



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



Joissi Ferrari Zaniboni

**Influência de diferentes protocolos de queima do glaze sobre microdureza,
índice de fragilidade e resistência à abrasão em blocos de cerâmica CAD/CAM**

Araraquara

2020



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



Joissi Ferrari Zaniboni

**Influência de diferentes protocolos de queima do glaze sobre microdureza,
índice de fragilidade e resistência à abrasão em blocos de cerâmica CAD/CAM**

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

Orientador: Prof. Dr. Edson Alves de Campos

Araraquara

2020

Zaniboni, Joissi Ferrari

Influência de diferentes protocolos de queima do glaze sobre microdureza, índice de fragilidade e resistência à abrasão em blocos de cerâmica CAD/CAM / Joissi Ferrari Zaniboni. -- Araraquara: [s.n.], 2020

56 f.; 30 cm.

Dissertação (Mestrado em Ciências Odontológicas) –
Universidade Estadual Paulista, Faculdade de Odontologia
Orientador: Prof. Dr. Edson Alves de Campos

1. Cerâmica 2. Tratamento térmico 3. Propriedades físicas I. Título

Joissi Ferrari Zanboni

Influência de diferentes protocolos de queima do glaze sobre microdureza, índice de fragilidade e resistência à abrasão em blocos de cerâmica CAD/CAM

Comissão Julgadora

Dissertação para obtenção do grau de Mestre em Dentística Restauradora

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

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

3º Examinador: Prof. Dr. Thiago Soares Porto

Araraquara, 24 de julho de 2020

DADOS CURRICULARES

Joissi Ferrari Zaniboni

NASCIMENTO: 11 de FEVEREIRO de 1995, natural de Catanduva - SP

FILIAÇÃO: Sionéia Aparecida Ferrari Zaniboni
João Emilio Zaniboni

2013/2017: GRADUAÇÃO em Odontologia
Faculdade de Odontologia de Araraquara – FOAr / UNESP

2016/2017: Curso de EXTENSÃO em Dentística Estética Integrada
FAEPO / Araraquara

2018/2020: MESTRADO em Ciências Odontológicas – Área de Concentração:
Dentística Restauradora
Faculdade de Odontologia de Araraquara – FOAr / UNESP

2019: ESPECIALIZAÇÃO (em andamento) em Dentística Restauradora
Faculdade de Odontologia de Araraquara – FOAr / UNESP

Dedico esse trabalho aos meus pais, João e Sionéia, que sempre abraçam todos os meus sonhos.

E em especial, dedico aos meus avós *in memoriam*, Alcides, Aparecida e Justina, que sei que olham por mim onde quer que estejam.

AGRADECIMENTOS

Primeiramente, começo agradecendo à **Deus** pois em sua infinita bondade me concedeu a graça de viver e estar hoje passando por esse momento tão grandioso em minha vida. Além do mais, é por causa dEle que agradeço abaixo pessoas tão essenciais em minha vida.

Aos meus pais, João e Sionéia, minha eterna gratidão por serem sempre sensacionais, por viverem esse sonho comigo, toda a ansiedade e alegria. Obrigada por sempre estarem ali, dispostos a ajudar e pra isso sem medir esforços. Eu amo vocês. Essa conquista é para vocês!

Ao meu orientador Prof. Dr. Edson Alves de Campos, exemplo de profissional e pessoa. Obrigada por toda a orientação até aqui, por todos os ensinamentos e principalmente pelo incentivo. Muitas vezes senti que não daria conta, mas em 5 minutos de conversa você me mostrava uma alternativa e que era possível conseguir. Foram muitos os desafios, principalmente a iniciativa de realizar as coisas sozinha, hoje eu entendo que se você confiou em mim foi porque daria certo. Espero um dia ser um pouco do gigante profissional que é.

Aos meus amigos da pós-graduação, em especial Aryvelto Miranda e Cristiane Alencar. Como sempre digo a vocês: “eu não sei o que seria do meu mestrado sem vocês”. Obrigada por estarem sempre ali, por terem me apoiado, ensinado, orientado e ajudado desde o início, das coisas mais simples até à realização dos testes que tanto me deixava preocupada. Vocês são exemplos de pessoas e profissionais, não tenho dúvida do sucesso brilhante que terão e sou muito feliz por ter ganho dois amigos pra vida. Obrigada!!! Agradeço também minhas amigas de turma do mestrado Priscila e Júlia Martins, obrigada pelas angústias e alegrias compartilhadas, vocês são pessoas especiais. E aos demais colegas, João Felipe, Tatiane Manzolli, Vitor de Souza e Reinaldo Oliveira.

Aos professores do departamento de Odontologia Restauradora, em especial Prof. Dr. Marcelo Ferrarezi de Andrade e Prof. Dr. Milton Carlos Kuga, exemplos de pessoas, que não medem esforços para ajudar e gerar oportunidades, muito obrigada!

À secretária do departamento, Creusa Maria Hortenci, por ser uma mãezona para nós todos ali. Obrigada por todas as palavras de carinho e pela companhia.

Agradeço com muito orgulho em meu peito a minha querida **FOAr**, desde quando ingressei no vestibular o desejo em estar nessa casa era muito grande e desde então me trouxe muita felicidade e realizações, em especial minha formação em cirurgia-dentista e agora, mestre em Dentística Restauradora. Incontável conhecimento, alegria, amizades e maturidade. Obrigada por esses 7 anos sensacionais!

À Escola de Engenharia de São Carlos – USP, em especial o Prof. Dr. Carlos Alberto Fortulan que foi muito solícito desde o início comigo, sempre disposto a ensinar e com o sorriso no rosto. Todos as idas à São Carlos se resumiam ao final do dia como um dia de grande aprendizado e felicidade pela presença dele, exemplo de pessoa e profissional. Agradeço também ao Prof. Dr. Renato Goulart Jasinevicius pela disponibilidade e por todo ensino, assim como por toda ajuda do seu doutorando, Branco.

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

E por fim, agradeço a todos de coração, todos que sempre tiveram torcendo por mim, a toda minha família, a todos meus amigos, a todas as pessoas que sabem que existem um pedacinho delas aqui em meu coração.

Meu muito obrigada!!!

“Talvez não tenha conseguido fazer o melhor, mas lutei para
que o melhor fosse feito. Não sou o que deveria ser, mas graças
a Deus, não sou o que era antes”.
(Marthin Luther King)

Zaniboni JF. Influência de diferentes protocolos de queima do glaze sobre microdureza, índice de fragilidade e resistência à abrasão em blocos de cerâmicas CAD/CAM [Dissertação de Mestrado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2020.

RESUMO

O constante desenvolvimento das restaurações livres de metal e a tecnologia uniram as cerâmicas e o CAD/CAM há anos, e a evolução destes materiais cerâmicos, assim como do sistema digital têm sido crescentes. Os blocos CAD/CAM sofrem danos durante todo o seu processo de fabricação – da usinagem à queima, e uma alternativa de minimizar os danos causados é a aplicação do glaze. Assim, é necessário protocolos alternativos de queima do glaze que melhorem as propriedades mecânicas desses materiais cerâmicos. O objetivo desse estudo foi investigar a influência de diferentes protocolos de queima do glaze sobre a microdureza e índice de fragilidade (teste de microdureza Vickers) e a resistência à abrasão, avaliada por meio do coeficiente de atrito (μ) e perda de volume dos blocos cerâmicos CAD/CAM (IPS E.max CAD, IPS Empress CAD e Cerec Blocs). Para esse estudo *in vitro* foram obtidos cento e vinte espécimes a partir de blocos CAD/CAM, quarenta espécimes de cada material divididos em 5 grupos ($n=8$): Controle (C), Queima convencional do glaze (G), Queima convencional do glaze com 2 queimas (G_2), Queima estendida do glaze (EG) e Queima estendida do glaze com 2 queimas (EG_2). A avaliação da microdureza Vickers e índice de fragilidade foram realizados em microdurômetro, enquanto a resistência à abrasão foi realizada em um tribômetro *pin-on-disk* que registrou o coeficiente de atrito e após esse teste, os espécimes foram analisados em um interferômetro óptico a laser para cálculo da perda de volume. Os resultados obtidos em cada um dos testes foram submetidos previamente a análise estatística descritiva, teste de normalidade (Shapiro-Wilk) e homocedasticidade (Levene). Os resultados de microdureza foram avaliados pelo teste ANOVA Two Way seguido do pós-teste Sidak, já os demais testes foram submetidos a ANOVA Two way não paramétrica seguido do pós-teste Bonferroni. O nível de significância adotado para tomada de decisão foi de 5%. Em relação a microdureza, os grupos EG e EG_2 do E.max e Empress apresentaram valores menores de dureza comparados aos demais grupos; já o Cerec, todos os grupos que receberam o glaze apresentaram

uma dureza menor que o grupo C. Quanto ao índice de fragilidade, o grupo C do E.max apresentou-se com menor valor, os grupos G e EG do Empress apresentaram menor valor comparado aos demais grupos, enquanto os grupos do Cerec não apresentaram diferenças entre si. O coeficiente de atrito nos materiais E.max e Empress foi maior nos grupos G₂, EG e EG₂, e todos os grupos com glaze do Cerec apresentaram μ mais alto. Os grupos EG e EG₂ do E.max apresentaram maior perda de volume, assim como os grupos do Cerec e não houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos do Empress. Assim, conclui-se que nos três materiais cerâmicos avaliados, o glaze influenciou nas propriedades mecânicas estudadas e o número de queima, independente do protocolo térmico adotado, não apresentou grande influência.

Palavras – chave: Cerâmica. Tratamento térmico. Propriedades físicas.

Zaniboni JF. Influence of different glaze firing protocols on microhardness, brittleness index and abrasion resistance in CAD/CAM ceramics blocks [Dissertação de Mestrado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2020.

ABSTRACT

The constant development of metal-free restorations and technology have joined ceramics and CAD/CAM for years, and the evolution of these ceramic materials, as well as the digital system, has been growing. The CAD/CAM blocks suffer damage throughout their manufacturing process - from machining to burning, and an alternative to minimize the damage caused is the application of glaze. Thus, it is necessary to use alternative glaze firing protocols that improve the mechanical properties of these ceramic materials. This study aimed to investigate the influence of different glaze firing protocols on microhardness and brittleness index (Vickers microhardness test) and abrasion resistance assessed by the friction coefficient (μ) and volume loss of the CAD/CAM ceramic blocks (IPS E.max CAD, IPS Empress CAD, and Cerec Blocs). For this in vitro study, one hundred and twenty specimens were obtained from CAD/CAM blocks, forty specimens of each material divided into 5 groups ($n=8$): Control (C), Conventional Glaze (G), Conventional Glaze with 2 firings (G_2), Extended Glaze (EG) and Extended Glaze with 2 firings (EG_2). The evaluation of Vickers microhardness and brittleness index was performed in a microdurometer, while abrasion resistance was realized in a pin-on-disk tribometer that recorded the friction coefficient and after this test, the specimens were analyzed in a laser optical interferometer to calculate the volume loss. The results obtained in each of the tests were previously submitted to descriptive statistical analysis, normality test (Shapiro-Wilk) and homoscedasticity (Levene). The microhardness results were evaluated by the ANOVA Two Way test followed by the Sidak post-test, while the other tests were submitted to non-parametric Two-way ANOVA followed by the Bonferroni post-test. The level of significance adopted for decision making was 5%. Regarding microhardness, the EG and EG_2 groups of E.max and Empress showed lower values of hardness compared to the other groups; on the other hand, all the groups of Cerec that received the glaze presented a lower hardness than the group C. As for the brittleness index, the group C for E.max presented with lower value, G and EG Empress groups showed lower value compared to the other groups, while the Cerec groups showed no differences. The coefficient of friction in E.max and Empress materials was higher in groups G_2 , EG, and EG_2 and all

groups with the Cerec glaze had higher μ . The groups EG and EG₂ for E.max showed greater volume loss, as did the Cerec groups, and there was no statistically significant difference between the Empress groups. It was possible to conclude that in the three ceramic materials evaluated, the glaze influenced the studied mechanical properties and the number of firing, regardless of the thermal protocol adopted, did not present much influence.

Keywords: Ceramics. Thermic treatment. Physical properties.

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	15
2 PROPOSIÇÃO	17
3 REVISÃO DA LITERATURA	18
3.1 Cerâmicas CAD/CAM: Tipos e Propriedades Mecânicas.....	18
3.1.1 Porcelanas	19
3.1.2 Vitrocerâmicas	19
3.2 Tratamento Térmico	20
3.2.1 Glaze	20
3.2.2 Protocolos de queima do glaze	21
3.2.3 Efeito do tratamento térmico nas propriedades mecânicas ..	23
4 MATERIAL E MÉTODO	28
4.1 Material	28
4.2 Métodos	33
4.3 Análise Estatística	36
5 RESULTADOS	38
6 DISCUSSÃO	44
7 CONCLUSÃO	50
REFERÊNCIAS	51

1 INTRODUÇÃO

As cerâmicas odontológicas, amplamente utilizadas na Odontologia, apresentam capacidade de imitar as características ópticas do esmalte e dentina, biocompatibilidade e durabilidade química¹ e são compostas por elementos metálicos: alumínio, cálcio, lítio, magnésio, potássio, sódio, lantânio, estanho, titânio e zircônio; e substâncias não metálicas: silício, boro, flúor e oxigênio. São caracterizadas por duas fases: uma fase cristalina circundada por uma fase vítrea. A matriz vítrea é composta por uma cadeia básica de óxido de silício (SiO_4), sendo que a proporção Si:O está relacionada com a viscosidade e expansão térmica da porcelana². Já a quantidade e natureza da fase cristalina determinam as propriedades mecânicas e ópticas³.

O aumento da exigência estética, além da busca de um material restaurador com melhores propriedades mecânicas, físicas e biológicas, impulsionou o desenvolvimento das restaurações em cerâmica pura⁴. O constante desenvolvimento das restaurações livres de metal e a tecnologia uniram as cerâmicas e o CAD/CAM (*Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing*), e a evolução destes materiais cerâmicos assim como do sistema digital têm sido crescentes^{5,6}.

A tecnologia CAD/CAM se baseia em três componentes fundamentais: uma ferramenta para a captura de imagens tridimensionais (*scanner*), um programa computacional ou *software* (CAD) para processar a imagem e projetar a peça a ser obtida e um equipamento de usinagem ou fresadora (CAM) para obtenção da peça previamente projetada⁷. Esse sistema tem como grande vantagem a confecção computadorizada de restaurações minimizando as pequenas distorções causadas pelos métodos convencionais, além de eliminar várias etapas laboratoriais que podem ser fatores complicadores em sua confecção^{8,9}. Permite a realização de reabilitações em sessão única^{5,10,11}. Vários sistemas cerâmicos estão disponíveis atualmente sobre a forma de bloco que são fresados no formato da restauração planejada, entre eles estão as cerâmicas feldspática, reforçadas por leucita, dissilicato de lítio e, ultimamente, zircônia e cerâmicas à base de silicato de lítio¹².

Falhas críticas em materiais cerâmicos podem ser introduzidas em função do método de processamento, que inclui todas as etapas usadas na fabricação de uma peça cerâmica, da modelagem à queima. As falhas mais comuns incluem danos na superfície e subsuperfície de materiais CAD/CAM devido a retificação rotativa de

pontas diamantadas durante ajustes internos^{13,14}. Há uma indução de tensão que precede o início da trinca, a propagação, formação de lascas e resulta, até na geração de uma nova textura de superfície¹⁵. Além disso, existem as falhas relacionadas a porosidade dos materiais¹⁶.

Os danos causados pela usinagem em cerâmicas CAD/CAM estão associados a uma diminuição na resistência à fratura. Os procedimentos de acabamento capazes de atenuar esses efeitos, como a queima prolongada do glaze, podem ser considerados, pois, melhoram o desempenho a longo prazo das cerâmicas reforçadas por leucita e dissilicato de lítio em comparação com a queima de glaze recomendada pelo fabricante além da capacidade de cicatrizar as trincas geradas pelos danos da usinagem na peça cerâmica: *crack healing*¹⁷.

A aplicação do glaze nas cerâmicas é um procedimento de rotina que promove superfícies estéticas e higiênicas à restauração final, além de reduzir a profundidade e a largura das falhas superficiais que poderiam enfraquecer o material¹⁸. Alguns autores^{13,17,19} têm pesquisado se a variação do protocolo de queima do glaze poderia influenciar a qualidade final de restaurações à base de dissilicato de lítio, feldspato e leucita.

Alguns resultados sugerem um possível efeito deletério da queima de glaze em materiais vitrocerâmicos fresados^{19,20}. Entretanto, há poucos estudos e uma certa inconsistência na literatura sobre diferentes protocolos térmicos do glaze e influência do tipo de resfriamento associados ao comportamento dos materiais CAD/CAM. Portanto, mais estudos com a proposta de avaliar as propriedades mecânicas são essenciais para o entendimento da correta indicação das cerâmicas e que possam contribuir para a compreensão da possível viabilidade de queimas alternativas que maximizem o desempenho desses materiais CAD/CAM.

2 PROPOSIÇÃO

O objetivo desse estudo foi investigar se diferentes protocolos de queima do glaze influenciam a dureza (Microdureza Vickers), índice de fragilidade e a resistência à abrasão (Perda de Volume e Coeficiente de Atrito) em blocos cerâmicos CAD/CAM: Feldspática - Cerec Blocs, Feldpática reforçada com leucita - IPS Empress CAD e Dissilicato de Lítio - IPS E.max CAD.

As hipóteses nulas a serem testadas foram:

1. Para o mesmo material não haverá diferença da microdureza utilizando diferentes protocolos de queima do glaze;
2. Para o mesmo material não haverá diferença do índice de fragilidade utilizando diferentes protocolos de queima do glaze;
3. Para o mesmo material não haverá diferença do coeficiente de atrito utilizando diferentes protocolos de queima do glaze;
4. Para o mesmo material não haverá diferença da perda de volume utilizando diferentes protocolos de queima do glaze.

3 REVISÃO DA LITERATURA

3.1 Cerâmicas CAD/CAM: Tipos e Propriedades Mecânicas

O sistema CAD/CAM representa um dos principais avanços na odontologia restauradora⁶ e foi introduzido desde os anos 70. A tecnologia, que segue um método de fabricação subtrativo⁷, foi originalmente projetada para blocos de cerâmica totalmente sinterizados e depois foi expandido para cerâmicas parcialmente sinterizadas, que posteriormente é totalmente tratada termicamente para garantir a sinterização adequada²¹.

Uma gama de materiais cerâmicos foi desenvolvida para usinagem e são apresentados como blocos pré-fabricados. A usinagem deve equilibrar a precisão e a eficiência da mesma com a durabilidade do instrumento e o inevitável acúmulo de danos que ocorre na superfície externa e interna da peça usinada¹⁵. Os materiais cerâmicos CAD/CAM mais comuns são as cerâmicas feldspáticas e vitrocerâmicas (dissilicato de lítio e à base de leucita), que estão suscetíveis a esse acúmulo de danos, pois possuem resistência à fratura relativamente baixa e baixa tolerância a danos¹⁵.

Em um estudo retrospectivo sobre o tempo de vida de restaurações cerâmicas CAD/CAM, Belli et al.²² observaram que as fraturas ocorreram com frequência semelhante nos dentes dos arcos superior e inferior, detalhadamente os dentes mais acometidos em ordem decrescente foram: primeiros molares, segundos molares, segundos pré-molares, primeiros pré-molares e terceiros molares. O dissilicato de lítio (IPS E.max CAD) apresentou um desempenho significativamente melhor que a vitrocerâmica reforçada por leucita (IPS Empress CAD) nas restaurações *inlay* e *onlay*, destacando assim, como a microestrutura do material reflete nas propriedades mecânicas e consequentemente no processo de fratura. Estima-se que as *onlays* de Empress CAD atinjam 10% das restaurações fraturadas após 12,9 anos, enquanto o E.max CAD atinge essa porcentagem em 30,3 anos.

Nejatidanesh et al.²³, também em um estudo retrospectivo, avaliaram a performance clínica de 159 restaurações cerâmicas CAD/CAM (Cerec Blocs e IPS Empress CAD) do tipo *inlay* e *onlay* em primeiros e segundos pré-molares e primeiros e segundos molares. A avaliação da qualidade das restaurações foi baseada em: coloração, *gap* marginal, fratura, perda de retenção e hipersensibilidade. Não houve diferença significativa entre a taxa de sobrevida das restaurações cerâmicas que foi

de 95,5% após 5 anos. Os dentes restaurados eram dentes vitais (92) e não-vitais (67) e observaram que a taxa de fratura das restaurações cerâmicas foi maior em dentes não-vitais ($p=0,04$).

3.1.1 Porcelanas

Feldspática

É uma cerâmica à base de sílica disponível nas formas sinterizada, prensada e fresada. A primeira restauração produzida em CAD/CAM foi fabricada em 1985 usando um bloco de cerâmica composto por cerâmica feldspática, a Vita Mark I⁶; em 1991, foi introduzido no mercado o Vitablocs Mark II. Essa cerâmica em forma de blocos apresenta várias vantagens: fresamento mais rápido, maior resistência à fratura e tolerância a danos oriundos do fresamento²⁴. O Cerec Blocs (Sirona Dentsply), material utilizado nesse estudo, tem a estrutura similar ao Vitablocs Mark II. Esse material apresenta baixas propriedades mecânicas, devido ao alto conteúdo de vidro, que o torna muito mais suscetível à fratura sob tensão mecânica. Por outro lado, têm excelentes propriedades ópticas, são facilmente polidas, refletindo assim, em uma boa estética. São indicadas para restaurações do tipo *onlay*, *inlay*, facetas, coroas para dentes anteriores e posteriores e *endocrowns*²⁵.

3.1.2 Vitrocerâmicas

A vitrocerâmica é um grupo especial de materiais consistindo em pelo menos uma fase cristalina incorporada na matriz vítrea que varia entre 30 e 70%⁷.

Vitrocerâmicas reforçadas por leucita

O IPS Empress CAD, introduzido no mercado em 2006, é o produto sucessor do ProCAD (Ivoclar Vivadent) de 1998 que surgiu para ser usado com o CEREC inLAB²⁶. Os blocos IPS Empress CAD exibem uma distribuição homogênea de cristais de leucita (KAlSi_2O_6)⁶ que são de formato irregular, formados em um processo controlado, conferindo, assim, uma resistência maior ao material. A propagação de trincas é mais lenta ou desviada pelos cristais de leucita, assim a fase cristalina absorve a energia da fratura⁶. A leucita, além de melhorar algumas das propriedades mecânicas, também melhora a estética, uma vez que apresenta índice de refração muito próximo ao da matriz vítrea, mantendo assim a translucidez das porcelanas^{1,7}.

São indicadas para restaurações do tipo *onlay*, *inlay*, facetas e coroas para dentes anteriores e posteriores⁶.

Dissilicato de lítio

A cerâmica de dissilicato de lítio utilizando a técnica da cera perdida (IPS Empress II) foi introduzida em 1998 como um sistema vitrocerâmico. Em 2001, a IPS e.max Press (Ivoclar Vivadent) foi lançada no mercado com propriedades mecânicas e ópticas significativamente aprimoradas; e, em 2006, foi projetada uma versão fabricada em CAD/CAM da vitrocerâmica de dissilicato de lítio, o IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent). Esse material é preparado em um “estado azul”, onde o composto principal é o metassilicato de lítio (Li_2SiO_3), para facilitar o processo de usinagem. Após a conclusão desse processo, o material é tratado termicamente formando uma restauração final de dissilicato de lítio (Li_2SiO_5). Porém os danos causados pela usinagem não são eliminados por este tratamento térmico¹⁶.

O IPS E.max CAD tem recebido crescente popularidade devido à combinação de suas excelentes propriedades mecânicas, como elevada resistência à fratura²⁷ e tenacidade²⁸ e estética aceitável²⁷. Possuem resistência à flexão entre 350 MPa e 450 MPa, superior à da feldspática reforçada com leucita⁶ e das cerâmicas feldspáticas²⁹. Devido a esses benefícios, é um material amplamente utilizado na prática clínica e indicado para restaurações do tipo *onlay*, *inlay*, facetas, coroas para dentes anteriores e posteriores e próteses sobre implante^{6,30}.

3.2 Tratamento Térmico

3.2.1 Glaze

O glaze é um dos procedimentos de acabamento recomendados pelos fabricantes, além das borrachas para acabamento e polimento. Contribuem em deixar a peça com uma boa estética³¹ e com a superfície lisa, prevenindo o acúmulo de placa bacteriana, além de ter como objetivo selar os poros abertos na superfície de uma cerâmica queimada³². Na literatura foi relatado que trincas microscópicas na superfície de cerâmicas podem ser “curadas” por um processo de glazeamento³³.

A literatura cita dois métodos principais de glazeamento: o *overglaze*, que consiste na aplicação de uma fina película de porcelana de baixa fusão sobre a superfície externa da restauração, sendo o conjunto, submetido a uma temperatura entre 20°C e 60°C abaixo da temperatura de queima da porcelana^{34,35}; e o *self-glaze*,

o qual não há aplicação de uma porcelana de baixa fusão. Nesse tipo de glazeamento, a temperatura do forno, que deve ser igual ou ligeiramente superior a temperatura de queima do material, promove o derretimento da camada mais superficial e faz com que a peça atinja o brilho desejado³⁶.

Asai et al.³⁷ compararam a resistência à fratura por compressão nos materiais: Vita Mark II, ProCAD, IPS Empress CAD e IPS E.max CAD, divididos em grupos que receberam polimento manual (Cerâmica, 8-M, 8-F e 8-SF; Morita, Tóquio, Japão) e glaze. A carga de fratura do Vita Mark II (cerâmica feldspática) foi significativamente menor que a do ProCAD e do IPS Empress CAD (reforçados por leucita), enquanto a do IPS E.max CAD (dissilicato de lítio) foi significativamente maior do que os dois últimos materiais cerâmicos. Observaram que as superfícies polidas e com glaze apresentaram valores de resistência à fratura por compressão estatisticamente semelhantes, independentemente do material cerâmico testado, embora as superfícies com glaze pareceram mais suaves que as superfícies polidas.

Mohammadibassir et al.³⁸ avaliaram o efeito do glaze e de dois polidores manuais (sistema D+Z, Frankfurt, Alemanha e sistema OptraFine Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein, Alemanha) na resistência à flexão, qualidade e quantidade de rugosidade da superfície de blocos de dissilicato de lítio CAD/CAM. O grupo que foi polido com o sistema OptraFine apresentou-se com menores valores de rugosidade Ra e Rz comparado aos outros dois e a maior resistência à flexão foi encontrada no grupo com glaze (283.350 ± 49.854 MPa), sem diferença significativa com o grupo polido com OptraFine e ambos com diferença estatisticamente significativa com o grupo polido com o sistema D+Z.

3.2.2 Protocolos de queima do glaze

Todo protocolo de queima é constituído dos seguintes parâmetros: tempo de fechamento, taxa de aumento da temperatura (quantos graus/min o forno aquece), temperatura de manutenção, vácuo (ligado ou desligado), resfriamento e taxa de resfriamento. O resfriamento é um parâmetro importante de ser avaliado, pode-se optar pelo resfriamento abrupto³⁹, em que o forno é aberto logo após a etapa de aquecimento ou resfriamento lento em que o forno fica fechado até atingir uma determinada temperatura para então abrir. O resfriamento abrupto pode induzir um choque térmico na peça cerâmica⁴⁰, acumular tensões residuais e fragilizá-la⁴¹. Em

contrapartida, Denry et al.⁴⁰ demonstraram que o glaze com resfriamento lento leva à cicatrização e o fortalecimento de trincas.

Dependendo da temperatura de queima e taxa de resfriamento utilizadas, pode acontecer também alteração volumétrica das fases da cerâmica⁴². Além de alterações de propriedades ópticas⁴³⁻⁴⁵ e mecânicas⁴⁶ dependendo do número de queimas realizadas, uma vez que para obter relações aceitáveis de contorno, cor, estética e oclusal, a porcelana pode ser submetida a vários ciclos de queima.

Nejatidanesh et al.⁴⁵ avaliaram as mudanças de translucidez da cerâmica IPS E.max CAD em duas espessuras diferentes (0,6 e 1 mm) de acordo com 3 ciclos de queimas realizadas de acordo com as instruções do fabricante: cristalização, pigmento e glaze e observaram que disparos repetidos aumentaram significativamente a translucidez em peças com 0,6 mm de espessura. Jalali et al.⁴⁶ avaliaram se múltiplos ciclos de queima afetariam a resistência de união de blocos IPS E.max CAD. Para isto, foram realizados 3, 5 e 6 ciclos de queimas e observaram que o aumento do número de ciclos diminui a resistência de união dessas cerâmicas.

Devido ao fato de que as cerâmicas CAD/CAM são suscetíveis ao acúmulo de danos, uma vez que apresentam resistência à fratura relativamente baixa e, conseqüentemente, baixa tolerância a danos, é que surgem a necessidade de ciclos térmicos alternativos, na busca por um tratamento de acabamento que otimize o desempenho de cerâmicas densamente sinterizadas para usinagem em sistemas CAD/CAM¹⁹, reparando falhas e trincas causadas pelo processo de fresagem além de recuperar propriedades iniciais desses materiais^{17,47}.

Um dos protocolos térmicos alternativos é a queima estendida do glaze, o qual utiliza a mesma temperatura inicial, o mesmo tempo de pré-aquecimento e taxa de aumento de temperatura estabelecido pelo fabricante, com a modificação de permanência por 15 minutos na temperatura de queima do glaze e com resfriamento lento, no qual o forno permanece fechado até a temperatura atingir 200°C¹⁷. No estudo citado anteriormente, no qual os autores propuseram esse protocolo, foram avaliados os materiais IPS E.max CAD, IPS Empress CAD e Vitablocs Mark II, comparando os protocolos de queima convencional do glaze com a queima estendida. Como resultados, foi observado que a queima estendida do glaze proporciona maior cicatrização de fissuras, desenvolve tensões residuais toleráveis, alterações de cor dentro do limiar de aceitabilidade clínica e não altera a microestrutura dos três materiais analisados. O pré-requisito da cicatrização de fissuras é a geração de uma

fase móvel na estrutura cerâmica que seja capaz de fechar a fissura ou trinca⁴⁸. A cicatrização parece ser favorecida por materiais contendo silício que, quando submetidos ao tratamento térmico adequado, passam por uma reação de oxidação e geram produtos viscosos à base de silício que tendem a selar os defeitos⁴⁷.

O protocolo de queima estendida do glaze foi baseado nos princípios do *annealing* ou “recozimento”, que vem sendo estudado desde o início do século XX. Esse protocolo parte do princípio que o recozimento elimine as concentrações de tensões residuais e é realizado na faixa entre as temperaturas de transição vítrea e o ponto de amolecimento, por 15 minutos, para promover o relaxamento das tensões, seguido de resfriamento lento para evitar aumento de tensões por choque térmico⁴⁰.

Chen et al.⁴⁹ avaliaram estratégias para melhorar o desempenho da resistência mecânica de facetas usinadas de cerâmica feldspática (Vitablocs Mark II). Compararam a resistência flexural de 7 grupos: controle, polimento, amostras submetidas a queima porém sem o glaze, queima do glaze em uma superfície, queima de pigmento em uma superfície, queima do glaze em uma superfície e queima de pigmento sem pigmento na superfície oposta e, queima do glaze em uma superfície e queima de pigmento do outro lado. Observaram que a resistência à flexão do grupo que teve queimas bilaterais de glaze e pigmento foi significativamente maior que os demais e acreditam que esse fortalecimento é devido às duas camadas aplicadas e não a temperatura de recozimento.

Já Aurélio et al.¹³, partindo do princípio de recozimento no protocolo de glaze estendido, analisaram o efeito da queima estendida do glaze em vitrocerâmicas: IPS E.max CAD e IPS Empress CAD. Os materiais foram divididos em grupos: glaze recomendado pelo fabricante, queima estendida do glaze e sem glaze (controle). Os materiais submetidos a queima estendida do glaze apresentaram uma melhora na resistência flexural comparado aos grupos com a queima convencional de glaze. Adicionalmente, foi analisado também a rugosidade da superfície e os grupos não apresentaram diferença estatisticamente significativa entre si ($p > 0,05$).

3.2.3 Efeito do tratamento térmico nas propriedades mecânicas

Efeito do tratamento térmico na dureza e índice de fragilidade

Diante do crescente aumento de técnicas e materiais protéticos é possível visualizar uma lacuna nas possíveis interações entre propriedades mecânicas e a usinabilidade dos materiais, que pode ser calculada de maneira quantitativa através

de seu índice de fragilidade. O índice de fragilidade tem uma forte ligação positiva com a propriedade da dureza, fazendo com que seja uma das características mais importantes a ser analisada ao selecionar o material restaurador CAD/CAM⁵⁰.

Uma cerâmica com alta dureza mostra menos desgaste na superfície superior da peça protética, sendo assim benéfica para a prótese. Porém, por outro lado, a alta dureza das cerâmicas resulta em alta taxa de desgaste do esmalte antagonista durante a mastigação. Assim, é necessário manter um equilíbrio entre os dois aspectos acima⁷. De acordo com informações do fabricante, o IPS E.max CAD apresenta uma microdureza Vickers superior ao IPS Empress CAD e Cerec Blocs. Sagsoz et al.⁵¹ avaliaram a microdureza Vickers de materiais cerâmicos CAD/CAM: IPS E.max CAD, IPS Empress CAD e Cerec Blocs, e as restaurações *inlay* de dissilicato de lítio apresentaram o maior valor de microdureza, enquanto os outros dois materiais não apresentaram diferença estatisticamente significativa. Além desse teste, avaliaram a resistência à fratura e concluíram que a resistência à fratura e a microdureza Vickers dos materiais avaliados apresentaram correlação positiva.

Sonmez et al.⁵² avaliaram a microdureza, resistência à flexão e tenacidade a fratura de IPS E.max CAD, IPS Empress CAD e Vitablocs Mark II antes e após termociclagem e observaram que não houve diferença estatisticamente significativa entre os valores de microdureza, embora o maior valor foi encontrado para Vitablocs Mark II. Os espécimes de dissilicato de lítio apresentaram resistência flexural significativamente maior em comparação com os outros grupos que não apresentaram diferença entre si e não houve diferença significativa entre a tenacidade à fratura dos grupos ($p > 0,05$). Após a termociclagem, nem microdureza, resistência à flexão nem tenacidade à fratura das cerâmicas foram alteradas ($p > 0,05$).

A literatura apresenta escassez de trabalhos que avaliaram a dureza e o índice de fragilidade em materiais cerâmicos CAD/CAM antes e/ou após a queima do glaze e os diferentes protocolos de queima. Freddo et al.⁵³ avaliaram a microdureza em amostras polidas e com glaze do Empress II, dissilicato de lítio prensado, e observaram que não houve diferença da dureza entre os protocolos para o mesmo material.

Efeito do tratamento térmico na resistência à abrasão

O desgaste é a perda progressiva de material resultante da interação mecânica entre duas superfícies em contato (movimento relativo)⁵⁴ através de diferentes

processos: abrasão, adesão, fadiga e efeitos corrosivos^{55,56}. No desgaste abrasivo ocorre remoção de material da superfície⁵⁷ em função do formato e da dureza dos dois materiais em contato.

Sempre que um corpo desliza sobre outro há uma força que retarda o seu movimento, essa força atuante no sentido contrário ao do movimento é denominada força de atrito. Essa força de atrito não depende da área de contato entre os corpos, mas é em função do tipo dos corpos em contato, existência ou não de lubrificação e a velocidade de movimento dos corpos. O coeficiente de atrito relaciona a força de atrito gerada com a força normal e representa a facilidade em movimentar os corpos em contato⁵⁸. Valores baixos desse coeficiente denotam movimento fácil entre os corpos e conseqüentemente, menor potencial de desgaste⁵³.

Devido à falta de um método internacionalmente aceito, diferentes métodos têm sido utilizados para avaliar o desgaste de materiais dentários, entre eles: os métodos clínicos e os testes laboratoriais. Os métodos laboratoriais podem simplificar a condição oral e fornecer alguns resultados razoáveis para comparar diferentes materiais dentários⁵⁶. Na literatura, é comum encontrar testes de resistência à abrasão utilizando máquinas de escovação⁵⁷, simuladores de mastigação⁵⁹⁻⁶¹ e tribômetro^{53,62-65}. A resistência à abrasão pode ser avaliada pelo coeficiente de atrito e perda de volume analisada por um interferômetro óptico, como Zurek et al.⁶⁵ ou por meio de um perfilômetro de não contato como Mormann et al.⁵⁹ e Lawson et al.⁶¹ utilizaram em seus trabalhos avaliando a perda de volume de amostras de esmalte natural contra blocos cerâmicos CAD/CAM. E ainda, pode ser avaliada por meio de perda de massa utilizando-se de uma balança analítica⁶⁴.

Mormann et al.⁵⁹ investigaram o desgaste de dois corpos de blocos cerâmicos em um simulador de mastigação controlado por computador. Cada um dos 11 grupos consistiu em 12 amostras e 12 antagonistas do esmalte. Dentre os materiais avaliados estavam: IPS E.max CAD (EX), IPS Empress CAD (EC) e Vitablocs Mark II (VM). A análise quantitativa do desgaste foi realizada com um analisador de superfície 3D e comparado ao grupo controle: esmalte natural. As cerâmicas estéticas EX, EC e VM não mostraram diferenças significantes de desgaste em comparação com o controle de esmalte, embora as amostras de dissilicato de lítio apresentaram o maior desgaste. Os autores concluíram que dentro das limitações deste estudo *in vitro*, os materiais CAD/CAM se comportam de maneira semelhante em relação ao desgaste de dois corpos com o esmalte natural.

D'arcangelo et al.⁶⁰ avaliaram a resistência ao desgaste de 2 corpos também em um simulador de mastigação contra cúspides de zircônia de 6 materiais restauradores dentários disponíveis no mercado. Entre eles, o IPS E.max CAD e o Vitablocs Mark II, que foram avaliados e comparados com a resistência ao desgaste do esmalte humano. Com base nos resultados obtidos, quase todos os materiais cerâmicos testados exibiram propriedades de desgaste mais do que aceitáveis, pois seus comportamentos de profundidade de desgaste e perda de volume não foram significativamente diferentes do esmalte humano ($P>0.05$), mesmo a porcelana feldspática que apresentam propriedades mecânicas inerentemente mais baixas.

Freddo et al.⁵³ avaliaram o coeficiente de atrito com tribômetro *pin-on-disk* entre cerâmicas prensadas: dissilicato de lítio e reforçada por leucita, polidas e com glaze e observaram que as amostras polidas tinham menos perda de material do que as com glaze, indicando que o desgaste da superfície é mais acentuado após a remoção do glaze. Em contrapartida, Schuh et al.⁶⁶ estudaram o efeito de superfícies glazeadas e polidas no coeficiente de fricção de duas cerâmicas com leucita de baixa fusão e observaram que as amostras que receberam o glaze apresentaram menos fissuras e uma menor perda de material que as cerâmicas polidas, indicando que o processo de glazeamento forneceu alguma proteção da superfície durante o ensaio. Adicionalmente, os valores do coeficiente de atrito das cerâmicas com glaze foram semelhantes ao do esmalte dental.

Blocos CAD/CAM de zircônia (ZR) e dissilicato de lítio (LD) foram avaliados por Zurek et al.⁶⁵ quanto ao seu potencial de desgaste em relação a um material cerâmico semelhante e como o acabamento superficial (glaze e glaze+polimento) dessas cerâmicas poderiam afetar os padrões de desgaste. A simulação de desgaste foi feita em um tribômetro e foi usado saliva artificial como lubrificante. O coeficiente de atrito (COF) foi calculado durante a simulação de desgaste e após foi calculado a perda de volume. A rugosidade da superfície também foi analisada. Com base na ANOVA Two-Way o material ($p=0,002$) afetou significativamente o COF. LD apresentou COF e rugosidade superficial maior que ZR. As amostras polidas apresentaram rugosidade significativamente maior em comparação com as amostras com glaze. A interação entre o material e o acabamento da superfície foram estatisticamente significantes ($p<0,001$) para a perda de volume, o qual o dissilicato de lítio apresentou maior perda de volume que ZR, tanto no grupo polido quanto no com glaze. E isso foi explicado

pela análise em MEV que indicou acúmulo de detritos nas amostras LD, sugerindo um fenômeno de desgaste de três corpos.

4 MATERIAL E MÉTODO

4.1 Material

Os materiais utilizados nesse estudo laboratorial in vitro foram blocos CAD/CAM que estão descritos no Quadro 1 e exemplificados na Figura 1.

Quadro 1 - Nome comercial do material, fabricante e composição química.

MATERIAL (FABRICANTE)	COMPOSIÇÃO QUÍMICA
Cerâmica Feldspática – Cerec Blocs (Dentsply Sirona, York, Pensilvânia, EUA)	SiO ₂ (56 – 64%), Al ₂ O ₃ (20 – 23%), Na ₂ O (6 – 9%), K ₂ O (6 – 8%), CaO (0,3 – 0,6%) e TiO ₂ (0 – 0,1%).
Cerâmica Feldspática reforçada com leucita – IPS Empress CAD (Ivoclar Vivadent (Schaan, Liechtenstein, Alemanha)	SiO ₂ (60 – 65%), Al ₂ O ₃ (16 – 20%), K ₂ O (10 – 14%), Na ₂ O (3,5 – 6,5%), outros óxidos (0,5 – 7%) e pigmentos (0,2 – 1%).
Cerâmica Dissilicato de Lítio - IPS E.max CAD Ivoclar Vivadent (Schaan, Liechtenstein, Alemanha)	SiO ₂ (57 - 80%), Li ₂ O (11 – 19%), K ₂ O (0 – 13%), MgO (0 – 5%), ZnO (0 – 8%), ZrO ₂ (0 – 8%), Al ₂ O ₃ (0 – 5%), P ₂ O ₅ e outros óxidos (0 – 8%).

Fonte: Elaboração própria.

Figura 1 - Blocos cerâmicos CAD/CAM: Cerec Blocs, IPS Empress CAD e IPS E.max CAD.

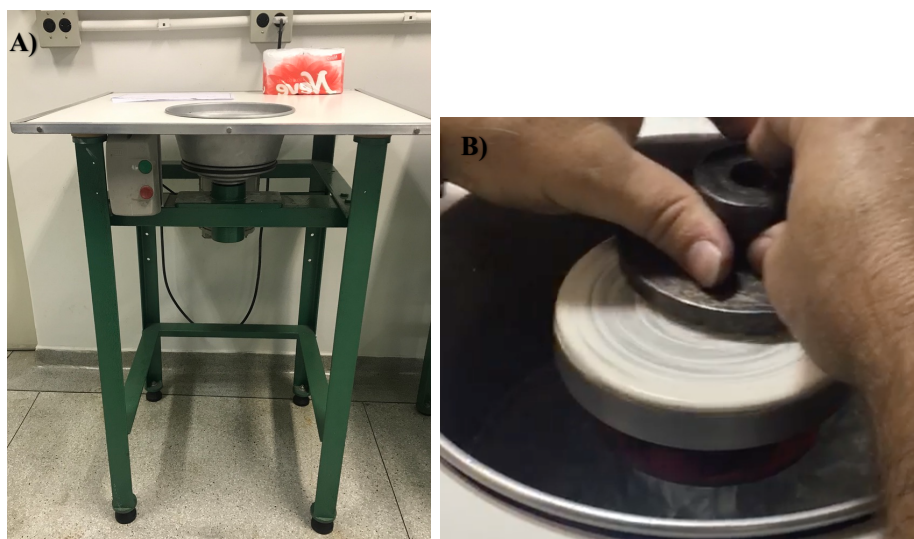


Fonte: Elaboração própria.

Cento e vinte espécimes foram obtidos a partir de blocos CAD/CAM dos seguintes materiais: Cerec Blocs, IPS Empress CAD e IPS E.max CAD (n=40). Para obtenção dos espécimes foi utilizado um disco de corte (Buehler, Lake Bluff, IL, EUA) acoplado em uma máquina de corte (Isomet™ 1000, Buehler, Lake Bluff, IL, EUA). Os espécimes foram cortados em formato retangular com as seguintes dimensões (mm): 10,0 (largura) x 12,0 (comprimento) x 2,0 (espessura).

Em seguida, as superfícies dos espécimes foram polidas. O polimento utilizado foi o óptico por meio dos procedimentos de lapidação e polimento. O abrasivo carbeto de silício foi utilizado nas granulações #320, #400, #600, #800, #1200 e #2000 e, no final, óxido de cério, responsável pelo brilho e transparência. Os abrasivos (carbeto de silício em pó nas diferentes granulações e óxido de cério) foram misturados com água de maneira a formar uma pasta, e a água além de veículo é importante para evitar o aquecimento do material. Esse polimento foi realizado de forma manual em uma bancada acoplada a um sistema com rolamentos que é acionado por meio de um motor. Duas superfícies ficam em contato, uma delas foi colocada em movimento de rotação pelo sistema presente na bancada e a outra superfície metálica (a qual, os espécimes foram colados com uma mistura de cera de abelha + breu) foi mantida em atrito com a primeira, com auxílio das mãos (Figura 2). Após a sequência de polimento, os espécimes foram então limpos em banho ultrassônico (Boekel Analog Model 139400, PA, EUA) por 15 minutos e secos ao ar da seringa tríplice.

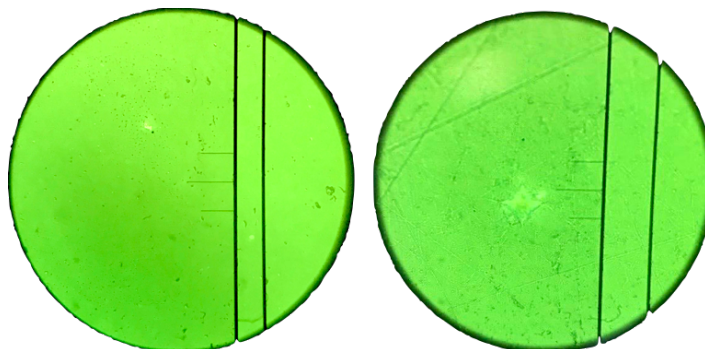
Figura 2 - A) Bancada com um sistema de rolamentos acionado por motor. **B)** Suporte metálico onde os espécimes estão colados em contato com o sistema de rotação presente na bancada.



Fonte: Elaboração própria.

O polimento óptico foi escolhido em virtude da realização do ensaio de microdureza Vickers, uma vez que o melhor polimento da amostra facilita a leitura das dimensões da impressão por meio de um microscópio acoplado ao equipamento⁵⁸ e também pela análise em interferômetro óptico. A Figura 3 ilustra a qualidade de polimento obtida com o polimento óptico versus o polimento manual com lixas d'água.

Figura 3 - Imagens do microscópio acoplado ao microdurômetro na análise de uma amostra polida pelo método óptico e a outra, por lixas d'água.



Fonte: Elaboração própria.

Após o processo de polimento, o resultado é uma superfície completamente polida e espelhada como pode ser visto na Figura 4.

Figura 4 - Espécimes de IPS E.max CAD, IPS Empress CAD e Cerec Blocs com 2,0 mm de espessura, respectivamente, após o polimento óptico.



Fonte: Elaboração própria.

Grupos experimentais: protocolos de queima de glaze

Espécimes de cada material cerâmico foram alocados em grupos de forma aleatória e sistemática, por meio do software BioEstat 5.3 (Instituto de Desenvolvimento Sustentável Mamirauá, Belém, Pará, Brasil), tendo protocolos de queima do glaze designados (Quadro 2). Todos os protocolos de cristalização utilizados nos espécimes obtidos dos blocos IPS E.max e queimas de glaze de todos os espécimes foram realizados em forno específico (PROGRAMAT P310, Ivoclar Vivandet, Liechtensetein).

O grupo controle (C) recebeu apenas o polimento óptico. As queimas convencionais do glaze (G) seguiram rigorosamente as recomendações dos fabricantes: o forno foi aberto no final do estágio de aquecimento, proporcionando um resfriamento abrupto. Já os espécimes de glaze estendido (EG) foram conduzidos com a mesma temperatura inicial, tempo de pré-aquecimento e taxa de aumento de temperatura como os respectivos regimes G, mas foram mantidos por 15 minutos na temperatura de glaze e com resfriamento lento, o forno permaneceu fechado até a

temperatura atingir 200°C, seguindo o protocolo proposto por Aurélio et al.¹⁷. Os grupos com mais de uma queima (G₂ e EG₂) seguiram os mesmos protocolos dos grupos que receberam apenas uma queima. As temperaturas de cada etapa estão descritas no Quadro 3.

Quadro 2 - Distribuição dos materiais em seus grupos com o protocolo de queima do glaze (n=8).

GRUPO	IPS E.max CAD	IPS Empress CAD	Cerec Bloc
Controle (C)	Sem glaze (polimento óptico)	Sem glaze (polimento óptico)	Sem glaze (polimento óptico)
Queima convencional do glaze (G)	Glaze recomendado pelo fabricante	Glaze recomendado pelo fabricante	Glaze recomendado pelo fabricante
Queima convencional do glaze com 2 queimas (G₂)	1ª queima glaze recomendado pelo fabricante + 2ª queima glaze recomendado pelo fabricante	1ª queima glaze recomendado pelo fabricante + 2ª queima glaze recomendado pelo fabricante	1ª queima glaze recomendado pelo fabricante + 2ª queima glaze recomendado pelo fabricante
Queima estendida do glaze (EG)	Queima estendida do glaze	Queima estendida do glaze	Queima estendida do glaze
Queima estendida do glaze com 2 queimas (EG₂)	1ª queima estendida do glaze + 2ª queima estendida do glaze	1ª queima estendida do glaze + 2ª queima estendida do glaze	1ª queima estendida do glaze + 2ª queima estendida do glaze

Fonte: Elaboração própria.

Quadro 3 – Grupos com os respectivos tratamentos térmicos.

PROTOCOLO DE QUEIMA							
GRUPOS	MATERIAL	T inicial (°C)	t ↗ (°C/min)	T final (°C)	H (min)	V (°C)	tL
Controle	DIS	403	90	850	07:00	450-750	rápida
	LEU	/	/	/	/	/	/
	FEL	/	/	/	/	/	/
QUEIMA CONVENCIONAL DO GLAZE	DIS	403	60	770	03:00	450-769	rápida
	LEU	403	100	790	01:30	450-789	rápida
	FEL	500	80	950	01:00	/	rápida
QUEIMA CONVENCIONAL DO GLAZE COM 2 QUEIMAS	DIS	403	60	770	03:00	450-750	rápida
	LEU	403	100	790	01:30	450-789	rápida
	FEL	500	80	950	01:00	/	rápida
QUEIMA ESTENDIDA DO GLAZE	DIS	403	60	770	15:00	450-779	lento
	LEU	403	100	790	15:00	450-789	lento
	FEL	500	80	950	15:00	/	lento
QUEIMA ESTENDIDA DO GLAZE COM 2 QUEIMAS	DIS	403	60	770	15:00	450-779	lento
	LEU	403	100	790	15:00	450-789	lento
	FEL	500	80	950	15:00	/	lento

Fonte: Elaboração Própria.

DIS: Dissilicato de lítio – IPS E.max CAD

LEU: Feldspática reforçada por leucita –
IPS Empress CAD

FEL: Feldspática – Cerec Bloc

t ↗: taxa de aumento de temperatura

H: tempo de manutenção

V: vácuo

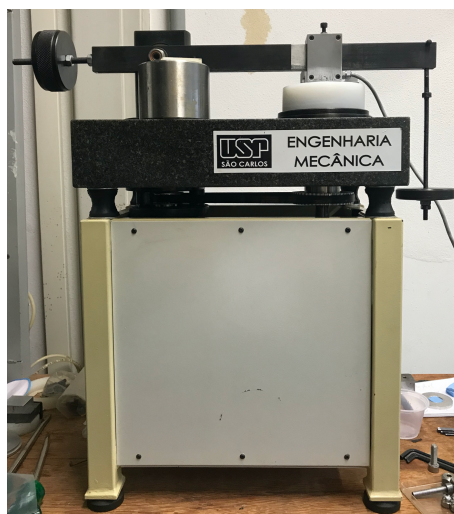
tL: taxa de resfriamento

4.2 Métodos

Resistência à abrasão

Os espécimes de cada grupo (n=8) foram submetidos ao teste de resistência à abrasão em tribômetro *pin-on-disk* regido pela norma ASTM G99-05 desenvolvido pela Faculdade de Engenharia Mecânica – USP, São Carlos, SP, Brasil (Figura 5). Na ponta do pino foi acoplado uma esfera de óxido de zircônio parcialmente estabilizado com ítrio (3Y-TZP) (Tosoh, Tóquio, Japão) com diâmetro de 2 mm para girar na superfície do bloco cerâmico CAD/CAM com força de 10 N, velocidade de 0,01m/s, curso de 6m e tempo de trabalho de 10 minutos (Figura 6). Os espécimes colados no disco ficaram submersos em saliva artificial (Farmácia Santa Paula, Araraquara, SP, Brasil) de pH neutro, sem sabor e sem odor, cuja formulação se encontra no quadro abaixo (Quadro 4) para simulação da condição oral. A esfera de zircônia e a saliva foram trocadas a cada ensaio.

Figura 5 - Tribômetro *pin-on-disk*. Faculdade de Engenharia Mecânica – USP, São Carlos, SP, Brasil.



Fonte: Elaboração Própria.

Figura 6 - Componentes do tribômetro: **a)** esfera de óxido de zircônio acoplada na ponta do pino, **b)** espécime de cerâmica CAD/CAM colado no disco com fita dupla-face (Scotch Fixa Forte Externa, 3M, São Paulo, Brasil), **c)** dispositivo acoplado no disco para permitir que o espécime fique submerso na saliva e **d)** pino em contato com o disco durante o ensaio.



Fonte: Elaboração Própria.

Quadro 4 - Composição da saliva artificial manipulada.

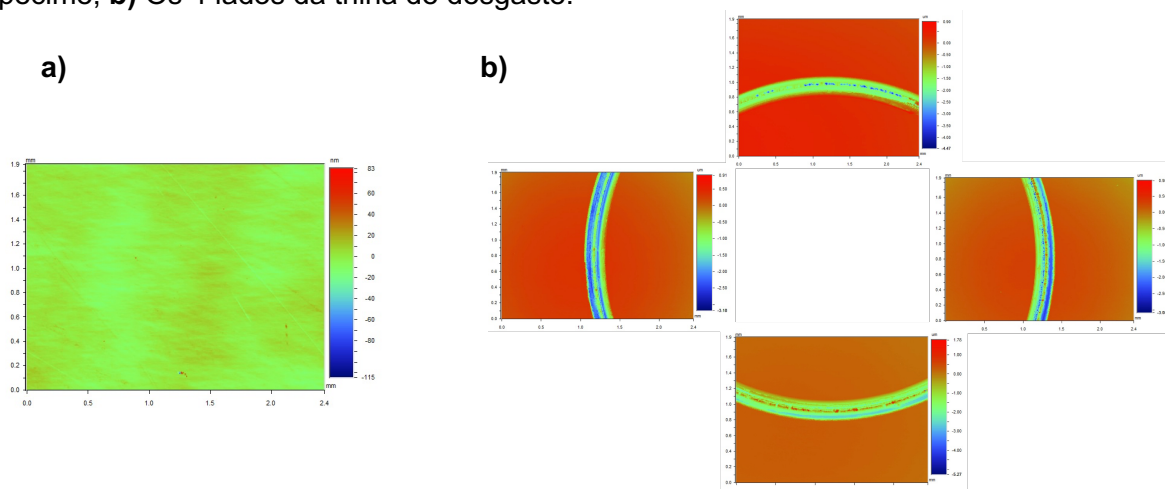
Matérias-Primas	% (peso)
Sorbitol	20
Concentrado de saliva artificial	10
CMC (Espessante)	0,3
Phenochem +	0,2
Água deionizada	100

Fonte: Elaboração Própria.

Simultaneamente ao teste de desgaste, o coeficiente de atrito foi registrado pelo software LabView (*National Instrument*, São Paulo, SP, Brasil), programa responsável pelo controle do tribômetro e análise do coeficiente de atrito dinâmico. O coeficiente de atrito é um parâmetro muito importante que reflete as características de interação intrínseca da tribologia⁶³.

Após a conclusão do ensaio *pin-on-disk*, os espécimes foram avaliados em um interferômetro óptico a laser (*Veeco*, Nova York, EUA) para análise de perda de volume que foi calculado através do software *Vision 4.20* (*Veeco Instruments*, Inc, Nova York, EUA). Foram feitas 5 imagens por espécime (Figura 7): do centro, lados A, B, C e D da trilha de desgaste formada.

Figura 7 - Imagens capturadas pelo interferômetro óptico a laser: **a)** Centro do espécime; **b)** Os 4 lados da trilha de desgaste.



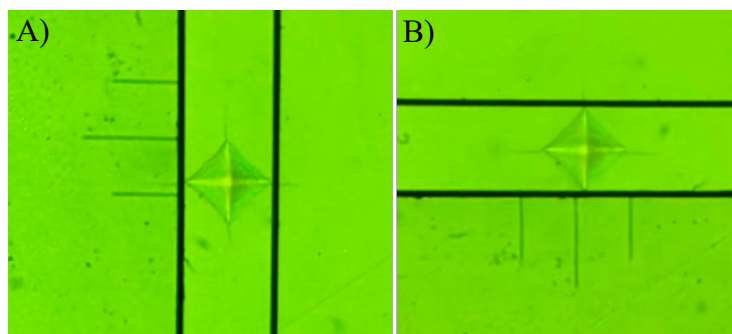
Fonte: Elaboração própria.

Microdureza Vickers e Índice de Fragilidade

Para ambos os testes, cada superfície da amostra foi dividida em quadrantes. Em cada quadrante, vários avanços de carga de 4,9N (P) com tempo de carga de 15 segundos foram realizados em máquina de dureza Vickers (MMT-3, Buehler - Lake Bluff, Illinois, EUA) à temperatura ambiente. Foram selecionadas duas indentações aceitáveis por quadrante para a medição final usando os seguintes critérios: *Dureza Vickers*: (a) indentações limpas e visíveis e (b) nenhum lascamento ao redor da indentação de diamante; *Índice de fragilidade*: (1) todas as trincas emanadas dos cantos da indentação, (2) presença de apenas quatro trincas radiais, (3) sem trincas e (4) sem ramificação de trincas.

A *microdureza Vickers* foi calculada pelo software da máquina de teste através da média dos comprimentos das diagonais do losango formado pela indentação (Figura 8).

Figura 8 - Imagens do microscópio acoplado no microdurômetro na leitura da Dureza: A) Comprimento da diagonal 1 e B) Comprimento da diagonal 2.



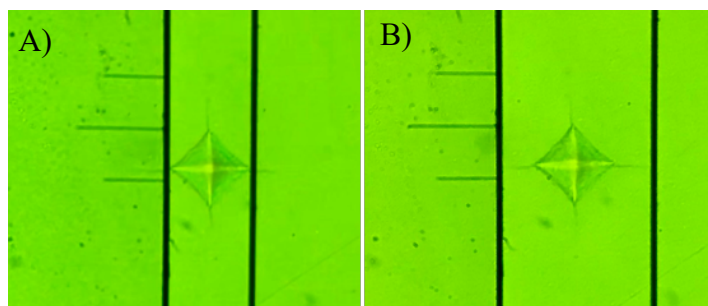
Fonte: Elaboração Própria.

O *Índice de fragilidade* foi obtido com a mensuração da fissura ao longo do vértice da indentação na mesma direção da diagonal. Uma vez que o crescimento da fissura é tempo dependente, as leituras foram feitas após 30 segundos (Figura 9). No microdurômetro, marcadores de duas linhas visíveis na lente foram posicionados em ambas as extremidades da trinca. As medidas foram calculadas pela seguinte equação⁶⁷:

$$B = \gamma P^{-1/4} (C/\alpha)^{3/2}$$

Onde: B é o índice de fragilidade em $\mu\text{m}^{-1/2}$; P é o recuo de carregamento (N), γ é o valor constante igual a $2.39\text{N}^{1/4} / \mu\text{m}^{1/2}$; C é o comprimento médio da fissura e; α é o comprimento do contato diagonal da indentação em μm .

Figura 9 - Imagens do microscópio acoplado no microdurômetro na leitura do Índice de Fragilidade: A) Comprimento da diagonal e B) Comprimento da fissura.



Fonte: Elaboração Própria.

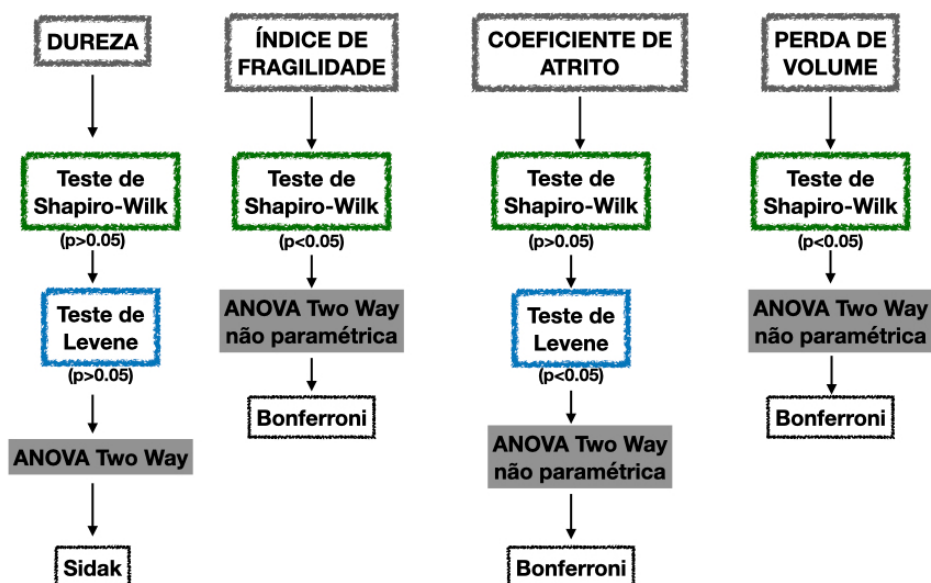
4.3 Análise Estatística

As análises dos dados foram realizadas com o software IBM SPSS Statistics Versão 25.0 (Armonk, NY, EUA) com um nível de significância de 5% (Figura 10).

Os dados de dureza foram inicialmente submetidos a estatística descritiva e teste de normalidade da distribuição dos dados (Teste Shapiro-Wilk), que identificou distribuição não normal em um dos grupos ($p < 0,05$). Foi identificado um outlier inferior leve e tomada a decisão por sua substituição pela média do grupo. Após essa alteração, distribuição normal ($p > 0,05$ para teste Shapiro-Wilk) e homogeneidade das variâncias ($p > 0,05$ para teste de Levene) foram observadas. Análise de Variância (ANOVA) Two-Way foi aplicada e as diferenças apontadas foram identificadas com o pós-teste de Sidak. Os dados de índice de fragilidade e perda de volume não apresentaram dados com distribuição normal ($p < 0,05$ para teste Shapiro-Wilk). Dessa forma, ANOVA Two Way não paramétrica foi aplicada, com os dados colocados em postos, e pós-teste de Bonferroni.

Após estatística descritiva e verificação da normalidade, foi identificado um outlier inferior leve nos dados de coeficiente de atrito e foi tomada a decisão pela substituição desse valor pela média. Após isso, todos os dados se apresentaram com distribuição normal ($p > 0,05$ para teste de Shapiro-Wilk) e variâncias desiguais ($p < 0,05$ para teste de Levene). Com isto, ANOVA Two Way não paramétrica e pós-teste de Bonferroni foram aplicados.

Figura 10 - Esquema da análise Estatística.



Fonte: Elaboração própria.

5 RESULTADOS

A microdureza superficial testada pode ser visualizada na Tabela 1, representada pela média e desvio-padrão. O teste ANOVA Two Way mostrou que houve diferença estatisticamente significativa entre as cerâmicas estudadas ($p < 0,001$), $F=25,7$. A comparação entre os grupos (tratamento térmico) mostrou que houve diferença significativa ($p < 0,001$), $F= 32,8$ e que houve interação entre os dois fatores ($p < 0,001$).

Tabela 1 - Valores médios e desvios-padrão ($\pm$ DP) de microdureza Vickers (HV) de blocos cerâmicos CAD/CAM com diferentes tratamentos térmicos.

Tratamento Térmico	Material		
	IPS E.max CAD	IPS Empress CAD	Cerec Blocs
Controle	615,7 ($\pm 27,9$) ^{Ba}	655,0 ($\pm 59,7$) ^{Ba}	729,9 ($\pm 33,6$) ^{Bb}
Queima convencional do glaze	579,7 ($\pm 52,2$) ^{Bab}	629,2 ($\pm 26,2$) ^{Bb}	555,0 ($\pm 42,5$) ^{Aa}
Queima convencional do glaze com 2 queimas	531,8 ($\pm 60,6$) ^{ABa}	608,4 ($\pm 30,2$) ^{Bb}	586,1 ($\pm 36,1$) ^{Ab}
Queima estendida do glaze	514,5 ($\pm 63,5$) ^{Aa}	533,5 ($\pm 35,1$) ^{Aa}	597,5 ($\pm 25,1$) ^{Ab}
Queima estendida do glaze com 2 queimas	500,1 ($\pm 40,7$) ^{Aa}	557,6 ($\pm 15,0$) ^{Ab}	591,0 ($\pm 36,6$) ^{Ab}

Nota* Letras maiúsculas diferentes representam diferença estatística significativa em um mesmo tipo de cerâmica – colunas ($p < 0,05$); Letras minúsculas diferentes representam diferença estatística significativa no mesmo tratamento de superfície – linhas ($p < 0,05$).

Fonte: Elaboração própria.

A aplicação convencional do glaze com 1 ou 2 queimas no material IPS E.max CAD não apresentou diferença estatística significativa do grupo controle ($p > 0,05$). Já a aplicação do glaze estendido com 1 ou 2 queimas levou a uma redução da dureza do material ($p < 0,05$). Os diferentes tratamentos comportaram-se de maneira semelhante no IPS Empress CAD. Já os grupos do material Cerec Blocs, todos os grupos que receberam a aplicação do glaze, independentemente do protocolo adotado, tiveram uma redução da dureza ($p < 0,05$).

Na Tabela 2 estão os valores da mediana e intervalo interquartil do índice de fragilidade dos materiais testados. O teste ANOVA Two Way não paramétrico mostrou que também houve diferença estatisticamente significativa entre as cerâmicas estudadas ($p < 0,001$), $F=307,2$, assim como entre os grupos (tratamento térmico) ($p < 0,001$), $F= 17,8$ e, que houve interação entre os dois fatores ($p < 0,001$).

Tabela 2 - Medianas e intervalos interquartílicos (IIQ: 1°Q – 3°Q) dos valores de índice de fragilidade ($\mu\text{m}^{-1/2}$) dos diferentes grupos sobre as cerâmicas estudadas.

Tratamento Térmico	Material		
	IPS E.max CAD	IPS Empress CAD	Cerec Blocs
Controle	3,29 (2,9 – 3,5) ^{Aa}	3,16 (3,0 – 3,3) ^{Ba}	4,02 (3,4 – 4,3) ^{Ab}
Queima convencional do glaze	5,38 (4,8 – 5,5) ^{Bc}	2,18 (2,0 – 2,4) ^{Aa}	3,83 (3,7 – 4,1) ^{Ab}
Queima convencional do glaze com 2 queimas	5,80 (5,4 – 6,5) ^{Bc}	3,33 (2,8 – 3,5) ^{Ba}	4,04 (3,6 – 4,1) ^{Ab}
Queima estendida do glaze	5,35 (4,8 – 5,8) ^{Bc}	2,38 (2,2 – 2,7) ^{Aa}	3,66 (3,5 – 4,0) ^{Ab}
Queima estendida do glaze com 2 queimas	5,46 (5,0 – 6,2) ^{Bc}	2,88 (2,5 – 3,1) ^{ABa}	4,10 (3,7 – 4,4) ^{Ab}

Nota* Letras maiúsculas diferentes representam diferença estatística significativa em um mesmo tipo de cerâmica – colunas ($p < 0,05$); Letras minúsculas diferentes representam diferença estatística significativa no mesmo tratamento de superfície – linhas ($p < 0,05$).

Fonte: Elaboração própria.

O índice de fragilidade dos grupos com glaze do IPS E.max CAD aumentou consideravelmente em relação ao grupo controle ($p < 0,05$). Já a cerâmica reforçada com leucita, teve o grupo controle, glaze convencional com 2 queimas e glaze estendido com 2 queimas similares entre si ($p > 0,05$), enquanto o glaze estendido com 2 queimas não apresentou diferença também com os grupos de glaze convencional e glaze estendido. O protocolo de 2 queimas do glaze convencional, tanto do material IPS E.max CAD quanto IPS Empress CAD apresentou um índice de fragilidade superior ao grupo controle de cada material. A cerâmica feldspática (Cerec Blocs) não sofreu influência do tipo de tratamento ($p > 0,05$).

A resistência à abrasão foi avaliada através do coeficiente de atrito e perda de volume, os valores da mediana e intervalo interquartil estão descritos nas tabelas 3 e 4, respectivamente. Na Tabela 3 o teste ANOVA Two Way não paramétrico mostrou que houve diferença estatisticamente significativa entre as cerâmicas estudadas ($p < 0,001$), $F=22,4$, e houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos (tratamento térmico) ($p < 0,001$), $F= 47,5$ e, houve interação entre os dois fatores ($p=0,002$).

Tabela 3 - Medianas e intervalos interquartílicos (IIQ: 1°Q – 3°Q) dos valores de coeficiente de atrito dos diferentes grupos sobre as cerâmicas estudadas.

Tratamento Térmico	Material		
	IPS E.max CAD	IPS Empress CAD	Cerec Blocs
Controle	0,37 (0,36 – 0,39) ^{Aa}	0,33 (0,27 – 0,37) ^{Aa}	0,30 (0,19 – 0,43) ^{Aa}
Queima convencional do glaze	0,39 (0,23 – 0,43) ^{Aa}	0,41 (0,38 – 0,43) ^{Ba}	0,50 (0,47 – 0,53) ^{Ba}
Queima convencional do glaze com 2 queimas	0,46 (0,42 – 0,49) ^{Ba}	0,45 (0,44 – 0,46) ^{BCa}	0,49 (0,46 – 0,52) ^{Ba}
Queima estendida do glaze	0,46 (0,43 – 0,47) ^{Ba}	0,49 (0,47 – 0,51) ^{Ca}	0,52 (0,49 – 0,56) ^{Bb}
Queima estendida do glaze com 2 queimas	0,46 (0,45 – 0,48) ^{Ba}	0,48 (0,47 – 0,49) ^{Ca}	0,54 (0,52 – 0,55) ^{Bb}

Nota* Letras maiúsculas diferentes representam diferença estatística significativa em um mesmo tipo de cerâmica – colunas ($p < 0,05$); Letras minúsculas diferentes representam diferença estatística significativa no mesmo tratamento de superfície – linhas ($p < 0,05$).

Fonte: Elaboração própria.

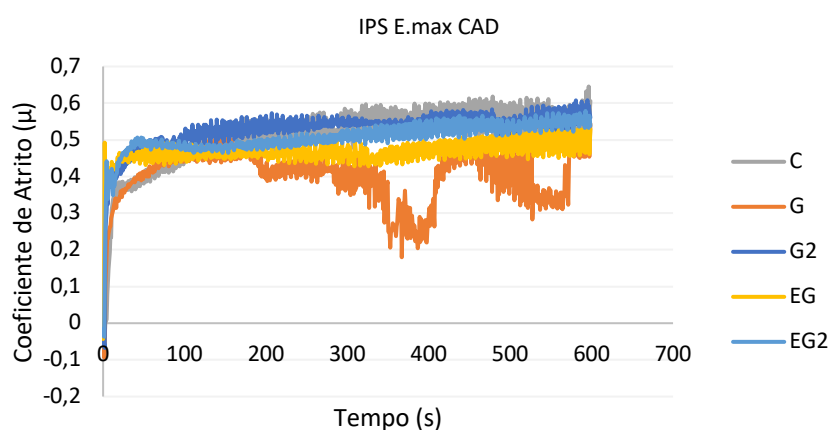
O coeficiente mediano de atrito (μ) de cada cerâmica foi registrado nos primeiros 2 minutos do ensaio (100 segundos). Esse tempo foi escolhido devido a camada de glaze ser superficial e a primeira a ser destruída, uma vez que o objetivo desse estudo é verificar a influência dos diferentes tratamentos superficiais. Além disso, com o passar do tempo do ensaio aumenta-se a área de contato entre a esfera e a amostra e também pode haver um acúmulo de debris na trilha formada e esses fatores influenciam no valor do μ , aumentando-o⁶². Assim, o período inicial do teste foi julgado o mais fiel para essa avaliação.

Todos os grupos que receberam glaze das três cerâmicas aqui testadas, apresentaram um coeficiente mediano de atrito maior que os respectivos grupos controles. Embora o grupo glaze convencional do IPS E.max CAD não tenha apresentado diferença estatisticamente significativa ($p > 0,05$) comparado ao grupo controle, o valor mediano do coeficiente de atrito foi maior.

As Figuras 11, 12 e 13 mostram o comportamento do coeficiente de atrito durante todo o ensaio (10 minutos = 600 segundos). Nas três cerâmicas podemos perceber que houve um aumento do coeficiente de atrito por volta do primeiro minuto de teste (equivalente a 50 segundos) e a partir dos 5 minutos (300 segundos) começam a ter um comportamento mais homogêneo até o final do ensaio. Os grupos controles das cerâmicas vítreas (IPS E.max CAD e IPS Empress CAD) apresentam um coeficiente de atrito inicial menor e acabam ligeiramente com um coeficiente igual ou maior aos dos grupos que receberam o glaze. Já para a cerâmica feldspática, o

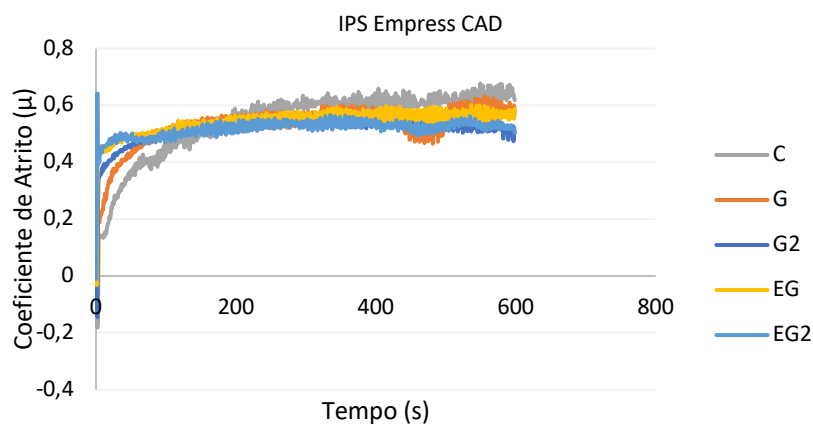
grupo sem glaze embora tenha um aumento do coeficiente de atrito também por volta dos 5 minutos, se mantém abaixo dos valores dos grupos com glaze.

Figura 11 - Curvas do coeficiente de atrito do material IPS E.max CAD obtidas no teste *pin-on-disk*.



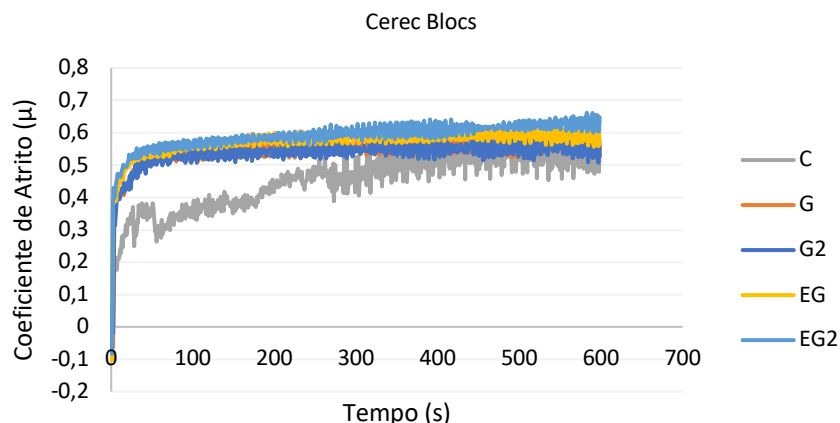
Fonte: Elaboração própria.

Figura 12 - Curvas do coeficiente de atrito do material IPS Empress CAD obtidas no teste *pin-on-disk*.



Fonte: Elaboração própria.

Figura 13 - Curvas do coeficiente de atrito do material Cerec Blocs obtidas no teste *pin-on-disk*.



Fonte: Elaboração própria.

Na Tabela 4 a perda de volume está representada com a mediana e o intervalo interquartílico. O teste ANOVA Two Way não paramétrico mostrou que não houve diferença estatisticamente significativa entre as cerâmicas estudadas ($p=0,167$), $F=1,9$, houve diferença entre os grupos (tratamento térmico) ($p<0,001$), $F=9,2$ e, não houve interação entre os dois fatores ($p=0,435$).

Tabela 4 - Medianas e intervalos interquartílicos (IIQ: 1ºQ – 3ºQ) dos valores de perda de volume (μm^3) dos diferentes grupos sobre as cerâmicas estudadas.

Tratamento Térmico	Material		
	IPS E.max CAD	IPS Empress CAD	Cerec Blocs
Controle	890318 (721133 – 1687330) ^{Aa}	1413714 (132671 – 3478032) ^{Aa}	780569 (358175 – 1162487) ^{Aa}
Queima convencional do glaze	4346821 (2931570 – 7364588) ^{ABa}	3912572 (3858517 – 5720557) ^{Aa}	14218763 (8108196 – 17353269) ^{Ba}
Queima convencional do glaze com 2 queimas	2780138 (2505820 – 23940509) ^{ABa}		655.487 (510072 – 39364422) ^{ABa}
Queima estendida do glaze	15349650 (10854902 – 36152262) ^{Ba}	4632409 (4499036 – 8150941) ^{Aa}	6034485 (5487123 – 18203411) ^{Ba}
Queima estendida do glaze com 2 queimas	14351943 (4545402 – 22100090) ^{Ba}	5072944 (3190361 – 7612297) ^{Aa}	17707570 (14722609 – 22548561) ^{Ba}

Nota* Letras maiúsculas diferentes representam diferença estatística significativa em um mesmo tipo de cerâmica – colunas ($p<0,05$); Letras minúsculas diferentes representam diferença estatística significativa no mesmo tratamento de superfície – linhas ($p<0,05$).

Fonte: Elaboração própria.

Os grupos com glaze estendido do material IPS E.max CAD apresentaram uma perda de volume bem mais acentuada em relação aos outros grupos ($p<0,05$). O grupo com duas queimas de glaze convencional do IPS Empress CAD não foi avaliado quanto a perda de volume uma vez que os espécimes fraturaram durante o teste de

resistência à abrasão, invalidando assim a leitura pelo interferômetro óptico. Os demais grupos desse material não apresentaram diferença estatisticamente significativa ($p>0,05$). O grupo de duas queimas do glaze convencional da cerâmica feldspática não apresentou diferença com o grupo controle ($p>0,05$) e indicou ser o tratamento mais benéfico, devido ao seu menor valor mediano de perda de volume.

6 DISCUSSÃO

Os efeitos de diferentes protocolos de queima do glaze em algumas propriedades mecânicas, tais como microdureza, índice de fragilidade e resistência à abrasão de 3 materiais cerâmicos CAD/CAM foram investigados nesse estudo. As hipóteses nulas foram que no mesmo material não há diferença dessas propriedades nos diferentes protocolos de queima do glaze e foram rejeitadas. Embora houve semelhança estatística nos grupos do material Cerec Blocs no teste de índice de fragilidade e nos grupos do material IPS Empress CAD, na avaliação da perda de volume.

Todo protocolo de queima é constituído de diversas etapas e uma delas é o resfriamento. Um aspecto relevante é a maneira como essa etapa é realizada, de forma rápida (como no protocolo de glaze convencional) ou lenta (protocolo de glaze estendido), uma vez que é a taxa de resfriamento que determinará a quantidade de tensão que será liberada ou acumulada¹⁹. Taxas de resfriamento mais altas geralmente levam ao desenvolvimento de tensões e ao possível enfraquecimento do material^{19,39,42}, sendo assim preferível um processo de resfriamento lento e longo⁴⁶. Aurélio et al.¹⁹ ao estabelecerem o protocolo térmico de glaze estendido, testaram diversas temperaturas, pois para se obter um efeito benéfico é necessário conciliar o resfriamento lento à uma temperatura adequada próxima à temperatura de transição vítrea do material e tempo de permanência na temperatura de queima do glaze. Os autores concluíram que o glaze estendido melhora a resistência à fratura, diferentemente dos ciclos de queima recomendados pelo fabricante e/ou com uma temperatura abaixo da de transição vítrea aliados também ao resfriamento lento.

A dureza é definida como a capacidade do material resistir a um recuo permanente na superfície e influencia os procedimentos de polimento, resistência ao desgaste e usinabilidade⁶⁸. O dissilicato de lítio (IPS E.max CAD) apresentou valores de dureza Vickers sem diferença estatisticamente significativa entre os grupos controle, glaze convencional e glaze convencional 2 queimas. Os grupos que receberam o glaze estendido com 1 ou 2 queimas apresentaram-se com diferença estatística dos grupos controle e glaze convencional. O IPS Empress CAD se comportou semelhante ao dissilicato de lítio, com exceção do grupo glaze convencional 2 queimas que se apresentou diferente dos grupos com glaze estendido. Diferentemente desses materiais, todos os grupos que receberam o glaze da cerâmica feldspática (Cerec Blocs) apresentaram-se diferentes estatisticamente. Todos os

grupos com glaze, dos três materiais cerâmicos, apresentaram valores de microdureza menores que o grupo controle e o número de queimas não influenciou na dureza do material, uma vez que os grupos com duas queimas não foram diferentes estatisticamente dos grupos com uma queima. Resultados similares foram observados por Ozdemir e Ozdogan⁶⁹ em cerâmicas IPS E.max Press, onde a dureza do material com 1, 2, 3 ou 4 queimas não apresentou diferença significativa.

A dureza Vickers do esmalte dental humano é de aproximadamente 400 HV⁷⁰. A alta dureza das cerâmicas é benéfica somente para o material em si, uma vez que resulta em alta taxa de desgaste do esmalte antagonista⁷. Em vista disso, podemos supor que a queima do glaze no protocolo estendido das cerâmicas dissilicato de lítio seja um pouco mais benéfico ao dente, uma vez que se aproxima mais da dureza do esmalte dental (EG: 514,5 e EG₂: 500,1) comparado aos demais tratamentos e cerâmicas estudadas.

O índice de fragilidade pode indicar a suscetibilidade dos materiais a ter lascas prematuras. Essa propriedade serve como uma escala útil no design dos materiais utilizados para a substituição do elemento dentário⁵⁰, bem como uma ferramenta quantitativa para caracterizar a degradação no comportamento mecânico do esmalte⁷¹. Nossos resultados mostraram que os grupos com glaze do dissilicato de lítio apresentaram valores do índice de fragilidade mais altos que o grupo controle. Em contrapartida, os grupos da cerâmica reforçada com leucita, embora com diferenças significantes entre os grupos, não seguiu a mesma relação do IPS E.max CAD, pois os grupos com duas queimas do glaze convencional e do glaze estendido não foram diferentes estatisticamente do grupo controle. Os grupos da cerâmica feldspática não tiveram diferença estatisticamente significativa entre si.

Além da taxa do resfriamento, o número de queimas é outro fator que interfere na resistência à fratura do material. Fairhurst et al.¹⁸ compararam que a força média de amostras de cerâmicas reforçadas com leucita com uma queima é 8% maior que a força média de amostras sujeitas a duas queimas ($p < 0,001$). De acordo com os nossos resultados, pode-se observar que todos os materiais cerâmicos apresentaram valores medianos do índice de fragilidade maiores nos grupos glaze convencional e glaze estendido submetidos a duas queimas do que nos grupos em que foi realizado apenas uma queima.

Um fato interessante observado é que todos os corpos de prova do IPS Empress CAD sofreram fraturas catastróficas quando submetidos ao teste de

resistência à abrasão no tribômetro e alguns deles, após a indentação realizada no microdurômetro, fraturaram mais. Esta observação é um alerta para atenção redobrada que deve ser dada aos materiais com índice de fragilidade baixo, uma vez que são mais suscetíveis a lascas, podendo levar a fraturas e falhas internas⁵⁰. Diferentemente, o material IPS E.max CAD teve um aumento expressivo do valor do índice de fragilidade nesse e nos outros grupos de tratamento térmico, comparados ao grupo controle.

Conjuntamente à menor resistência à fratura devido a taxa de resfriamento e o número de queimas o que também pode explicar que as amostras do grupo G₂ do IPS Empress CAD tenham sofrido fratura catastrófica é a composição química do material. A leucita é um mineral de silicato de alumínio e potássio com um alto coeficiente de expansão térmica e uma transformação polimórfica acompanhada por uma grande variação de volume, essas características se combinam para produzir uma grande contração durante o resfriamento. Mackert et al.⁴² demonstraram que o resfriamento lento desse tipo de material, causa uma cristalização adicional de leucita e a queima múltipla de cerâmicas causa aumentos e diminuições no teor de leucita, dependendo da marca de cerâmica e de outros fatores. Também relataram que a expansão térmica da cerâmica depende do conteúdo de leucita e as alterações que ocorrem durante o processo podem resultar em fraturas. Em contrapartida, não foi observado fraturas nas amostras de dissilicato de lítio do nosso estudo, o que pode ter ocorrido devido aos cristais dessa cerâmica em forma de bastonete formarem microestruturas interligadas. Isso retarda a progressão da trinca na cerâmica, resultando em um fortalecimento eficaz. Com base no efeito, a resistência e a tenacidade à fratura das cerâmicas de dissilicato de lítio são geralmente muito mais altas do que as das vitrocerâmicas reforçadas por leucita⁷².

A abrasão e a atrição são identificadas como os principais mecanismos de desgaste clínico dos compósitos dentários⁵⁶. Há muitas variações na literatura de como esses estudos foram feitos, em relação a qual equipamento utilizaram, de como foi avaliado e dos materiais utilizados, principalmente com a contra-parte. Nesse estudo, o tribômetro foi utilizado para fazer o teste da resistência à abrasão. Este equipamento é versátil para medição de propriedades de atrito e desgaste com combinações de materiais e lubrificantes sob condições específicas de carga, velocidade, temperatura e atmosfera. Pode ser de diferentes sistemas, como reciprocante e *pin-on-disk*, cuja escolha depende do material a ser avaliado. Além

disso, sempre há a necessidade de ter um corpo-de-prova plano e o contra-corpo ou antagonista em formato de esfera. O tribômetro tem sido referenciado como um dos equipamentos que melhor representa o estudo do desgaste e que apresenta melhor reprodutibilidade dos resultados em diversos laboratórios⁷³. Além disso, permite que o atrito entre as superfícies opostas ocorra em situações como de contatos interdentários, lateralidade ou bruxismo, fornecendo o coeficiente de atrito que é um parâmetro que quantifica a resistência ao deslizamento entre superfícies opostas, um mecanismo de grande interesse na odontologia⁵³. Para simular uma das condições orais, neste estudo foi utilizada a saliva artificial como lubrificante, uma vez que a saliva reduz significativamente o coeficiente de atrito⁷⁴ e a taxa de desgaste durante o processo de mastigação⁶³. A presença de saliva artificial pode aliviar as tensões térmicas no processo de desgaste, reduzindo a temperatura interfacial, o que impede efetivamente a ocorrência de microfissuras e delaminações⁷⁵.

Como contra-parte dos blocos de cerâmicas CAD/CAM (IPS E.max CAD, IPS Empress CAD e Cerec Blocs) foi utilizado esfera de zircônia (3Y-TZP) devido à necessidade do uso de uma forma padronizada de antagonista para comparações⁹. A zircônia é um material de referência de dureza, conhecida mundialmente, não sofrerá desgaste frente ao objetivo proposto e pode-se garantir que as esferas utilizadas sejam iguais, diferentemente do esmalte dental que não é possível assegurar a padronização, uma vez que a composição, forma de superfície e as propriedades de desgaste das substâncias biológicas são variáveis⁷⁶. A esteatita, pode também ser utilizada como contra-parte, tem propriedades semelhantes as do esmalte dental, porém a sua elevada dureza leva a desgaste severo quando em contato com o antagonista⁷⁷. As esferas de zircônia mantêm sua forma durante todo o período de teste de modo que a influência de mudanças na superfície do antagonista no desgaste das amostras possa ser minimizada⁷⁸. Assim como a esfera de zircônia^{62,78,79}, a esfera de alumina também é muito utilizada^{28,66,75}.

Os grupos que receberam o glaze das três cerâmicas estudadas apresentaram um coeficiente de atrito inicial (=100 segundos) maior que o grupo sem glaze. Uma das limitações do estudo é que não há na literatura uma correlação entre o teste tribológico e a cavidade oral, o que impossibilitou uma analogia de equivalência entre o tempo experimental e períodos de dias, meses ou anos em ciclos de mastigação. Além disso, como trabalhamos com um material antagonista com elevada dureza (esferas de zircônia), isso poderia significar que o processo está sendo acelerado,

sendo uma forma de abreviar. Diante desses valores de coeficiente de atrito podemos relacionar à dureza do material, uma vez que influencia^{53,68}. De um modo geral, todos os grupos com glaze das três cerâmicas tiveram seu valor médio de dureza reduzidos em relação ao grupo controle e tiveram um coeficiente de atrito inicial maior que o grupo sem glaze. Ou seja, o material com menor dureza, assim como um material com maior coeficiente de atrito, tende a desgastar mais fácil. Isto ocorre porque quanto maior o coeficiente de atrito, maior será o atrito gerado entre as superfícies e, conseqüentemente, maior o desgaste. Assim, podemos concluir que quanto menor a dureza e maior o coeficiente de atrito, menor a resistência à abrasão do material.

O coeficiente de atrito entre esmalte dental e cerâmica de dissilicato de lítio atingiu valores médios de 0,45⁸⁰ e 0,6⁶³. Diante dos resultados obtidos nesse estudo, embora tenha sido utilizado contra a zircônia, o coeficiente de atrito das cerâmicas: dissilicato de lítio, reforçada por leucita e feldspática é similar ao coeficiente de atrito do esmalte. Uma vez que os coeficientes de atrito são similares, isto indica que mais fácil é o deslizamento entre as superfícies e, conseqüentemente, menor potencial de desgaste. Embora houve uma diferença estatisticamente significativa entre os grupos de um mesmo material, a aplicação do glaze não acentua o desgaste na estrutura dental antagonista.

Os grupos com glaze das cerâmicas dissilicato de lítio e feldspática apresentaram uma maior perda de volume comparados aos respectivos grupos controles, com exceção do grupo glaze convencional 2 queimas do Cerec Blocs. Os grupos que receberam duas queimas de glaze estendido apresentaram a maior perda de volume comparado aos demais grupos do mesmo material, embora no material IPS Empress CAD não houve diferença estatisticamente significativa. O protocolo de glaze estendido aumentou os coeficientes de atrito do IPS E.max CAD e Cerec blocs e, conseqüentemente, tiveram maior perda de volume, refletindo em uma menor resistência à abrasão. Os resultados do dissilicato de lítio vão ao encontro daqueles observados no trabalho de Zurek et al.⁶⁵, uma vez que os espécimes que receberam o glaze tiveram maior perda de volume do que os espécime polidos.

Há uma certa inconsistência na literatura a respeito da aplicação do glaze e, conseqüentemente, do protocolo de queima do glaze. Alguns autores, como Denry¹⁶, acreditam que o glaze parece ser ineficaz para atenuar as grandes falhas produzidas no estágio de fresagem. Além disso, a queima de glaze parece reduzir significativamente a resistência à flexão de uma cerâmica usinada^{19,20}. Em

contrapartida, os estudos que defendem a queima do glaze justificam que ocorre um aumento na resistência^{34,35} e redução da rugosidade superficial da cerâmica⁸¹.

A queima estendida do glaze tem o objetivo de atenuar os danos causados pelo processo de usinagem de cerâmicas CAD/CAM e como estudado anteriormente, Aurélio et al.¹³ verificaram que esse protocolo térmico melhora o desempenho a longo prazo das cerâmicas de leucita e dissilicato de lítio em comparação com a queima de glaze recomendada pelo fabricante. Adicionalmente a isso podemos ver com nosso estudo que embora o glaze estendido deixe a cerâmica mais suscetível ao desgaste devido a uma menor dureza, aumento do índice de fragilidade por parte das cerâmicas de dissilicato de lítio, aumento do coeficiente de atrito inicial e perda de volume, este tratamento não aparenta ser tão prejudicial ao esmalte dental quando comparado com seus valores de dureza e coeficiente de atrito. Sendo assim, com esse tipo de protocolo de queima podemos obter um equilíbrio para a melhora do material sem acarretar malefício para a estrutura dental antagonista. Pudemos observar que nos grupos dos três materiais cerâmicos estudados, o número de queimas, independente do protocolo térmico adotado, não apresentaram diferença estatisticamente significativa. Assim, a maior influência foi a presença do glaze e a taxa de resfriamento do tratamento térmico utilizado que refletiu na dureza e índice de fragilidade dos materiais.

Além da limitação por falta de estudos que correlacionem o teste *pin-on-disk* com o meio bucal, outra limitação nesse estudo foi em relação à aplicação do glaze, pois na análise da perda de volume o interferômetro detectou superfícies bem irregulares e isso dificultou o cálculo fiel do volume desses espécimes. Estudos adicionais envolvendo variações nas condições de testes, uma melhor padronização da aplicação do glaze e a associação de outras propriedades mecânicas são necessários para confirmar o uso de um protocolo térmico de glaze alternativo que seja satisfatório tanto para a peça cerâmica quanto para a estrutura dental.

7 CONCLUSÃO

De acordo com os resultados verificados no presente estudo, pode-se concluir que:

- A aplicação do glaze interfere na microdureza, índice de fragilidade e resistência à abrasão dos materiais cerâmicos avaliados. Todos os grupos com glaze, dos três materiais, apresentaram valores de microdureza menores e coeficiente de atrito inicial maiores que o grupo controle e isso reflete em uma menor resistência à abrasão do material.

- Não houve diferenças significantes entre os grupos glaze convencional e queima estendida do glaze, nos três materiais cerâmicos estudados. Uma vez que o resfriamento abrupto (protocolo do glaze convencional) gera tensões e leva ao enfraquecimento do material, o resfriamento lento adotado na queima estendida do glaze não traz esse prejuízo, mesmo que as propriedades mecânicas aqui estudadas foram menores do que o grupo controle conjuntamente a resultados anteriores esse tipo de protocolo acaba sendo mais benéfico ao material e também à estrutura dental antagonista.

- Os grupos que receberam duas queimas de glaze estendido apresentaram a maior perda de volume comparado aos demais grupos do mesmo material, embora no material IPS Empress CAD não houve diferença estatisticamente significativa. Apesar de não ter parâmetro de significância clínica, os grupos que receberam dupla camada de glaze apresentaram menor resistência à abrasão.

- A queima múltipla não proporcionou nenhuma vantagem aos materiais cerâmicos em relação à queima única em nenhuma das propriedades avaliadas. Visto que com o aumento do número de queimas algumas propriedades mecânicas decrescem, há aumento do índice de fragilidade e a peça fica mais susceptível a fratura além de aumentar o tempo clínico.

REFERÊNCIAS*

1. Kelly JR, Benetti P. Ceramic materials in dentistry: historical evolution and current practice. *Aust Dent J.* 2011; 56(1): 84–96.
2. Della Bona A, Nogueira AD, Pecho OE. Optical properties of CAD–CAM ceramic systems. *J Dent.* 2014; 42: 1202-9.
3. Craig RG, Powers JM. *Materiais dentários restauradores.* 11 ed. São Paulo: Santos; 2004.
4. Al-Mowafy O, Brochu JF. Longevity and clinical performance of IPS-Empress ceramic restorations - a literature review. *J Can Dent Assoc.* 2002; 68(4): 233–7.
5. Pallesen U, van Dijken JWV. An 8-year evaluation of sintered ceramic and glass ceramic inlays processed by the Cerec CAD/CAM system. *Eur J Oral Sci.* 2000; 108(3): 239–46.
6. Bhat V, Shenoy K, Dandekeri S, Reddy H. CAD/CAM Ceramics – a literature review. *Int J Recent Sci Res.* 2016; 7(3): 9352-61.
7. Fu L, Engqvist H, Xia W. Glass–ceramics in dentistry: a review. *Materials.* 2020; 13(1049): 1 – 22.
8. Goodacre CJ, Bernal G, Rungcharassaeng K, Kan JYK. Clinical complications in fixed prosthodontics. *J Prosthet Dent.* 2003; 90(1): 31-41.
9. Heintze SD, Cavalleri A, Zellweger G, Büchler A, Zappini G. Fracture frequency of all-ceramic crowns during dynamic loading in a chewing simulator using different loading and luting protocols. *Dent Mater.* 2008; 24(10): 1352-61.
10. Davidowitz G, Kotick PG. The use of CAD/CAM in dentistry. *Dent Clin N Am.* 2011; 55(3): 559-70.
11. Batalha-Silva S, Andrada MAC, Maia HP, Magne P. Fatigue resistance and crack propensity of large MOD composite resin restorations: direct versus CAD/CAM inlays. *Dent Mater.* 2013; 29(3): 324-31.
12. Denry I, Kelly JR. Emerging ceramic-based materials for dentistry. *J Dent Res.* 2014; 93:1235–42.
13. Aurélio IL, Prochnow C, Guilardi LF, Ramos GF, Bottino MA, May LG. The effect of extended glaze firing on the flexural fatigue strength of hard-machined ceramics. *J Prost Dent.* 2018; 120(5): 755-61.

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

14. Belli R, Lohbauer U, Goetz-Neunhoeffler F, Hurle K. Crack-healing during two-stage crystallization of biomedical lithium (di)silicate glass-ceramics. *Dent Mater.* 2019; 35: 1130-45.
15. Addison O, Cao X, Sunnar P, Fleming GJP. Machining variability impacts on the strength of a 'chair-side' CAD–CAM ceramic. *Dent Mater.* 2012; 28: 880-7.
16. Denry I. How and when does fabrication damage adversely affect the clinical performance of ceramic restorations? *Dent Mater.* 2013; 29: 85-96.
17. Aurélio IL, Dorneles LS, May LG. Extended glaze firing on ceramics for hard machining: Crack healing, residual stresses, optical and microstructural aspects. *Dent Mater.* 2017; 33: 226-40.
18. Fairhurst CW, Lockwood PE, Ringle RD, Thompson WO. The effect of glaze on porcelain strength. *Dent Mater.* 1992; 8: 203-07.
19. Aurélio IL, Fraga S, Dorneles LS, Bottino MA, May LG. Extended glaze firing improves flexural strength of a glass ceramic. *Dent Mater.* 2015; 31: 316-24.
20. Fraga S, Valandro LF, Bottino MA, May LG. Hard machining, glaze firing and hydrofluoric acidetching: Do these procedures affect the flexural strength of a leucite glass–ceramic? *Dent Mater.* 2015; 31: 131–40.
21. Denry I, Holloway JA. Ceramics for dental applications: a review. *Materials.* 2010; 3: 351–68.
22. Belli R, Petschelt A, Hofner B, Hajtő J, Scherrer SS, Lohbauer U. Fracture Rates and Lifetime Estimations of CAD/CAM All-ceramic Restorations. *J Dent Res.* 2016; 95(1): 67–73.
23. Nejatidanesh F, Amjadi M, Akouchekian M, Savabi O. Clinical performance of CEREC AC Bluecam conservative ceramic restorations after five years—A retrospective study. *J Dent.* 2015; 43: 1076-82.
24. Sen N, Olcer Y. Mechanical and optical properties of monolithic CAD-CAM restorative materials. *J Prosthet Dent.* 2018; 199(4): 593-9.
25. Sirona Dental Systems GmbH. Industrially manufactured fine-structured feldspathic ceramic blocks. Manual do fabricante [Internet]. Alemanha: Sirona Dental Systems; 2011: 1-32. [acesso 2020 jun 9]. Disponível em: <https://www.manuais.sirona.com>
26. Li RWK, Chow TW, Matinlinna JP. Ceramic dental biomaterials and CAD/CAM technology: State of the art. *J Prosthodont Res.* 2014; 58: 208-16.
27. Brandt S, Winter A, Lauer HC, Kollmar F, Portscher-Kim SJ, Romanos GE. IPS e.max for all-ceramic restorations: clinical survival and success rates of full-coverage crowns and fixed partial dentures. *Materials.* 2019; 462(12): 1-10.
28. Peng Z, Abdul Rahman MI, Zhang Y, Yin L. Wear behavior of pressable lithium disilicate glass ceramic. *J Biomed Mater Res.* 2016; 104B:968–78.

29. Gold SA, Ferracane JL, Costa J. Effect of Crystallization Firing on Marginal Gap of CAD/CAM Fabricated Lithium Disilicate Crowns. *J Prosthodont.* 2018; 27(1): 63-6.
30. Willard A, Chu TMG. The science and application of IPS e.Max dental ceramic. *Kaohsiung J Med Sci.* 2018; 34(4): 238-42.
31. Sadowsky SJ. An overview of treatment considerations for esthetic restorations: A review of the literature. *J Prostht Dent.* 2006; 96(6): 433-42.
32. al-Wahadni A, Martin DM. Glazing and finishing dental porcelain: a literature review. *J Can Dent Assoc.* 1998; 64(8): 580-3.
33. Fischer H, Weiß R, Telle R. Crack healing in alumina bioceramics. *Dent Mater.* 2008; 24: 328-32.
34. Brackett SE, Leary JM, Turner KA, Jordan RD. An evaluation of porcelain strength and the effect of surface treatment. *J Prosthet Dent.* 1989; 61: 446-51.
35. Chen HY, Hickel R, Setcos JC, Kunzelmann KH. Effects of surface finish and fatigue testing on the fracture strength of CAD-CAM and pressed-ceramic crowns. *J Prosthet Dent.* 1999; 82(4): 268-75.
36. Yilmaz K, Özkan P. The methods for the generation of smoothness in dental ceramics. *Compend Contin Educ Dent.* 2010; 31(1): 30-41.
37. Asai T, Kazama R, Fukushima M, Okiji T. Effect of overglazed and polished surface finishes on the compressive fracture strength of machinable ceramic materials. *Dent Mater J.* 2010; 29(6): 661-7.
38. Mohammadibassir M, Rezvani MB, Golzari H, Salehi EM, Fahimi MA, Fard MJK. Effect of two polishing systems on surface roughness, topography, and flexural strength of a monolithic lithium disilicate ceramic. *J Prosthodont.* 2019; 28: 172-80.
39. Choi JE, Waddell JN, Swain MV. Pressed ceramics onto zirconia. Part 2: Indentation fracture and influence of cooling rate on residual stresses. *Dent Mater.* 2011; 27: 1111-8.
40. Denry IL, Holloway JA, Tarr LA. Effect of heat treatment on microcrack healing behavior of a machinable dental ceramic. *J Biomed Mater Res.* 1999; 48: 791-6.
41. Sighinolfi D. Estudo experimental das deformações e estado de tensão em materiais cerâmicos tradicionais. *Cerâmica Industrial.* 2011; 16(5-6): 19-24.
42. Mackert JR, Sheen GW, Williams AL, Russell CM, Ergle JW. Effects of local cooling rate and processing variables on leucite in dental porcelain. *Int J Prosthodont.* 2003; 16(6): 647-52.
43. Pires-de-Souza FCP, Casemiro LA, Garcia LFR, Cruvinel DR. Color stability of dental ceramics submitted to artificial accelerated aging after repeated firings. *J Prosthet Dent.* 2009; 101:13-8.

44. Ozturk O, Uludag B, Usumez A, Sahin V, Celik G. The effect of ceramic thickness and number of firings on the color of two all-ceramic systems. *J Prosthet Dent.* 2008; 100: 99-106.
45. Nejatidanesh F, Azadbakht K, Savabi O, Sharifi M, Shirani M. Effect of repeated firing on the translucency of CAD-CAM monolithic glass-ceramics. *J Prosthet Dent.* 2020; 123(3): 530e1-6.
46. Jalali H, Bahrani Z, Zeighami S. Effect of repeated firings on microtensile bond strength of bi-layered lithium disilicate ceramics (e.max CAD and e.max Press). *J Contemp Dent Pract.* 2016; 17(7): 530-5.
47. Greil P. Generic principles of crack-healing ceramics. *J Adv Ceram.* 2012; 1(4): 249-67.
48. Hager MD, Greil P, Leyens C, van der Zwaag S, Schubert U. Self-healing materials. *Adv Mater.* 2010; 22: 5424-30.
49. Chen S, Wei T, Chen M, Zhang Z. Bilateral treatment: a strategy for enhancing the mechanical strength of machinable veneers. *Dent Mater.* 2010; 26: 961-7.
50. 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: e026.
51. Sagsoz O, Yildiz M, Hojjat Ghahramanzadeh AS, Alsaran A. In vitro Fracture strength and hardness of different computer-aided design/computer-aided manufacturing inlays. *Niger J Clin Pract.* 2018; 21: 380-7.
52. Sonmez N, Gultekin P, Turp V, Akgungor G, Sen D, Mijiritsky E. Evaluation of five CAD/CAM materials by microstructural characterization and mechanical tests: a comparative in vitro study. *BMC Oral Health.* 2018; 18(5): 1-13.
53. Freddo RA, Kapczinski MP, Kinast EJ, Souza Junior OB, Rivaldo EG, Frasca LCF. Dental Ceramics Wear: Influence of Microhardness and Friction. *J Prosthodont.* 2016; 25: 557–62.
54. Hu X, Zhang Q, Ning J, Wu W, Li C. Study of two-body wear performance of dental materials. *J Natl Med Assoc.* 2018; 110(3):250-5.
55. Kato K. Classification of wear mechanisms/models. *P I Mech Eng J-J Eng.* 2002; 216(6): 349–55.
56. Atai M, Yassini E, Amini M, Watts DC. The effect of a leucite-containing ceramic filler on the abrasive wear of dental composites. *Dent Mater.* 2007; 23: 1181-7.
57. Kanik O, Turkun LS, Dasch W. In vitro abrasion of resin-coated highly viscous glass ionomer cements: a confocal laser scanning microscopy study. *Clin Oral Invest.* 2017; 21: 821-9.

58. Elias CN, Lopes HP. *Materiais dentários: ensaios mecânicos*. São Paulo: Santos; 2007.
59. Mormann WH, Stawarczyk B, Ender A, Sener B, Attin T, Mehl A. Wear characteristics of current aesthetic dental restorative CAD/CAM materials: two-body wear, gloss retention, roughness and Martens hardness. *J Mech Behav Biomed*. 2013; 20: 113-25.
60. D'arcangelo C, Vanini L, Rondoni GD, Angelis F. Wear properties of dental ceramics and porcelain compared with humal enamel. *J Prosthet Dent*. 2016; 115: 350-5.
61. Lawson NC, Bansal R, Burgess JO. Wear, strength, modulus and hardness of CAD/CAM restorative materials. *Dent Mater*. 2016; 32: e275-83.
62. Park J, Pekkan G, Ozturk A. Friction and wear behavior of selected dental ceramics. *Surf Rev Lett*. 2009; 16(5): 1-9.
63. Wang L, Liu Y, Si W, Feng H, Tao Y, Ma Z. Friction and wear behaviors of dental ceramics against natural tooth enamel. *J Eur Ceram*. 2012; 32: 2599- 606.
64. Tripathi A, Bagchi S, Singh J, Gaurav V, Negi MPS. Effect of different firing temperatures on structural changes in porcelain. *J Prosthodont*. 2018; 27: 290-8.
65. Zurek AD, Alfaro MF, Wee AG, Yuan JCC, Barao VA, Mathew MT, Sukotko C. Wear characteristics and volume loss of CAD/CAM ceramic materials. *J Prosthodont*. 2018; 0: 1-9.
66. Schuh C, Kinast EJ, Mezzomo E, Kapczinski MP. Effect of glazed and polished surface finishes on the friction coefficient of two low-fusing ceramics. *J Prosthet Dent*. 2005; 93: 245-52.
67. Sehgal J, Ito S. A new low-brittleness glass in the soda-lime-silica glass family. *J Am Ceram Soc*. 1998; 81(9): 2485-8.
68. Leung BT, Tsoi JK, Matinlinna JP, Pow EH. Comparison of mechanical properties of three machinable ceramics with an experimental fluorophlogopite glass ceramic. *J Prosthet Dent*. 2015;114(3): 440-6.
69. Özdemir H, Özdoğan A. The effect of heat treatments applied to superstructure porcelain on the mechanical properties and microstructure of lithium disilicate glass ceramics. *Dent Mater J*. 2018; 37(1):24-32.
70. Montazerian M, Zanotto ED. Bioactive and inert dental glass-ceramics. *J Biomed Mater Res*. 2016; 1: 619–39.
71. Park S, Quinn JB, Romberg E, Arola D. On the brittleness of enamel and selected dental materials. *Dent Mater*. 2008; 24: 1477-85.
72. Li D, Guo JW, Wang XS, Zhang SF, He L. Effects of crystal size on the mechanical properties of a lithium disilicate glass-ceramic. *Mat Sci Eng A*. 2016; 669(4): 332-9.

73. Ramos DTL, Pallone EMJA, Purquerio BM, Fortulan CA. Projeto de um banco de ensaio de desgaste do tipo "pin-on-disc". *Cerâmica*. 2014; 60: 443-8.
74. Wang G, Fu K, Wang S, Yang B. Optimization of mechanical and tribological properties of a dental $\text{SiO}_2\text{--Al}_2\text{O}_3\text{--K}_2\text{O--CaO--P}_2\text{O}_5$ glass-ceramic. *J Mech Behav Biomed*. 2020; 102: 103523.
75. Zhang Y, Xu D, Rao P, Lu M, Wu J. Friction behavior of dental porcelain with different leucite particle sizes. *J Am Ceram Soc*. 2008; 91(5): 1678-81.
76. Wassell RW, McCabe JF, Walls AWG. Wear characteristics in a two-body wear test. *Dent Mater*. 1994; 10: 269-74.
77. Ghazal M, Albashaireh ZS, Kern M. Wear resistance of nanofilled composite resin and feldspathic ceramic artificial teeth. *J Prosthet Dent*. 2008; 100: 441-8.
78. Albashaireh ZS, Ghazal M, Kern M. Two-body wear of different ceramic materials opposed to zirconia ceramic. *J Prosthet Dent*. 2010; 104:105-13.
79. Luangruangrong P, Cook NB, Sabrah AH, Hara AT, Bottino MC. Influence of full-contour zirconia surface roughness on wear of glass-ceramics. *J Prosthodont*. 2014; 23: 198-205.
80. Ludovichetti FS, Trindade FZ, Werner A, Kleverlaan CJ, Fonseca RG. Wear resistance and abrasiveness of CAD-CAM monolithic materials. *J Prosthet Dent*. 2018; 120: e1-8.
81. Dalkiz M, Sipahi C, Beydemir B. Effects of six surface treatment methods on the surface roughness of a low-fusing and an ultra-low-fusing feldspathic ceramic material. *J Prosthodont*. 2009; 18(3): 217-22.

**Não autorizo a publicação deste trabalho pelo prazo de 2 anos após a data da
defesa**

(Direitos de publicação reservado ao autor)

Araraquara, 24 de julho de 2020.

Joissi Ferrari Zaniboni