



**UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE RIBEIRÃO PRETO
DEPARTAMENTO DE MATERIAIS DENTÁRIOS E PRÓTESE**



ALLAN OLIVEIRA DA SILVA

Efeito da aplicação de líquidos para caracterização extrínseca do polimento e do glazeamento nas características superficiais propriedades ópticas e mecânicas da zircônia totalmente estabilizada na fase cúbica

**Ribeirão Preto
2022**

ALLAN OLIVEIRA DA SILVA

Efeito da aplicação de líquidos para caracterização extrínseca do polimento e do glazeamento nas características superficiais propriedades ópticas e mecânicas da zircônia totalmente estabilizada na fase cúbica

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Mestre em Ciências.

Área de concentração: Reabilitação Oral

Orientador: Prof. Dr. Renata Cristina Sileveira Rodrigues Ferracioli

VERSÃO CORRIGIDA

Versão corrigida. A versão original encontra-se disponível tanto na Biblioteca da Unidade que aloja o Programa, quanto na Biblioteca Digital de Teses e Dissertações da USP (BDTD).

Ribeirão Preto

2022

Autorizo a reprodução e divulgação do teor total ou parcial deste trabalho por qualquer meio convencional ou eletrônico, para fins de estudo e pesquisa, desde que citada a fonte.

FICHA CATALOGRÁFICA

Silva, Allan Oliveira da

Efeito da aplicação de líquidos para caracterização extrínseca do polimento e do glazeamento nas características superficiais propriedades ópticas e mecânicas da zircônia totalmente estabilizada na fase cúbica. Ribeirão Preto, 2022.

123f. : il.30 cm

Dissertação de Mestrado, apresentada à Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto/USP. Área de concentração: Reabilitação Oral.

Versão Corrigida

Orientador: Prof. Dr. Renata Cristina Silveira Rodrigues Ferracioli.

1. Zircônia. 2. Resistência dos materiais. 3. Polimento Dentário. 4. Prótese Dentária.

FOLHA DE APROVAÇÃO

Silva, AO. **Efeito da aplicação de líquidos para caracterização extrínseca, do polimento e do glazeamento nas características superficiais, propriedades ópticas e mecânicas da zircônia totalmente estabilizada na fase cúbica.**

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo, para obtenção do título de Mestre em Ciências.

Área de concentração: Reabilitação Oral

Aprovado em: ____/____/____

BANCA EXAMINADORA

Prof(a). Dr(a). _____

Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Prof(a). Dr(a). _____

Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Prof(a). Dr(a). _____

Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Dedicatoria

DEDICATÓRIA

À **Deus** rocha inabalável que findei meus sonhos; ao Senhor rendo graças por ter me proporcionado experiências incríveis que me fizeram crescer pessoalmente e profissionalmente. Ao Senhor dedico, agradeço e entrego todo o meu trabalho.

Dedico este trabalho aos meus pais **Jaime** e **Maria do Carmo** com todo meu amor e gratidão.

Agradecimientos

AGRADECIMENTOS

A minha orientadora, **Prof. Dr. Renata Cristina Silveira Rodrigues Ferracioli**, gratidão por toda dedicação e apoio durante minha pós-graduação. Obrigado por todo seu esforço ao conseguir o financiamento deste trabalho, sem ele o trabalho se tornaria inviável.

À **Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo** pelas oportunidades e infraestrutura fundamentais para o meu crescimento profissional durante o mestrado.

Ao **Programa de Pós-Graduação em Odontologia (Reabilitação Oral)** pelo ensino de excelência e qualidade em miha formação.

À **CAPES (Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior)**, pela Bolsa de Estudos concedida durante o mestrado e pelo suporte ao Programa de Pós-Graduação em Reabilitação Oral.

À **FAPESP (Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo)**, pelo financiamento da pesquisa por meio do auxílio (19/18367-4).

À **Prefeitura do Campus da USP- Ribeirão Preto**, em especial pelo **Serviço de Promoção Social e Seção de Atendimento Social** pelo auxílio permanência concedido durante o mestrado na moradia da pós-graduação.

A **Adriana Cláudia Lapria Faria, Livia Fiorim, Ana Paulo Macedo, Regina Guenka Palma Dibb, Juliana Jandiroba Faraoni, Ricardo Faria Ribeiro, Edson Volta, Fernanda de Carvalho Panzeri Pires de Souza**, pela paciência, suporte, incentivo e colaboração no projeto de pesquisa. À vocês minha eterna gratidão.

Aos **docentes e funcionários do Programa de Pós-Graduação em Odontologia (Reabilitação Oral) e Departamento de Materiais Dentários e Prótese da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo** pela disponibilidade, cordialidade e suporte no transcorrer da pós-graduação.



RESUMO

SILVA, AO. **Efeito da aplicação de líquidos para caracterização extrínseca, do polimento e do glazeamento nas características superficiais, propriedades ópticas e mecânicas da zircônia totalmente estabilizada na fase cúbica.** [Dissertação]. Ribeirão Preto: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto; 2022.

Zircônias translúcidas têm sido amplamente utilizadas, indicadas para o uso de restaurações indiretas monolíticas como a zircônia totalmente estabilizada na fase cúbica (Y-FSZ). Contudo, o comportamento mecânico, e o efeito da caracterização e do acabamento de superfície na translucidez destes materiais ainda são incertos, o que influi no processo de escolha em reabilitações orais estéticas. Este estudo *in vitro* teve como objetivo avaliar o efeito do processo da aplicação de líquidos para caracterização extrínseca, do polimento e do glazeamento na rugosidade superficial, estrutura cristalina, cor e translucidez antes e após o envelhecimento artificial acelerado, microdureza, tenacidade à fratura, módulo de elasticidade dinâmico, resistência à flexão de três pontos e correlação de imagens digitais da Y-FSZ. Foram confeccionados corpos de prova em forma de barra (n=120) e em forma de retângulo (n=66) da Y-FSZ; após sinterização foram divididos em seis grupos, sendo eles: GC (controle), GG (glazeada), GL (líquidos para caracterização extrínseca), GLG (líquidos para caracterização extrínseca, glazeada) e GP (polida), GLP (líquidos para caracterização extrínseca, polida). Os corpos de prova em forma de barra foram submetidas às análises de: topografia, rugosidade superficial, módulo de elasticidade dinâmico, resistência à flexão de três pontos, tenacidade à fratura e correlação de imagens digitais. Os corpos de prova retangulares foram designados à microdureza avaliação da estrutura cristalina (n=6), cor ($\Delta E2000$, ΔL , Δa e Δb) e translucidez (n=60) antes e após o envelhecimento artificial acelerado com o auxílio de um espectrofotômetro. A análise estatística foi realizada pelo ANOVA e pós teste de Tukey e apenas para trnaslucidez foi utilizado modelo linear de medidas repetidas e pós teste Bonferroni ($p < 0,05$), para avaliação da estrutura cristalina foi realizado análise semiquantitativa por identificação de fases cristalinas. Houve diferença estatística entre os grupos para rugosidade superficial ($p < 0,05$), módulo de elasticidade dinâmico ($p = 0,007$), microdureza ($p < 0,05$), $\Delta E2000$ ($p = 0,010$) e Δa ($p = 0,008$). A estrutura cristalina apresentou maior conteúdo na fase cúbica no grupo GC, os grupos que receberam aplicação de líquidos para caracterização extrínseca apresentaram maior conteúdo na fase monoclinica. Os diferentes protocolos de acabamento superficiais da Y-FSZ promovem modificações na rugosidade, módulo de elasticidade dinâmico, microdureza e cor; sendo o polimento o acabamento que proporcionam menores prejuízos sobre a Y-FSZ.

Palavras-chave: Zircônio, Resistência dos materiais, Polimento Dentário, Prótese Dentária, Cerâmica.

ABSTRACT

SILVA, AO. **Effect of the application of staining, polishing and glazing on the surface characteristics, optical and mechanical properties of fully stabilized zirconia in the cubic phase.** [Dissertation]. Ribeirão Preto: University of São Paulo, School of Dentistry of Ribeirão Preto; 2022.

Translucent zirconia has been widely used, specifically in indirect monolithic restorations such as fully stabilized cubic zirconia (Y-FSZ). However, the mechanical behavior, effect of stain and surface finish on the translucency of these materials are still uncertain, interfering in the process of choice in aesthetic oral rehabilitation. This in vitro study aimed to evaluate the effect of the process of applying staining, polishing and glazing on surface roughness, crystal structure, color, and translucency before and after artificial accelerated aging, microhardness, fracture toughness, dynamic elastic modulus, three-point flexural strength, and Y-FSZ digital image correlation. Bar-shaped (n=120) and rectangle-shaped (n=66) specimens of the Y-FSZ were prepared. After sintering, they were divided into six groups: GC (control), GG (glazed), GL (staining), GLG (staining and glazed), GP (polished), and GLP (staining and polished). The bar-shaped specimens were subjected to the analysis of topography, surface roughness, dynamic elastic modulus, three-point flexural strength, fracture toughness and correlation of digital images. The rectangular specimens were assigned to the evaluation microhardness, of the crystalline structure (n=6), color (ΔE_{2000} , ΔL , Δa , Δb), and translucency (n=60), before and after accelerated artificial aging using a spectrophotometer. Statistical analysis was performed by ANOVA, post-test Tukey, and translucency were analyzed by generalized model of repeated measures and Bonferroni post hoc test ($p < 0.05$), and for the evaluation of the crystalline structure, a semiquantitative analysis was performed by identification of crystalline phases. There was a significant difference between the groups for surface roughness ($p < 0.05$), dynamic elastic modulus ($p = 0.007$), microhardness ($p < 0.05$), ΔE_{2000} ($p = 0.010$), and Δa ($p = 0.008$). The crystalline structure presented higher content in the cubic phase in the GC group, and the groups that received application of stains presented higher content in the monoclinic phase. The different surface finishing protocols of Y-FSZ promote changes in roughness, dynamic elastic modulus, microhardness, and color; polishing being the finish provides minor damage to the Y-FSZ.

Keywords: Zirconium, Material Strength, Dental Polishing, Dental Prosthesis, Ceramics.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1.	Embalagem comercial dos blocos de zircônia totalmente estabilizada na fase cúbica Ceramill Zolid FX Preshade e bloco de óxido de zircônia estabilizado por ítrio pré-sinterizado.....	49
Figura 2.	Cortadeira de precisão Isomet 1000 Precision Saw e bloco de zircônia posicionado para secção.....	50
Figura 3.	Ilustração da contração de sinterização de 20% da zircônia.....	51
Figura 4.	A. Forno inFire HTC Speed, B. Barras de zircônia pré-sinterizadas C. Retângulos de zircônia pré-sinterizadas.....	51
Figura 5.	Glaze e líquido para caracterização extrínseca.....	53
Figura 6.	Aplicação do glaze para caracterização na superfície do corpo de prova com pincel.....	54
Figura 7.	Forno para queima do glaze e líquido para caracterização extrínseca.....	54
Figura 8.	A: Posicionamento do corpo de prova na matriz metálica com o polidor diamantado acoplado à micromotor. B: Paralelômetro. C: Paralelismo e controle da carga aplicada durante o processo de polimento.....	56
Figura 9.	A. Microscópio confocal a laser. B. <i>Software</i> LEXT 3D <i>Measuring Laser Microscope</i> OLS4000.....	57
Figura 10.	Aparelho e <i>software</i> Sonelastic para mensuração do módulo de elasticidade dinâmico.....	57
Figura 11.	A. Captor acústico e B. Pulsador eletromagnético Sonelastic.....	58
Figura 12.	Posicionamento do corpo de prova em forma de barra na máquina universal de ensaios para o ensaio de resistência à flexão de três pontos.....	59
Figura 13.	Averiguação profundidades do entalhe em Microscópio óptico.....	60
Figura 14.	Posicionamento do corpo de prova em forma de barra na máquina universal de ensaios para o ensaio de tenacidade à fratura com a superfície do entalhe voltada para baixo com a carga sendo aplicada.	60
Figura 15.	Mensuração em microscópio óptico das faces internas da fratura.....	61
Figura 16.	Máquina universal de ensaios e posicionamento do corpo de prova em forma de barra na máquina universal de ensaios para teste de resistência à flexão de três pontos com a carga sendo aplicada em conjunto com a metodologia da correlação de imagens digitais.....	62
Figura 17.	Microdurômetro.....	63

Figura 18.	A. Aparelho Espectrofotômetro. B. Dispositivo para leituras de cor e translucidez C. Capturas de cor com iluminação padronizada.....	64
Figura 19.	A. Máquina de envelhecimento artificial acelerado. B. Corpos de prova posicionados na Máquina de envelhecimento artificial acelerado.....	65
Figura 20.	Capturas de imagens da morfologia superficial dos grupos experimentais.....	70
Figura 21.	Valores médios da rugosidade - Sa (μm) e desvio padrão da zircônia totalmente estabilizada na fase cúbica e seus grupos determinados pelos diferentes tratamentos de superfície.....	71
Figura 22.	Valores médios do módulo de elasticidade dinâmico (GPa) e desvio padrão da zircônia totalmente estabilizada na fase cúbica e seus grupos determinados pelos diferentes tratamentos de superfície.....	72
Figura 23.	Valores médios da resistência à flexão de três pontos (MPa) e desvio padrão da zircônia totalmente estabilizada na fase cúbica e seus grupos determinados pelos diferentes tratamentos de superfície.....	73
Figura 24.	Valores médios da tenacidade à fratura (K_{Ic}) e desvio padrão da zircônia totalmente estabilizada na fase cúbica e seus grupos determinados pelos diferentes tratamentos de superfície.....	73
Figura 25.	Valores médios da microdureza (KHN) e desvio padrão da zircônia totalmente estabilizada na fase cúbica e seus grupos determinados pelos diferentes tratamentos de superfície.....	74
Figura 26.	Gráfico: Difrátogramas obtidos das barras de zircônia submetidas a diferentes protocolos de acabamento de superfície de acordo com o grupo experimental.....	76
Figura 27.	Tensões horizontais (E_{xx}) em microtensão (μs) para os diferentes grupos durante o ensaio de resistência à flexão de três pontos.....	78
Figura 28.	Gráficos: Tensões horizontais (E_{xx}) em microtensão (μs) para os diferentes grupos durante o ensaio de tenacidade à fratura.....	79
Figura 29.	Valores médios da Translucidez (T) e desvio padrão da zircônia totalmente estabilizada na fase cúbica e seus grupos determinados pelos diferentes tratamentos de superfície nos tempos T1 e T2.....	80
Figura 30.	Valores médios da alteração de cor ΔE_{2000} e desvio padrão da zircônia totalmente estabilizada na fase cúbica e seus grupos determinados pelos diferentes tratamentos de superfície.....	81
Figura 31.	Valores médios da alteração de cor ΔL , Δa , Δb e desvio padrão da zircônia totalmente estabilizada na fase cúbica e seus grupos determinados pelos diferentes tratamentos de superfície nos tempos T1 e T2.....	82

LISTA DE TABELAS

Tabela 1.	Nome comercial, sigla, composição e fabricante dos materiais utilizados para confecção dos corpos de prova.....	49
Tabela 2.	Médias e desvio padrão e as diferenças estatísticas pós teste de Tukey dos valores dos ensaios correspondentes as propriedades mecânicas da Y-FSZ.....	75
Tabela 3.	Médias e desvio padrão e as diferenças estatísticas pós teste de Tukey dos valores da alteração de cor ΔE_{2000} , ΔL , Δa e Δb para os grupos nos tempos 1 e 2.....	83

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	27
2. PROPOSIÇÃO	43
2.1 Objetivo geral	45
2.2 Objetivos específicos	45
2.3 Hipótese nula	45
3. MATERIAL E MÉTODOS	47
3.1 Obtenção dos corpos de prova	49
3.2 Preparo dos grupos experimentais	53
3.2.1 Glazamento	53
3.2.2 Caracterização extrínseca	54
3.2.3 Polimento	55
3.3 Ensaio	56
3.3.1 Microscopia Confocal a laser	56
3.3.2 Módulo de Elasticidade Dinâmico	57
3.3.3 Difração de Raio-X	58
3.3.4 Resistência à flexão de três pontos	59
3.3.5 Tenacidade à fratura	59
3.3.6 Correlação de Imagens Digitais	61
3.3.7 Microdureza Knoop	63
3.3.8 Cor	63
3.3.9 Translucidez	64
3.3.10 Envelhecimento Artificial Acelerado	65
3.4 Análise dos resultados	66
4. RESULTADOS	67
4.1 Morfologia Superficial por Microscopia Confocal a Laser	69
4.2 Rugosidade	71
4.3 Módulo de Elasticidade Dinâmico	71
4.4 Resistência à Flexão de três pontos	72
4.5 Tenacidade à Fratura	73
4.6 Microdureza	74
4.7 Análise estatística das propriedades mecânicas	74
4.8 Difração de Raios-X	76

4.9 Correlação de Imagens Digitais	77
4.10 Translucidez	79
4.11 Cor	80
5. DISCUSSÃO	85
6. CONCLUSÃO	97
REFERÊNCIAS	101
APÊNDICES	117

1. Introdução

1. INTRODUÇÃO

A aparência dentária é uma característica importante na identificação da atratividade de um rosto e, portanto, desempenha papel fundamental nas interações sociais humanas. Entre os fatores significativos que afetam o sorriso estão a cor, o formato e a posição dentária; qualidade das restaurações; e o arranjo geral da dentição, principalmente dos dentes anteriores (Qualtrough & Burke, 1994, Van der Geld *et al.*, 2007, Samorodnitzky-Naveh, Geiger, Levin, 2007).

Recentemente a demanda estética e a longevidade proporcionaram o desenvolvimento de novos materiais restauradores dentro da odontologia. Ainda que próteses parciais fixas e as coroas metalocerâmicas apresentem boa compatibilidade e grande longevidade nos resultados clínicos (Walton, 1999), o vasto anseio estético culminou na abordagem de sistemas totalmente cerâmicos nas pequenas e grandes reabilitações dentárias (Vichi *et al.*, 2015). O desenvolvimento das cerâmicas odontológicas proporcionou os sistemas designados monolíticos, onde tanto na infraestrutura como o material de superfície restaurador é cerâmico, apresentando boa preservação e biocompatibilidade aos tecidos dentários e periodontais (Nakamura *et al.*, 2015).

As cerâmicas odontológicas podem ser classificadas de acordo com sua composição em três grandes grupos: as cerâmicas ricas em fase vítrea também representadas por ácido-sensíveis sendo representadas pelo dissilicato de lítio, feldspato, fluorapatita e leucita; as cerâmicas ricas em fase cristalina sendo representado pela zircônias e alumina e o terceiro grupo caracterizado pelas cerâmicas híbridas com matriz resinosa em atual desenvolvimento e ascensão (Coldea *et al.*, 2013, McLaren & Giordano, 2014, Botino e Souza *et al.*, 2018, Zhang e Lawn *et al.*, 2018).

A mimetização de dentes naturais na reabilitação de pacientes com próteses parciais fixas tem se tornado satisfatória com a fabricação das restaurações monolíticas principalmente por suas propriedades como a cor e translucidez (Sulaiman *et al.*, 2017). Devido suas características ópticas e mecânicas, as restaurações indiretas monolíticas são referenciadas atualmente como padrão ouro (Moreira *et al.* 2019; Kurt & Turhan Bal, 2019).

O fluxo digital de trabalho e seus componentes de fabricação fornecem alta precisão, acurácia, previsibilidade, eficácia, significativa redução do tempo de

trabalho e grande possibilidade de materiais restauradores com propriedades físicas, ópticas e biológicas superiores as das fabricadas convencionalmente (Miyazaki *et al.*, 2009, Blatz & Canejo., 2018). Inicialmente os sistemas de desenho assistido por computador/manufatura por computador (CAD/CAM) eram limitados a fabricação de restaurações do tipo: *inlays*, *onlays* e coroas unitárias. Contudo, atualmente com a expansão tecnológica sobre o CAD/CAM, sistemas, fresadoras e outras ferramentas agregadas; aumentaram as possibilidades para fabricação de restaurações dentais podendo ser fabricadas, desde *inlays*, *onlays*, coroas, facetas, laminados cerâmicos, pilares de implantes e prótese fixas e removíveis para pacientes parcialmente e totalmente desdentados (Blatz & Canejo., 2019).

A principal vantagem da tecnologia CAD/CAM é a possibilidade de usar blocos cerâmicos homogêneos e livres de defeitos na produção de restaurações estéticas com a redução do tempo de trabalho (Wendler *et al.*, 2017, Sen & Us, 2018, Eldwakhly *et al.*, 2019). Além disso, sua utilização oferece coroas monolíticas com estruturas mais precisas, quando comparada as técnicas convencionais de obtenção de próteses parciais fixas (Moilanen *et al.*, 2018), com estética favorável, de alta resistência à flexão e à fratura (Preis *et al.*, 2016).

A pesquisa e a indústria que fomentam a odontologia visam a busca pela redução do tempo de trabalho do cirurgião-dentista e do técnico em prótese, reduzindo protocolos e técnicas frente aos materiais utilizados nas restaurações indiretas (McLaren & Giordano, 2014). A melhor perspectiva de um material restaurador é que o mesmo seja capaz de manter sua longevidade, estética e resistência mecânica sem que seja afetada pelas agressões do meio bucal como: umidade, efeito do tampão salivar, forças mastigatórias e corrosão (Mao *et al.*, 2018).

Sendo assim, a zircônia é amplamente estudada e utilizada tanto no meio médico quanto odontológico devido suas propriedades mecânicas que se sobressaem sobre os demais sistemas cerâmicos e sua biocompatibilidade tecidual (Zhang & Lawn, 2018); estando disponível no mercado em forma de blocos ou discos para fresagem (Li *et al.*, 2014; Filser *et al.*, 2001).

A zircônia é caracterizada por ser um biomaterial inteligente, pois além de sua biocompatibilidade e boas propriedades mecânicas possui uma característica única denominado mecanismo de transformação de fase. Isso ocorre quando frente a um defeito sobre a estrutura da zircônia, como a propagação de uma trinca que

induz o estresse ao material, desencadeia em uma mudança fase tetragonal para fase monoclínica dentro de sua microestrutura. Devido a esta transformação de fase, há um aumento no volume de 3-5%, o que resulta em tensão compressiva em torno das paredes da trinca ou defeito. Isso é capaz de promover a diminuição da propagação do defeito e/ou trinca, e evita a fratura da zircônia quando submetida a grandes esforços mecânicos (Helvey., 2013, Stawarczyk *et al.*, 2017).

A primeira geração da zircônia é denominada como zircônia parcialmente estabilizada por ítria (Y-TZP) que possuem grande uso nas reabilitações orais, como componente de infraestrutura, restaurações anteriores e posteriores (Nordahl *et al.*, 2015), unitárias e múltiplas (Rinke *et al.*, 2013), apresentando propriedades mecânicas e biocompatibilidade superiores quando comparada às demais cerâmicas odontológicas (Mainjot *et al.*, 2011; Rekow *et al.*, 2011); além da alta resistência, tenacidade à fratura e excelentes propriedades mecânicas como suas principais características (Stawarczyk *et al.*, 2017). A alta opacidade (característica esbranquiçada) da Y-TZP se mostra como um fator negativo (Tsukuma *et al.*, 2008; Sailer *et al.*, 2015), não sendo indicada para restaurações estéticas em dentes anteriores por sistemas monolíticos (Zhang., 2014).

A alternativa para melhorar esse efeito nas restaurações em Y-TZP é sua utilização como infraestrutura e o recobrimento com cerâmicas feldspáticas para um resultado estético satisfatório, melhorando a percepção de cor da restauração e minimizando sua opacidade (Tan *et al.*, 2012; Aboushelib *et al.*, 2008; Dittmer *et al.*, 2009).

Contudo, falhas como a delaminação e fratura da cerâmica de revestimento são fatores de insucesso clínico de restaurações com a combinação da Y-TZP revestida com cerâmica feldspática (Chai *et al.*, 2014; Wang *et al.*, 2014; Sailer *et al.*, 2015; Cattani-Lourente *et al.*, 2016); ocorrendo principalmente pela má distribuição de tensões residuais durante o processo de resfriamento após a sinterização que a cerâmica de cobertura sofre decorrente das diferenças térmicas entre a zircônia e os demais sistemas cerâmicos (Guazzato *et al.*, 2010; Mainjot *et al.*, 2011).

Além disso, esses insucessos podem ser decorrentes de outros fatores como: as diferenças entre a tenacidade à fratura e menor módulo de elasticidade entre os dois materiais utilizados (Quinn *et al.*, 2010), dimensão da cerâmica de revestimento sobre a infraestrutura que não são uniformes (Swain, 2009; Lima *et al.*, 2013), diferenças relacionadas com coeficientes térmicos de contração e expansão

da Y-TZP e da cerâmica, fazendo com que ocorra tensão na interface de união entre os dois materiais, gerando a delaminação, fratura e lascamento da restauração (Benetti *et al.*, 2014). Ademais, outros fatores também se destacam para ocorrência de fracassos como: a negligência no protocolo de processamento do material, que acarreta na formação superfícies irregulares e microtrincas que podem ser catastróficas frente as forças mastigatórias (Lima *et al.*, 2013; Scherrer *et al.*, 1999), além de ângulos vivos nos preparos dentários com grandes irregularidades que também sobrecarregam a biomecânica do material por não dissiparem corretamente as forças sobre o dente e a restauração indireta (Ramos *et al.*, 2015; Corazza *et al.*, 2013; Silva *et al.*, 2011).

Contudo, a zircônia foi sugerida como principal candidata a restaurações monolíticas devido suas vantagens como: excelentes propriedades mecânicas, superiores aos outros sistemas cerâmicos, desempenho estético elevado comparado às restaurações metalocerâmicas, baixo potencial de corrosão, boas propriedades químicas e estabilidade volumétrica (Denry & Kelly., 2008, Koutayas *et al.*, 2009, Sulaiman *et al.*, 2015).

Dessa forma, a ciência odontológica na busca pela melhoria na estética e propriedades ópticas, desenvolveram zircônias com menor opacidade, maior translucidez e disponibilidade de cores para uso como material restaurador monolítico direto (Wang *et al.*, 2012) sendo conhecidas no mercado odontológico por zircônias translúcidas (Zhang *et al.*, 2013). Sendo essa característica atribuída a capacidade de propiciar um sorriso natural e harmônico com os demais dentes (Sen *et al.*, 2018, Baldissara *et al.*, 2018).

A segunda geração também consistiu em uma Y-TZP com diminuição no tamanho de grão da zircônia; essa pequena mudança dos materiais aprimorou a transmissão de luz com as propriedades ópticas, mantendo suas características de resistência mecânica (Stawarczyk *et al.*, 2017).

Essa segunda geração da Y-TZP apresenta maior translucidez, devido ao processamento mais refinado, que ocorre pela menor concentração dos grãos de óxido de alumina (Al_2O_3) no material e do aumento da temperatura de sinterização, que tem como objetivo eliminar a porosidade (Tong *et al.*, 2016; Zhang & Lawn, 2018, Stawarczyk *et al.*, 2017). Essa mesma zircônia da segunda geração apresenta média translucidez, tendo melhor indicação para confecção de restaurações indiretas monolíticas na região posterior. (Carrabba *et al.*, 2017).

Contudo, embora haja a manutenção das propriedades mecânicas e melhoria nas propriedades ópticas da segunda geração, essas ainda não são satisfatórias quando comparadas aos demais sistemas cerâmicos utilizados como material monolítico nas restaurações dentárias indiretas; o que impulsionou a ciência e a indústria odontológica a introdução das zircônias da terceira geração, na busca por translucidez, estética e mimetismo dentário (Zhang *et al.*, 2013; Stawarczyk *et al.*, 2017).

A terceira geração teve a importante mudança de aumentar a porcentagem de estabilizador de óxido de ítrio (> 3 mol%); essa mudança gerou uma zircônia totalmente estabilizada, onde sua microestrutura cristalina pode ser caracterizada por conter até 53% da fase cúbica; além da fase tetragonal, que também são encontradas na primeira e segunda geração das zircônias (Stawarczyk *et al.*, 2017).

Com o intuito de promover melhorias nas propriedades ópticas da zircônia da terceira geração, foram desenvolvidas a Y-PSZ (zircônia parcialmente estabilizada na fase cúbica) e a Y-FSZ (zircônia totalmente estabilizada na fase cúbica) que possuem em sua composição maior teor de óxido de ítrio quando comparadas a Y-TZP, de 4-6 mol% para Y-PSZ e 8 mol% para Y-FSZ (Zhang *et al.*, 2016). A adição de óxido de ítrio à zircônia promove aumento da quantidade de conteúdo cristalino na fase cúbica (Zhang *et al.*, 2016; Carraba *et al.*, 2017; Camposilvan *et al.*, 2018; Ghodsi & Jafarian, 2018; Zhang & Lawn, 2018; Shahmiri *et al.*, 2018; Inokoshi *et al.*, 2018) e permite o aumento da translucidez, pois ao contrário da fase tetragonal, a fase cúbica apresenta índice de refração isotrópico (Zhang & Lawn, 2018; Mao *et al.*, 2018; Inokoshi *et al.*, 2018).

Esses grãos cúbicos presentes no material possuem orientação isotrópica, tendo menor interferência na transmissão de luz entre os grãos, além disso são maiores que os grão tetragonais; o que reduz o número de limites de grão, que são fontes de dispersão de luz (Apetz & van Bruggen., 2003, Cardoso *et al.*, 2020).

Sendo assim, a terceira geração é considerada mais translúcida do que as demais zircônias e indicada para confecção de restaurações indiretas monolíticas na região anterior, conferindo melhores resultados estéticos (Mao *et al.*, 2018). Essa translucidez está relacionada com maior ênfase na capacidade de transmissão de luz sobre a microestrutura do material entre os grãos cúbicos, tendo uma refração caracterizada como isotrópica e a ausência de dissipação irregular de feixes de luz

por birrefringência entre os grãos cúbicos, diferente do que ocorre nas gerações anteriores da zircônia (Zhang., 2014).

Ademais, a terceira geração se caracteriza pela estética aliada a melhoria nas propriedades ópticas; contudo, se espera que as propriedades mecânicas da Y-FSZ sejam um pouco comprometidas pela eliminação do mecanismo de transformação de fase onde ocorre a transformação da fase tetragonal para fase monoclinica na região de trinca ou defeito (Klmke *et al.*, 2011, Stawarqqczyk *et al.*, 2017, Cardoso *et al.*, 2020). Visto que, quando em contato com a água a Y-TZP sofre transformação de fase progressiva, também conhecida como degradação a baixa temperatura que pode ocorrer logo em 7 dias de exposição *in vitro* (Cattani-Lorente *et al.*, 2011). Além disso, é importante destacar que é sugerida maior resistência a degradação à baixa temperatura da Y-FSZ (Flinn *et al.*, 2017, Zhang & Lawn., 2018).

Essas modificações são atribuídas para reduzir a dispersão da luz e, assim, melhorar a translucidez do material (Zhang., 2014, Eldwakhly *et al.*, 2019). A Y-FSZ é uma boa alternativa para superar a opacidade zircônia de primeira e segunda geração, visto sua maior translucidez e possibilidades de coloração do material que pode ser associado, melhorando suas propriedades ópticas e estéticas (Longhini *et al.*, 2019).

Essa estabilização da Y-FSZ com grãos cúbicos que são isotrópicos, são capazes de melhorar a transmitância de luz pela restauração, trazendo grandes vantagens estéticas (Hatanaka *et al.*, 2020). Esse fator também contribui para cimentação das restaurações em Y-FSZ pelo grande percentual de luz que ultrapassa os grãos cúbicos gerando maior grau de conversão de cimentos resinosos durante sua fotoativação (Baldissara *et al.*, 2018).

A importância da translucidez na determinação da estética da restauração é bem reconhecida, pois a translucidez se refere à passagem de luz através do material, o que pode dar à restauração aparência de dentes naturais (Heffernan *et al.*, 2002). O parâmetro de transparência mede a diferença na cor do material de espessura uniforme quando colocada contra fundos brancos e pretos, e demonstra corresponder diretamente a avaliação visual da translucidez (Tan *et al.*, 2015).

A reprodução precisa da cor dos dentes apresenta um dos desafios clínicos mais significantes. Como a zircônia é principalmente de cor branca, ela exibe um brilho e saturação mais altos que a cor natural do dente e deve ser colorida para

simular a estrutura natural do dente (Tuncel *et al.*, 2013, Kim *et al.*, 2013, Orhun., 2017).

Vale ressaltar que a representação de cores com restaurações monolíticas de zircônia é desafiadora devido à natureza opaca deste material. Contudo, a coloração melhora o brilho da superfície zircônia totalmente estabilizada, devido a diminuição da transmissão de luz através da zircônia; aumentando a quantidade de luz refletida tornando a zircônia mais luminosa, aumentando assim o brilho da superfície (Sulaiman *et al.*, 2015).

No intuito de promover o correto mimetismo dentário e reprodução cromática da zircônia existem atualmente três abordagens principais para colorir o material. Um método consiste na incorporação de óxidos metálicos na zircônia antes do processo de sinterização ou esses óxidos são misturados com o pó de zircônia durante a fabricação do bloco, sendo conhecidas comercialmente como zircônias pré-tonalizadas. A segunda técnica consiste na coloração por imersão em líquidos contendo óxidos metálicos previamente a sinterização da zircônia. O terceiro método é reconhecido como a coloração extrínseca onde são utilizadas soluções contendo sais metálicos, que são aplicados à superfície quando a zircônia está em seu estágio após a sinterização por infiltração (Sedda *et al.*, 2015, Giti *et al.*, 2020), e posteriormente são submetidas a queimas com ciclos específicos em fornos ou submetidos a procedimentos de fotopolimerização (Sulaiman *et al.*, 2015, Dal Piva *et al.*, 2020). Entretanto, quando existe a necessidade de aplicação de caracterização extrínseca, recomenda-se a aplicação do glaze como última etapa, para proteger a camada de caracterização extrínseca (Chi *et al.* 2017; Dal Piva *et al.*, 2020).

Estes métodos de coloração podem ter um efeito através de alterações cristalográficas e microestruturais que por sua vez pode afetar as propriedades mecânicas da zircônia (Sulaiman *et al.*, 2015). Contudo, a técnica da coloração extrínseca pode ter algumas desvantagens, como presença de porosidade sobre a na superfície do material por formação de bolhas do líquido quando aplicado de forma incorreta, que podem resultar em cores não uniformes (Shah *et al.*, 2008) e questões relacionadas à profundidade de difusão limitada da coloração que levam a áreas mais claras após a caracterização extrínseca com pintura (Oh *et al.*, 2012).

O processo de replicação da cor do dente começa com a seleção da cor. A tomada de cor pode ser realizada usando diversos métodos, incluindo guias de cores de dente, câmeras digitais, colorímetros, espectrofotômetros e/ou scanners

intraorais (Igiel *et al.*, 2017). O resultado da seleção da cor é relatado como guia de cor ou cor alvo para o laboratório dentário (Paravina *et al.*, 2015).

Na determinação das diferenças de cor em odontologia, é necessário levar em consideração os limiares de perceptibilidade e os limiares de aceitabilidade que são de grande importância; visto que, o olho humano pode perceber diferenças de cor muito pequenas (Paravina *et al.*, 2019).

A classificação científica das cores das restaurações é baseada em três características: L* (valor), a* (vermelho-verde) e b* (amarelo-azul). A coordenada L* representa o brilho de um objeto no eixo y, o valor a* representa o croma vermelho ou verde (eixo x positivo ou negativo) e o valor b* representa o amarelo ou azul (z positivo ou negativo) - eixo croma. O sistema que define a cor por esses três fatores é a Comissão Internacional de Iluminação L* a* b* (CIE Lab) (Billmeyer *et al.*, 2014), onde os 3 valores fornecem uma descrição numérica da posição da cor em espaço de cores tridimensional. As diferenças de cores podem ser medidas em termos da distância numérica no espaço de cores entre as coordenadas L*, a* e b* e são dadas pela equação $\Delta E = [(\Delta L^*)^2 + (\Delta a^*)^2 + (\Delta b^*)^2]^{1/2}$. De acordo com as especificações os valores de ΔE_{00} perceptíveis pelo olho humano é de 0,81 e os valores aceitáveis clinicamente até 1,77 (Paravina, *et al.*, 2015).

A cor das restaurações monolíticas em zircônia pode ser influenciada pelas propriedades ópticas determinadas pelos processos de fabricação, procedimentos de laboratório, tipo de substrato, cimento e características da restauração (translucidez, espessura, tonalidade, textura e brilho da superfície, acabamento e polimento) (Tabatabaian *et al.*, 2019, Tabatabaian *et al.*, 2020).

Cardoso *et al.* (2020) afirmaram que a microestrutura e a composição da Y-FSZ afetam suas propriedades ópticas e definiram que diferentes temperaturas de sinterização podem levar a diferença de cor clinicamente aceitáveis e perceptibilidade próximas dos limites descritos na literatura; isso decorre da mudança na microestrutura com aumento dos grãos, mas sem alterações de composição e concentração de fases cristalinas.

Sulaiman *et al.* (2015) em um estudo sobre coloração extrínseca da zircônia, definiram que a coloração da Y-FSZ é capaz de diminuir sua característica de translucidez, devido sua capacidade de absorção da matéria pela sua microestrutura e dimensões dos grãos estabilizados em fase cúbica; e que a aplicação da coloração é capaz de aumentar a resistência a flexão do material.

Dal Piva *et al.* (2020) afirmaram que a camada de caracterização extrínseca está sujeita ao desgaste devido ao íntimo contato com o dente antagonista, o bolo alimentar e a escovação. Tendo em vista que a grande maioria das restaurações necessitam de individualização para que possam mimetizar a aparência da dentição natural, avaliaram a durabilidade da caracterização extrínseca após ensaio de resistência ao desgaste em diferentes materiais utilizados para confeccionar restaurações monolíticas, incluindo a Y-PSZ. A caracterização extrínseca foi realizada após a sinterização da Y-PSZ e submetida ao ciclo de queima. Concluíram que a aplicação de coloração extrínseca seguida por um ciclo de queima apresenta durabilidade superior aos métodos polimerizáveis. Outros autores explicam que, para que a caracterização extrínseca seja resistente é necessário que ela se infiltre profundamente na estrutura do material (Herpel *et al.* 2021).

A cerâmica à base de dissilicato de lítio atualmente é o material mais utilizado para confecção de restaurações indiretas monolíticas na região anterior (Makhija *et al.*, 2016). Contudo, este material é friável e susceptível à falha por fadiga após carregamento mecânico (Mao *et al.*, 2018). A Y-PSZ quando comparada a cerâmica à base de dissilicato de lítio, apesar de menos translúcida, apresenta maiores valores de resistência à flexão e tenacidade à fratura (Zadeh *et al.*, 2018).

Kwon *et al.* (2018) compararam a translucidez, a resistência à flexão e a abrasividade ao esmalte dentário da cerâmica à base de dissilicato de lítio, da Y-TZP e da Y-PSZ. Observaram que a Y-PSZ apresenta valores intermediários de resistência flexural e translucidez, e que mantém as excelentes propriedades de desgaste relatados para Y-TZP. Enquanto a cerâmica à base de dissilicato de lítio apresentou fratura e conseqüentemente, superfície mais rugosa com potencial para maior desgaste do esmalte dentário, a Y-PSZ não apresentou fratura ou aumento da rugosidade superficial. Os autores afirmaram que esta é uma vantagem clínica da Y-PSZ sobre a cerâmica à base de dissilicato de lítio, especialmente para pacientes que apresentam bruxismo ou outros hábitos parafuncionais.

Sulaiman *et al.* (2017) investigaram o efeito do jateamento de óxido de alumínio na resistência à flexão da Y-PSZ e da Y-FSZ. Primeiramente, observaram que a Y-PSZ apresenta maior resistência à flexão do que a Y-FSZ. Em seguida, constataram que o jateamento com óxido de alumínio reduz a resistência à flexão da Y-PSZ, enquanto aumenta os valores da mesma propriedade para Y-FSZ. Notavelmente, estes materiais apresentam comportamentos diferentes frente ao

acabamento proposto e os autores justificam os resultados pela diferença na microestrutura dos materiais testados.

Há um consenso que a Y-FSZ apresenta menor resistência à flexão do que a Y-PSZ em virtude da maior concentração de óxido de ítrio e conseqüentemente, maior quantidade de conteúdo cristalino na fase cúbica (Zhang *et al.*, 2016; Muñoz *et al.*, 2017; Sulaiman *et al.*, 2017; Mao *et al.*, 2018; Camposilvan *et al.*, 2018). Alguns autores relataram que o jateamento com óxido de alumínio (Sulaiman *et al.*, 2017; Mao *et al.*, 2018), o polimento (Mao *et al.*, 2018) e o glazeamento (Mohammadi-Bassir *et al.*, 2017; Mao *et al.*, 2018) reduzem a resistência à flexão da Y-PSZ, enquanto o procedimento de coloração (Sulaiman *et al.*, 2015) e jateamento com óxido de alumínio (Sulaiman *et al.*, 2017) aumentam a resistência à flexão da Y-FSZ.

Dessa forma, a Y-FSZ apesar do ganho estético possui comportamento mecânico inferior quando comparado a Y-TZP e Y-PSZ, garantindo maior indicação do material em restaurações monolíticas anteriores, onde é necessário grande mimetização da translucidez e menor sobrecarga oclusal quando comparado com destes posteriores (Pereira *et al.*, 2018).

Estudos *in vitro* que consideram a análise de sobrevivência durante a fadiga de materiais cerâmicos são extremamente recomendados para esclarecer o desempenho de materiais recém-desenvolvidos antes de sua recomendação indiscriminada para uso clínico (Zhang *et al.*, 2013). Com relação às taxas de sobrevivência da Y-FSZ quando submetida ao teste de fadiga flexional biaxial com ou sem envelhecimento em autoclave o material obteve probabilidades de sobrevivência “zero” (chance de 0% das amostras excederem o limite de resistência a flexão sem ocorrência de falha), sendo um comportamento considerado satisfatório frente aos desafios mecânicos para ocorrência de fratura no material (Pereira *et al.*, 2018).

Moilanen *et al.* (2018) avaliaram a resistência a fratura e ajuste marginal de coroas monolíticas de Y-FSZ sobre implantes em ensaio de flexão estático em máquina universal de ensaios, com carregamento de carga em ângulo de 45° ao longo eixo do corpo para simulação de forças de mordida em região anterior. Obtiveram resultados satisfatórios de resistência a fratura da Y-FSZ, demonstrando resistência a fratura mais alta que as forças de mordida submetidas em carga oclusal anterior sendo elas de 108 a 299N.

A Y-FSZ, não sofre transformação de fase em suas estruturas, quando submetida a processos de envelhecimento artificial em autoclave, devido ao alto teor de fase cúbica presente no material o que torna menos susceptível ao envelhecimento, não sendo afetada pelo processo (Kou *et al.*, 2019, Longhini *et al.*, 2019, Muñoz *et al.*, 2017, Sulaiman *et al.*, 2017).

Pereira *et al.* (2018) submeteram a Y-FSZ ao processo de envelhecimento em autoclave e afirmaram que o material é inerte ao processo de envelhecimento, após análise topográfica em microscopia eletrônica de varredura, devido a estabilidade dos grãos cúbicos que não sofrem alteração.

O envelhecimento em autoclave simulando o uso clínico da Y-FSZ por aproximadamente 30 anos, não demonstrou efeito sobre a rugosidade de superfície, transparência e resistência a flexão do material (678Mpa- 723Mpa), visto sua estabilidade na fase cúbica (Kou *et al.*, 2019). Bem como, diferentes ciclos de sinterização testados na Y-FSZ, não afetam a sua resistência a flexão pela total estabilização (Cardoso *et al.*, 2020).

O procedimento de acabamento adequado na superfície da zircônia contribui para minimizar o desgaste da restauração cerâmica e do seu antagonista natural (Passos *et al.*, 2014). Alguns estudos sugerem que os diferentes acabamentos sobre a superfície da zircônia podem afetar diretamente a sua microestrutura por introduzir estresses residuais que podem acarretar o prejuízo de suas propriedades mecânicas (Sundh *et al.*, 2005; Nothdurft *et al.*, 2011; Canneto *et al.*, 2016; Pereira *et al.*, 2016; Moris, 2018;).

O polimento e o glazeamento são acabamentos superficiais indicados para melhorar a estética da zircônia (Alp *et al.*, 2018), reduzir a rugosidade superficial (Zhang *et al.*, 2016; Huh *et al.*, 2018), o acúmulo de biofilme (Haralur *et al.*, 2012) e desgaste do antagonista (Ghazal *et al.*, 2009; Mitov *et al.*, 2012). Entretanto, estes procedimentos modificam as características superficiais e possivelmente, as propriedades ópticas e mecânicas dos materiais. As propriedades ópticas, tais como: a translucidez e a estabilidade de cor influenciam na qualidade e longevidade das restaurações, pois são parâmetros que afetam a estética. Sendo assim, alguns estudos foram realizados para avaliar essas propriedades na Y- PSZ e constataram que a técnica de coloração (Alp *et al.*, 2018, Subasi *et al.*, 2018), a espessura (Alp *et al.*, 2018, Subasi *et al.*, 2018) e o envelhecimento térmico (Kurt *et al.*, 2019) não tem influência sobre a estabilidade de cor deste material. Entretanto, Kurt *et al.* (2019)

constataram que quando o polimento é realizado com pasta para polimento, resíduos de pasta ficam impregnados à superfície após o procedimento reduzindo a estabilidade de cor, e, portanto, sugerem que o tipo de acabamento superficial selecionado tem influência na estabilidade de cor da Y-PSZ.

Visto que o polimento e o glazeamento têm influência sobre as características superficiais da zircônia (Huh *et al.*, 2018) e conseqüentemente, sobre o processo de desgaste do antagonista (Passos *et al.*, 2014), alguns autores investigaram o efeito do polimento e do glazeamento na abrasividade da Y-TZP sobre o esmalte dentário e concluíram que a zircônia polida provoca menor desgaste do esmalte antagonista, quando comparada com a zircônia glazeada (Mitov *et al.*, 2012; Janyavula *et al.*, 2014; Chong *et al.*, 2015; Zurek *et al.*, 2018). Alguns autores explicam que isso ocorre porque, em aproximadamente 6 meses, a camada de glaze é desgastada e a superfície se torna mais rugosa e abrasiva ao antagonista (Esquivel Upshaw *et al.*, 2018; Sulaiman *et al.*, 2020).

O glazeamento das restaurações indiretas dos diversos sistemas cerâmicos, por sua vez é um método de acabamento superficial imprescindível para caracterização superficial, promovendo brilho e estética as restaurações indiretas, podendo ser esse processo combinado a pigmentos que são capazes de mimetizar as nuances de cores da estrutura dentária; principalmente em sistemas monolíticos que tendem em sua grande parte a ter coloração única (Sadowsky., 2006).

Outrossim, mesmo que as queimas de glazeamento sejam elas associadas ou não a pigmentos para caracterização extrínseca, a adição desse acabamento superficial corrobora como uma estratégia para melhorar a resistência das restaurações (Mores *et al.*, 2017). Surge assim a necessidade de tratamentos de finalização com o acabamento da restauração monolítica para seu uso clínico (Hatanaka *et al.*, 2020).

Esquivel-Upshaw *et al.* (2013) demonstraram em seu estudo que a camada de glaze é desgastada da Y-TZP em aproximadamente 6 meses sobre esforços mecânicos, tornando sua superfície mais rugosa e abrasiva.

Apesar da grande precisão durante a confecção de restaurações monolíticas com a fresagem em CAD/CAM, sua retificação e ajustes oclusais podem ser necessários para se obter boa relação oclusal (Abousheid & Wang., 2010). Esses ajustes podem degradar a superfície da restauração uma vez já exposta em

ambiente oral, sendo necessário novo polimento (Hatanaka *et al.*, 2020, Fiorin *et al.*, 2020).

Hatanaka *et al.* (2020) estabeleceram que diferentes protocolos de ajustes de restaurações monolíticas em Y-FSZ como aplicação de glaze e borrachas de polimento, não aumentam a resistência a flexão do material; até mesmo quando submetido ao processo de envelhecimento em autoclave a 134°C e 200KPa por 20 horas. Decorrente da total estabilização dos grãos cúbicos que também não trouxeram alterações superficiais como rugosidade.

Mao *et al.* (2018) concluíram através de ensaios de resistência à flexão, que o polimento com discos diamantados de (0,5 μ m) é capaz de promover melhor comportamento mecânico da Y-FSZ frente a outros tratamentos superficiais como jateamento com partículas de alumina e o glazeamento.

Vale ressaltar que o tratamento superficial inadequado da zircônia pode interferir diretamente na sua microestrutura, além disso, aumento na rugosidade superficial, pode acarretar desgaste acentuado do material e/ou dente antagonista, diminuir a longevidade da restauração indireta e favorece a adesão de microrganismos a superfície (Go *et al.*, 2019).

Estudos *in vitro* são extremamente recomendados para esclarecer o desempenho e longevidade das restaurações confeccionadas com Y-FSZ antes que haja recomendação errônea para o uso clínico (Pereira *et al.*, 2018).

Ademais, devido as informações limitadas disponíveis a respeito do comportamento da Y-FSZ frente aos processos de aplicação de líquidos para caracterização extrínseca, do polimento e do glazeamento, que são procedimentos realizados rotineiramente na clínica odontológica, o objetivo deste estudo foi avaliar as características superficiais, as propriedades ópticas e mecânicas deste material.

2. Proposição

2. PROPOSIÇÃO

2.1 Objetivo geral

Este estudo teve como objetivo avaliar *in vitro* o efeito do processo da aplicação de líquidos para caracterização extrínseca, do polimento e do glazeamento e suas possíveis alterações sobre a zircônia totalmente estabilizada na fase cúbica.

2.2 Objetivos específicos

Avaliar o efeito da aplicação de líquidos para caracterização extrínseca, do polimento e do glazeamento nas seguintes características superficiais, propriedades mecânicas e ópticas da zircônia totalmente estabilizada na fase cúbica:

- Morfologia da superfície e rugosidade superficial, através de microscopia confocal à laser.
- Módulo de elasticidade dinâmico, utilizando técnica de excitação por impulso.
- Estrutura cristalina da zircônia, por meio de difração de raios-X.
- Resistência à flexão de três pontos.
- Tenacidade à fratura.
- Análise de tensões pelo método de Correlação de Imagens Digitais.
- Microdureza Knoop
- Alteração de cor por análise espectrofotométrica e translucidez após envelhecimento artificial acelerado.

2.3 Hipótese nula

A hipótese nula testada é que a utilização de líquidos para caracterização extrínseca, do polimento e do glazeamento não têm influência sobre as características superficiais, propriedades ópticas e mecânicas da zircônia totalmente estabilizada na fase cúbica como: módulo de elasticidade dinâmico, resistência a flexão de três pontos, tenacidade à fratura, microdureza Knoop e alteração de cor e translucidez antes e após o envelhecimento artificial acelerado.

3. Material e Métodos

3. MATERIAL E MÉTODOS

3.1 Obtenção dos corpos de prova

Para execução deste trabalho, os corpos de prova foram obtidos através de blocos de zircônia totalmente estabilizada na fase cúbica, pré-tonalizada na cor A2, prensadas de maneira isostática, para CAD/CAM odontológico, utilizada para fabricação de coroas monolíticas unitárias e próteses parciais fixas em região anterior.

As informações e imagem sobre a zircônia que foi utilizada estão listadas na tabela 1 e figura 1.

Tabela 1. Nome comercial, sigla, composição e fabricante dos materiais utilizados para confecção dos corpos de prova.

Nome comercial	Sigla	Composição	Fabricante
Ceramill Zolid FX Preshade	Y-FSZ	ZrO ₂ + HfO ₂ + Y ₂ O ₃ : ≥ 99.0, Y ₂ O ₃ : 8,5 – 9,5, HfO ₂ : ≤ 5, Al ₂ O ₃ : ≤ 0.5, Outros óxidos: ≤ 1	Amanngirrbach, Koblach, Áustria

Figura 1. Embalagem comercial dos blocos de zircônia totalmente estabilizada na fase cúbica Ceramill Zolid FX Preshade e bloco de óxido de zircônia estabilizado por ítrio pré-sinterizado.



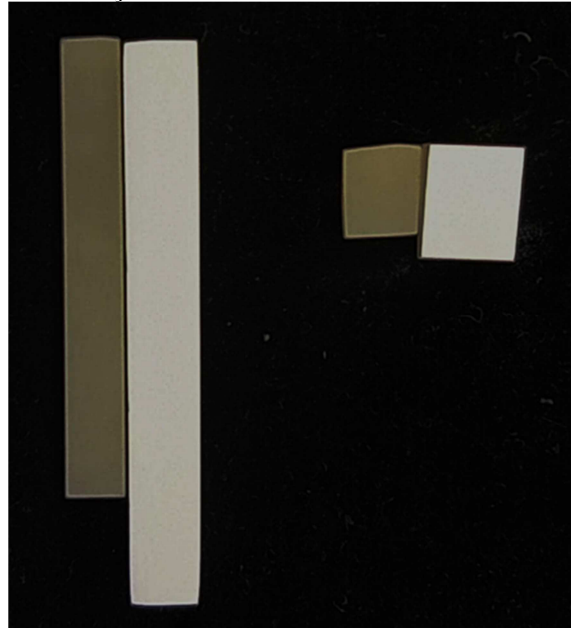
Foram obtidas cento e vinte corpos de prova em forma de barra, sendo sessenta barras (30 mm de comprimento x 4,4 mm de largura e 2 mm de espessura), sessenta barras (25 mm de comprimento x 3 mm de largura e 4 mm de espessura) e sessenta e seis retângulos (5 mm de comprimento x 6 mm de largura e 2 mm de espessura) foram obtidos posicionando os blocos de zircônia pré-

sinterizada, em cortadeira de precisão (Isomet 1000 Precision Saw, Buehler, EUA), com auxílio de um disco diamantado (COD.SCH-D150Schneider., Canadá) (Figura 2) e refrigeração com água e em seguida receberam acabamento manual com lixas d'água (3M Espe., Brasil) com granulações sequencias de 320, 400, 600 e 1200. O paquímetro digital (Mitutoyo, Japão) foi utilizado para mensurar as dimensões das barras sendo consideradas nas dimensões a contração de 21,27% sofrida durante a sinterização do material (Figura 3). Previamente a sinterização, os corpos de prova foram levados a um banho ultrassônico (Altsonic Clean 3P, ALT, Brasil) por 10 minutos com água destilada.

Figura 2. Cortadeira de precisão Isomet 1000 Precision Saw e bloco de zircônia posicionado para secção.

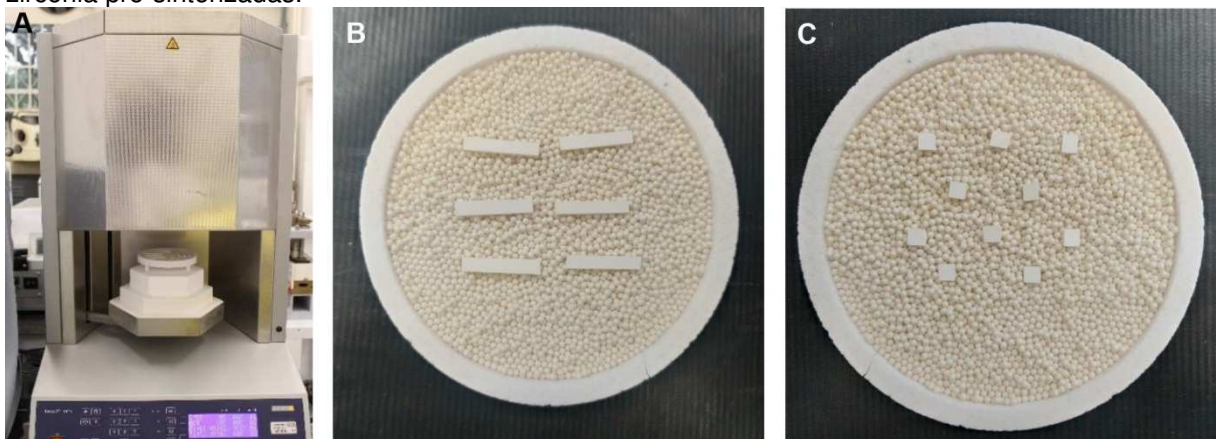


Figura 3. Ilustração da contração de sinterização de 20% da zircônia



A sinterização foi realizada em forno (inFire HTC Speed, Sirona, Alemanha), conforme as seguintes especificações do fabricante da zircônia: taxa de aquecimento a partir da temperatura ambiente de 5°C/min até a temperatura final de 1450°C, na qual os corpos de prova permaneceram por duas horas, até que o resfriamento se inicie sob taxa de 5°C/min até temperatura ambiente (Figuras 4A, 4B e 4C).

Figura 4. A. Forno inFire HTC Speed, **B.** Barras de zircônia pré-sinterizadas **C.** Retângulos de zircônia pré-sinterizadas.



Os corpos de prova de diferentes diâmetros sinterizadas foram aleatoriamente divididos seis grupos, de acordo com o tratamento superficial, sendo eles:

- **Grupo GC:** Zircônia totalmente estabilizada na fase cúbica que não recebeu nenhum tipo de tratamento superficial.
- **Grupo GG:** Zircônia totalmente estabilizada na fase cúbica que recebeu a aplicação do glaze sobre uma das superfícies do corpo de prova.
- **Grupo GL:** Zircônia totalmente estabilizada na fase cúbica que recebeu a aplicação de líquido para caracterização extrínseca sobre uma das superfícies do corpo de prova.
- **Grupo GLG:** Zircônia totalmente estabilizada na fase cúbica que recebeu a aplicação de líquido para caracterização extrínseca e glaze sobre uma das superfícies do corpo de prova.
- **Grupo GP:** Zircônia totalmente estabilizada na fase cúbica que foi submetido ao processo de polimento em uma das superfícies do corpo de prova.
- **Grupo GLP:** Zircônia totalmente estabilizada na fase cúbica que recebeu a aplicação de líquido para caracterização extrínseca e que foi submetido ao processo de polimento em uma das superfícies do corpo de prova.

Os corpos de prova em forma de barra nas dimensões de 30 mm de comprimento x 4,4 mm de largura e 2 mm de espessura, foram utilizadas para os ensaios de: microscopia confocal à laser, módulo de elasticidade dinâmico e ensaio de resistência à flexão de três pontos.

As barras nas dimensões 25 mm de comprimento x 3 mm de largura e 4 mm de espessura foram utilizadas para o ensaio de tenacidade à fratura.

Já os corpos de prova em forma retangulares foram submetidos ao ensaio de difração de raio-x, microdureza Knoop e a análise de cor e translucidez antes e após o envelhecimento artificial acelerado, sendo a microdureza realizada somente antes do envelhecimento artificial acelerado.

3.2 Preparo dos grupos experimentais

3.2.1 Glazeamento

Após a sinterização, sobre uma das superfícies dos corpos de prova de zircônia, o glaze (Glaze InSync, InSync, EUA) (Figura 5) foi aplicado em uma camada única com o auxílio de um pincel, de acordo com as instruções do fabricante, por um único operador, (Figura 6). A queima foi realizada no forno (Sinter Press Alumini, EDG, Brasil) (Figura7) de acordo com as seguintes especificações do fabricante: a temperatura inicial é de 450°C, seguida pela pré-secagem por 5 minutos. Após a pré-secagem, a temperatura se eleva sob taxa de 40°C/min até que atinja a temperatura final de 850°C, seguido do até resfriamento até que atinja a temperatura ambiente. Os corpos de prova do grupo GG receberam o glazeamento após a sinterização e os corpos de provas do grupo GLG após a aplicação de líquidos para caracterização extrínseca.

Figura 5. Glaze e líquido para caracterização extrínseca



Figura 6. Aplicação do glaze para caracterização na superfície do corpo de prova com pincel.

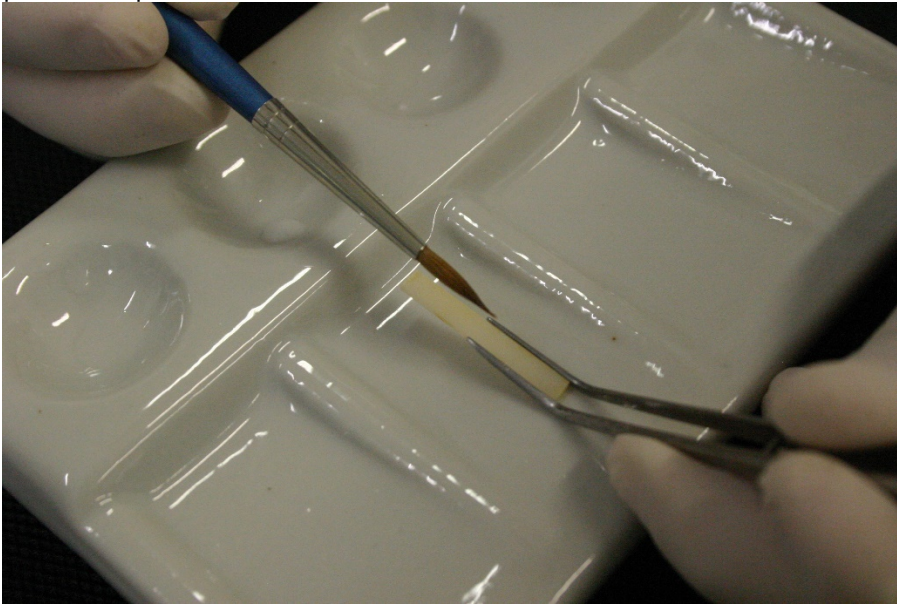


Figura 7. Forno para queima do glaze e líquido para caracterização extrínseca.



3.2.2 Caracterização extrínseca

Após a sinterização sobre uma das superfícies dos corpos de prova de zircônia o líquido para caracterização extrínseca (Stain InSync Orange, InSync, USA) (Figura 5) foi aplicado em uma camada única com o auxílio de um pincel, de acordo com as instruções do fabricante, por um único operador. A queima foi realizada no forno (Sinter Press Alumini, EDG, Brasil) (Figura7) de acordo com as seguintes especificações do fabricante: a temperatura inicial é de 450°C, seguida

pela pré-secagem por 5 minutos. Após a pré-secagem, a temperatura se eleva sob taxa de 40°C/min até que atinja a temperatura final de 850°C, seguido do resfriamento até a temperatura ambiente.

Os corpos de prova do grupo GL receberam a aplicação do líquido para caracterização extrínseca após a sinterização e os corpos de prova do grupo GLG receberam a aplicação do líquido para caracterização extrínseca após a sinterização, e após a queima do líquido a aplicação do glaze.

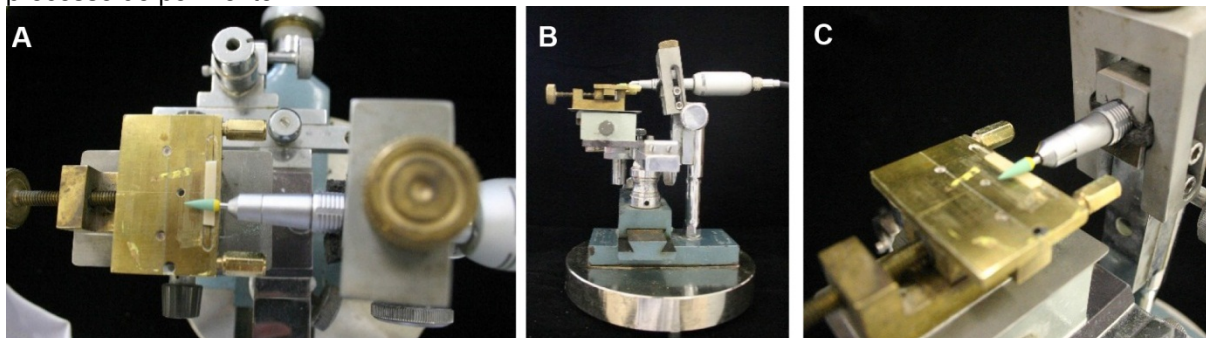
3.2.3 Polimento

O polimento foi realizado com polidores diamantados, desenvolvidos especialmente para polimento de zircônia monolítica, em duas etapas. Na primeira etapa, foi realizado o alisamento e pré-polimento dos corpos de prova com o polidor diamantado de granulação média na cor verde (Diacera W16DCmf, Eve Ernst Vetter GmbH, Alemanha) e na segunda etapa, foi realizado o procedimento de alto brilho com o polidor diamantado de granulação fina cor rosa (Diacera W16DC, Eve Ernst Vetter GmbH, Alemanha). Para isso, os corpos de prova foram posicionados em matriz metálica para estabilização e os polidores, instalados em peça de mão associado a micromotor (SL30, Dabi Atlante, Brasil) em baixa rotação operando na faixa de 7000 a 12000 rpm (rotações por minuto) (Figura 8A).

O polimento foi conduzido por um único operador, com auxílio de um paralelômetro (Figura 8B) – equipamento que permite o posicionamento da matriz e do instrumento rotatório, garantindo o paralelismo e a padronização da carga aplicada sob todos os corpos de prova (Hatanaka et al., 2020) (Figura 8C). Por meio da utilização do paralelômetro, foi possível controlar a distância entre o polidor e o corpo de prova através de uma escala em milímetros e realizar um movimento horizontal através de uma manivela.

Os corpos de prova do grupo GP receberam polimento após a sinterização e os corpos de prova do grupo GLP receberam o polimento após a aplicação de líquidos para caracterização extrínseca.

Figura 8. **A:** Posicionamento do corpo de prova na matriz metálica com o polidor diamantado acoplado à micromotor. **B:** Paralelômetro. **C:** Paralelismo e controle da carga aplicada durante o processo de polimento.



3.3 Ensaio

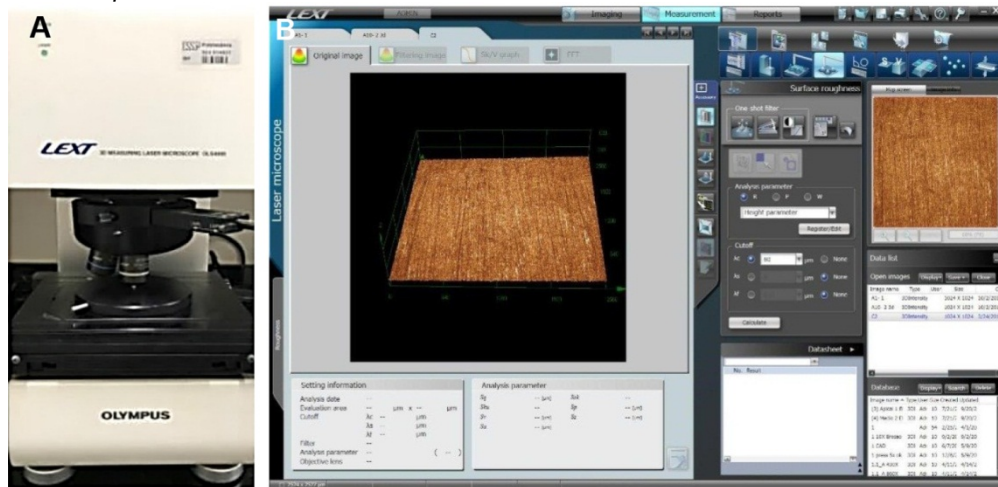
3.3.1 Microscopia Confocal a laser

O Microscópio Confocal à Laser (LEXT OLS4000, Olympus, Japão) (Figura 9A) foi utilizado para avaliar a topografia dos corpos de prova, analisando as modificações superficiais, e para mensuração da rugosidade superficial (S_a). Foram obtidas três imagens da superfície de cada corpo de prova, utilizando lente de aumento de 5 vezes e campo de visão de $2574 \times 2577 \mu\text{m}$ para digitalização.

A topografia dos corpos de prova foi analisada através da obtenção de uma imagem selecionada de cada grupo experimental, baseado no padrão repetitivo encontrado entre as imagens.

Já a rugosidade superficial (S_a), foi calculada por meio do *software* (LEXT 3D Measuring Laser Microscope OLS4000, Olympus, Japão) (Figura 9B), que é capaz de analisar a superfície após digitalização e mensura a rugosidade média (S_a), representativa em número (μm).

Figura 9. A. Microscópio confocal a laser. B. *Software* LEXT 3D Measuring Laser Microscope OLS4000.



3.3.2 Módulo de Elasticidade Dinâmica

O módulo de elasticidade dinâmico foi caracterizado de forma não destrutiva pela técnica de excitação por impulso, através da utilização do equipamento (Sonelastic, ATPC Engenharia Física, Brasil) e *software* específico (Sonelastic v. 2.2, ATPC Engenharia Física, Brasil) (Figura 10), de acordo com a norma ASTM E-1876. Os corpos de prova foram posicionados em suporte adequado à sua geometria e excitadas por meio da utilização de um pulsador eletromagnético (Figuras 11A e 10B).

Figura 10. Aparelho e *software* Sonelastic para mensuração do módulo de elasticidade dinâmico.



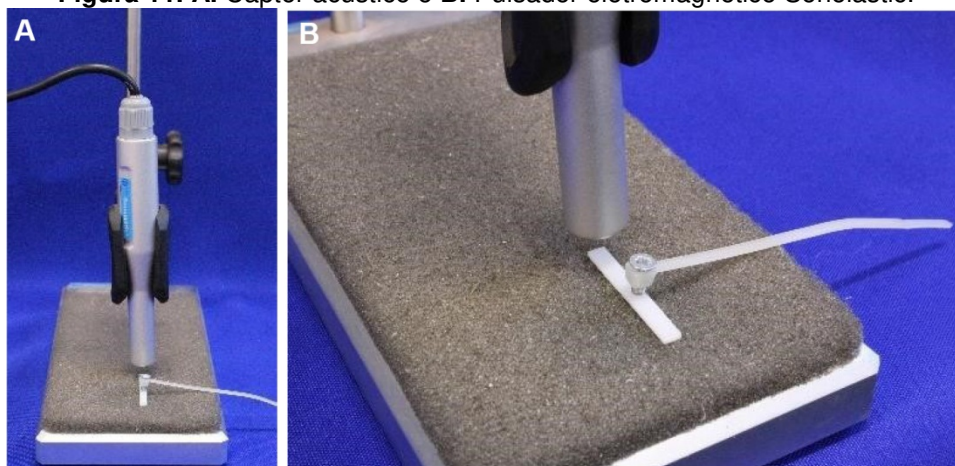
O *software* Sonelastic é composto por um analisador de vibrações transitórias, onde adquiridos as frequências e a taxa de atenuação para a realização

dos valores de amortecimento por meio de um cálculo. O *software* é capaz de captar as frequências de vibração bem como respectivos amortecimentos por meio do processamento acústico dos corpos de prova, que são induzidas por excitação mecânica do impulso.

A captura da resposta acústica foi realizada por meio do captador acústico e processada através do *software*, que calculou os módulos elásticos e o amortecimento a partir das frequências naturais de vibração.

Os corpos de prova tiveram os valores dos módulos de elasticidade determinados para averiguar se a realização dos diferentes tipos de acabamentos superficiais influi sobre esta propriedade mecânica.

Figura 11. A. Captor acústico e **B.** Pulsador eletromagnético Sonelastic.



3.3.3 Difração de Raio-X

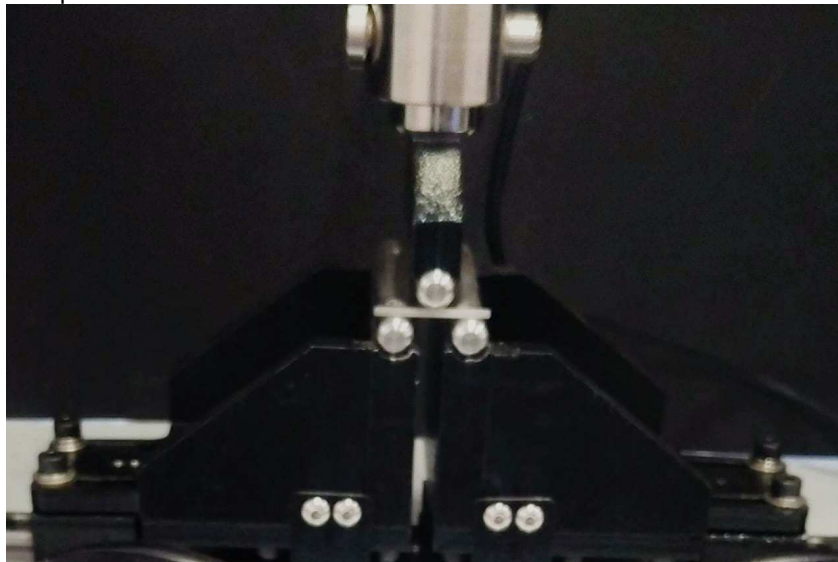
A técnica de difração de raios-X foi utilizada para determinar o conteúdo cristalino dos corpos de prova, identificando a porcentagem das fases cristalográficas da zircônia monolítica. Para isso, os corpos de prova de cada grupo foram posicionados no difratômetro (D2 Phaser, Bruker AXS Corporation, EUA) e a análise foi conduzida com radiação de Cu-K α , alcance de 2θ , entre 20-90°, passo angular de 0,02° e velocidade de medição de 1s/ponto de contagem. A quantidade relativa das fases cristalográficas de cada grupo foi obtida através do refinamento de Rietvelt, utilizando um *software* específico (TOPAS V4.2, Bruker AXS Corporation, EUA).

3.3.4 Resistência à flexão de três pontos

O ensaio de resistência a flexão de três pontos foi realizado em máquina universal de ensaios (Biopdi, São Carlos, Brasil) (Figura 12), utilizando célula de carga de 50kgf e com deslocamento de 0,5mm/min, em conformidade com a ISO 6872.

Os corpos de prova foram posicionados em um suporte metálico, apoiado em dois pontos, um em cada extremidade, com uma distância entre os apoios de 20 mm, sendo a carga aplicada no centro da barra até a ruptura. Posteriormente, os valores de resistência à flexão de três pontos foram calculados em MPa.

Figura 12. Posicionamento do corpo de prova em forma de barra na máquina universal de ensaios para o ensaio de resistência à flexão de três pontos.

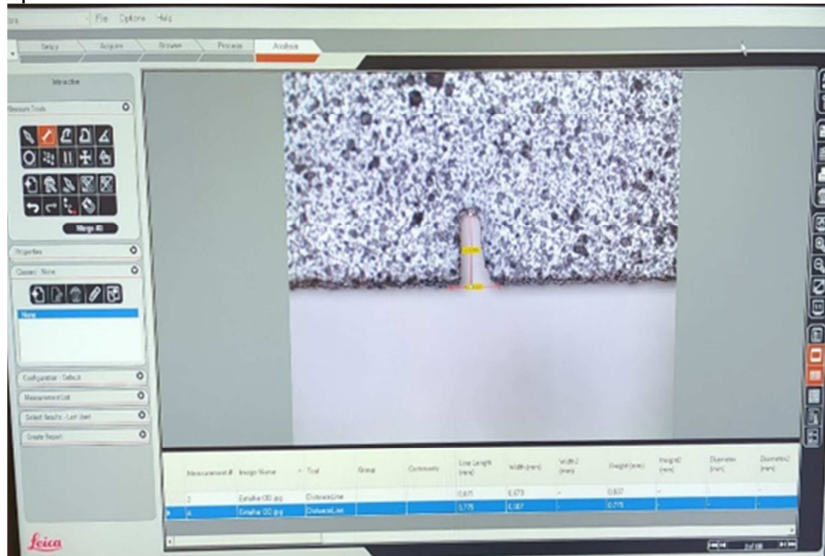


3.3.5 Tenacidade à fratura

A tenacidade à fratura foi calculada através do método do feixe de entalhe em V de borda única, de acordo com ISO 6872:2016. O entalhe foi realizado nos corpos de prova com auxílio de um disco diamantado (Diamond sinterizado rígido 0,25mm, Odontomega, Brasil), com profundidade entre 0,8 e 1,2 mm. Em seguida, os entalhes foram finalizados com pasta de polimento (Pasta diamantada Lunar, Odontomega, Brasil) e lâmina de barbear (Navalha, Wilkonnson Sword, Reino Unido).

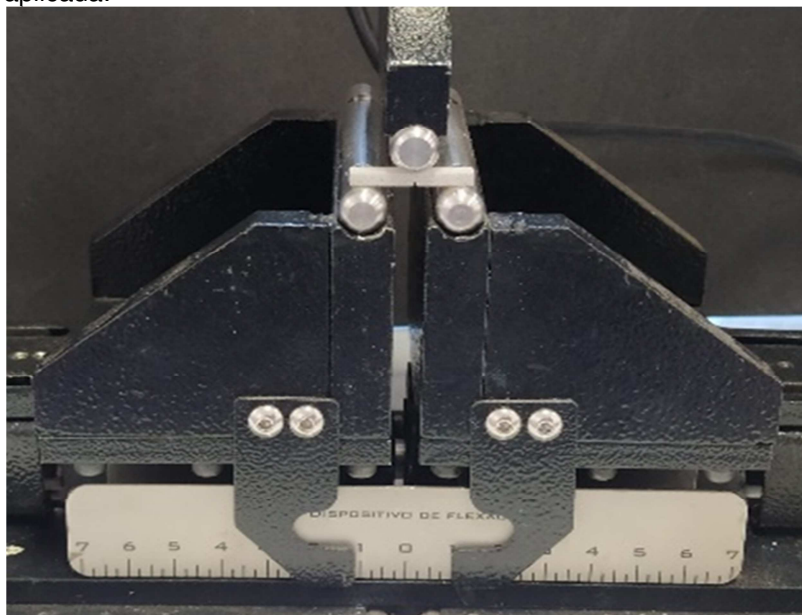
Os entalhes foram examinados previamente ao ensaio em microscópio óptico (S8AP0, Leica, Alemanha) para averiguação da profundidade do entalhe entre 0,8 e 1,2 mm (Figura 13).

Figura 13. Averiguação profundidades do entalhe em Microscópio óptico.



Os corpos de prova foram posicionados em um suporte metálico, apoiado em dois pontos, um em cada extremidade, com a superfície entalhada apontando para baixo e carregadas em máquina universal de ensaios (Máquina Universal de Ensaios, Biopdi, Brasil) com velocidade de 0,5 mm/min até a fratura (Figura 14).

Figura 14. Posicionamento do corpo de prova em forma de barra na máquina universal de ensaios para o ensaio de tenacidade à fratura com a superfície do entalhe voltada para baixo com a carga sendo aplicada.



Após a fratura, uma das faces internas foi levada novamente para microscópio óptico a fim de extrair medidas para o cálculo (Figura 15); a seguinte equação foi usada para calcular a tenacidade à fratura:

$$K_{Ic} = \frac{F}{b\sqrt{w}} \cdot \frac{s_1 - s_2}{w} \cdot \frac{3\sqrt{a}}{2(1-\alpha)^{1.5}} Y,$$

Onde K_{Ic} é a tenacidade à fratura em $\text{MPa}\sqrt{\text{mm}}$; F é a carga de fratura em N; b é a espessura do corpo de prova em mm; w é a largura do corpo de prova em mm; s_1 é o intervalo de suporte em mm; s_2 está carregando a extensão em mm; α é a profundidade relativa do entalhe em V; e Y é um fator de forma para a intensidade do estresse.

Figura 15. Mensuração em microscópio óptico das faces internas da fratura.



3.3.6 Correlação de Imagens Digitais

A metodologia da correlção de imagens digitais foi utilizada para analisar qualitativamente a distribuição de tensões nas barras da zirconia totalmente estabilizada na fase cúbica durante os ensaios de resistência a flexão de três pontos e tenacidade à fratura (Figuras 12 e 14). Esse método permite analisar o comportamento do material através dos mapas de tensão gerados durante os respectivos ensaios mecânicos.

Os corpos de prova em forma de barra foram submetidos ao processo de pintura utilizando aerógrafo (BC60-0,2, Steula Equipamentos, Brasil). Primeiramente foi realizado a aplicação de uma fina camada de tinta acrílica fosca de cor branca

(Acrilex, Brasil) e, após sua secagem em temperatura ambiente, foi realizada pintura com pequenos pontos pretos, também com tinta acrílica fosca na cor preta (Acrilex, , Brasil). A pintura foi realizada com o objetivo de capturar pontos específicos nos corpos de prova e rastrear o deslocamento desses pontos em cada espécime durante os ensaios.

O equipamento para realização da correlação de imagens digitais (StrainMaster, LaVision Inc., Alemanha) é composto por duas câmeras digitais (Imager Intense, LaVision Inc.) com resolução de 1039x1395 *pixels*, utilizadas para capturar imagens da superfície dos corpos de prova em forma de barras sob carregamento mecânico (Figura 16) e um software específico (DaVIS 8.1.2 LaVision Inc.) para análise das imagens, mapeamento e cálculo de tensões.

Para mensurar e realizar o mapeamento das áreas de tensões geradas nos corpos de prova, imagens da superfície pintada foram registradas na frequência de 1Hz, até que a carga total fosse atingida ou a falha ocorresse. As tensões horizontais (E_{xx}) foram calculadas a partir dos deslocamentos dos pontos pelo *software* DaVis.

Figura 16. Máquina universal de ensaios e posicionamento do corpo de prova em forma de barra na máquina universal de ensaios para teste de resistência à flexão de três pontos com a carga sendo aplicada em conjunto com a metodologia da correlação de imagens digitais.



3.3.7 Microdureza Knoop

A microdureza foi avaliada com o auxílio de um microdurômetro (HMV-2, Shimadzu Corp., Japão) (Figura 17) e penetrador com diamante Knoop. A carga aplicada foi de 3N por 15 segundos (Lima *et al.*, 2002). Foram realizadas cinco mossa por corpo de prova e os resultados fornecidos pelo próprio aparelho, após medição das extremidades das mossa produzidas. A média aritmética das leituras corresponde a microdureza Knoop.

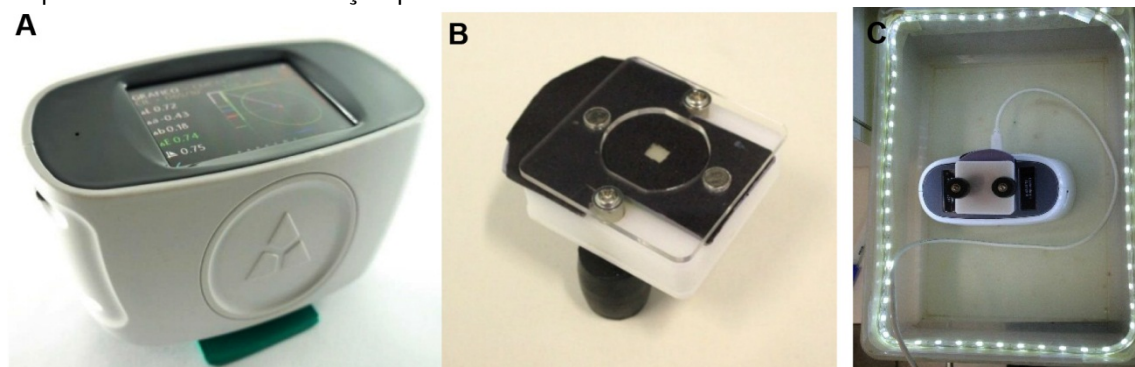
Figura 17. Microdurômetro.



3.3.8 Cor

A cor foi avaliada com o auxílio de um espectrofotômetro (Delta Vista 2.0, Delta Color, Brasil) (Figura 18A), em temperatura ambiente, antes e após o envelhecimento artificial acelerado através do sistema CIE2000. Os corpos de prova foram posicionados sobre um dispositivo (Figura 18B) que possui um bloco de fundo branco padrão utilizando o iluminante padrão primário D65, que simula o espectro da luz do dia com iluminação padronizada (Figura 18C). Esse feixe é refletido de volta para o aparelho e, assim, captura e registra os valores de L^* , a^* e b^* dos corpos de prova. Após o envelhecimento artificial acelerado, novas leituras de cor foram realizadas.

Figura 18 A. Aparelho Espectrofotômetro. B. Dispositivo para leituras de cor e translucidez C. Capturas de cor com iluminação padronizada.



A alteração de cor (ΔE_{00}) foi calculada a partir da seguinte fórmula utilizando um *software* específico (Software i7, Delta Color, Brasil) (Sharma *et al.*, 2005):

Onde $\Delta L'$, $\Delta C'$ e $\Delta H'$ são as diferenças de luminosidade, croma e matiz entre duas mensurações e RT (função de rotação) é uma função que descreve a interação entre croma e matiz na região azul. SL, SC e SH são as funções correspondentes à luminosidade, croma e matiz, respectivamente. KL, KC e KH são fatores paramétricos (Pecho *et al.*, 2016).

A direção da diferença de cor é descrita pelas magnitudes e sinais algébricos dos componentes ΔL^* , Δa^* e Δb^* :

$$\Delta L^* = L^*F - L^*I$$

$$\Delta a^* = a^*F - a^*I$$

$$\Delta b^* = b^*F - b^*I$$

Onde L^*I , a^*I e b^*I são referidos como medição inicial da cor e L^*F , a^*F e b^*F como medição final da cor.

3.3.9 Translucidez

A translucidez foi avaliada com o auxílio de um espectrofotômetro (Delta Vista 2.0, Delta Color, Brasil) (Figura 18A), em temperatura ambiente antes e após o envelhecimento artificial acelerado. Para isso, foram avaliadas a transmitância e refletância nos comprimentos de onda de 400 – 700 nm (Zadeh *et al.*, 2018). Foram realizadas três medições por corpo de prova, sob iluminação padronizada (Figura 18C). Os valores de luminosidade, croma vermelho-verde e amarelo-azul e ângulo matiz foram calculados a partir dos dados de transmitância e refletância utilizando

um software específico (Software i7, Delta Color, Brasil). A translucidez foi calculada, a partir dos dados de transmitância e refletância obtidos nos diferentes comprimentos de onda, por meio da seguinte fórmula:

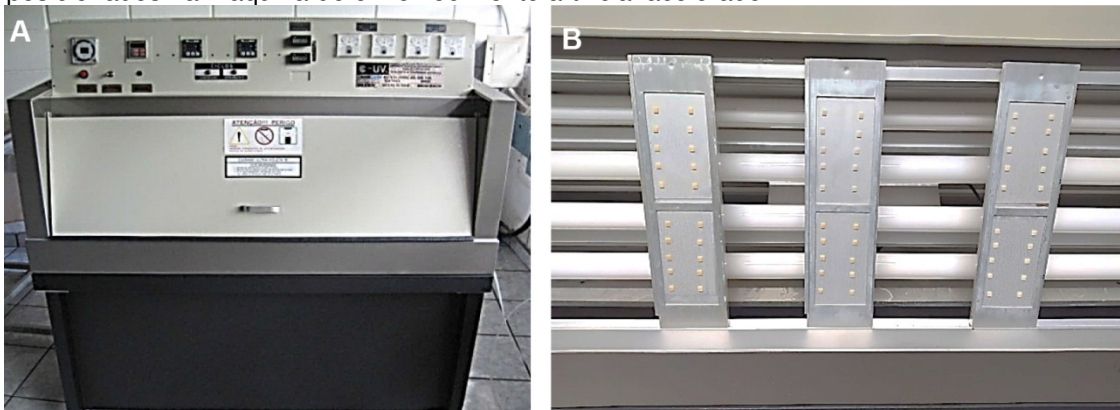
$$T = [(L_p - L_b)^2 + (\alpha_p - \alpha_b)^2 + (b_p - b_b)]^{1/2}$$

Onde: T= translucidez, L_p = luminosidade sob fundo preto, L_b= luminosidade sob fundo branco, α_p = croma vermelho-verde sob fundo preto, α_b = croma vermelho verde sob fundo branco, b_p = croma amarelo-azul sob fundo preto, b_b = croma amarelo=azul sob fundo branco.

3.3.10 Envelhecimento Artificial Acelerado

Após as primeiras medições de cores e translucidez os corpos de prova foram expostos ao Sistema Acelerado de Envelhecimento para não-metálicos C-UV (Conexim Matérias Primas Ltda, São Paulo, Brasil) (Figura 19A e 19B) sob ação da luz UV e a condensação realizada em ciclos separados que se repetem sucessiva e automaticamente. Spray de água operando na faixa de 30° a 80° e luz ultravioleta (UV-B). O programa de funcionamento fixado foi de 4 horas de exposição à UV-B a 50° C e tempo máximo foram aplicados nos corpos de prova na máquina de teste por 300 horas. Esse procedimento de envelhecimento corresponde a 1 ano de serviço clínico (Turgut *et al.*, 2014, Heydecke *et al.*, 2001, Kurt *et al.*, 2019).

Figura 19. A. Máquina de envelhecimento artificial acelerado. B. Corpos de prova posicionados na Máquina de envelhecimento artificial acelerado.



3.4 Análise dos resultados

Para as análises quantitativas relativas as propriedades mecânicas e ópticas, após a tabulação dos dados, as análises estatísticas foram realizadas utilizando o *software* IBM SPSS *statistics* (20.0, IBM, EUA). Inicialmente foi realizado uma análise descritiva através de medidas de posição central e dispersão de dados. De acordo com o teste de normalidade de *Shapiro-Wilk*, os dados de todos ensaios e análises apresentaram distribuição normal.

Foram avaliados por análise de variância de um fator (ANOVA) e pós teste de Tukey ($\alpha=5\%$) os ensaios das propriedades mecânicas e ópticas: rugosidade, módulo de elasticidade dinâmico, resistência à flexão de três pontos, tenacidade à fratura, microdureza e cor; exceto a análise de Translucidez que foi comparada pelo modelo linear de medidas repetidas e pós teste de Bonferroni.

A análise de difração de raio-x foi realizada através do *software* COD (Crystallography Open Database), por meio de análise semiquantitativa através da identificação das fases e porcentagens relativas ao conteúdo cristalino da zircônia em cada grupo experimental.

Para as análises qualitativas da morfologia superficial foi realizado análise das superfícies frente os diferentes grupos experimentais através das imagens obtidas. Para a correlação de imagens digitais foram analisadas qualitativamente as tensões de compressão e as forças de tração através das cores obtidas nas imagens.

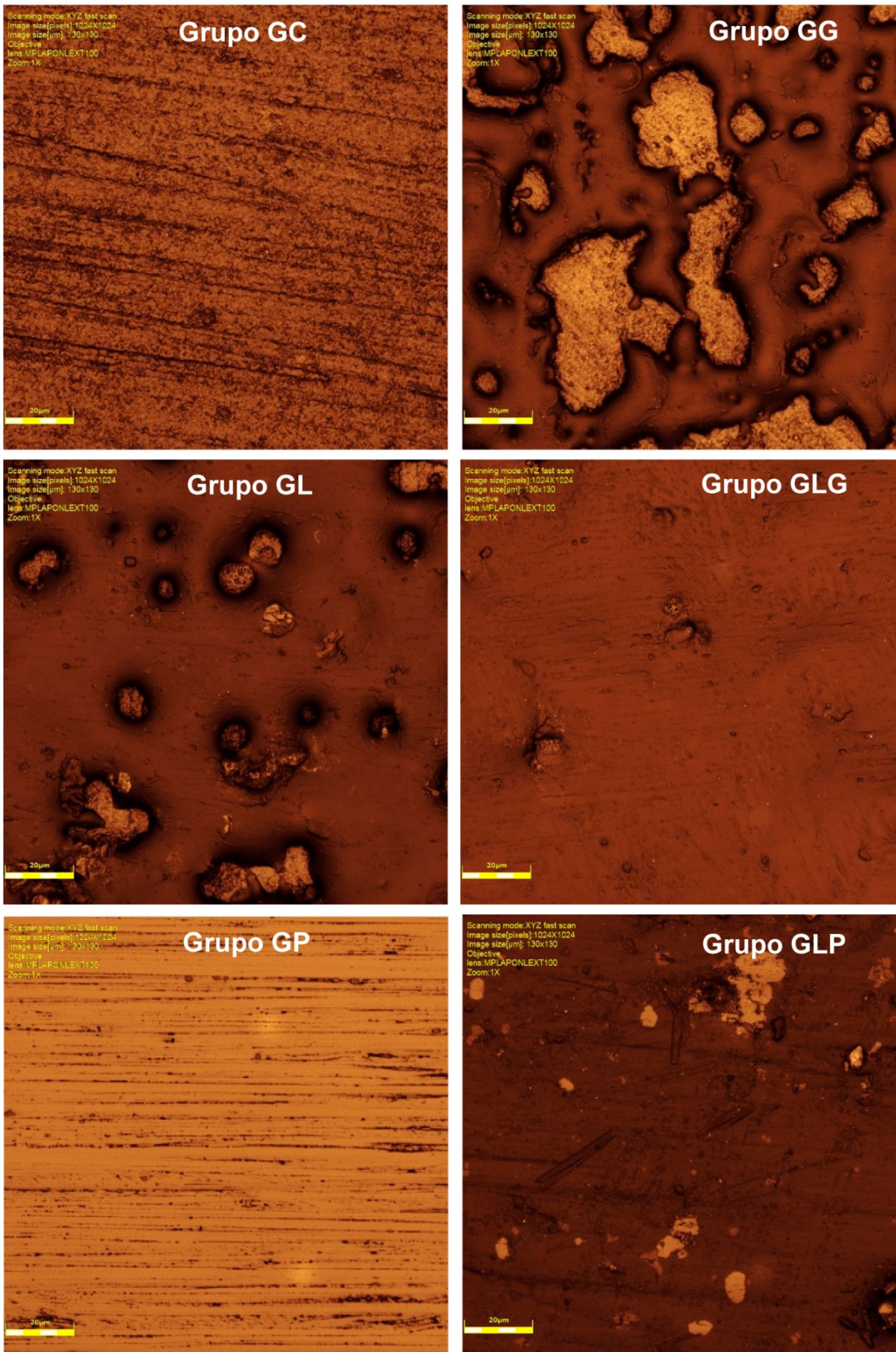
4. Resultados

4. RESULTADOS

4.1 Morfologia Superficial por Microscopia Confocal a Laser

Através da microscopia confocal a laser foram adquiridas capturas de imagens relativas à morfologia superficial dos corpos de prova com lente de aumento de 5 vezes e observado variações entre os respectivos grupos. As imagens de cada grupo estão expostas a seguir.

Figura 20. Imagens da morfologia superficial dos grupos experimentais.

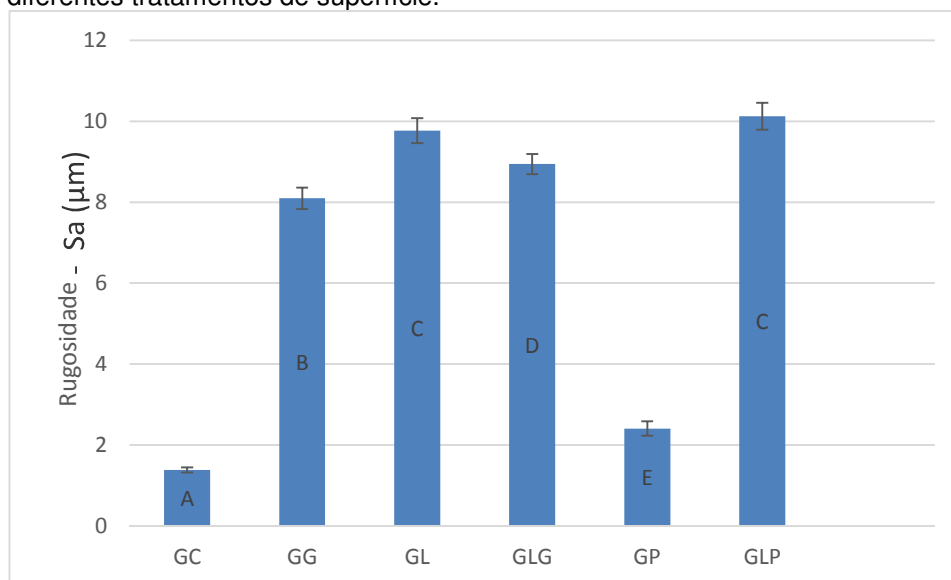


Na figura 20, em que é apresentado a morfologia superficial dos diferentes grupos experimentais do presente trabalho, é possível observar modificações estruturais havendo semelhança das superfícies dos grupos GC e GP, com suas superfícies mais regulares quando comparada aos grupos GLG e GLP que apresentam superfícies mais irregulares com alguns defeitos; ademais, os grupos GG e GL denotam grandes irregularidades sobre a superfície da zircônia totalmente estabilizada na fase cúbica.

4.2 Rugosidade

Na figura 21 é apresentado a média e o desvio padrão dos valores de rugosidade dos grupos; sendo os valores da média da rugosidade (S_a - μm) em ordem decrescente de rugosidade: grupo GLP $10,12 \pm 0,66 \mu\text{m}$, grupo GL $9,76 \pm 0,60 \mu\text{m}$, grupo GLG $8,94 \pm 0,50 \mu\text{m}$, grupo GG $8,09 \pm 0,52 \mu\text{m}$, grupo GP $2,40 \pm 0,35 \mu\text{m}$ e grupo GC $1,38 \pm 0,12 \mu\text{m}$.

Figura 21. Valores médios da rugosidade - S_a (μm) e desvio padrão da zircônia totalmente estabilizada na fase cúbica e seus grupos determinados pelos diferentes tratamentos de superfície.



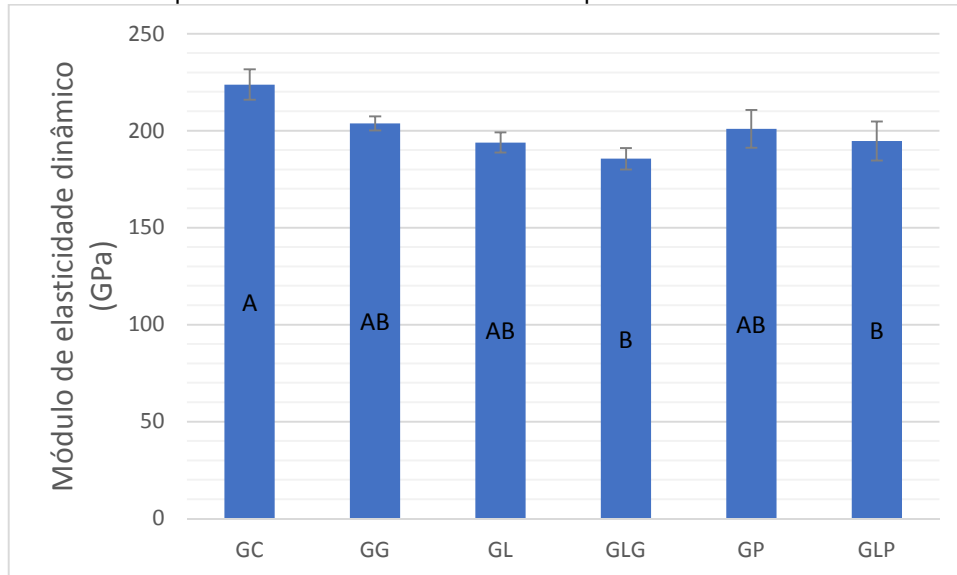
*Letras diferentes indicam diferenças estatisticamente significante entre os grupos.

4.3 Módulo de Elasticidade Dinâmico

Na figura 22 é apresentado a média e desvio padrão dos valores do módulo de elasticidade dinâmico dos grupos; sendo os valores da média do módulo de elasticidade dinâmico (GPa) em ordem decrescente: grupo GC $223,78 \pm 15,75 \text{ GPa}$,

grupo GG $203,71 \pm 7,21$ GPa, grupo GP $200,9 \pm 19,40$ GPa, grupo GLP $194,65 \pm 20,21$ GPa, grupo GL $193,89 \pm 10,33$ GPa e GLG $185,51 \pm 10,98$ GPa.

Figura 22. Valores médios do módulo de elasticidade dinâmico (GPa) e desvio padrão da zircônia totalmente estabilizada na fase cúbica e seus grupos determinados pelos diferentes tratamentos de superfície.

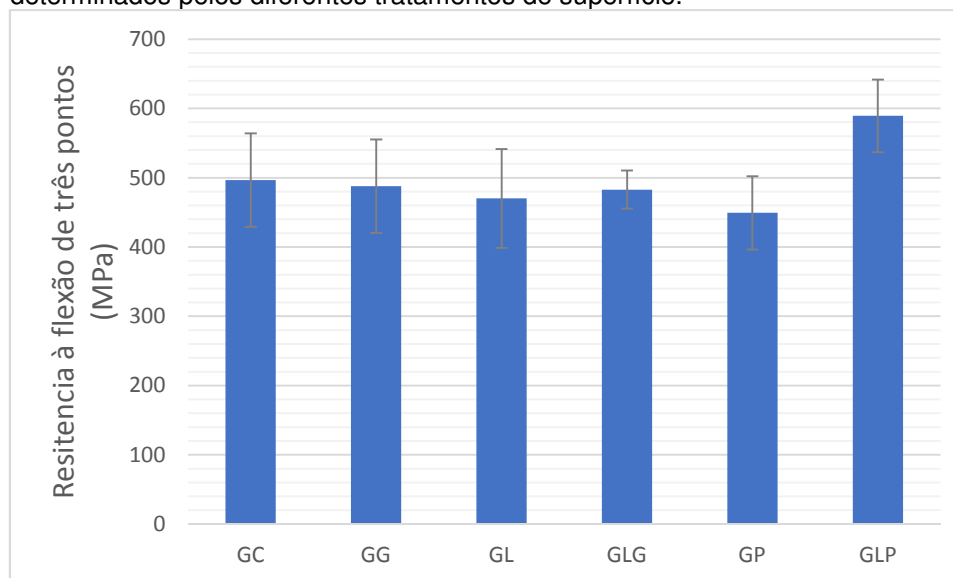


*Letras diferentes indicam diferenças estatisticamente significante entre os grupos.

4.4 Resistência à Flexão de três pontos

Na figura 23 é apresentado a média e desvio padrão dos valores da resistência á flexão de três pontos dos grupos, sendo os valores da média da resistência à flexão de três pontos (MPa) em ordem decrescente: grupo GLP $589,23 \pm 104,57$ MPa, grupo GC $496,56 \pm 129,06$ MPa, grupo GG $487,75 \pm 134,93$ MPa, grupo GLG $482,84 \pm 54,73$ MPa, grupo GL $470,04 \pm 142,96$ MPa e grupo GP $449,24 \pm 105,26$ MPa.

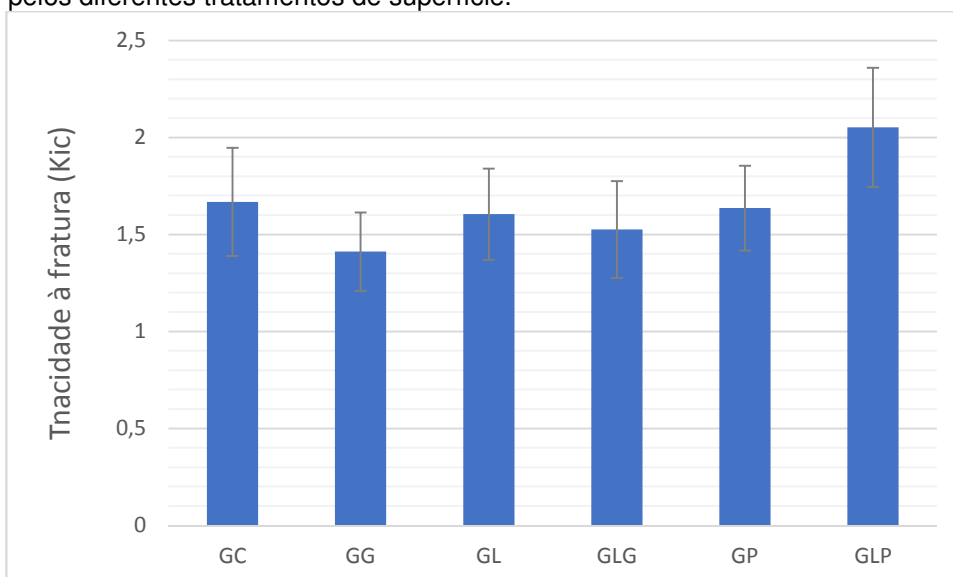
Figura 23. Valores médios da resistência à flexão de três pontos (MPa) e desvio padrão da zircônia totalmente estabilizada na fase cúbica e seus grupos determinados pelos diferentes tratamentos de superfície.



4.5 Tenacidade à Fratura

Na figura 24 é apresentado a média e desvio padrão dos valores da tenacidade à fratura dos grupos, sendo os valores da média da Tenacidade à Fratura (Kic) em ordem decrescente: grupo GLP $2,05 \pm 0,61$ Kic , grupo GC $1,66 \pm 0,55$ Kic , grupo GP $1,63 \pm 0,43$ Kic , grupo GL $1,60 \pm 0,47$ Kic , grupo GLG $1,52 \pm 0,49$ Kic e grupo GG $1,41 \pm 0,40$ Kic .

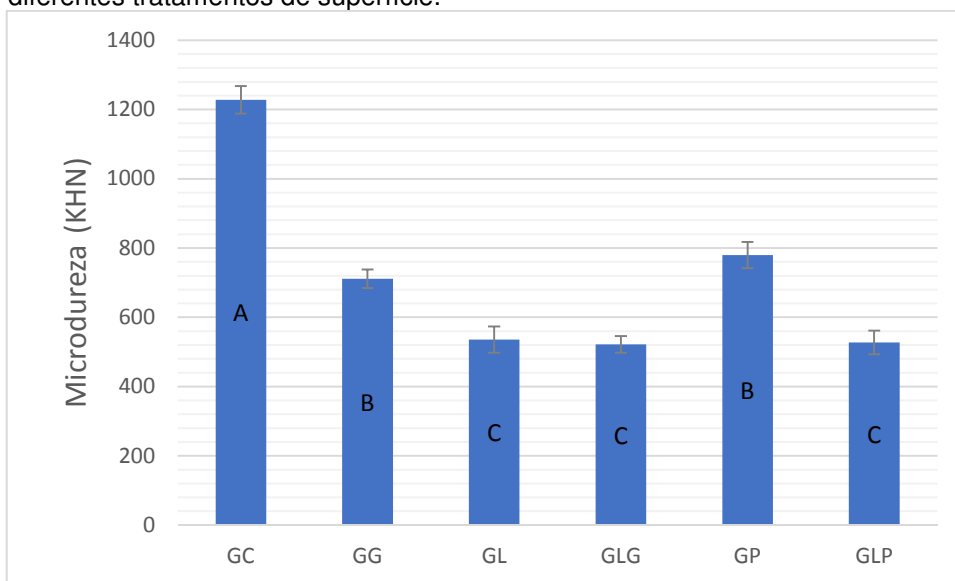
Figura 24. Valores médios da tenacidade à fratura (Kic) e desvio padrão da zircônia totalmente estabilizada na fase cúbica e seus grupos determinados pelos diferentes tratamentos de superfície.



4.6 Microdureza

Na figura 25 é apresentado a média e desvio padrão dos valores da microdureza dos grupos; sendo os valores da média da microdureza (KHN) em ordem decrescente: grupo GC $1227,94 \pm 79,99$ KHN, grupo GP $779,72 \pm 75,03$ KHN, grupo GG $711,31 \pm 53,17$ KHN, grupo GL $535,28 \pm 75,77$ KHN, grupo GLP $527,18 \pm 34,26$ KHN e grupo GLG $521,88 \pm 48,47$ KHN .

Figura 25. Valores médios da microdureza (KHN) e desvio padrão da zircônia totalmente estabilizada na fase cúbica e seus grupos determinados pelos diferentes tratamentos de superfície.



*Letras diferentes indicam diferenças estatisticamente significante entre os grupos.

4.7 Análise estatística das propriedades mecânicas

Foi possível identificar através da ANOVA (Apêndice A) diferença significativa entre os grupos nas seguintes propriedades mecânicas: rugosidade (S_a - μm) ($p < 0,05$), módulo de elasticidade dinâmico (GPa) ($p = 0,007$) e microdureza (KHN) ($p < 0,05$); não havendo diferenças estatísticas na resistência à flexão três pontos (MPa) ($p = 0,137$) e tenacidade à fratura (K_{Ic}) ($p = 0,129$). Na tabela 2 é apresentado os valores referentes aos resultados do teste de Tukey dos ensaios mecânicos do respectivo estudo, tais como: Rugosidade, Módulo de elasticidade dinâmico, Resistência à flexão de três pontos, Tenacidade à fratura e Microdureza. Sendo os valores referentes a média, desvio padrão e as diferenças estatísticas dos diferentes grupos experimentais.

Tabela 2. Médias e desvio padrão e as diferenças estatísticas pós teste de Tukey dos valores dos ensaios correspondentes as propriedades mecânicas da Y-FSZ.

Material	Grupo	Rugosidade	Módulo de	Resistência à	Tenacidade à	Microdureza (KHN)
		(Sa)	elasticidade (Gpa)	Flexão de três pontos (Mpa)	fratura (Kic)	
		Média / DP	Média / DP	Média / DP	Média / DP	Média /DP
5	GC	1,38 ± 0,12 ^A	223,78 ± 15,75 ^A	496,56 ± 129,06 ^A	1,66 ± 0,55 ^A	1227,94 ± 79,99 ^A
	GG	8,09 ± 0,52 ^B	203,71 ± 7,21 ^{AB}	487,75 ± 134,93 ^A	1,41 ± 0,40 ^A	711,31 ± 53,17 ^B
	GL	9,76 ± 0,60 ^C	193,89 ± 10,33 ^{AB}	470,04 ± 142,96 ^A	1,60 ± 0,47 ^A	535,28 ± 75,77 ^C
	GLG	8,94 ± 0,50 ^D	185,51 ± 10,98 ^B	482,84 ± 54,73 ^A	1,52 ± 0,49 ^A	521,88 ± 48,47 ^C
	GP	2,40 ± 0,35 ^E	200,9 ± 19,40 ^{AB}	449,24 ± 105,26 ^A	1,63 ± 0,43 ^A	779,72 ± 75,03 ^B
	GLP	10,12 ± 0,66 ^C	194,65 ± 20,21 ^B	589,23 ± 104,57 ^A	2,05 ± 0,61 ^A	527,18 ± 34,26 ^C

*Letras diferentes indicam diferenças estatisticamente significante nas colunas.

4.8 Difração de Raios-X

A Figura 26 ilustra os gráficos nos quais é possível identificar a fase cristalina da zircônia, obtidos pelo método de difração de raios-X.

O grupo GC apresentou 95,7% de conteúdo na fase cúbica, 1,8% na fase tetragonal e 2,5% na fase monoclinica.

O grupo GG apresentou 78,6% de conteúdo na fase cúbica, 13,3% na fase tetragonal, não sendo encontrado a fase monoclinica.

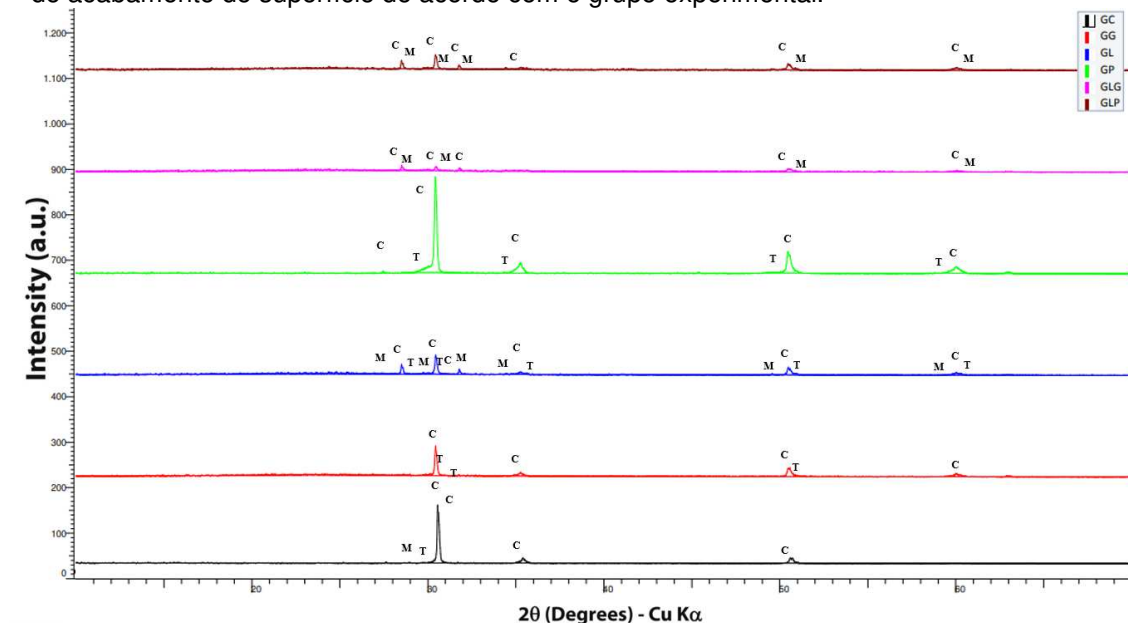
O grupo GL apresentou 37,3% de conteúdo na fase cúbica, 24,1% na fase tetragonal e 30,3% na fase monoclinica.

O grupo GLG apresentou 60,3% de conteúdo na fase cúbica, 29,2% na fase monoclinica, não sendo encontrado a fase tetragonal.

O grupo GP apresentou 70,8% de conteúdo na fase cúbica, 20,8% na fase tetragonal não sendo encontrada a fase monoclinica.

O grupo GLP apresentou 79,2% de conteúdo na fase cúbica, 20,8% na fase monoclinica, não sendo encontrado a fase tetragonal.

Figura 26. Difratomogramas obtidos das barras de zircônia submetidas a diferentes protocolos de acabamento de superfície de acordo com o grupo experimental.



Após análise da difração de raios-x dos diferentes grupos experimentais foi possível notar que o grupo GC apresentou maior conteúdo na fase cúbica, e todos os outros grupos que receberam diferentes protocolos de acabamento tiveram redução no conteúdo na fase cúbica. Sendo que todos os grupos que

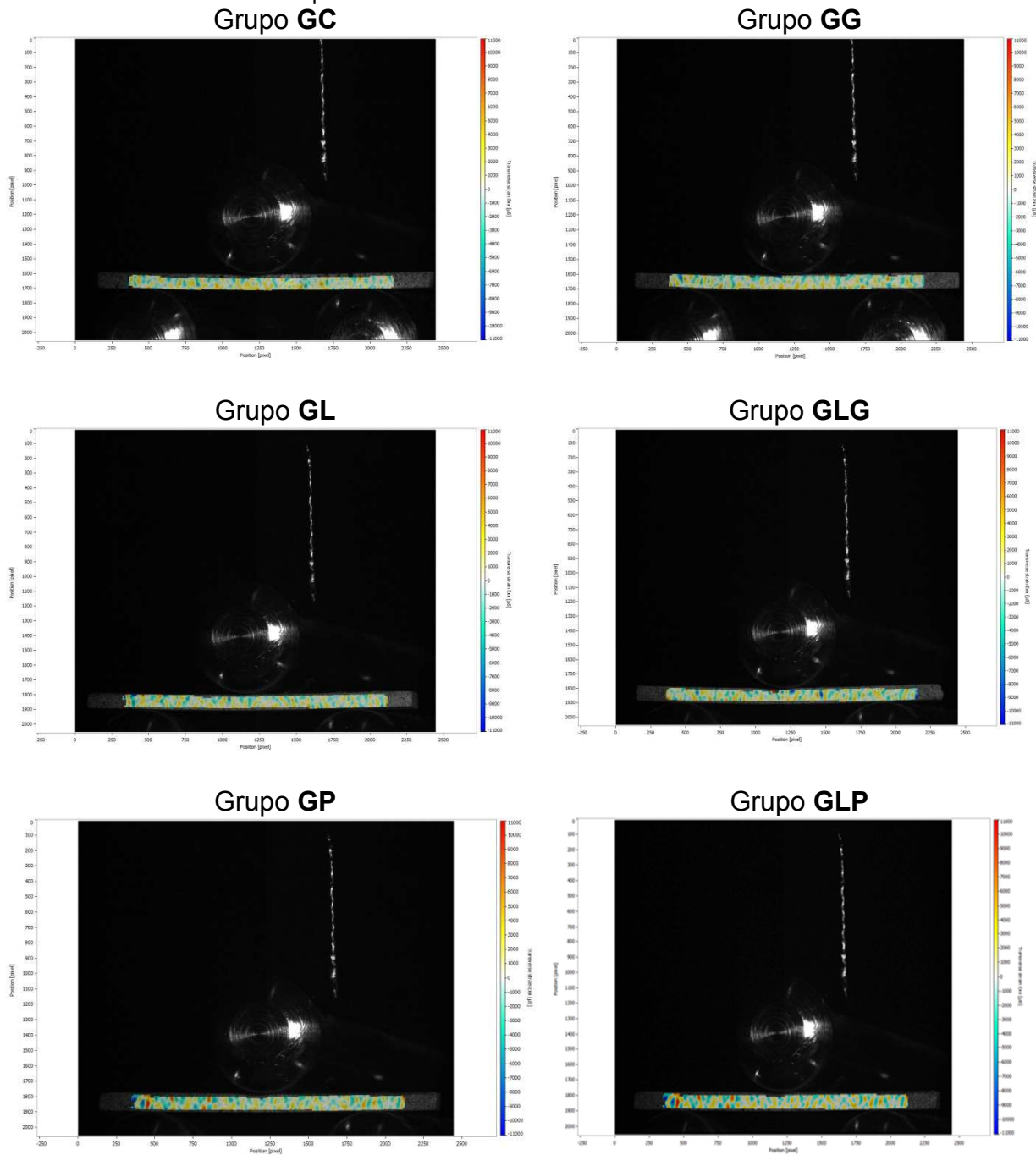
receberam a aplicação de líquidos para caracterização extrínseca (grupos GL, GLG e GLP), apresentaram aumento do conteúdo na fase monoclinica comparados ao grupo controle. Nos grupos GG e GP não foi encontrada a fase monoclinica e nos grupos GLG e GLP não foi encontrada a fase tetragonal.

4.9 Correlação de Imagens Digitais

As figuras 27 e 28 ilustram os mapas de tensão para a zircônia totalmente estabilizada na fase cúbica frente aos diferentes tratamentos de superfícies gerados durante os ensaios de resistência à flexão de três pontos e tenacidade à fratura. Nas imagens de cada material são apresentadas tensões de compressão, representadas por cores frias, sendo a cor branca corresponde à zona neutra e as cores quentes representam as forças de tração.

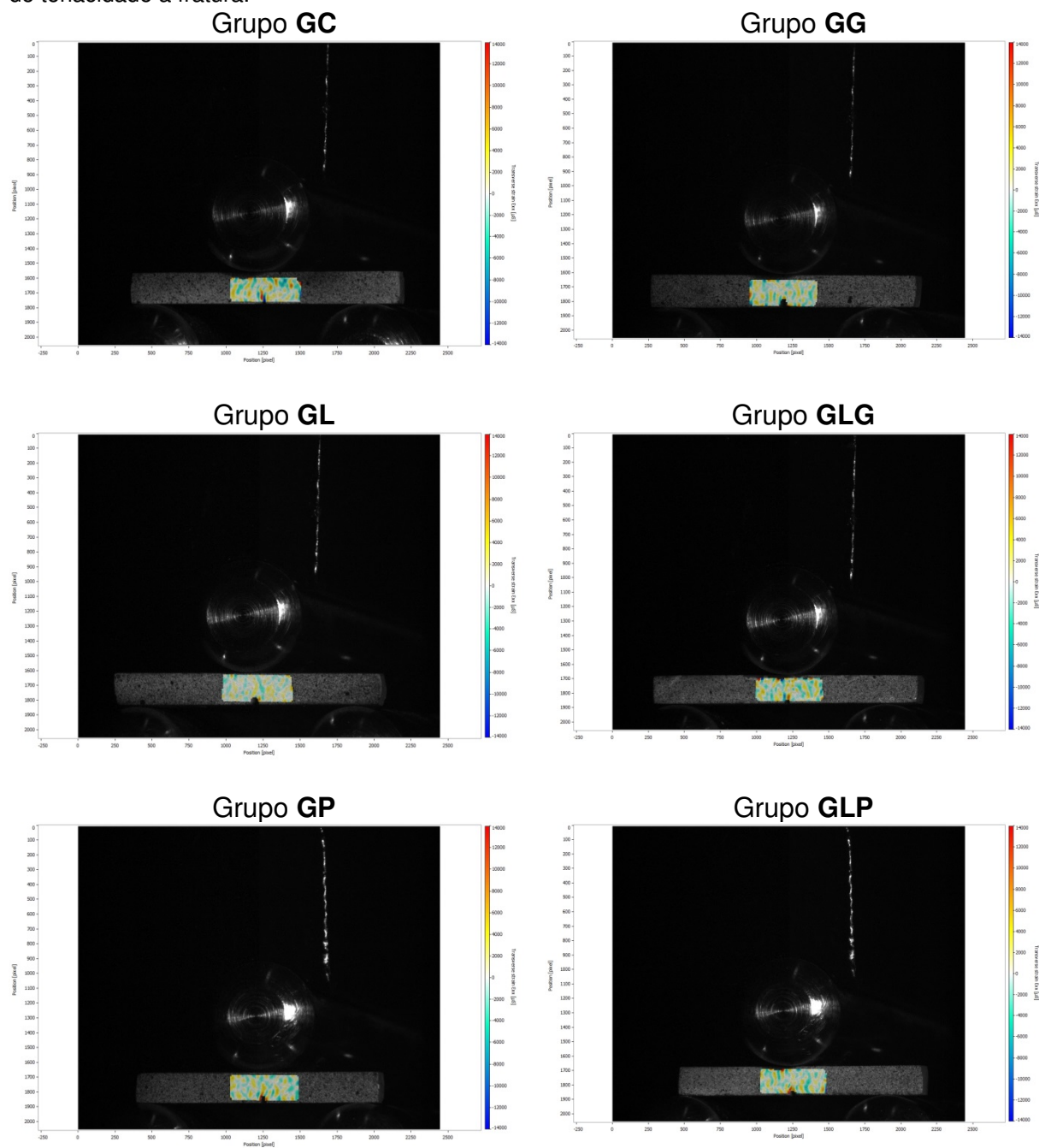
Foi possível observar semelhança entre os diferentes grupos experimentais na distribuição de tensões durante o ensaio de resistência à flexão de três pontos, sendo a maior tensão representada pelas cores quentes nas áreas em que a força foi aplicada no corpo de prova.

Figura 27. Tensões horizontais (E_{xx}) em microtensão (μs) para os diferentes grupos durante o ensaio de resistência à flexão de três pontos.



Também, foi possível observar uma semelhança na distribuição de tensões entre os diferentes grupos experimentais durante o ensaio de tenacidade à fratura, sendo a maior tensão representada pelas cores quentes na área do entalhe coincidindo com a região em que a força foi aplicada no corpo de prova.

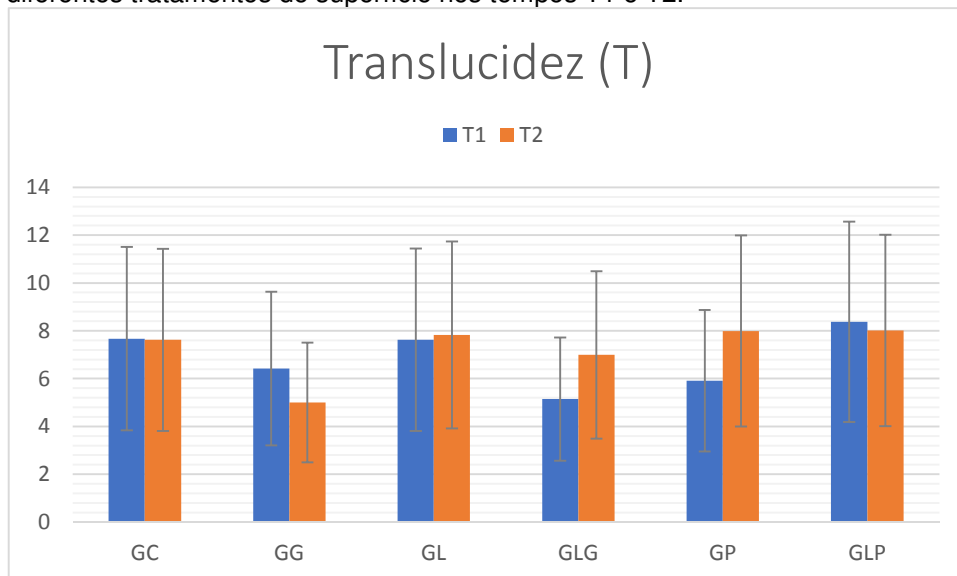
Figura 28. Tensões horizontais (E_{xx}) em microtensão (μs) para os diferentes grupos durante o ensaio de tenacidade à fratura.



4.10 Translucidez

Na Figura 29 e tabela 3 são expostos os valores da translucidez referentes a média e desvio padrão de cada grupo nos tempos iniciais previamente (T1) e após o envelhecimento artificial acelerado (T2).

Figura 29. Valores médios da Translucidez (T) e desvio padrão da zircônia totalmente estabilizada na fase cúbica e seus grupos determinados pelos diferentes tratamentos de superfície nos tempos T1 e T2.



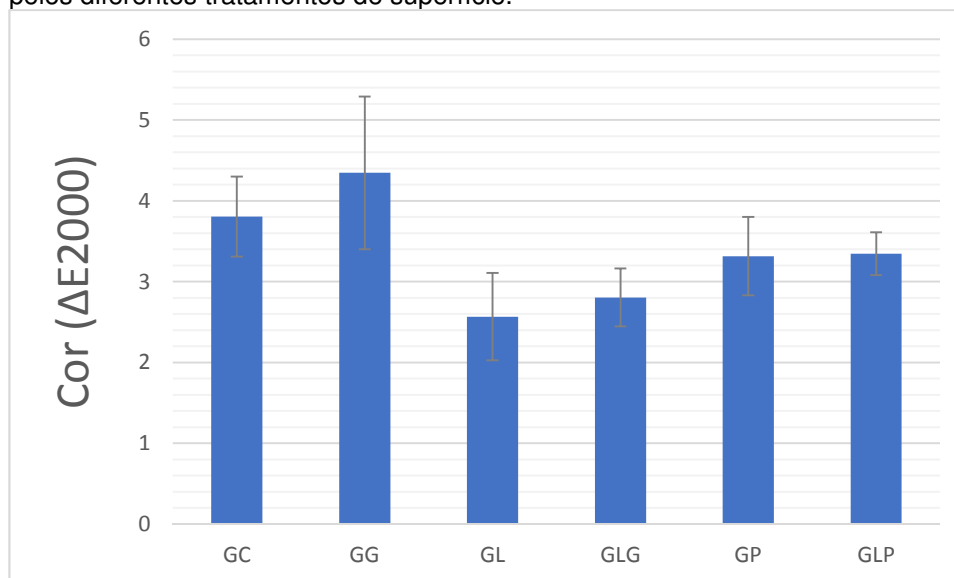
Não houve diferença estatística na comparação dos valores de translucidez nos diferentes tempos avaliados T1 e T2 ($p=0,069$) (Apêndice B).

Também, foi possível observar que não houve diferença estatística na interação entre os grupos ($p=0,638$) (Apêndice C), e que não houve diferença estatística na interação Tempo x Grupo ($p=0,533$); demonstrando que todos os grupos apresentam mesmo comportamento de translucidez antes e após o envelhecimento artificial acelerado (Apêndice D).

4.11 Cor

A figura 30 apresenta os valores da alteração de cor ΔE_{2000} , correspondentes aos diferentes tempos T1 e T2, o tempo 1 ($\Delta E_1 = TS - T1$) representa a leitura inicial de cor e o tempo 2, ($\Delta E_2 = TE - TS$) após o ensaio de envelhecimento artificial acelerado. Sendo os valores referentes a média e desvio padrão. Os valores de ΔE_{00} perceptíveis pelo olho humano é de 0,81 e os valores aceitáveis clinicamente até 1,77 (Paravina, *et al.*, 2015), sendo assim todos os grupos do presente estudo apresentaram alteração de cor clinicamente inaceitáveis após o envelhecimento artificial acelerado.

Figura 30. Valores médios da alteração de cor ΔE_{2000} e desvio padrão da zircônia totalmente estabilizada na fase cúbica e seus grupos determinados pelos diferentes tratamentos de superfície.



A diferença de cor (ΔE) é calculada através de diferenças nas coordenadas de cor L^* , a^* e b^* , onde L^* indica a luminosidade, que varia de preto (0) a branco (100). Os valores a^* representam alterações de cor de vermelho ($+80a^*$) a verde ($-80a^*$) e os valores de b^* representam as mudanças de cor do amarelo ($+80b^*$) para o azul ($-80b^*$) (Paravina et al., 2015, Palla et al., 2018).

O GC apresentou alteração de cor com ΔE (3,80) excedendo os valores clinicamente aceitáveis e com a alteração de cor distinguível a olho nu, e alterações no ΔL (2,14), Δa (0,27) e Δb (3,44).

O GG apresentou alteração de cor com ΔE (4,34) excedendo os valores clinicamente aceitáveis e com a alteração de cor distinguível a olho nu, e alterações no ΔL (3,63), Δa (0,40) e Δb (2,84).

O GL apresentou alteração de cor com ΔE (2,56) excedendo os valores clinicamente aceitáveis e com a alteração de cor distinguível a olho nu, e alterações no ΔL (2,06), Δa (0,81) e Δb (7,82).

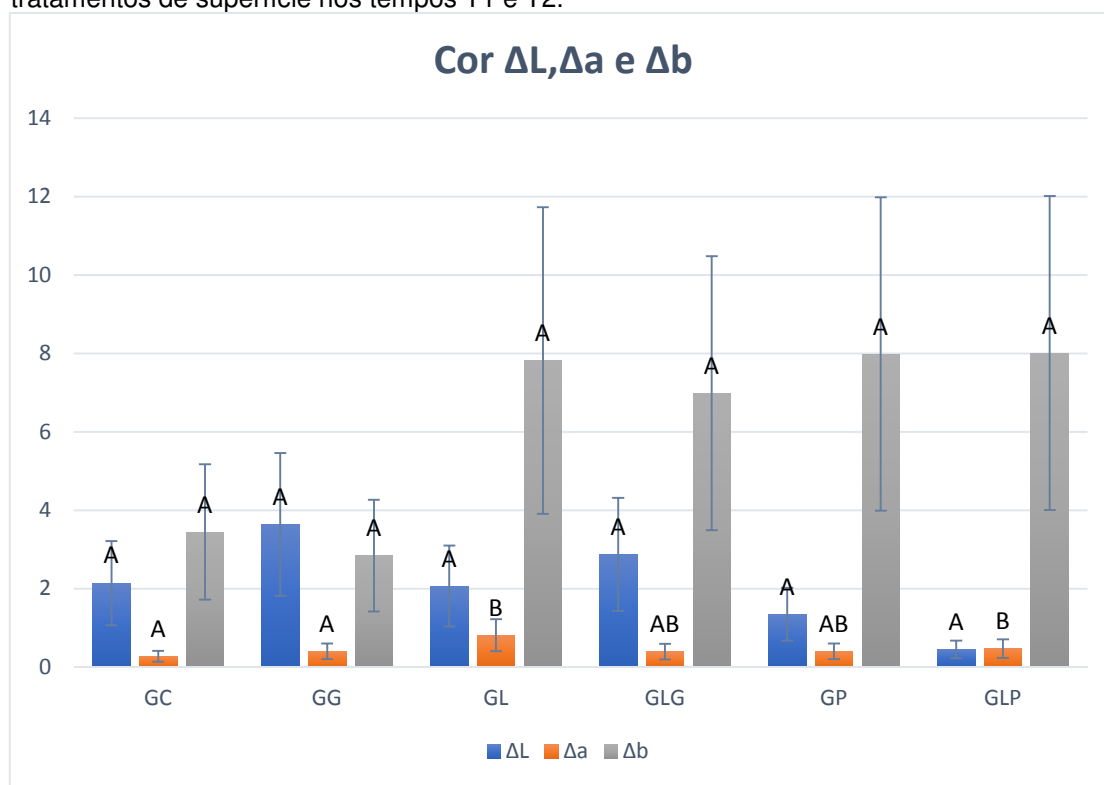
O GLG apresentou alteração de cor com ΔE (2,80) excedendo os valores clinicamente aceitáveis e com a alteração de cor distinguível a olho nu, e alterações no ΔL (2,87), Δa (0,39) e Δb (6,98).

O GP apresentou alteração de cor com ΔE (3,31) excedendo os valores clinicamente aceitáveis e com a alteração de cor distinguível a olho nu, e alterações no ΔL (1,34), Δa (0,40) e Δb (7,98).

O GLP apresentou alteração de cor com ΔE (3,34) excedendo os valores clinicamente aceitáveis e com a alteração de cor distinguível a olho nu, e alterações no ΔL (0,47), Δa (0,47) e Δb (8,01).

A figura 31 apresenta os valores da alteração dos diferentes eixos de cor ΔL , Δa e Δb correspondentes aos diferentes tempos T1 e T2, o tempo 1 ($\Delta E_1 = TS - T1$) representa a leitura inicial de cor e o tempo 2 ($\Delta E_2 = TE - TS$) após o ensaio de envelhecimento artificial acelerado. Sendo os valores referentes a média e desvio padrão.

Figura 31. Valores médios da alteração de cor ΔL , Δa , Δb e desvio padrão da zircônia totalmente estabilizada na fase cúbica e seus grupos determinados pelos diferentes tratamentos de superfície nos tempos T1 e T2.



*Letras diferentes indicam diferenças estatisticamente significante entre os grupos.

Na tabela 4 são apresentadas as médias da variação de cor (ΔE , ΔL , Δa , Δb) da zircônia totalmente estabilizada na fase cúbica e seus os grupos de acordo com os tratamentos de superfícies.

Tabela 3. Médias e desvio padrão e as diferenças estatísticas pós teste de Tukey dos valores da alteração de cor ΔE_{2000} , ΔL , Δa e Δb para os grupos nos tempos 1 e 2.

Material	Grupo	ΔE_{2000}	ΔL	Δa	Δb
		Média / DP /	Média / DP /	Média / DP /	Média / DP
Y-FSZ	GC	3,80 ± 0,99 ^{AB}	2,14 ± 1,07 ^A	0,27 ± 0,13 ^A	3,44 ± 1,72 ^A
	GG	4,34 ± 1,88 ^B	3,63 ± 1,81 ^A	0,40 ± 0,20 ^A	2,84 ± 1,42 ^A
	GL	2,56 ± 1,08 ^A	2,06 ± 1,03 ^A	0,81 ± 0,49 ^B	7,82 ± 3,91 ^A
	GLG	2,80 ± 0,71 ^A	0,93 ± 0,28 ^A	0,56 ± 0,39 ^{AB}	6,98 ± 3,49 ^A
	GP	3,31 ± 0,97 ^{AB}	1,34 ± 0,67 ^A	0,40 ± 0,20 ^{AB}	7,98 ± 3,99 ^A
	GLP	3,34 ± 0,52 ^B	0,45 ± 0,23 ^A	0,47 ± 0,22 ^{AB}	8,01 ± 4,00 ^A

*Letras diferentes indicam diferenças estatisticamente significante entre as linhas.

Quando comparado as alterações de cor ΔE_{2000} e os respectivos eixos e coordenadas (ΔL , Δa e Δb), foi possível notar que houve diferença significativa ($p < 0,05$) no ΔE_{2000} ($p = 0,010$) e no eixo Δa ($p = 0,008$), não havendo diferença com nível de significância nos eixos ΔL e Δb (Apêndice D).

5. Discussão

5. DISCUSSÃO

O presente estudo mostrou que a rugosidade, módulo de elasticidade, microdureza e cor diferiram significativamente entre os acabamentos superficiais sobre a zircônia pré-tonalizada totalmente estabilizada na fase cúbica. Dessa forma, pode-se afirmar que a hipótese nula de que a utilização de líquidos para caracterização extrínseca, do polimento e do glazeamento não têm influência sobre as características superficiais, propriedades ópticas e mecânicas da zircônia totalmente estabilizada na fase cúbica, foi rejeitada.

A rugosidade superficial foi menor nos grupos GC e GP, sendo que os grupos GG, GL, GLG e GLP apresentaram maiores valores de rugosidade; assim a aplicação do glaze e do líquido para caracterização extrínseca propiciaram o aumento da rugosidade superficial da zircônia totalmente estabilizada na fase cúbica. As imagens adquiridas pela microscopia confocal a laser dos diferentes grupos do estudo fazem correlação e corroboram com os valores de rugosidade.

A rugosidade superficial dos sistemas cerâmicos monolíticos varia de acordo com o tratamento e acabamento aplicado sobre a superfície (Preis *et al.*, 2013). O polimento com polidores de borracha é capaz de proporcionar alta lisura na superfície da zircônia totalmente estabilizada na fase cúbica (Carvalho *et al.*, 2021); esse mesmo procedimento com polidores de borracha diamantadas, como realizado no presente estudo, apresentou menor rugosidade sobre a superfície, corroborando com o trabalho de Vila-Nova *et al.* (2020), que após o polimento encontrou valores de rugosidade menores que as superfícies que receberam o glazeamento. Os autores indicam o polimento como o melhor protocolo após ajustes da zircônia totalmente estabilizada na fase cúbica, por promoverem uma superfície mais lisa.

Dal Piva *et al.*, 2020 demonstraram em estudo com a simulação do desgaste sobre a Y-PSZ que: a aplicação de líquidos para caracterização extrínseca aumenta a rugosidade da superficial em $0,9 \pm 0,8$ (Ra). No presente trabalho também foi possível observar aumento nos valores de rugosidade na superfície da zircônia com a aplicação de líquidos para a caracterização extrínseca e também com glazeamento, corroborando com os trabalhos de Sulaiman *et al.*, 2015 e Dal Piva *et al.*, 2020.

Vale ainda ressaltar que, em ensaio de simulação de desgastes da zircônia

contra antagonista sendo esmalte, a superfície da zircônia sofre menor desgaste com o polimento quando comparado ao glazeamento (Çakmak *et al.*, 2021); visto que, o desgaste está diretamente relacionado com a rugosidade da superfície e o correto acabamento minimiza o desgaste da restauração e do seu antagonista (Passos *et al.*, 2014). O acabamento inadequado influi diretamente sobre a microestrutura, sendo que a superfície da zircônia (Y-TZP) com maior rugosidade acarreta a diminuição da longevidade da restauração e favorece a adesão de microrganismos (Go *et al.*, 2019).

Ademais, por mais que o polimento da zircônia totalmente estabilizada na fase cúbica apresente maior lisura quando comparado ao glazeamento, o mesmo não é capaz de corrigir completamente os defeitos superficiais oriundos de ajuste com pontas diamantadas (Vila Nova *et al.*, 2020).

Os diferentes métodos de acabamentos sobre a superfície da zircônia podem afetar diretamente a sua microestrutura por introduzir estresses residuais que podem acarretar o prejuízo de suas propriedades mecânicas (Sundh *et al.*, 2005; Nothdurft *et al.*, 2011; Canneto *et al.*, 2016; Pereira *et al.*, 2016; Moris, 2018), esta afirmação vai de encontro aos resultados das propriedades mecânicas encontradas no presente trabalho.

A microdureza determina a resistência de um material a indentação que está diretamente associada à rigidez estrutural e resistência mecânica (Yap *et al.*, 2004). A dureza também deve ser considerada ao selecionar um material restaurador visto os esforços mastigatórios do meio bucal; pois, quanto menor a dureza, menor o desgaste dos materiais antagonistas. (Ludovichetti *et al.*, 2018). O presente trabalho apresentou valores de microdureza com diferença significativa entre os grupos, sendo os maiores valores de microdureza em ordem decrescente para os grupos: GC, GP, GG, GL, GLP e GLG. Dessa forma, é possível afirmar que os menores valores de microdureza foram associados aos grupos que receberam o acabamento superficial com o glaze ou líquido para caracterização extrínseca.

Os resultados do presente trabalho mostraram maior microdureza nos grupos: controle, polido seguido pelo glazeamento indo de encontro aos resultados de Campos *et al.* (2021), que denotou que a aplicação do glaze sobre a superfície da zircônia (Y-TZP) reduz sua microdureza.

Outrossim, vale enfatizar que os valores de microdureza de um material restaurador não é preditor direto do sucesso clínico, pois o desempenho das

restaurações também depende de outras propriedades mecânicas tais como tenacidade à fratura e resistência à fadiga (Agarwalla *et al.*, 2019). A partir dos resultados do presente estudo é possível afirmar que os grupos que receberam o acabamento superficial com líquidos para caracterização extrínseca associados ou não ao glazeamento e polimento, apesar de possuírem menor microdureza, esses valores são satisfatórios para uso clínico do material.

A zircônia totalmente estabilizada na fase cúbica apresenta menor resistência à flexão do que a Y-TZP e a Y-PSZ em virtude da maior concentração de óxido de ítrio e conseqüentemente, maior quantidade de conteúdo cristalino na fase cúbica (Zhang *et al.*, 2016; Muñoz *et al.*, 2017; Sulaiman *et al.*, 2017; Mao *et al.*, 2018; Camposilvan *et al.*, 2018).

O atual estudo denotou não haver diferença com nível de significância entre os grupos no ensaio de resistência à flexão de três pontos: GC ($496,56 \pm 129,06$), GG ($487,75 \pm 134,93$), GL ($470,04 \pm 142,96$), GLG ($482,84 \pm 54,73$), GP ($449,24 \pm 105,26$) e GLP ($589,23 \pm 104,57$); porém o grupo GLP apresentou maior valor de resistência a flexão, não sendo possível estabelecer que somente o polimento promove aumento nos valores de resistência à flexão na zircônia totalmente estabilizada na fase cúbica pré-tonalizada, sendo o aumento conjugado a aplicação de líquidos para caracterização extrínseca seguido do polimento, contudo, sem diferença significativa estatisticamente. Os resultados do presente estudo corroboram com os achados de Vila Nova *et al.* (2020), que obteve valores médios de resistência a flexão de 528MPa sobre a zircônia totalmente estabilizada na fase cúbica.

Segundo alguns autores, a adição de componentes responsáveis pela coloração na matriz da Y-TZP pré-tonalizada não influi em suas propriedades mecânicas como resistência e tenacidade do material (Ardlin *et al.*, 2002, Pittayachawan *et al.*, 2007, Shah *et al.*, 2008, Holz *et al.*, 2018). Porém, a coloração da zircônia totalmente estabilizada na fase cúbica por imersão reduz a resistência à flexão do material (Donmez *et al.*, 2021) e a resistência tende a diminuir com o aumento do tempo de imersão (Hjerppe *et al.*, 2008, Liu *et al.*, 2010).

Mao *et al.* (2018), Carvalho *et al.* (2021) e Vila Nova *et al.* (2020), em seus trabalhos definiram uma correspondência de que o polimento da zircônia totalmente estabilizada na fase cúbica promove aumento na resistência á flexão do material, no presente estudo apenas o grupo GLP apresentou aumento na resistência à flexão

quando comparado ao grupo controle, porém, sem diferença estatística. Hatanaka *et al.* (2020) elucidaram que diferentes protocolos de ajustes de restaurações monolíticas com a zircônia totalmente estabilizada na fase cúbica como aplicação de glaze e borrachas de polimento, não aumentam a resistência a flexão do material. Se torna válido ressaltar que polidores de borrachas diamantadas são responsáveis por acarretar aquecimento da superfície promovendo uma tensão superficial e transformação da fase monoclinica, aumentando sua resistência à flexão (Hmaidouch *et al.*, 2014, Bartolo *et al.*, 2016, Vila Nova *et al.*, 2020).

A tenacidade à fratura dita a capacidade de determinado material restaurador em resistir à propagação de trincas (DeLong *et al.*, 1986). É notável que os valores de tenacidade à fratura da zircônia totalmente estabilizada na fase cúbica são mais baixos que a Y-TZP e Y-PSZ, isso decorre da estabilidade de transformação da fase cúbica (Zhang *et al.*, 2016, Jerman *et al.*, 2021).

O presente estudo mostrou não haver diferença com nível de significância entre os grupos no ensaio de tenacidade à fratura, porém com maiores valores de tenacidade atribuídos ao Grupo GLP ($2,05 \pm 0,61$); havendo correlação entre os resultados de resistência à flexão.

O estudo denota menores valores de tenacidade atribuídos a zircônia totalmente estabilizada na fase cúbica que outros trabalhos com a mesma metodologia como: 3,56 MPa (Zadeh *et al.*, 2018), 2,1 MPa (Liu *et al.*, 2017) e 2,63 MPa (Jerman *et al.*, 2021). Outrossim, se torna válido salientar que nenhum dos trabalhos citados anteriormente utilizaram o material pré-tonalizado, ficando sugestivo a afirmação de que a pré-coloração do material pode acarretar na redução da tenacidade à fratura.

Ao analisar qualitativamente a distribuição de tensões nos corpos de prova da zircônia totalmente estabilizada na fase cúbica durante o ensaio de resistência à flexão e tenacidade à fratura através da Correlação de Imagens Digitais, o comportamento dos materiais se mostrou compatível com os resultados discutidos anteriormente. Não foram encontrados na literatura trabalhos que associem a correlação de imagens digitais a zircônia. A distribuição de tensões nos corpos de prova durante o ensaio de tenacidade à fratura apresentou comportamento semelhante a cerâmica feldspática, dissilicato de lítio, leucita e compósitos nanoinfiltrados; sendo que a maior concentração de tensão ocorre sobre o entalhe conforme a carga vai aumentando gradualmente durante o ensaio até a fratura

(Porto *et al.*, 2019, Porto *et al.*, 2016).

O presente estudo mostrou haver diferença com nível de significância entre os grupos quando avaliado o módulo de elasticidade dinâmico ($p=0,007$). Sendo os maiores valores atribuídos aos grupos em ordem decrescente de: GC ($223,78 \pm 15,75$), GG ($203,71 \pm 7,21$), GP ($200,9 \pm 19,40$), GLP ($194,65 \pm 20,21$), GL ($193,89 \pm 10,33$), GLG ($185,51 \pm 10,98$). Podendo afirmar que, todos os tratamentos superficiais sobre a zircônia totalmente estabilizada na fase cúbica promoveram redução nos valores do módulo de elasticidade dinâmico, sendo o menor módulo para o acabamento com a aplicação de líquidos para caracterização extrínseca seguido do glazeamento. O maior módulo de elasticidade atribuído ao grupo GC pode ser justificado devido ao arranjo dos grãos cúbicos da superfície que não foi alterado por nenhum tratamento de superfície. Existe uma semelhança entre os valores do módulo de elasticidade da zircônia totalmente estabilizada na fase cúbica do atual estudo com a Y-PSZ (210GPa) (Alghazzawi *et al.*, 2012) e Y-TZP (202GPa) (Fiorin *et al.*, 2020).

Materiais com menores valores do módulo de elasticidade são responsáveis por promover menor concentração de estresse mecânico na superfície contra antagonistas de diferentes materiais restauradores em resposta às forças oclusais aplicadas em meio bucal (Tribst *et al.*, 2019). Essa propriedade está relacionada com a abrasão do antagonista, sendo que quando há um desequilíbrio entre o módulo de elasticidade do material restaurador e o esmalte dental, ocorre um estresse abrasivo sobre o esmalte, quando o material restaurador apresentar maior valor no módulo de elasticidade que o esmalte (Wang *et al.*, 2013).

Wang *et al.* (2014), afirmaram que o elevado módulo de elasticidade da zircônia em conjunto a resistência e tenacidade permite que o material resista aos danos superficiais quando submetido a tensão.

A zircônia se caracteriza pelo polimorfismo e também por ser metaestável, ou seja, quando sujeito a estímulos químicos, físicos ou mecânicos, pode promover a transformação de fase (Hannink, 2000; Amaral *et al.*, 2016; Pereira *et al.*, 2016).

Nesse estudo o GC apresentou maior percentual de conteúdo na fase cúbica, o que era esperado, porém foi possível notar que todos os outros grupos que receberam diferentes protocolos de acabamento tiveram redução no conteúdo na fase cúbica. Foi possível correlacionar o mecanismo de transformação de fase com conteúdo monoclinico nos grupos GL, GLG e GLP, sendo possível estabelecer

que a aplicação de líquidos para caracterização extrínseca promove aumento da fase monoclinica sobre a zircônia totalmente estabilizada na fase cúbica pré-tonalizada.

Shah *et al.* (2008), denotou que os óxidos que atribuem cor a Y-TZP alteram o tamanho do grão da zircônia e aumentam a fase monoclinica; o mesmo comportamento foi encontrado no presente estudo onde ocorreu o aumento do conteúdo monoclinico nos grupos que receberam a aplicação de líquidos para caracterização extrínseca; vale ressaltar que a zircônia do presente estudo é pré-tonalizada e o grupo controle possui apenas 2,5% de conteúdo monoclinico.

A fase monoclinica contribui para o aumento da resistência do material (Prado *et al.*, 2020). O mecanismo de transformação de fase monoclinica na zircônia totalmente estabilizada na fase cúbica decorre da pequena porcentagem de conteúdo na fase tetragonal presente no material (Dutra *et al.*, 2017, Kolakarnprasert *et al.*, 2019, Vila-Nova *et al.*, 2020).

O resultado do grupo GG, atribuído a ausência de conteúdo na fase monoclinica se assemelha aos dados de Elsaka *et al.* (2016) que afirmaram que o glazeamento causa transformação reversa do mecanismo de transformação da fase monoclinica para tetragonal.

A fase cúbica pode ainda durante a análise da difração de raio-x acarretar sobreposição entre os planos de leitura, dificultando a identificação da fase tetragonal; bem como, é válido ressaltar que o volume da fase cúbica corresponde a duas vezes o volume dos grãos na fase tetragonal (Denry & Holloway, 2006, Ryan *et al.*, 2017).

A estabilidade de cor das restaurações é considerada fator de sucesso a longo prazo. Sendo que, fatores extrínsecos, como hábitos alimentares, e fatores intrínsecos, como composição, podem afetar a estabilidade de cor das restaurações cerâmicas ao longo do tempo (Atay *et al.*, 2009). Esclarecimentos a respeito dos materiais restauradores cerâmicos CAD/CAM introduzidos recentemente permanecem limitadas na literatura (Arif *et al.*, 2019).

A maioria dos autores investigou o efeito da aplicação de líquidos corantes na zircônia pré-sinterizada e verificou que o efeito depende da composição do líquido corante (Nam & Park, 2018) e do número de aplicações (Giti & Hojati, 2018; Auzani *et al.*, 2019), e pode influenciar nas propriedades ópticas, tais como: a translucidez (Sulaiman *et al.*, 2015; Sen *et al.*, 2018; Auzani *et al.*, 2019), a

opalescência (Kim & Kim, 2013; Auzani *et al.*, 2019) e luminosidade (Ahangari *et al.*, 2015; Giti & Hojati, 2018).

A avaliação da cor das restaurações estéticas e dos dentes podem ser realizadas com colorímetros ou espectrofotômetros. Os colorímetros fornecem uma medida geral da luz absorvida, já os espectrofotômetros mesuram o comprimento de onda que é refletido ou transmitido de um objeto, sem ser afetado pelas interferências subjetivas da cor. A diferença científica da cor (ΔE) é calculada através de diferenças das coordenadas de L^* , a^* e b^* , onde L^* indica a luminosidade representando o brilho de um objeto no eixo y , que varia de preto a branco (Billmeyer *et al.*, 2014, Barutçugil *et al.*, 2019). Os valores a^* representam alterações de cor nos eixos vermelho ($+ 80a^*$) a verde ($- 80a^*$) (eixo x positivo ou negativo) e os valores de b^* representam as mudanças de cor do amarelo ($+ 80b^*$) para o azul ($- 80b^*$) (z positivo ou negativo) - eixo croma (Billmeyer *et al.*, 2014, Paravina *et al.*, 2015).

No presente estudo foi possível determinar que todos os tratamentos de superfície promoveram alteração de cor ΔE_{00} perceptíveis pelo olho humano após o envelhecimento artificial acelerado; com maiores valores entre os grupos em ordem decrescente: GG ΔE (4,34), GC ΔE (3,80), GLP ΔE (3,34), GP ΔE (3,31), GLG ΔE (2,80) e GL ΔE (2,56). Foi possível denotar a diferença estatística com nível de significância entre os grupos, estabelecendo que todos os grupos apresentaram alteração de cor com o envelhecimento artificial acelerado simulando a 1 ano de serviço clínico (Turgut *et al.*, 2014, Heydecke *et al.*, 2001, Kurt *et al.*, 2019). Esses valores corroboram com os achados de Aljanobi *et al.* (2020), demonstrando que a estabilidade de cor das restaurações cerâmicas é afetada pelos procedimentos aplicados sobre a superfície como o acabamento com polimento. Contudo, a partir dos resultados do presente estudo é possível estabelecer que a aplicação de líquidos para caracterização extrínseca associados ao não ao glazeamento promovem menores alterações de cor sobre a zircônia totalmente estabilizada na fase cúbica quando submetida ao envelhecimento artificial acelerado.

Sulaiman *et al* (2020), avaliaram a estabilidade de cor da Y-PSZ e da zircônia totalmente estabilizada na fase cúbica associadas a aplicação de líquidos para caracterização extrínseca sob o efeito da escovação; e concluiu que a cor se difere sobre ação de 50 k ciclos de escovação com frequência de 2 Hz, com alteração no ΔE_{00} ($1,43 \pm 0,11$) para zircônia totalmente estabilizada na fase cúbica

e $(1,00 \pm 0,25)$ para Y-PSZ.

A menor estabilidade de cor da zircônia é influenciada pelas propriedades e qualidades da superfície (Subasi *et al.*, 2018). As diferenças nas variações de cor podem decorrer não só da composição do material, mas também da composição de líquidos para coloração (Alp *et al.*, 2018).

Quando avaliado o eixo ΔL não foi encontrada diferença com nível de significância entre os grupos experimentais. O maior valor de alteração no eixo ΔL foi atribuído aos grupos GG ($3,6396 \pm 1,8198$) e o menor valor ao grupo GLP ($0,4506 \pm 0,2368$) sendo possível sugerir que o procedimento de acabamento de superfície sobre a zircônia totalmente estabilizada na fase cúbica com líquidos para caracterização extrínseca seguido do polimento promove menor alteração nos valores de luminosidade após o envelhecimento artificial acelerado. Visto que o procedimento de polimento por si só já é capaz de promover alteração na luminosidade da zircônia influenciando no ΔL (Kim *et al.*, 2013).

Quando avaliado o eixo Δa foi possível determinar diferença com nível de significância entre os grupos ($p=0,008$). Os maiores valores de alteração no eixo Δa foi atribuído aos grupos GL ($0,81 \pm 0,49$), GLG ($0,56 \pm 0,39$) e GLP ($0,47 \pm 0,22$), sendo possível atestar que o envelhecimento artificial acelerado promove alteração de cor no eixo de cor vermelho-verde sobre a superfície da zircônia totalmente estabilizada na fase cúbica. Se torna válido ressaltar a associação dos maiores valores na alteração do eixo Δa atribuídos aos grupos que receberam a aplicação de líquidos para caracterização extrínseca associados ou não ao glazeamento e polimento.

Após análise do eixo Δb que identifica valores de alteração de cor amarelo-azul foi possível estabelecer que não houve diferença com nível de significância entre os grupos. Sendo os maiores valores de alteração no eixo Δb dos grupos em ordem decrescente: GLP ($8,01 \pm 4,00$), GP ($7,98 \pm 3,99$), GL ($7,82 \pm 3,91$) e GLG ($6,98 \pm 3,49$); e os menores valores atribuídos aos grupos GG ($2,84 \pm 1,42$) e GC ($3,44 \pm 1,72$) sendo possível sugerir que o envelhecimento artificial acelerado promove maiores alteração de cor no eixo de cor amarelo-azul sobre a superfície da zircônia totalmente estabilizada na fase cúbica quando submetida aos protocolos de acabamento com líquidos para caracterização extrínseca e polimento, associados ou não.

Outrossim, a translucidez é fator crucial na estética das restaurações

indiretas, esse mecanismo se refere à passagem de luz através do material, o que traz o mimetismo dentário às restaurações (Heffernan *et al.*, 2002). O parâmetro de translucidez se refere a diferença na cor quando sobreposta sobre fundos brancos e pretos, e demonstra corresponder diretamente a uma avaliação visual da translucidez (Tan *et al.*, 2015).

Há um consenso que a zircônia totalmente estabilizada na fase cúbica apresenta maior quantidade de conteúdo cristalino na fase cúbica (Zhang *et al.*, 2016; Muñoz *et al.*, 2017; Sulaiman *et al.*, 2017; Mao *et al.*, 2018; Camposilvan *et al.*, 2018). Ademais, essa translucidez é superior as gerações anteriores da zircônia e ao dissilicato de lítio (Bladissara *et al.*, 2018).

No presente estudo, foi possível identificar que não houve diferença com nível de significância quando comparado os diferentes períodos de tempos, grupo e interação tempo x grupo para análise de translucidez, sendo possível afirmar que o envelhecimento artificial acelerado simulando um ano de uso clínico (Turgut *et al.*, 2014, Heydecke *et al.*, 2001, Kurt *et al.*, 2019), não promove alteração nessa propriedade óptica. Os resultados ainda demonstram correspondência nos valores de translucidez no grupo GC antes e após o envelhecimento artificial acelerado, diferente do que ocorre nos demais grupos experimentais em que todos os tratamentos de superfície alteraram a translucidez nos diferentes tempos avaliados, porém sem nível de significância estatística.

Embora, o presente trabalho não demonstrou diferenças na translucidez entre os grupos que receberam a aplicação de líquidos para caracterização extrínseca, há um consenso na literatura de que os processos de coloração da zircônia afetam sua translucidez, promovendo decréscimo nessa propriedade óptica (Sulaiman *et al.*, 2015, Kim *et al.*, 2020, Saker *et al.*, 2020).

Este trabalho propôs avaliar o efeito da aplicação de líquidos para caracterização extrínseca do polimento e do glazeamento sobre as propriedades mecânicas e ópticas da zircônia totalmente estabilizada na fase cúbica pré-tonalizada, e teve como limitações: a aplicação do líquido para caracterização extrínseca foi realizado em camada única e por apenas uma coloração. A literatura ainda é escassa em trabalhos que associem a caracterização extrínseca, tornando difícil a associação e discussão com outros trabalhos. O envelhecimento artificial acelerado não apresenta a simulação de todos os fatores presentes na cavidade oral como variação de pH e formação de biofilmes e o presente estudo foi realizado

in vitro; a realização de estudos clínicos utilizando estes protocolos em restaurações indiretas com o mesmo material ainda se fazem necessários.

Os resultados do presente estudo sugerem que, apesar da indicação das restaurações indiretas com a zircônia totalmente estabilizada na fase cúbica pré-tonalizada atribuídas pelas propriedades ópticas e mecânicas do material, as mesmas propriedades podem ser afetadas pelos diferentes métodos de acabamento com glazeamento, líquidos para caracterização extrínseca e o polimento; visto que, esses procedimentos são de rotina laboratorial e clínica na finalização das restaurações. É possível estabelecer que as propriedades mecânicas são afetadas pelos diferentes métodos de acabamento superficiais, havendo menor prejuízo quando submetida ao processo de polimento, sendo esse o melhor protocolo de acabamento das restaurações indiretas confeccionadas em zircônia totalmente estabilizada na fase cúbica. Porém, em algumas situações clínicas, ajustes de cor na zircônia monolítica são necessários, e nestes casos a utilização de pigmentos é indicada. Nestes casos, deve-se aplicar uma camada de glaze para proteger o pigmento. Esses resultados são importantes para guiar o cirurgião dentista na escolha de um procedimento de acabamento ideal na prática clínica.

Todavia, esse trabalho também enfatiza a avaliação da influência dos métodos de acabamento nas propriedades ópticas dos diferentes protocolos de finalização frente ao envelhecimento artificial acelerado, sendo possível elucidar que o envelhecimento artificial acelerado altera as propriedades ópticas como a cor do material independentemente do método de acabamento.

6. Conclusão

6. CONCLUSÃO

Dentro das limitações da metodologia aplicada no presente estudo e baseado nos resultados obtidos, é possível concluir que:

1. Os diferentes protocolos de acabamento superficiais aplicados sobre a Y-FSZ promoveram modificações nas seguintes propriedades mecânicas: rugosidade, módulo de elasticidade dinâmico e microdureza. A resistência à flexão de três pontos e tenacidade à fratura não diferiram significativamente.
2. O acabamento com o polimento promove menores alterações nas propriedades mecânicas da Y-FSZ.
3. Os diferentes protocolos de acabamento promoveram alterações cristalográficas, sendo que a aplicação de líquidos para caracterização extrínseca promoveu transformação de fase cristalográfica com aumento do conteúdo monoclinico.
4. O envelhecimento artificial acelerado altera a cor da Y-FSZ independentemente do método de acabamento.

Referências

REFERÊNCIAS

Aboushelib MN, Feilzer AJ, de Jager N, Kleverlaan CJ. Prestresses in bilayered allceramic restorations. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2008; 87(1): 139-45.

Aboushelib MN, Kleverlaan CJ, Fwilzer AJ. Effect of zirconia type on its bond strength with diferente veneer ceramics. *J Prosthodont.* 2008; 17(5): 401-408.

Agarwalla SV, Malhotra R, Rosa V. Translucency, hardness and strength parameters of PMMA resin containing graphene-like material for CAD/CAM restorations. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2019;100:103388.

Aboushelib MN, Wang H. Effect of surface treatment on flexural strength of zirconia bars. *J Prosthet Dent.* 2010, 104(2) :98-104.

Ahangari AT, Torabi Ardakani K, Mahdavi F, Torabi Ardakani M. The effect of two shading techniques on value of zirconia-based crowns. *J Dent (Shiraz)* 2015; 16: 129-133.

Alghazzawi TF, Lemons J, Liu PR, Essig ME, Bartolucci AA, Janowski GM. Influence of low-temperature environmental exposure on the mechanical properties and structural stability of dental zirconia. *J Prosthodont.* 2012;21(5):363-9.

Aljanobi G, Al-Sowygh ZH. The effect of thermocycling on the translucency and color stability of modified glass ceramic and multilayer zirconia materials. *Cureus.* 2020;12(2):e6968.

Alp G, Subasi GM, Seghi RR, Johnston WM, Yilmaz B. Effect of shading technique and thickness on color stability and translucency of new generation translucent zircônia. *J Dent.* 2018; 73: 19-23.

Amaral, M.; Cesar, P. F.; Bottino, M. A.; Lohbauer, U.; Valandro, L. F. Fatigue behavior of YTZP ceramic after surface treatments. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2016;(57):149-156.

Apetz R, van Bruggen MPD. Transparent alumina: a light-scattering model. *J Am Ceram Soc.* 2003; 86(3): 480-486.

Ardlin BI. Transformation-toughened zirconia for dental inlays, crowns and bridges: chemical stability and effect of low-temperature aging on flexural strength and surface structure. *Dent Mater.* 2002;18(8):590-5.

Arif R, Yilmaz B, Johnston WM. In vitro color stainability and relative translucency of CAD-CAM restorative materials used for laminate veneers and complete crowns. *J Prosthet Dent.* 2019; 122(2): 160-166.

Atay A, Karayazgan B, Ozkan Y, Akyil MS. Effect of colored beverages on the color stability of feldspathic porcelain subjected to various surface treatments. *Quintessence Int.* 2009;40(7):e41-8.

Auzani ML, Dapieve KS, Zucuni CP, Rocha Pereira GK, Valandro LF. Influence of shading technique on mechanical fatigue performance and optical properties of a 4Y-TZP ceramic for monolithic restorations. *J Mech Behav Biomed Mater* 2019; 102: 103457.

Baldissara P, Wandscher VF, Marchionatti AME, Parisi C, Monaco C, Ciocca L. Translucency of IPS e.max and cubic zirconia monolithic crowns. *J Prosthet Dent*. 2018; 120 (2): 269-275.

Bartolo D, Glenn C, Al-Haj Husain N, Özcan M, Camilleri J. Effect of polishing procedures and hydrothermal aging on wear characteristics and phase transformation of zirconium dioxide. *J Prosthet Dent*. 2016;(117):545-551.

Ban S, Suzuki T, Yoshihara K, Sasaki TK, Kawai H. Effect of coloring on the mechanical properties of dental zirconia. *J Med Biol Eng*. 2013; 34(1):24-29.

Barutçugil Ç, Bilgili D, Barutçugil K, Dündar A, Büyükkaplan U, Yilmaz B. Discoloration and translucency changes of CAD-CAM materials after exposure to beverages. *J Prosthet Dent*. 2019;122(3):325-31

Benetti P, Kelly JR, Sanchez M, Della Bonna A. Influence of thermal gradients on stress state of veneered restorations. *Dent Mater*. 2014 May;30(5):554–63.

Billmeyer F, Saltzman M. *Principles of Color Technology* (3a ed.), John Wiley & Sons, Nova York. 2014. p. 1-110.

Blattz MB, Conejo J. The Current State of Chairside Digital Dentistry and Materials. *Dent Clin North Am*. 2019; 63(2): 175-197.

Bottino MA, Souza ROA. Cimentação adesiva em próteses cerâmicas: o que realmente eu preciso saber? *PróteseNews*. 2018;5:516-31.

Çakmak G, Donmez MB, Kashkari A, Johnston WM, Yilmaz B. Effect of thickness, cement shade, and coffee thermocycling on the optical properties of zirconia reinforced lithium silicate ceramic. *J Esthet Restor Dent*. 2021;13.

Campos TMB, Marinho RMM, Ribeiro AOP, Montanheiro TLA, Silva ACA, Thim GP. Microstructure and mechanical properties of fully sintered zirconia glazed with an experimental glass. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2021;113:104093.

Camposilvan E, Leone R, Gremillard L, Sorrentino R, Zarone F, Ferrari M, et al. Aging resistance, mechanical properties and translucency of different yttria-stabilized zirconia ceramics for monolithic dental crown applications. *Dent Mater*. 2018; 34(6): 879-90.

Canneto, J. J.; Cattani-Lorente, M.; Durual, S.; Wiskott, A. H. W.; Scherrer, S. S. Grinding damage assessment on four high-strength ceramics. *Dent Mater* 2016; 32(2): 171-182.

Cardoso KV, Adabo GL, Mariscal-Muñoz E, Antonio SG, Arioli Filho JN. Effect of sintering temperature on microstructure, flexural strength, and optical properties of a

- fully stabilized monolithic zirconia. *J Prosthet Dent*. 2019. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.prosdent.2019.08.007>
- Carrabba M, Keeling AJ, Aziz A, Vichi A, Fabian Fonzar R, Wood D, Ferrari M. Translucent zirconia in the ceramic scenario for monolithic restorations: A flexural strength and translucency comparison test. *J Dent* 2017; 60: 70-76.
- de Carvalho IHG, da Silva NR, Vila-Nova TEL, de Fatima Dantas de Almeida L, Veríssimo AH, de Melo RM, Zhang Y, de Assunção E Souza RO. Effect of finishing/polishing techniques and aging on topography, *C. albicans* adherence, and flexural strength of ultra-translucent zirconia: an in situ study. *Clin Oral Investig*. 2022; 26(1):889-900.
- Cattani-Lorente M, Durual S, Amez-Droz M, Wiskott HW, Scherrer SS. Hydrothermal degradation of a 3Y-TZP translucent dental ceramic: A comparison of numerical predictions with experimental data after 2 years of aging. *Dent Mater* 2016; 32(3): 394-402.
- Cattani-Lorente M, Scherrer SS, Ammann P, Jobin M, Wiskott HW. Low temperature degradation of a Y-TZP dental ceramic. *Acta Biomater*. 2011;7(2):858–865.
- Chai H, Lee JJ, Mieszko AJ, et al. On the interfacial fracture of porcelain/zirconia and graded zirconia dental structures. *Acta Biomater* 2014; 10: 3756-3761.
- Chi WJ, Browning W, Looney S, Mackert JR, Windhorn RJ, Rueggeberg F. Resistance to abrasion of extrinsic porcelain esthetic characterization techniques. *US Army Med Dep J*. 2017;(2-17):71-79.
- Chong BJ, Thangavel AK, Rolton SB, Guazzato M, Klineberg IJ. Clinical and laboratory surface finishing procedures for zirconia on opposing human enamel wear: A laboratory study. *J Mech Behav Biomed Mater* 2015; 50: 93-103.
- Coldea A, Swain MV, Thiel N. Mechanical properties of polymer infiltrated-ceramic-network materials. *Dent Mater*. 2013;29(4):419-26.
- Conrad HJ, Seong WJ, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *J Prosthet Dent*. 2007 Nov;98(5):389-404.
- Corazza PH, Feitosa AS, Borges AL, Della Bona A. Influence of convergence angle of tooth preparation on the fracture resistance of Y-TZP-based all-ceramic restorations. *Dent Mater*. 2013;29(3):339-47.
- Corciolani G, Vichi A. Repetition of color reading with a clinical and laboratory spectrophotometer. *Int Dent South Africa*. 2006; (8): 62–70.
- Dal Piva AMO, Tribst JPM, Werner A, Anami LA, Bottino MA, Kleverlaan CJ. Three-body wear effect on different CAD/CAM ceramics staining durability. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2020, 103: 103579.
- DeLong R, Douglas WH, Sakaguchi RL, Pintado MR. The wear of dental porcelain in an artificial mouth. *Dent Mater*. 1986;2(5):214-9

Denry I, Kelly JR. State of the art of zircônia for dental applications. *Dent Mater.* 2008; 24(3): 299-307.

Denry, IL, Holloway, JA. Microstructural and crystallographic surface changes after grinding zirconia-based dental ceramics. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2006; 76(2): 440–448

Dittmer MP, Borchers L, Stiesch M, Kohorst P. Stress and distortions within zirconiafixed dental prostheses due to the veneering process. *Acta Biomater.* 2009; 5(8): 3231- 9.

Donmez MB, Diken Turksayar AA, Olcay EO, Sahmali SM. Fracture Resistance of Single-Unit Implant-Supported Crowns: Effects of Prosthetic Design and Restorative Material. *J Prosthodont.* 2021; 12.

Douglas RD, Steinhauer TJ, Wee AG. Intraoral determination of dentist tolerance for perceptibility and acceptability of shade mismatch. *J Dent Esthet Restor.* 2009; (21): 133 – 134.

Dutra D, Pereira G, Kantorski KZ, Exterkate R, Kleverlaan CJ, Valandro LF, Zanatta FB. Grinding With Diamond Burs and Hydrothermal Aging of a Y-TZP Material: Effect on the Material Surface Characteristics and Bacterial Adhesion. *Oper Dent.* 2017;42(6):669-678.

Ebeid SK, Wille A, Hamdy T, Salah A, El-Etreby M, Kern M. Effect of changes in sintering parameters on translucent monolithic zirconia. *Dent Mater.* 2014; 30(12): 419 - 424.

Eldwakhly E, Ahmed DRM, Soliman M, Abbas MM, Bodrawy W. Color and translucency stability of novel restorative CAD/CAD materials. *Dent Med Probl.* 2019; 56(4): 349-356.

Elsaka SE, Elnaghy AM. Mechanical properties of zirconia reinforced lithium silicate glass-ceramic. *Dent Mater.* 2016 ;32(7):908-14.

Esquivel-Upshaw J, Rose W, Oliveira E, et al: Randomized, controlled clinical trial of bilayer ceramic and metal-ceramic crown performance. *J Prosthodont* 2013; 22: 166-173.

Filser F, Kocher P, Weibel F, Lthy H., Schärer P, Gauckler LJ. Reliability and strength of fully ceramic dental restorations made by direct ceramic machining (DCM). *Int J Comput Dent,* 4(2001): 89 –106.

Fiorin L, Moris ICM, Faria ACL, Ribeiro RF, Rodrigues RCS. Effect of different grinding protocols on surface characteristics and fatigue behavior of yttria-stabilized zirconia polycrystalline: An in vitro study. *J Prosthet Dent.* 2020;124(4):486.e1-486.e8.

Fischer J, Stawarczyk B, Trottmann A, Hämmerle CH. Impact of thermal misfit on shear strength of veneering ceramic/zirconia composites. *Dent Mater.* 2009;25(4):419–23.

- Flinn BD, Raigrodski LA, Mancl R, Toivola R, Kuykendall T. Influence of aging on flexural strength of translucent zirconia for monolithic restorations. *J Prosthet Dent.* 2017; 117(2): 303-309.
- Fraga S, Amaral M, Bottino MA, Valandro LF, Kleverlaan CJ, May LG. Impact of machining on the flexural fatigue strength of glass and polycrystalline CAD/CAM ceramics. *Dent Mater.* 2017 Nov;33(11):1286–97.
- Ghazal M, Kern M. The influence of antagonistic surface roughness on the wear of human enamel and nanofilled composite resin artificial teeth. *J Prosthet Dent* 2009; 101(5):342-9.
- Ghods S, Jafarian Z. A Review on Translucent Zirconia. *Eur J Prosthodont Restor Dent* 2018; 26(2): 62-74.
- Giti R, Haghdoost S, Ansarifard E. Effect of different coloring techniques and surface treatment methods on the surface roughness of monolithic zirconia. *Dent Res J (Isfahan).* 2020; 17;17(2):152-161.
- Giti R, Hojati SA. Effect of varying thickness and number of coloring liquid applications on the color of anatomic contour monolithic zirconia ceramics. *J Dent (Shiraz)* 2018; 19(4): 311- 319.
- Go H, Park H, Lee J, Seo H, Lee S. Effect of various polishing burs on surface roughness and bacterial adhesion in pediatric zirconia crowns. *Dent Mater J.* 2019 Mar 31;38(2):311-316.
- Guazzato M, Walton TR, Franklin W, Davis G, Bohl C, Klineberg I. Influence of thickness and cooling rate on development of spontaneous cracks in porcelain/zirconia structures. *Aust Dent J.* 2010; 55(3): 306-10.
- Haralur SB. Evaluation of efficiency of manual polishing over autoglazed and overglazed porcelain and its effect on plaque accumulation. *J. Adv. Prosthodont.* 2012; 4(4) 179 – 186.
- Hatanaka GR, Polli GS, Adabo GL. The mechanical behavior of high-translucent monolithic zirconia. *J Prosthet Dent.* 2020; 123 (2): 330-337.
- Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Haselton DR, Stanford CM, Vargas MA. Relative translucency of six all-ceramic systems. Part II: Core and veneer materials. *J Prosthet Dent.* 2002;88(1):10–15.
- Heintze SD, Monreal D, Reinhardt M, Eser A, Peschke A, Reinshagen J, Rousson V. Fatigue resistance of all-ceramic fixed partial dentures - Fatigue tests and finite element analysis. *Dent Mater* 2018; 34(3): 494-507.
- Helvey GA. Classification of Dental Ceramics. *Inside dentistry.* 2013; April 2013:62–76.
- Henriques B, Goncalves S, Soares D, Silva FS. Shear bond strength comparison between conventional porcelain fused to metal and new functionally graded dental

restorations after thermal-mechanical cycling. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2012; 13:194–205.

Herpel C, Rammelsberg P, Rues S, Zenthöfer A, Seceleanu I, Corcodel N. Color stability of individually stained monolithic zirconia following occlusal adjustment. *J Esthet Restor Dent.* 2021;33(2):387-393.

Heydecke G, Zhang F, Razzoog ME: In vitro color stability of double layer veneers after accelerated aging. *J Prosthet Dent* 2001;(85):551–557.

Hjerpe J, Närhi T, Fröberg K, Vallittu PK, Lassila LV. Effect of shading the zirconia framework on biaxial strength and surface microhardness. *Acta Odontol Scand.* 2008 ;66(5):262-7.

Hmaidouch R, Muller WD, Lauer HC, Weigl P. Surface roughness of zirconia for full-contour crowns after clinically simulated grinding and polishing. *Int J Oral Sci.* 2014;(6):241-246

Holz L, Macias J, Vitorino N, Fernandes AJS, Costa FM, Almeida MM. Effect of Fe₂O₃ doping on colour and mechanical properties of Y-TZP ceramics. *Ceram. Int.* 2018;(44):17962–17971.

Huh YH, Yang EC, Park CJ, Cho LR. In vitro evaluation of the polishing effect and optical properties of monolithic zirconia. *J Prosthet Dent* 2018; 119(6): 994-999.

Igiel C, Lehmann KM, Ghinea R, *et al.* Reliability of visual and instrumental color matching. *J Esthet Restor Dent.* 2017; 29:303-308.

Inokoshi M, Shimizu H, Nozaki K, Takagaki T, Yoshihara K, Nagaoka N, Zhang F, Vleugels J, Van Meerbeek B, Minakuchi S. Crystallographic and morphological analysis of sandblasted highly translucent dental zirconia. *Dent Mater* 2018; 34(3): 508-518.

ISO 6872. Dentistry—Ceramic Materials. International Organ Stand, 2015.

Janyavula S, Lawson N, Cakir D, Beck P, Ramp LC, Burgess JO. The wear of polished and glazed zirconia against enamel. *J Prosthet Dent* 2014; 109(1): 22-29

Johnston WM, Kao EC. Assessment of appearance matching by visual observation and clinical colorimetry. *J Dent Res.* 1989; (68): 819 - 822.

Jerman E, Lümekemann N, Eichberger M, Zoller C, Nothelfer S, Kienle A, Stawarczyk B. Evaluation of translucency, Marten's hardness, biaxial flexural strength and fracture toughness of 3Y-TZP, 4Y-TZP and 5Y-TZP materials. *Dent Mater.* 2021;37(2):212-222.

Kim HK. Optical and Mechanical Properties of Highly Translucent Dental Zirconia. *Materials (Basel).* 2020;31;13(15):3395

Kim HK, Kim SH, Lee JB, Han JS, Yeo IS. Effect of polishing and glazing on the color and spectral distribution of monolithic zirconia. *J Adv Prosthodont.* 2013; 5(3):296-304.

- Klimke J, Trunecy M, Krell A. Transparent tetragonal yttria-stabilized zirconia ceramics: influence of scattering caused by birefringence. *J Am Ceram Soc.* 2011; 94(6): 1850-1858.
- Kolakarnprasert N, Kaizer MR, Kim DK, Zhang Y. New multi-layered zirconias: Composition, microstructure and translucency. *Dent Mater.* 2019;35(5):797-806.
- Kou W, Garbrielsson K, Borhani A, Carlborg M, Molin Thorém M. The effects of artificial aging on high translucent zirconia. *Biomater Investig Dent.* 2019; 6(1):54-60.
- Koutayas SO, Vagkopoulou T, Pelekanos S, Koidis P, Strub JR. Zirconia in dentistry: part 2. Evidence-based clinical breakthrough. *Eur J Esthet Dent.* 2009; 4(4):348-380.
- Kurt M, Bal BT. Effects of accelerated artificial aging on the translucency and color stability of monolithic ceramics with different surface treatments. *J Prosthet Dent.* 2019; 121(4): 712 e1-8.
- Kwon SJ, Lawson NC, McLaren EE, Nejat AH, Burgess JO. Comparison of the mechanical properties of translucent zirconia and lithium disilicate. *J Prosthet Dent* 2018; 120(1): 132-137.
- Lee JH, Kim SH, Han JS, Yeo IL, Yoon HI. Optical and Surface Properties of Monolithic after Simulated Toothbrushing. *Materials (Basel).* 2019; 129(7):1158-1173.
- Li RW, Chow TW, Matinlinna JP. Ceramic Dental Biomaterials and CAD / CAM Technology: State of the Art. *J Prosthodont Res.* 2014; 58 (4): 208-16.
- Lima JMC, Souza ACO, Anami LC, Bottino MA, Melo RM, Souza ROA. Effects of thickness, processing technique, and cooling rate protocol on the flexural strength of a bilayer ceramic system. *Dent Mater.* 2013; 29(10):1063-72.
- Lima RS, Kucuk A, Berndt CC. Bimodal distribution os mechanical properties on plasma sprayed nanostructured partially stabilized zirconia. *Mater Sci Eng A* .2002; 327; 2:224-232.
- Liu H, Zhao, WY, Ji J, Cui Y, Chu P. Determination of fracture toughness of zirconia ceramics with different yttria concentrations by SEVNB method *Ceram. Int.* 2017(43):10572-10575.
- Liu Q, Shao LQ, Wen N, Deng B. Surface Microhardness and Flexural Strength of Colored Zirconia. *AMR* 2010;105–106:49–50.
- Longhini D, Rocha C, de Oliveira LT, Olenski NG, Bonfante EA, Adabo GL. Mechanical behavior of ceramic monolithic systems with different thicknesses. *Oper Dent.* 2019; 44(5): 244-253.
- Ludovichetti FS, Trindade FZ, Werner A, Kleverlaan CJ, Fonseca RG. Wear resistance and abrasiveness of CAD-CAM monolithic materials. *J Prosthet Dent.* 2018;120(2):318.e1-318.e8.

Mainjot AK, Schajer GS, Vanheusden AJ, Sadoun MJ. Influence of cooling rate on residual stress profile in veneering ceramic: measurement by hole-drilling. *Dent Mater*. 2011; 906-14.

Mainjot AK, Schajer GS, Vanheusden AJ, Sadoun MJ. Residual stress measurement in veneering ceramic by hole-drilling. *Dent Mater*. 2011; 27(5): 439-44.

Makhija SK, Lawson NC, Gilbert GH, Litaker MS, McClelland JA, Louis DR, Gordan VV, Pihlstrom DJ, Meyerowitz C, Mungia R, McCracken MS. Dentist material selection for single-unit crowns: Findings from the National Dental Practice-Based Research Network. *J Dent* 2016; 55: 40-47.

Malkondu Ö, Tinastepe N, Akan E, Kazazoğlu E. An overview of monolithic zirconia in dentistry. *Biotechnol Biotechnol Equip* 2016; 30(4): 644–52.

Mao L, Kaizer MR, Zhao M, Guo B, Song YF, Zhang Y. Graded ultratranslucent zirconia (5Y-PSZ) for strength and functionalities. *J Dent Res* 2018; 97(11): 1222-1228.

McLaren EA, Giordano R. Ceramics overview: classification by microstructure and processing methods. *Compend Contin Educ Dent*. 2014;4(3):18–30.

Mitov G, Heintze SD, Walz S, Woll K, Muecklich F, Pospiech P. Wear behavior of dental Y-TZP ceramic against natural enamel after different finishing procedures. *Dent Mater* 2012; 28(8): 909-18.

Miyazaki T, Hotta Y, Kunii J, Kuriyama S, Tamaki Y. A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years experience. *Dent Mater J*. 2009; 28(1): 44-56.

Mohammadi-Bassir M, Babasafari M, Rezvani MB, Jamshidian M. Effect of coarse grinding, overglazing, and 2 polishing systems on the flexural strength, surface roughness, and phase transformation of yttrium-stabilized tetragonal zirconia. *J Prosthet Dent* 2017; 118(5): 658-665.

Moilanen P, Hjerpe J, Lassila LVJ, Närhi TO. Fracture Strength and Precision of Fit of Implant-Retained Monolithic Zirconia Crowns. *J Oral Implantol*. 2018; 44(5): 330-334.

Moreira A, Freitas F, Marques D, Caramês J. Aesthetic Rehabilitation of a Patient with Bruxism Using Ceramic Veneers and Overlays Combined with Four-Point Monolithic Zirconia Crowns for Occlusal Stabilization: A 4-Year Follow-Up. *Caso Represent Dent* . 2019; 20: 1640563. doi: 10.1155 / 2019/1640563.

Mores RT, Borba M, Corazza PH, Della Bona Á, Benetti P. Influence of surface finishing on fracture load and failure mode of glass ceramic crowns. *J Prosthet Dent*. 2017; 118(4):511-516.

Moris ICM, Chen YC, Faria ACL, Ribeiro RF, Fok AS, Rodrigues RCS. Fracture loads and failure modes of customized and non-customized zirconia abutments. *Dent Mater*. 2018;34(8):e197-e204.

- Muñoz EM, Longhini D, Antonio SG, Adabo GL. The effects of mechanical and hydrothermal aging on the microstructure and biaxial flexural strength of an anterior and posterior monolithic zirconia. *Jour of Dent.* 2017; 63 94 – 102.
- Nakamura K, Harada A, Inagaki R, Kanno T, Niwano Y, Milling P, Örtengren U. Fracture resistance of monolithic zirconia molar crowns with reduced thickness. *Acta Odontol Scand.* 2015; 73 (8): 602-8.
- Nam MG, Park MG, Changes in the flexural strength of translucent zirconia due to glazing and low-temperature degradation. *J. Prothet Dent.* 2018; 120(6): 969.e1-969.e6.
- Nassary Zadeh P, Lümekemann N, Sener B, Eichberger M, Stawarczyk B. Flexural strength, fracture toughness, and translucency of cubic/tetragonal zirconia materials. *J Prosthet Dent* 2018; 120(6): 948-954.
- Nordahl N, Vult von Steyern P, Larsson C. Fracture strength of ceramic monolithic crown systems of different thickness. *J Oral Sci.* 2015; 57(3): 255-61.
- Nothdurft, F. P.; Merker, S.; Pospiech, P. R. Fracture behavior of implant-implant and implant-tooth-supported all-ceramic fixed dental prostheses utilizing zirconium dioxide implant abutments. *Clin Oral Investig* 2011; 15(1): 89-97.
- Oh GJ, Lee K, Lee DJ, Lim HP, Yun KD, Ban JS, Lee KK, Fisher JG, Park SW. Effect of metal chloride solutions on coloration and biaxial flexural strength of yttria-stabilized zirconia. *Met Mater Int* 2012; 18: 805-812.
- Orhun E. The effect of coloring liquid dipping time on the fracture load and color of zirconia ceramics. *J Adv Prosthodont.* 2017; 9(1):67-73.
- Palla E-S, Kontonasaki E, Kantiranis N, Papadopoulou L, Zorba T, Paraskevopoulos KM, et al. Color stability of lithium disilicate ceramics after aging and immersion in common beverages. *J Prosthet Dent.* 2018;119(4):632-42
- Paravina RD, Ghinea R, Herrera LJ, *et al.* Color difference thresholds in dentistry. *J Esthet Restor Dent.* 2015;2: S1-S9
- Paravina RD, Perez MM, Ghinea R. Acceptability and perceptibility thresholds in dentistry: a comprehensive review of clinical and research applications. *J Esthet Restor Dent.* 2019;31(2):103-112
- Passos SP, Torrealba Y, Major P, Linke B, Flores-Mir C, Nychka JA. In vitro wear behavior of zirconia opposing enamel: a systematic review. *J Prosthodont.* 2014; 23(8): 593-601.
- Pecho OE, Pérez MM, Ghinea R, Bona D. Lightness, chroma, and hue differences in visual SHADE matching. *Dent Mater* 2016; 11(32): 1362-1373.
- Pereira GKR, Guilardi LF, Dapieve KS, Kleverlaan CJ, Rippe MP, Valandro LF. Mechanical reliability, fatigue strength and survival analysis of new polycrystalline translucent zirconia ceramics for monolithic restorations. *J Mech Behav Biomed Mater* 2018; 85: 57-65.

Pereira, G. K. R.; Fraga, S.; Montagner, A. F.; Soares, F. Z. M.; Kleverlaan, C. J.; Valandro, L. F. The effect of grinding on the mechanical behavior of Y-TZP ceramics: A systematic review and meta-analyses. *J Mech Behav Biomed Mater* 2016; 63: 417-442.

Pittayachawan P, McDonald A, Petrie A, Knowles JC. The biaxial flexural strength and fatigue property of Lava Y-TZP dental ceramic. *Dent Mater.* 2007;23(8):1018-29.

Porto T, Roperto R, Akkus A, et al. Propriedades mecânicas e análises DIC de materiais CAD / CAM. *J Clin Exp Dent.* 2016;8(5):e512-e516.

Porto TS, Roperto RC, Teich ST, Faddoul FF, Rizzante FAP. Porto-Neto ST. Campos EA. Brittleness index and its relationship with materials mechanical properties: influence on the machinability of CAD/CAM materials. *Braz. Oral Res.*, 2019;(33):026.

Prado PHCO, Monteiro JB, Campos TMB, Thim GP, de Melo RM. Degradation kinetics of high-translucency dental zirconias: Mechanical properties and in-depth analysis of phase transformation. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2020; 102:103482.

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

Preis V, Weiser F, Handel G, Rosentritt M. Wear performance of monolithic dental ceramics with diferente surface treatments. *Quintessence Int.* 2013;44(5):393-405.

Qualtrough A, Burke F. A look at dental esthetics. *Quintessence Inter.* 1994;25 (1):7–14.

Quinn JB, Quinn GD, Sundar V. Fracture toughness of veneering ceramics for fused to metal (PFM) and zirconia dental restorative Materials. *J Res Natl Inst Stand Technol.* 2010;115(5):343–52.

Ramos GF, Monteiro EB, Bottino MA, Zhang Y, Marques de Melo R. Failure Probability of Three Designs of Zirconia Crowns. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2015 Nov-Dec;35(6):843-9.

Rekow ED, Silva NRFA, Coelho PG, Zhang Y, Guess P, Thompson VP. Performance of dental ceramics: challenges for improvements. *J Dent Res.* 2011; 90(8): 937-52.

Rinke S, Fischer C. Range of indications for translucent zirconia modifications: clinical and technical aspects. *Quintessence Int.* 2013; 44(8): 557-66.

Rodrigues CS, Aurélio IL, Kaizer MR, Zhang Y, May LG. Do thermal treatments affect the mechanical behavior of porcelain-veneer zirconia: a systematic review and meta-analysis. *Dent Mater.* 2019; 35(5): 807-817.

Ryan DPO, Fais LMG Antonio SG, Hatanaka GR, Candido LM, Pinelli LAP. Y-TZP zirconia regeneration firing: Microstructural and crystallographic changes after grinding. *Dent Mater J.* 2017; 36(4): 447-453.

- Sadowsky SJ. An overview of treatment considerations for esthetic restorations: A review of the literature. *J Prosthet Dent.* 2006; 96(6): 433-442.
- Saker S, Hashem D. Influence of Surface Modification Protocol and Type of Luting Cement on Bonding of Monolithic Zirconia to Dentin Substrate. *J Contemp Dent Pract.* 2020; 1;21(12):1342-1349.
- Sailer I, Makarov NA, Thoma DS, Zwahlen M, Pjetursson BE. 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.* 2015; 31: 603–623.
- Samorodnitzky-Naveh G, Geiger S, Levin L. Patients' satisfaction with dental esthetics. *J Am Dent Assoc.* 2007;138(6):805–808.
- Sanchez-Lara A, Chochlidakis KM, Lampraki E, Molinelli R, Molinelli F, Ercoli C. Comprehensive digital approach with the Digital Smile System: a clinical report. *J Prosthet Dent.* 2019; 121 (6): 871-875.
- Scherrer SS, Kelly JR, Quinn GD, Xu K. Fracture toughness (K_{Ic}) of a dental porcelain determined by fractographic analysis. *Dent Mater.* 1999 Sep;15(5):342-8.
- Sedda M, Vichi A, Carrabba M, Capperucci A, Louca C, Ferrari M. Influence of coloring procedure on flexural resistance of zirconia blocks. *J Prosthet Dent.* 2015; 114(1):98-102.
- Sen N, Sermet IB, Cinar S. Effect of coloring and sintering on the translucency and biaxial strength of monolithic zirconia. *J Prosthet Dent.* 2018; 119(2): 308.e1-308.e7.
- Sen N, Us YO. Mechanical and optical properties of monolithic CAD-CAM restorative materials. *J Prosthet Dent.* 2018;119(4):593–599.
- Shah K, Holloway JA, Denry IL. Effect of coloring with various metal oxides on the microstructure, color and flexural strength of 3Y-TZP. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2008; 87: 329-337
- Shahmiri R, Standard OC, Hart JN, Sorrell CC. Optical properties of zirconia ceramics for esthetic dental restorations: a systematic review. *J Prosthet Dent* 2018; 119(1): 36–46.
- Sharma G, Wu W, Dalal EN. The CIEDE2000 Color Difference Formula: Implementation Notes, Supplemental Test Data, and Mathematical Observations. *Color Research and Application* 2005; 30(1):21-30.
- Silva NRFA, Bonfante EA, Rafferty BT, Zavanelli RA, Rekow ED, Thompson VP, et al. Modified Y-TZP core design improves all-ceramic crown reliability. *J Dent Res.* 2011 ;90(1):104-8.
- Stawarczyk B, Keul C, Eichberger M, Figge D, Edelhoff D, Lümke N. Three generations of zirconia: from veneered to monolithic. Part I. *Quintessence Int.* 2017; 48(5): 369-380.

Subasi MG, Alp G, Johnston WM, Yilmaz B. Effect of thickness on optical properties of monolithic CAD-CAM ceramics. *J Dent*. 2018; 71: 38-42.

Sulaiman TA, Abdulmajeed AA, Donovan TE, Ritter AV, Vallittu PK, Närhi TO, Lassila LV. Optical properties and light irradiance of monolithic zirconia at variable thicknesses. *Dent Mater* 2015; 31(10): 1180-1187.

Sulaiman TA, Abdulmajeed AA, Shahramian K, Lassila L. Effect of different treatments on the flexural strength of fully versus partially stabilized monolithic zirconia. *J Prosthet Dent* 2017; 118(2): 216-220.

Sulaiman TA, Camino RN, Cook R, Delgado AJ, Roulet JF, Clark WA. Time-lasting ceramic stains and glaze: A toothbrush simulation study. *J Esthet Restor Dent*. 2020;32(6):581-585.

Sundh A, Molin M, Sjögren G. Resistance to fracture of pure ceramic bridges of zirconia partially stabilized with yttrium oxide after coating and mechanical fatigue tests. *Dent Mater*. 2005; 21(5): 476-82.

Swain MV. Unstable cracking (chipping) of veneering porcelain on all-ceramic dental crowns and fixed partial dentures. *Acta Biomater*. 2009; 5(5):1668-77.

Tabatabaian F, Karimi M, Namdari M. Color match of high translucency monolithic zirconia restorations with different thicknesses and backgrounds. *J Esthet Restor Dent*. 2020; 32:615-621.

Tabatabaian F. Color in zirconia-based restorations and related factors: a literature review. *J Prosthodont*. 2018; 27 (2): 201-211.

Tabatabaian F. Colored appearance of monolithic zirconia restorations: a literature review. *J Prosthodont*. 2018; 28 (3): 276-287.

Tabatabaian F. Color aspect of monolithic zirconia restorations: a review of the literature. *J Prosthodont*. 2019; 28:276-287

Tan BL, Yap AU, Ma HN, Chew J, Tan WJ. Effect of beverages on color and translucency of new tooth-colored restoratives. *Oper Dent*. 2015;40(2):56–65.

Tan JP, Sederstrom D, Polansky JR, McLaren EA, White SN. The use of slow heating and slow cooling regimens to strengthen porcelain fused to zirconia. *J Prosthet Dent*. 2012; 107(3): 163-9.

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

Tong H, Tanaka CB, Kaizer MR, Zhang Y. Characterization of three commercial Y-TZP ceramics produced for their high-translucency, high-strength and high-surface area. *Ceram Int* 2016; 42(1 Pt B): 1077-1085.

Tsukuma K, Yamashita I, Kusunose T. Transparent 8 mol% Y₂O₃-ZrO₂ (8Y) Ceramics. *J Am Ceram Soc* 2008; 91: 813-818.

- Tuncel I, Eroglu E, Sari T, Usumez A. The effect of coloring liquids on the translucency of zirconia framework. *J Adv Prosthodont*. 2013; 5 (4), 448-451.
- Turgut S, Bagis B, Turkaslan SS, Bagis YH. Effect of ultraviolet aging on translucency of resin cemented ceramic veneers: an in vitro study. *J Prosthodont*. 2014; (23): 39 – 44.
- Van der Geld P, Oosterveld P, Van Heck G, Kuijpers-Jagtman A. Smile attractiveness. Self-perception and influence on personality. *Angle Orthod*. 2007;77(5):759–765.
- Vichi A, Sedda M, Bonadeo G, Bosco M, Barbiera A, Tsintsadze N, Carrabba M, Ferrari M. Effect of repeated firings on flexural strenght of veneered zircônia. *Dent Mater*. 2015; 31 (8): e 151-6.
- Vila-Nova TEL, Carvalho IGH, Moura DMD, Batista AUD, Zhang Y, Paskocimas CA, Bottino MA, Souza ROA. Effect of finishing/polishing techniques and low temperature degradation on the surface topography, phase transformation and flexural strength of ultra-translucent ZrO₂ ceramic. *Dent Mater*. 2020; 36:e126–e139.
- Walton TR. A 10-year longitudinal study of fixed prosthodontic: clinical characteristics and outcome of single-unit metal-ceramic crowns. *Int J Prosthodont*. 1999; 12 (6): 519-26.
- Wang F, Takahashi H, Iwasaki N. Translucency of dental ceramics with different thicknesses. *J Prosthet Dent*. 2013; 110(1): 14-20.
- Wang G, Zhang S, Bian C, et al. Fracture mechanics analyses of ceramic/veneer interface under mixed-mode loading. *J Mech Behav Biomed Mater* 2014; 39: 119-128.
- Wendler M, Belli R, Petschelt A, Mavec D, Harrer W, Lube T, Danzer R, Lohbauer U. Chairside CAD/CAM materials. Part 2: Flexural strength testing. *Dent Mater*. 2017;33(1):99–109.
- Yap AU, Mah MK, Lye CP, Loh PL. Influence of dietary simulating solvents on the hardness of provisional restorative materials. *Dent Mater*. 2004;20(4):370-6.
- Yuan JC-C, Barão VAR, Wee AG, Alfaro MF, Afshari FS, Sukotjo C. Effect of brushing and thermocycling on the shade and surface roughness of CAD-CAM ceramic restorations. *J Prosthet Dent*. 2018; 119(6): 1000-1006.
- Zhang F, Inokoshi M, Batuk M, Hadermann J, Naert I, Van Meerbeek B, Vleugels J. Strength, toughness and aging stability of highly-translucent Y-TZP ceramics for dental restorations. *Dent Mater* 2016; 32(12): 327-337.
- Zhang Y, Lawn BR. Evaluating dental zirconia. *Dent Mater* 2018; 35(1): 15-23.
- Zhang Y, Lee JJ, Srikanth R, Lawn BR. Edge chipping and flexural resistance of monolithic ceramics. *Dent Mater*. 2013; 29(12): 1201-8.

Zhang Y. Making yttria-stabilized tetragonal zirconia translucent. *Dent Mater.* 2014; 30(10): 1195-203.

Zhang Y, Sailer I, Lawn BR. Fatigue of dental ceramics. *J Dent.* 2013;41(12):1135-47.

Zurek AD, Alfaro MF, Wee AG, Yuan JC, Barao VA, Mathew MT, Sukotjo C. Wear characteristics and volume loss of CAD/CAM ceramic materials. *J Prosthodont* 2019; 28(2):e510-e518

Apêndices

APÊNDICE A

ANOVA das propriedades mecânicas.

		Soma dos quadrados	Df	Quadrado médio	F	Significância
Microdureza	Entre Grupos	3721510,592	5	744302,118	161,546	,000
	Dentro dos grupos	248797,544	54	4607,362		
	Total	3970308,136	59			
Módulo de Elasticidade	Entre Grupos	3968,885	5	793,777	3,627	,007
	Dentro dos grupos	11817,645	54	218,845		
	Total	15786,530	59			
Rugosidade	Entre Grupos	745,530	5	149,106	599,640	,000
	Dentro dos grupos	13,428	54	,249		
	Total	758,957	59			
Resistência à Flexão	Entre Grupos	117945,421	5	23589,084	1,761	,137
	Dentro dos grupos	723234,585	54	13393,233		
	Total	841180,006	59			
Tenacidade à Fratura	Entre Grupos	2,223	5	,445	1,795	,129
	Dentro dos grupos	13,377	54	,248		
	Total	15,600	59			

APÊNDICE B

Comparação dos valores de translucidez nos diferentes Grupos, pelo modelo linear de medidas repetidas.

(I) Grupos	(J) Grupos	Diferença entre as médias	Sig. ^a	Intervalo de confiança 95% para diferença ^a	
				Limite inferior	Limite superior
GC	GG	,623	1,000	-3,379	4,624
GC	GL	-,165	1,000	-4,167	3,837
GC	GLG	1,578	1,000	-2,423	5,580
GC	GLP	-,551	1,000	-4,552	3,451
GC	GP	,693	1,000	-3,309	4,695
GG	GL	-,788	1,000	-4,790	3,214
GG	GLG	,956	1,000	-3,046	4,958
GG	GLP	-1,173	1,000	-5,175	2,829
GG	GP	,070	1,000	-3,932	4,072
GL	GLP	-,385	1,000	-4,387	3,617
GL	GLG	1,744	1,000	-2,258	5,746
GL	GP	,858	1,000	-3,144	4,860
GLG	GLP	-,385	1,000	-4,387	3,617
GLG	GP	-,885	1,000	-4,887	3,116
GP	GLP	-2,129	1,000	-6,131	1,873

APÊNDICE B

Comparação dos valores de translucidez nos diferentes tempos, pelo modelo linear de medidas repetidas e pós teste de Bonferroni.

(I) Tempo	(J) Tempo	Diferença média (I-J)	Sig. ^a	Intervalo de confiança 95% para diferença ^a	
				Limite inferior	Limite superior
1	2	-,843	,069	-1,753	,068

APÊNDICE C

Comparação dos valores de translucidez (T) na interação Tempo x Grupo pelo modelo linear de medidas repetidas.

Tempo	(I) Grupos	(J) Grupos	Diferença média (I-J)	Sig. ^a	Intervalo de confiança 95% para diferença ^a	
					Limite inferior	Limite superior
1	GC	GG	1,245	1,000	-4,092	6,582
1	GC	GL	,040	1,000	-5,297	5,376
1	GC	GLG	2,527	1,000	-2,810	7,864
1	GC	GLP	-,708	1,000	-6,045	4,629
1	GC	GP	1,756	1,000	-3,580	7,093
1	GG	GL	-1,205	1,000	-6,542	4,131
1	GG	GLG	1,282	1,000	-4,055	6,619
1	GG	GLP	-1,953	1,000	-7,290	3,383
1	GG	GP	,511	1,000	-4,826	5,848
1	GL	GLP	-,748	1,000	-6,085	4,589
1	GL	GLG	2,487	1,000	-2,849	7,824
1	GL	GP	1,717	1,000	-3,620	7,053
1	GLG	GLP	-3,235	1,000	-8,572	2,101
1	GLG	GP	-,771	1,000	-6,108	4,566
1	GP	GLP	-2,464	1,000	-7,801	2,872
2	GC	GG	,000	1,000	-3,903	3,903
2	GC	GL	-,370	1,000	-4,273	3,533
2	GC	GLG	,630	1,000	-3,273	4,533
2	GC	GLP	-,393	1,000	-4,296	3,510
2	GC	GP	-,370	1,000	-4,273	3,533
2	GG	GL	-,370	1,000	-4,273	3,533
2	GG	GLG	,630	1,000	-3,273	4,533
2	GG	GLP	-,393	1,000	-4,296	3,510
2	GG	GP	-,370	1,000	-4,273	3,533
2	GL	GLP	-,023	1,000	-3,926	3,880
2	GL	GLG	1,000	1,000	-2,903	4,903
2	GL	GP	-1,015	1,000	-3,903	3,903
2	GLG	GLP	-1,023	1,000	-4,926	2,880
2	GLG	GP	-1,000	1,000	-4,903	2,903
2	GP	GLP	,023	1,000	-3,880	3,926

APÊNDICE D

ANOVA dos diferentes eixos de cor ΔE , Δa , Δb , ΔL

		Soma dos quadrados	df	Quadrado médio	F	Significância
ΔE	Entre Grupos	21,106	5	4,221	3,395	,010
	Dentro dos grupos	67,131	54	1,243		
	Total	88,237	59			
Δa	Entre Grupos	1,719	5	,344	3,528	,008
	Dentro dos grupos	5,263	54	,097		
	Total	6,982	59			
Δb	Entre Grupos	8,581	5	1,716	,660	,655
	Dentro dos grupos	140,417	54	2,600		
	Total	148,999	59			
ΔL	Entre Grupos	63,486	5	12,697	1,326	,267
	Dentro dos grupos	516,886	54	9,572		
	Total	580,372	59			