O cálculo da razão de contraste (RC) foi embasado nas mensurações do sistema CIEXYZ. Os valores de matiz (x), croma (y) e intensidade luminosa (Y) foram obtidos a partir de medidas espectrofotométricas sob fundos branco e preto absolutos. O RC foi calculado

usando a seguinte fórmula:

$$RC = \left(\frac{Y_w}{Y_b} \right) \quad (3)$$

4.8 Análise estatística

ANOVA foi empregada para avaliar as diferenças de cor (ΔE_{00}). As diferenças de luminosidade (ΔL^*), croma (ΔC^*), matiz (ΔH^*) foram analisadas por ANOVA de medidas repetidas. Os valores de PT (parâmetro de translucidez) e RC (razão de contraste) foram avaliados por ANOVA a dois critérios (tratamento de superfície e condição). Comparações múltiplas foram feitas pelo Teste de Tukey HSD ($\alpha=0.05$). Para realização dos testes estatísticos foi utilizado software Statistica 10 (Stat Soft Inc., EUA).

4.9 Síntese do experimento

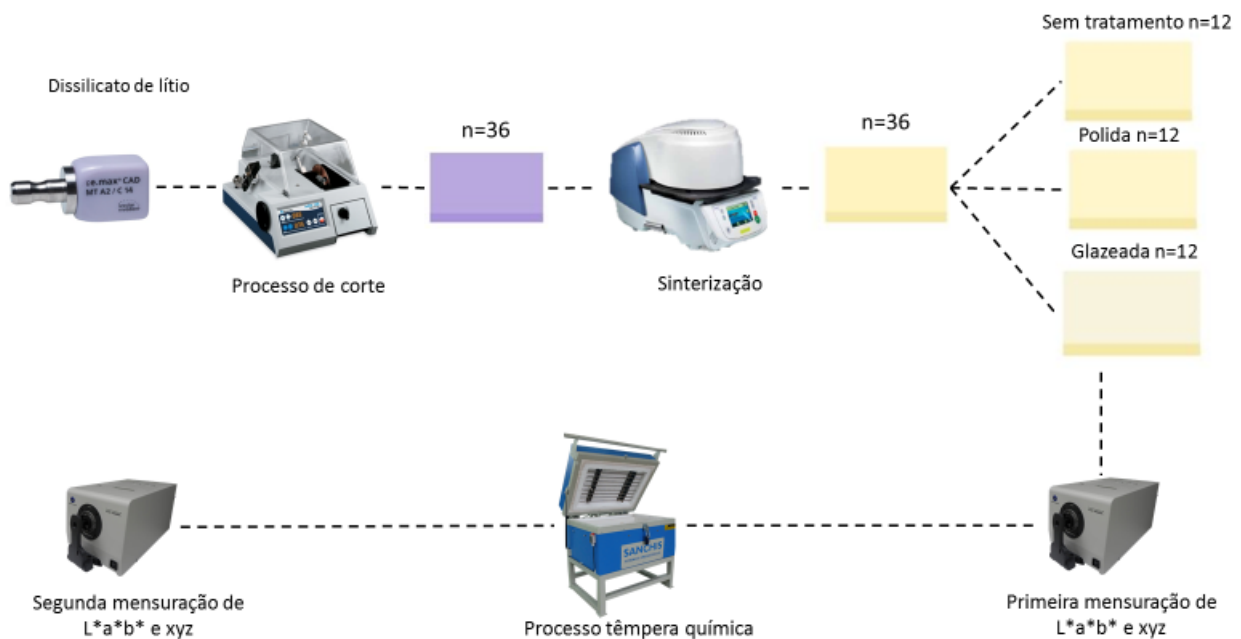


Figura 6 - Delineamento da pesquisa

5. REFERÊNCIAS

ALAO, A.R. *et al.* Fracture, roughness and phase transformation in CAD/CAM milling and subsequent surface treatments of lithium metasilicate/disilicate glass-ceramics. **J Mech Behav Biomed Mater**, v. 74, n. 15, p. 251-260, 2017.

ANUSAVICE, K.J.; HOJJATIE, B. Effect of thermal tempering on strength and crack propagation behavior of feldspathic porcelains. **J Dent Res**, v. 70, n. 6, p. 1009-1013, 1991.

ANUSAVICE, K.J.; SHEN, C.; LEE, R.B. Strengthening of feldspathic porcelain by ion exchange and tempering. **J Dent Res**, v. 71, n. 5, p. 1134-1138, 1992.

ARAÚJO, M.D. *et al.* Effect of fiber addition on slow crack growth of a dental porcelain. **J Mech Behav Biomed Mater**, v. 44, n. 11, p. 85-95, 2015.

AURÉLIO, I.L.; DORNELES, L.S.; MAY, L.G. Extended glaze firing on ceramics for hard machining: Crack healing, residual stresses, optical and microstructural aspects. **Dent Mater**, v. 33, n. 2, p. 226-240, 2017.

AWAD, D. *et al.* Translucency of esthetic dental restorative CAD/CAM materials and composite resins with respect to thickness and surface roughness. **J Prosthet Dent**, v. 113, n. 6, p. 534-540, 2015.

BAGIS, B.; TURGUT, S. Optical properties of current ceramics systems for laminate veneers. **J Dent**, v. 41, n. 3, p. 24-30, 2013.

BAI, Y.; PENG, L.; ZHU, Q. The preparation of the lithium disilicate glass-ceramic with high translucency. **J Non Cryst Solids**, v. 457, n. 1, p. 129-134, 2017.

BALDISSARA, P. *et al.* Fatigue resistance of monolithic lithium disilicate occlusal veneers: a pilot study. **Odontology**, v. 107, n. 4, p. 482-490, 2019.

BONA, A.D.; NOGUEIRA, A.D.; PECHO, O.E. Optical properties of CAD–CAM ceramic systems. **J Dent**, v. 42, n. 9, p. 1202-1209, 2014.

CESAR, P.F. *et al.* Effect of ion exchange on hardness and fracture toughness of dental porcelains. **J Biomed Mater Res B Appl Biomater**, v. 83, n. 2, p. 538-545, 2007.

DEL MAR PEREZ, M. *et al.* Dental ceramics: A CIEDE2000 acceptability thresholds for lightness, chroma and hue differences. **J Dent**, v. 39, n. 3, p. 37-44, 2011.

DENRY, I.L. *et al.* Enhanced chemical strengthening of feldspathic dental porcelain. **J Dent Res**, v. 72, n. 10, p. 1429-1433, 1993.

DUNN, B.; LEVY, M.N.; REISBICK, M.H. Improving the fracture resistance of dental ceramic. **J Dent Res**, v. 56, n. 10, p. 1209-1213, 1977.

EL-MOWAFY, O.; EL-AAWAR, N.; EL-MOWAFY, N. Porcelain veneers: An update. **Dent Med Probl**, v. 55, n. 2, p. 207-211, 2018.

FASBINDER, D.J. Chairside CAD/CAM: An overview of restorative material options. **Compendium**, v. 33, n. 1, p. 50-58, 2012.

GHINEA, R. *et al.* Color difference thresholds in dental ceramics. **J Dent**, v. 38, n. 1, p. 57-64, 2010.

GÖNÜLDAŞ, F. *et al.* Influence of different surface finishing techniques on machinable feldspathic and leucite-reinforced ceramics. **Dent Mater J**, v. 38, n. 2, p. 1-6, 2019.

GUAZZATO, M. *et al.* Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part I. Pressable and alumina glass-infiltrated ceramics. **Dent Mater**, v. 20, n. 5, p. 441-448, 2004.

GUESS, P.C. *et al.* Influence of preparation design and ceramic thicknesses on fracture resistance and failure modes of premolar partial coverage restorations. **J Prosthet Dent**, v. 110, n. 4, p. 264-273, 2013.

HALLMANN, L.; ULMER, P.; KERN, M. Effect of microstructure on the mechanical properties of lithium disilicate glass-ceramics. **J Mech Behav Biomed Mater**, v. 82, n. 41, p. 355-370, 2018.

KANAT-ERTURK, B. Color Stability of CAD/CAM Ceramics prepared with different surface finishing procedures. **J Prosthodont**, v. 29, n. 2, p. 166-172, 2019.

KANG, W. *et al.* Effects of core and veneer thicknesses on the color of CAD-CAM lithium disilicate ceramics. **J Prosthet Dent**, v. 119, n. 3, p. 461-466, 2018.

KELLY, J.R.; BENETTI, P. Ceramic materials in dentistry: historical evolution and current practice. **Aust Dent J**, v. 56, n. 1, p. 84-96, 2011.

KILINC, H; TURGUT, S. Optical behaviors of esthetic CAD-CAM restorations after different surface finishing and polishing procedures and UV aging: An in vitro study. **J Prosthet Dent**, v. 120, n. 1, p. 107-113, 2018.

KIM, S.J., *et al.* Color changes of ceramic veneers following glazing with respect to their composition. **J Adv Prosthodont**, v. 11, n. 1, p. 16-22, 2019.

KWON, S.J. *et al.* Comparison of the mechanical properties of translucent zirconia and lithium disilicate. **J Prosthet Dent**, v. 20, n. 1, p. 132-137, 2018.

LEE, H.H.; KON, M.; ASAOKA, K. Fracture toughness and durability of chemically or thermally tempered metal-ceramic porcelain. **Biomed Mater Eng**, v. 9, n. 3, p. 135-143, 1999.

LIEN, W. *et al.* Microstructural evolution and physical behavior of a lithium disilicate glass-ceramic. **Dent Mater**, v. 31, n. 8, p. 928-940, 2015.

LI, R.W.; CHOW, T.W.; MATINLINNA, J.P. Ceramic dental biomaterials and CAD/CAM technology: State of the art. **J Prosthodont Res**, v. 58, n. 4, p. 208-216, 2014.

MACIEL, L.C. *et al.* Influence of polishing systems on roughness and color change of two dental ceramics. **J Adv Prosthodont**, v. 11, n. 4, p. 215-222, 2019.

MAGNE, P.; STANLEY, K; SCHLICHTING, L.H. Modeling of ultrathin occlusal veneers. **Dent Mater**, v. 28, n. 7, p. 777-782, 2012.

MONTAZERIAN, M.; ZANOTTO, E.D. Bioactive and inert dental glass-ceramics. **J Biomed Mater Res**, v. 105A, n. 2, p. 619-639, 2017.

O'BRIEN, W.J.; GROH, C.L.; BOENKE, K.M. A one-dimensional color order system for

dental shade guides. **Dent Mater**, v. 5, n. 6, p. 371-374, 1989.

OZEN, F.; DEMIRKOL, N.; OZ, O.P. Effect of surface finishing treatments on the color stability of CAD/CAM materials. **J Adv Prosthodont**. v. 12, n. 3, p. 150-156, 2020.

PERRONI, A.P. *et al.* Spectrophotometric analysis of clinical factors related to the color of ceramic restorations: A pilot study. **J Prosthet Dent**, v. 118, n. 5, p. 611-616, 2017.

RAGAIN, J.C.JR.; JOHNSTON, W.M. Accuracy of Kubelka-Munk reflectance theory applied to human dentin and enamel. **J Dent Res**, v. 80, n. 2, p. 449-452, 2001.

ROSA, V. *et al.* Effect of ion exchange on strength and slow crack growth of a dental porcelain. **Dent. Mater**, v. 25, n. 6, p. 736-743, 2009.

ROSA, V. *et al.* Effect of ion-exchange temperature on mechanical properties of a dental porcelain. **Ceramic Inter**, v. 36, n. 6, p. 1977-1981, 2010.

SAILER, I. *et al.* All-ceramic or metal-ceramic tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs)? A systematic review of the survival and complication rates. Part I: Single crowns (SCs). **Dent Mater**, v. 31, n. 6, p. 603-623, 2015.

SARI, T. *et al.* Color match of a feldspathic ceramic CAD-CAM material for ultrathin laminate veneers as a function of substrate shade, restoration color, and thickness. **J Prosthet Dent**, v. 119, n. 3, p. 455-460, 2018.

SHARMA, G.; WENCHENG, W.; DALAL, E.N. The CIEDE2000 color difference formula: implementation notes, supplementary test data, and mathematical observations. **Color Res Appl**, v. 30, n. 1, p. 21-30, 2005.

SHONO, N.N.; Al Nahedh, H.N. Contrast ratio and masking ability of three ceramic veneering materials. **Oper Dent**, v.37, n. 4, p. 406-416, 2012.

SKYLLOURIOTIS, A.L.; YAMAMOTO, H.L.; NATHANSON, D. Masking properties of ceramics for veneer restorations. **J Prosthet Dent**, v. 118, n. 4, p. 517-523, 2017.

VARSHNEYA, A.K. Chemical strengthening of glass: lessons learned and yet to be learned. **Int J Appl Glass Sci**, v. 1, n. 2, p. 131-142, 2010.

VICHI, A. *et al.* Effect of finishing and polishing on roughness and gloss of lithium disilicate and lithium silicate zirconia reinforced glass ceramic for CAD/CAM systems. **Oper Dent**, v. 43, n. 1, p. 90-100, 2018.

WANG, F.; TAKAHASHI, H.; IWASAKI N. Translucency of dental ceramics with different thicknesses. **J Prosthet Dent**, v. 110, n. 1, p. 14-20, 2013.

WILLARD, A.; CHU, T.M.G. The science and application of IPS e.Max dental ceramic. **Kaohsiung J Med Sci**, v. 34, n. 4, p. 238-242, 2018.

YAZIGI, C.; KERN, M.; CHAAR, M.S. Influence of various bonding techniques on the fracture strength of thin CAD/CAM-fabricated occlusal glass-ceramic veneers. **J Mech Behav Biomed Mater**, v. 75, n. 56, p. 504-511, 2017.

YILMAZ, K.; GONULDAS, F.; OZTURK C. The effect of repeated firings on the color change of dental ceramics using different glazing methods. **J Adv Prosthodont**, v. 6, n. 6, p. 427-433, 2014.

YOSHIMURA, H.N.; CESAR, P.F. Strengthening dental porcelains by ion exchange process. Turquia: IntechOpen, 2015.

YUAN, K., et al. Effect of sintering time on the microstructure, flexural strength and translucency of lithium disilicate glass-ceramics. **J Non Cryst Solids**, v. 362, n. 2, p.7-13, 2013.

ZHANG, Y.; LAWN, B.R. Novel zirconia materials in dentistry. **J Dent Res**, v. 97, n. 2, p. 140-147, 2018.

6. APÊNDICE

Tabela 1. Médias das coordenadas L*a*b* dos grupos e condições testadas (fundo branco).

Condições	Grupos	Amostras	L*	a*	b*
Antes da têmpera	Sem tratamento	1	83,02	-1,78	9,61
		2	82,84	-1,78	9,66
		3	82,86	-1,78	9,65
		4	82,58	-1,73	9,67
		5	82,85	-1,75	9,73
		6	82,64	-1,69	9,86
		7	82,97	-1,73	9,94
		8	82,75	-1,76	9,52
		9	82,78	-1,74	9,67
		10	82,85	-1,71	9,63
		11	83,04	-1,72	9,69
		12	82,89	-1,73	9,59
	Polimento	1	82,26	-1,79	9,98
		2	82,70	-1,81	9,82
		3	82,02	-1,77	9,93
		4	82,27	-1,68	10,02
		5	82,19	-1,79	9,87
		6	81,71	-1,64	10,11
		7	82,76	-1,79	9,87
		8	82,42	-1,78	9,88
		9	82,58	-1,77	9,86
		10	82,29	-1,74	10,02
		11	82,81	-1,78	9,90
		12	82,31	-1,71	9,95
	Glazeamento	1	82,33	-1,74	9,40
		2	81,87	-1,72	9,56
		3	82,06	-1,72	9,60
		4	81,96	-1,71	9,53
		5	82,14	-1,72	9,56
		6	81,96	-1,75	9,72
		7	81,70	-1,71	9,88
		8	81,80	-1,70	9,94
		9	81,77	-1,73	9,84
		10	81,93	-1,75	9,62
		11	81,69	-1,69	9,86
		12	81,97	-1,73	9,82
Depois da têmpera	Sem tratamento	1	82,95	-1,86	9,68
		2	82,65	-1,83	9,77
		3	82,65	-1,81	9,81
		4	82,44	-1,77	9,94
		5	82,46	-1,68	10,26
		6	82,78	-1,79	9,62
		7	82,71	-1,70	9,89
		8	82,66	-1,81	9,58
		9	82,66	-1,75	9,81
		10	82,66	-1,70	9,98
		11	82,79	-1,72	9,80
		12	82,70	-1,72	9,83
	Polimento	1	82,45	-1,85	9,97
		2	82,67	-1,78	9,92
		3	81,95	-1,76	10,18
		4	82,11	-1,68	10,31
		5	82,13	-1,75	10,18
		6	81,55	-1,58	10,44
		7	82,14	-1,67	10,40
		8	81,97	-1,74	10,13
		9	82,25	-1,72	10,11
		10	82,08	-1,80	10,10
		11	82,20	-1,70	10,22

	12	82,02	-1,74	10,17
Glazemento	1	82,39	-1,68	9,60
	2	81,53	-1,66	10,03
	3	82,23	-1,71	9,82
	4	82,51	-1,72	9,63
	5	82,19	-1,62	9,91
	6	82,34	-1,71	9,82
	7	82,04	-1,64	10,09
	8	82,22	-1,66	10,13
	9	82,08	-1,63	10,07
	10	81,92	-1,72	9,91
	11	81,44	-1,67	10,16
	12	81,93	-1,75	9,97

Tabela 2. Médias das coordenadas L*a*b* dos grupos e condições testadas (fundo preto).

Condições	Grupos	Amostras	L*	a*	b*
Antes da têmpera	Sem tratamento	1	57,78	-1,97	-0,32
		2	57,93	-1,99	-0,42
		3	57,77	-1,98	-0,41
		4	57,81	-1,98	-0,42
		5	58,05	-2,00	-0,43
		6	58,58	-1,97	-0,21
		7	58,98	-1,88	0,19
		8	57,82	-1,97	-0,37
		9	58,39	-1,93	-0,09
		10	58,58	-1,88	-0,05
		11	58,88	-1,95	-0,25
		12	58,01	-1,99	-0,49
	Polimento	1	56,35	-2,07	-0,44
		2	56,58	-2,03	-0,42
		3	57,03	-2,02	-0,05
		4	57,04	-1,98	-0,10
		5	56,56	-2,05	-0,37
		6	57,55	-1,85	0,56
		7	56,79	-2,02	-0,25
		8	56,59	-2,02	-0,40
		9	56,72	-2,04	-0,39
		10	56,54	-2,00	-0,16
		11	56,85	-2,02	-0,35
		12	57,35	-1,93	0,20
	Glazeamento	1	56,82	-1,95	-0,39
		2	56,46	-1,98	-0,51
		3	57,36	-1,88	0,002
		4	56,49	-1,89	-0,07
		5	57,19	-1,94	-0,41
		6	56,69	-1,93	-0,28
		7	56,39	-2,01	-0,42
		8	56,98	-1,93	0,01
		9	56,75	-2,00	-0,27
		10	56,85	-1,97	-0,41
		11	56,86	-1,94	0,03
		12	56,75	-1,99	-0,35
Depois da têmpera	Sem tratamento	1	57,37	-1,99	-0,40
		2	57,60	-1,98	-0,37
		3	57,89	-1,96	-0,23
		4	57,17	-1,99	-0,35
		5	57,25	-1,92	-0,07
		6	58,04	-1,98	-0,30
		7	58,85	-1,76	0,47
		8	57,50	-1,98	-0,46
		9	57,81	-1,94	-0,04
		10	58,11	-1,87	0,05
		11	58,45	-1,91	-0,17
		12	56,77	-1,94	-0,10
	Polimento	1	56,60	-2,03	-0,40
		2	56,14	-2,04	-0,54
		3	56,83	-1,99	-0,01
		4	57,29	-1,92	0,04
		5	56,43	-2,05	-0,22
		6	57,45	-1,81	0,64
		7	56,31	-2,00	-0,15
		8	56,45	-1,97	-0,16
		9	56,55	-1,98	-0,26
		10	56,24	-1,98	-0,13
		11	55,99	-2,01	-0,28
		12	56,59	-1,94	0,24
	Glazeamento	1	57,07	-1,91	-0,35
		2	55,53	-1,99	-0,21

	3	57,34	-1,88	-0,17
	4	57,03	-1,87	-0,13
	5	57,36	-1,85	-0,12
	6	57,20	-1,86	-0,08
	7	56,47	-1,98	-0,37
	8	57,13	-1,89	0,05
	9	56,98	-1,97	-0,13
	10	56,17	-1,99	-0,36
	11	56,48	-1,97	-0,02
	12	56,12	-2,00	-0,21

Tabela 3. Médias das coordenadas Y para os grupos e condições testadas (fundo branco e preto).

Condições	Grupos	Amostras	Y - fundo branco	Y – fundo preto
Antes da têmpera	Sem tratamento	1	62,21	25,74
		2	61,87	25,89
		3	61,91	25,73
		4	61,39	25,76
		5	61,89	26,01
		6	61,50	26,59
		7	62,12	27,01
		8	61,71	25,77
		9	61,75	26,38
		10	61,88	26,58
		11	62,24	26,91
		12	61,97	25,98
	Polimento	1	60,79	24,26
		2	61,61	24,50
		3	60,34	24,96
		4	60,80	24,97
		5	60,65	24,48
		6	59,77	25,49
		7	61,71	24,71
		8	61,09	24,51
		9	61,39	24,64
		10	60,84	24,46
		11	61,81	24,78
		12	60,88	25,29
	Glazeamento	1	60,92	24,74
		2	60,07	24,38
		3	60,43	25,29
		4	60,24	24,41
		5	60,56	25,12
		6	60,23	24,61
		7	59,75	24,30
		8	59,94	24,90
		9	59,88	24,67
		10	60,18	24,78
		11	59,74	24,79
		12	60,25	24,67
Depois da têmpera	Sem tratamento	1	62,08	25,31
		2	61,51	25,55
		3	61,52	25,85
		4	61,13	25,11
		5	61,16	25,18
		6	61,76	26,01
		7	61,63	26,87
		8	61,53	25,44
		9	61,54	25,76
		10	61,53	26,08
		11	61,77	26,44
		12	61,62	24,70
	Polimento	1	61,14	24,52
		2	61,56	24,06
		3	60,21	24,76
		4	60,51	25,23
		5	60,55	24,35
		6	59,48	25,39
		7	60,56	24,22
		8	60,24	24,37
		9	60,78	24,47
		10	60,46	24,16
		11	60,68	23,90
		12	60,34	24,51

Glazemento	1	61,03	25,00
	2	59,44	23,45
	3	60,74	25,28
	4	61,26	24,96
	5	60,65	25,30
	6	60,94	25,14
	7	60,37	24,39
	8	60,71	25,06
	9	60,46	24,91
	10	60,16	24,09
	11	59,28	24,40
	12	60,19	24,04

Tabela 4. Diferenças de cor (ΔE_{00}), luminosidade ($\Delta L'$), croma ($\Delta C'$) e matiz ($\Delta H'$) para os grupos e condições testadas.

Condições	Grupos	Amostras	ΔE_{00}	$\Delta L'$	$\Delta C'$	$\Delta H'$
Antes da têmpera	Sem tratamento	1	0,13	0,07	0,04	0,13
		2	0,14	-0,10	0,09	0,11
		3	0,14	-0,08	0,08	0,12
		4	0,25	-0,36	0,08	0,05
		5	0,13	-0,09	0,15	0,06
		6	0,27	-0,29	0,25	-0,05
		7	0,24	0,02	0,35	-0,01
		8	0,17	-0,18	-0,04	0,12
		9	0,14	-0,16	0,09	0,06
		10	0,07	-0,09	0,04	0,03
		11	0,09	0,09	0,10	0,02
		12	0,07	-0,05	0,009	0,07
		Média	0,15	-0,10	0,10	0,06
		DP	$\pm 0,06$	$\pm 0,13$	$\pm 0,10$	$\pm 0,06$
	Polimento	1	0,54	-0,68	0,41	0,05
		2	0,26	-0,24	0,26	0,12
		3	0,67	-0,92	0,36	0,04
		4	0,54	-0,67	0,40	-0,11
		5	0,55	-0,75	0,30	0,08
		6	0,91	-1,23	0,48	-0,18
		7	0,25	-0,18	0,30	0,08
		8	0,41	-0,51	0,30	0,06
		9	0,31	-0,35	0,29	0,06
		10	0,53	-0,65	0,42	-0,02
		11	0,24	-0,13	0,32	0,05
		12	0,49	-0,63	0,34	-0,05
		Média	0,47	-0,58	0,35	0,01
		DP	$\pm 0,19$	$\pm 0,31$	$\pm 0,06$	$\pm 0,09$
	Glazeamento	1	0,44	-0,61	-0,17	0,13
		2	0,72	-1,06	-0,02	0,06
		3	0,59	-0,87	0,01	0,05
		4	0,66	-0,97	-0,05	0,06
		5	0,54	-0,80	-0,02	0,06
		6	0,67	-0,98	0,14	0,06
		7	0,86	-1,24	0,28	-0,03
		8	0,80	-1,14	0,33	-0,05
9		0,81	-1,17	0,25	0,005	
10		0,68	-1,00	0,04	0,09	
11		0,86	-1,24	0,25	-0,05	
12		0,67	-0,97	0,23	0,01	
Média		0,69	-1,01	0,10	0,03	
DP		$\pm 0,12$	$\pm 0,18$	$\pm 0,16$	$\pm 0,05$	
Depois da têmpera	Sem tratamento	1	0,22	0,01	0,14	0,22
		2	0,29	-0,29	0,22	0,17
		3	0,28	-0,28	0,25	0,12
		4	0,41	-0,49	0,36	0,03
		5	0,56	-0,48	0,64	-0,15
		6	0,17	-0,16	0,06	0,14
		7	0,25	-0,23	0,29	-0,05
		8	0,25	-0,28	0,03	0,18
		9	0,24	-0,28	0,22	0,04
		10	0,33	-0,28	0,38	-0,06
		11	0,17	-0,15	0,20	0,001
		12	0,23	-0,23	0,24	-0,002
		Média	0,28	-0,26	0,25	0,05
		DP	$\pm 0,10$	$\pm 0,13$	$\pm 0,16$	$\pm 0,11$
	Polimento	1	0,46	-0,49	0,42	0,14
		2	0,30	-0,27	0,34	0,05

		3	0,78	-0,99	0,59	-0,03
		4	0,75	-0,83	0,69	-0,18
		5	0,68	-0,81	0,59	-0,04
		6	1,12	-1,39	0,78	-0,33
		7	0,77	-0,80	0,77	-0,20
		8	0,75	-0,97	0,53	-0,04
		9	0,58	-0,68	0,51	-0,06
		10	0,68	-0,85	0,52	0,04
		11	0,65	-0,73	0,60	-0,12
		12	0,74	-0,92	0,58	-0,05
		Média	0,69	-0,81	0,58	-0,07
		DP	±0,19	±0,27	±0,12	±0,12
	Glazeamento	1	0,37	-0,55	-0,001	-0,001
		2	1,00	-1,41	0,41	-0,13
		3	0,50	-0,70	0,22	-0,02
		4	0,29	-0,43	0,04	0,04
		5	0,56	-0,75	0,28	-0,17
		6	0,43	-0,60	0,22	-0,01
		7	0,70	-0,90	0,46	-0,18
		8	0,61	-0,72	0,51	-0,16
		9	0,67	-0,86	0,43	-0,18
		10	0,72	-1,02	0,31	-0,02
		11	1,09	-1,50	0,54	-0,15
		12	0,73	-1,00	0,38	-0,001
		Média	0,64	-0,10	0,32	-0,08
		DP	±0,23	±0,13	±0,17	±0,08

Tabela 5. Resultados do Teste de Comparações Múltiplas HSD Tukey para as diferenças de cor (ΔE_{00}) em relação aos grupos (sem tratamento, polimento e glazeamento) e as condições testadas (sem e com têmpera).

Grupos	Valores	Condições	Valores
Sem tratamento	0,22	Sem têmpera	0,44
Polimento	0,58	Com têmpera	0,54
Glazeamento	0,66		

* A barra vertical significa similaridade estatística.

Tabela 6. Resultados do Teste de Comparações Múltiplas HSD Tukey para as diferenças de cor (ΔE_{00}) em relação as interações entre os grupos e condições testadas.

Grupos	Condições	Valores
Sem tratamento	Sem têmpera	0,15
Sem tratamento	Com têmpera	0,28
Polimento	Sem têmpera	0,47
Glazeamento	Com têmpera	0,64
Polimento	Com têmpera	0,69
Glazeamento	Sem têmpera	0,69

* A barra vertical significa similaridade estatística.

Tabela 7. Resultados do Teste de Comparações Múltiplas HSD Tukey para as diferenças de luminosidade ($\Delta L'$) em relação aos grupos (sem tratamento, polimento e glazeamento).

Grupos	Valores
Glazeamento	-0,94
Polimento	-0,69
Sem tratamento	-0,18

Tabela 8. Resultados do Teste de Comparações Múltiplas HSD Tukey para as diferenças de luminosidade ($\Delta L'$) em relação as interações entre os grupos e condições testadas.

Grupos	Condições	Valores
Glazeamento	Sem têmpera	-1,01
Glazeamento	Com têmpera	-0,87
Polimento	Com têmpera	-0,81
Polimento	Sem têmpera	-0,58
Sem tratamento	Com têmpera	-0,26
Sem tratamento	Sem têmpera	-0,10

* A barra vertical significa similaridade estatística.

Tabela 9. Resultados do Teste de Comparações Múltiplas HSD Tukey para as diferenças de croma ($\Delta C'$) em relação aos grupos (sem tratamento, polimento e glazeamento).

Grupos	Valores	Condições	Valores
Sem tratamento	0,18	Sem t�mpera	0,18
Glazeamento	0,21	Com t�mpera	0,38
Polimento	0,46		

* A barra vertical significa similaridade estatística.

Tabela 10. Resultados do Teste de Comparações Múltiplas HSD Tukey para as diferenças de matiz ($\Delta H'$) em relação aos grupos (sem tratamento, polimento e glazeamento).

Grupos	Valores	Condições	Valores
Glazeamento	-0,02	Com t�mpera	-0,03
Polimento	-0,02	Sem t�mpera	0,03
Sem tratamento	0,58		



* A barra vertical significa similaridade estatística.

Tabela 11. Parâmetro de translucidez (PT) e razão de contraste (RC) para as condições testadas.

Condições	Grupos	Amostras	PT	RC
Antes da têmpera	Sem tratamento	1	27,13	0,41
		2	26,87	0,42
		3	27,03	0,42
		4	26,76	0,42
		5	26,81	0,42
		6	26,09	0,43
		7	25,90	0,43
		8	26,83	0,42
		9	26,27	0,43
		10	26,13	0,43
		11	26,12	0,43
		12	26,85	0,42
		Média	26,58	0,42
		DP	±0,42	±0,007
	Polimento	1	27,94	0,40
		2	28,06	0,40
		3	26,91	0,41
		4	27,18	0,41
		5	27,61	0,40
		6	25,99	0,43
		7	27,87	0,40
		8	27,81	0,40
		9	27,83	0,40
		10	27,69	0,40
		11	27,91	0,40
		12	26,79	0,42
		Média	27,49	0,41
		DP	±0,62	±0,008
	Glazeamento	1	27,33	0,41
		2	27,34	0,41
		3	26,51	0,42
		4	27,22	0,41
		5	26,87	0,41
		6	27,18	0,41
		7	27,33	0,41
		8	26,74	0,42
9		26,99	0,41	
10		27,02	0,41	
11		26,70	0,41	
12		27,19	0,41	
Média		27,05	0,41	
DP		±0,27	±0,004	
Depois da têmpera	Sem tratamento	1	27,50	0,41
		2	27,03	0,42
		3	26,73	0,42
		4	27,29	0,41
		5	27,25	0,41
		6	26,66	0,42
		7	25,65	0,44
		8	27,09	0,41
		9	26,74	0,42
		10	26,48	0,42
		11	26,30	0,43
		12	27,77	0,40
		Média	26,84	0,42
		DP	±0,57	±0,009
	Polimento	1	27,86	0,40
		2	28,52	0,39
		3	27,10	0,41



	4	26,86	0,42
	5	27,73	0,40
	6	26,02	0,43
	7	27,91	0,40
	8	27,52	0,40
	9	27,72	0,40
	10	27,80	0,40
	11	27,96	0,39
	12	27,30	0,41
	Média	27,50	0,40
	DP	±0,64	±0,009
Glazeamento	1	27,21	0,41
	2	27,94	0,39
	3	26,83	0,42
	4	27,29	0,41
	5	26,78	0,42
	6	27,02	0,41
	7	27,63	0,40
	8	27,04	0,41
	9	27,10	0,41
	10	27,73	0,40
	11	26,96	0,41
	12	27,75	0,40
		Média	27,26
	DP	±0,39	±0,007

Tabela 12. Resultados do Teste de Comparações Múltiplas HSD Tukey para os parâmetros de translucidez (PT) em relação aos grupos (sem tratamento, polimento e glazeamento).

Grupos	Valores
Sem tratamento	26,72
Glazeamento	27,15 
Polimento	27,49 

* A barra vertical significa similaridade estatística.

Tabela 13. Resultados do Teste de Comparações Múltiplas HSD Tukey para as arções de contraste (RC) em relação aos grupos (sem tratamento, polimento e glazeamento).

Grupos	Valores
Polimento	0,405 
Glazeamento	0,409 
Sem tratamento	0,420

* A barra vertical significa similaridade estatística.