

ARIEL FARIAS DA SILVA

**EFEITO DOS PROCEDIMENTOS DE ACABAMENTO E POLIMENTO  
NA RESISTÊNCIA BIAXIAL E EM PROPRIEDADES DE SUPERFÍCIE  
DA CERÂMICA CEREC BLOCS**

CAMPO GRANDE

2019

ARIEL FARIAS DA SILVA

**EFEITO DOS PROCEDIMENTOS DE ACABAMENTO E POLIMENTO  
NA RESISTÊNCIA BIAXIAL E EM PROPRIEDADES DE SUPERFÍCIE  
DA CERÂMICA CEREC BLOCS**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação em Clínicas Odontológicas da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Mato Grosso do Sul, para obtenção do título de mestre.

Orientador: Prof. Dr. Mário Alexandre Coelho Sinhoreti

CAMPO GRANDE

2019

ARIEL FARIAS DA SILVA

**EFEITO DOS PROCEDIMENTOS DE ACABAMENTO E POLIMENTO  
NA RESISTÊNCIA BIAXIAL E EM PROPRIEDADES DE SUPERFÍCIE  
DA CERÂMICA CEREC BLOCS**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação em Clínicas Odontológicas da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Mato Grosso do Sul, para obtenção do título de mestre.

Resultado: \_\_\_\_\_

Campo Grande (MS), \_\_\_\_\_ de \_\_\_\_\_ de \_\_\_\_\_.

**BANCA EXAMINADORA**

---

Prof. Dr. Mário Alexandre Coelho Sinhoreti

Faculdade de Odontologia de Piracicaba FOP/Unicamp

(Presidente)

---

Prof. Dr. João Carlos Gomes

Faculdade de Odontologia da Universidade Estadual de Ponta Grossa/ UEPG

---

Prof. Dr. Paulo Zárate Pereira

Faculdade de Odontologia da Universidade Federal do Mato Grosso do Sul/ UFMS

A Deus.

Aos meus pais, pela oportunidade do estudo.

A minha esposa, Mariany e minha filha Geórgia pelo apoio.

## AGRADECIMENTOS

- Início meus agradecimentos por Deus, por ser bom e justo, e ter colocados pessoas especiais ao meu lado.
- Meus agradecimentos aos professores pelos ensinamentos e colegas que me acompanharam nessa jornada.
- Ao meu orientador, Prof. Dr. Mário Alexandre Coelho Sinhoreti, por acreditar no meu trabalho e pelas orientações, sempre com muita generosidade e humildade. Minha eterna gratidão pela companhia nos atendimentos clínicos, realizados durante a pesquisa, pela confiança no meu projeto e incentivos nos momentos de dúvidas e incertezas. Por tudo isso, meu muito obrigado!
- Ao Prof. Dr. José Luís de Figueiredo, por ser o primeiro a me acolher de braços abertos nos primeiros meses de mestrado, e mesmo com todos seus problemas jamais me esqueceu. Obrigado pelos valiosos conselhos, e por fazer parte dessa minha trajetória do início ao fim.
- Aos meus pais, que sempre me incentivarem a estudar e ser melhor em tudo que me proponho a fazer, como exemplos de honestidade, trabalho e luta me ajudaram a ser o que sou hoje.
- A Eveline Freitas Soares, que como um anjo conheci e me ajudou na pesquisa e dissertação com seus conhecimentos.
- Aos amigos, pela compreensão e paciência nos meus momentos de ausência.
- Em especial a Universidade Federal de Mato Grosso do Sul (UFMS), bem como a FOP/UNICAMP.
- Meus sinceros agradecimentos.

“A tarefa não é tanto ver aquilo que ninguém viu, mas pensar o que ninguém ainda pensou sobre aquilo que todo mundo vê”.

(Arthur Schopenhauer)

## RESUMO

**Silva A F. Efeito dos procedimentos de acabamento e polimento na resistência biaxial e em propriedades de superfície da cerâmica cerec blocs; 2019**  
[Dissertação- Universidade Federal do Mato Grosso do Sul].

O objetivo neste estudo foi verificar o efeito dos procedimentos de acabamento e polimento na resistência biaxial e em propriedades de superfície da cerâmica feldspática Cerec Blocs, fresada pelo sistema CAD/CAM. Para isso, quarenta amostras circulares da cerâmica feldspática CEREC Blocs (14 mm de diâmetro x 1,2 mm de espessura) foram fresadas, seguindo-se as especificações da ISO 6872-2008. Essas amostras foram separadas em quatro grupos (n=10) de acordo com o acabamento e polimento realizado: Grupo Controle (nenhum procedimento de acabamento e polimento); Grupo Acabamento e Polimento; Grupo Glaze; e Grupo Glaze + Acabamento e Polimento. As amostras de cada grupo foram submetidas ao ensaio de brilho superficial em um glossímetro, seguida da mensuração da rugosidade superficial em um rugosímetro. Após, foram submetidas ao ensaio de flexão biaxial em máquina de ensaio universal Instron (0,05 mm/min). Após a fratura, um fragmento de cada amostra foi submetido ao ensaio de dureza superficial (Vickers) em um durômetro, sob carga de 300 g, por 10 s. Os dados foram submetidos à análise de variância (one-way ANOVA) e as médias comparadas pelo teste de Tukey ( $\alpha = 0,05$ ). Pode-se observar que para o ensaio de brilho, todos os grupos diferiram entre si ( $p < 0,0001$ ). O grupo Glaze mostrou a maior média de brilho, seguido pelos grupos Glaze + Polimento, Polimento e Controle. Para o ensaio de rugosidade, o grupo Controle mostrou a maior média e diferiu estatisticamente dos demais grupos ( $p < 0,0001$ ), os quais não diferiram entre si. Já para o ensaio de dureza, o grupo Glaze obteve a menor média e diferiu estatisticamente dos demais grupos. Em relação ao ensaio de flexão biaxial, o grupo Controle mostrou a menor média e diferiu estatisticamente dos demais grupos. Pode-se concluir que todos os métodos de acabamento e polimento mostraram propriedades de superfície igual ou superior ao grupo Controle, além de maior resistência à flexão. Entre os métodos de acabamento e polimento utilizados, o Glaze mostrou maior brilho superficial, porém, apresentou menor dureza superficial e rugosidade.

Palavras-chave: Cerâmica feldspática. Glaze. Propriedades Mecânicas.  
Propriedades de superfície.

## **ABSTRACT**

**Silva A F. Effect of finishing and polishing procedures on biaxial strength and surface properties of cerec blocs ceramic; 2019** [Dissertation – Mato Grosso do Sul Federal University].

The aim of this study was to verify the effect of finishing and polishing procedures on the biaxial strength and surface properties of Cerec Blocsfeldspathic ceramics milled by the CAD/CAM system. For this purpose, forty circular samples of the feldspathic ceramic CEREC Blocs were milled with the following dimensions: 14 mm in diameter x 1.2 mm in thickness, following the specifications of ISO 6872-2008. These samples were separated into four groups (n = 10), according to the finishing and polishing performed: Control Group (no finishing and polishing procedures); Finishing and Polishing Group; Glaze Group; and Glaze Group + Finishing and Polishing. Samples of each group were submitted to the surface gloss test in a glossmeter, followed by the measurement of the surface roughness in a rugosimeter. Afterwards, they were submitted to the biaxial bending test in an universal testing machine (Instron) at a cross-head speed of 0.05 mm/min. After fracture, a fragment of each sample was subjected to the surface hardness test (Vickers) in a durometer, under a load of 300 g, for 10 s. Data from all the trials were submitted to analysis of variance (one-way ANOVA) and the means were compared by Tukey's test ( $\alpha = 0.05$ ). It can be observed that, about gloss test, all groups differed from each other ( $p < 0.0001$ ). The Glaze group presented the highest gloss average, followed by the Glaze + Polishing, Polishing and Control groups, respectively. For the roughness test, the Control group showed the highest mean and differed statistically from the other groups ( $p < 0.0001$ ), which did not differ from each other. For the hardness test, the Glaze group obtained the lowest mean and differed statistically from the other groups. Regarding the biaxial strength test, the Control group showed the lowest mean and differed statistically from the other groups. It can be concluded that all finishing and polishing methods showed surface properties equal to or greater than Control group, in addition to greater flexural strength. Among the finishing and polishing methods applied, Glaze presented the highest surface gloss, but showed lower surface hardness and roughness.

Key-words: Feldspathic ceramic. Glaze. Mechanical properties. Surface properties.

## LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 - Amostras de cada grupo experimental: C – Grupo Controle; G – Grupo glazeado; P – Grupo com acabamento e polimento; G+P – Grupo glazeado seguido de acabamento e polimento.....	31
Figura 2 - Amostra sendo analisada pela ponta de diamante do rugosímetro Surfcomer SE 1700.....	32
Figura 3 – Zehntner Testing Instruments. B – Amostra posicionada para a leitura.....	33
Figura 4 - Software do aparelho Zehntner Gloss para leitura de brilho.....	34
Figura 5 - Máquina de ensaios universal Instron utilizada para o ensaio de resistência a flexão biaxial.....	35
Figura 6 – Amostra posicionada em durômetro HMV-2 – Shimadzu para a leitura da dureza Vickers.....	36
Figura 7 – Fotomicrografia em microscopia eletrônica de varredura da superfície de uma amostra representativa do grupo polido (x2000). Pode-se observar o alisamento das irregularidades encontradas no grupo controle.....	39
Figura 8 – Fotomicrografia em microscopia eletrônica de varredura da superfície de uma amostra representativa do grupo polido (x2000). Pode-se observar o alisamento das irregularidades encontradas no grupo polido .....	40
Figura 9 – Fotomicrografia em microscopia eletrônica de varredura da superfície de uma amostra representativa do grupo glazeado (x2000). Pode-se observar maior lisura da superfície, apesar da presença de irregularidades, provavelmente pela presença de micro-bolhas de ar.....	41
Figura 10 - Fotomicrografia em microscopia eletrônica de varredura da superfície de uma amostra representativa do grupo glazeado e polido (x2000). Pode-se observar aspecto semelhante ao grupo glazeado, incluindo a presença de irregularidades e micro-bolhas de ar.....	42

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

B	Boro
Ca	Cálcio
CAD/CAM	Computer-Aided Design / Computer-Aided Manufacturing
CEREC	Chairside Economica IRestorations of Esthetic Ceramic
F	Flúor
GPa	Giga Pascal Módulo de elasticidade
Li	Lítio
Im	Comprimento total de medição
IPS	Empress Ivoclar Vivadent
ISO	International Organization for Standardization
Kv	Quilovolt
MCXL	Unidade fresadora chairside
Mpa	Mega Pascal
Na	Sódio
O	Oxigênio
Ti	Titânio
SiO <sub>2</sub>	Dióxido de silício
Si	Silício
µm	Micrometro
Zr	Zircônio

## LISTA DE SÍMBOLOS

°C	Grau Celsius
( $\nu$ )	Coeficiente de Poisson
R1	Raio do suporte circular
R2	Raio da área de carregamento
R3	Raio das amostras
D	Espessura da amostra
$\alpha$	Alfa

## SUMÁRIO

<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO</b> .....	<b>14</b>
<b>2</b>	<b>REVISÃO DE LITERATURA</b> .....	<b>17</b>
<b>2.1</b>	<b>Aspectos gerais das cerâmicas odontológicas</b> .....	<b>17</b>
<b>2.2</b>	<b>Cerâmicas feldspáticas</b> .....	<b>18</b>
<b>2.3</b>	<b>Cerâmicas feldspáticas reforçadas com alumina</b> .....	<b>19</b>
<b>2.4</b>	<b>Cerâmicas feldspáticas reforçadas com leucita</b> .....	<b>20</b>
<b>2.5</b>	<b>Cerâmicas feldspáticas reforçadas por dissilicato de lítio</b> .....	<b>21</b>
<b>2.6</b>	<b>Confecção de prótese com glaze</b> .....	<b>22</b>
<b>2.7</b>	<b>Rugosidade</b> .....	<b>23</b>
<b>2.8</b>	<b>Tecnologia CAD/CAM na Odontologia</b> .....	<b>24</b>
<b>2.9</b>	<b>Sistemas Cerec Bloc fresada pelo sistema CAD/CAM</b> .....	<b>26</b>
<b>3</b>	<b>OBJETIVOS</b> .....	<b>29</b>
<b>3.1</b>	<b>Objetivo Geral</b> .....	<b>29</b>
<b>3.2</b>	<b>Objetivos Específicos</b> .....	<b>29</b>
<b>4</b>	<b>MATERIAL E MÉTODOS</b> .....	<b>30</b>
<b>4.1</b>	<b>Obtenção das amostras cerâmicas</b> .....	<b>30</b>
<b>4.2</b>	<b>Distribuição das amostras</b> .....	<b>31</b>
<b>4.3</b>	<b>Análise da rugosidade superficial</b> .....	<b>32</b>
<b>4.3.1</b>	<b>Análise do brilho superficial</b> .....	<b>33</b>
<b>4.3.2</b>	<b>Análise da resistência à flexão biaxial</b> .....	<b>34</b>
<b>4.3.3</b>	<b>Análise da dureza Vickers</b> .....	<b>36</b>
<b>4.3.4</b>	<b>Análise da morfologia superficial em microscopia eletrônica de varredura (MEV)</b> .....	<b>36</b>
<b>4.3.5</b>	<b>Análises estatísticas</b> .....	<b>37</b>
<b>5</b>	<b>RESULTADOS</b> .....	<b>38</b>
<b>6</b>	<b>DISCUSSÃO</b> .....	<b>43</b>
<b>7</b>	<b>CONCLUSÕES</b> .....	<b>47</b>
	<b>REFERÊNCIAS</b> .....	<b>48</b>
	<b>APÊNDICE</b>	

## 1 INTRODUÇÃO

A utilização da cerâmica como material de escolha para a reabilitação em próteses livres de metal segue consolidada na Odontologia atual por suas ótimas características estéticas e adequada resistência mecânica (COLLARES et al., 2018). Quanto suas características estéticas, a cerâmica é tida como um material capaz de apresentar alta translucidez, bom mimetismo e estabilidade de cor semelhante ao esmalte natural (AWARD et al., 2015). Também, trata-se de um material bioinerte, ou seja, que apresenta ótima biocompatibilidade com os tecidos orais (MONTAZERIAN; ZANOTTO, 2017). Essas características, junto às propriedades físicas das cerâmicas, resultaram na publicação de diversos casos clínicos indicadores da grande aceitação e alta longevidade estética e funcional desses materiais quando utilizados apropriadamente (DELLA BONA; KELLY, 2008; CONEJO et al., 2017; COLLARES et al., 2018).

Contudo, o que se vê no mercado atual é uma gama de opções de sistemas cerâmicos junto de suas indicações, peculiaridades e diretrizes de manuseio bastante específicas (SANTOS et al., 2018). Tamanha variedade tende a confundir o cirurgião-dentista durante sua escolha e ao trabalhar a peça protética, especialmente durante e após o passo de cimentação (LAMBERT et al., 2017). Dentre tantas opções de cerâmicas disponíveis no mercado, a cerâmica feldspática se destaca desde o princípio por sua ampla utilização na clínica diária (KELLY Jr; BENETTI, 2011; LI et al., 2014). Suas características estéticas são ainda mais acentuadas dentre os sistemas cerâmicos (VICHI et al., 2014). Além disso, são passíveis de condicionamento com ácido fluorídrico, o que corrobora com o aumento de sua resistência de união ao substrato dentário. Isso ocorre devido a fase vítrea presente em sua composição estrutural, a qual proporciona estética mais natural por meio de maior translucidez; entretanto, também proporciona menor resistência mecânica intrínseca final da peça (ZAHRAN et al., 2008).

Por esses motivos, a utilização das cerâmicas feldspáticas foi trabalhada para transgerir os sistemas de aplicação por pó e líquido e por injeção, e passaram também a serem fresadas (BINDL et al., 2006). Seu arranjo estrutural foi compactado para se tornar compatível com esse sistema de confecção das peças, empregando unidades fresadoras e sistemas operacionais específicos (LI et al., 2014).

Tais fresadoras fazem parte dos sistemas de desenho elaborado por computador (CAD) e de manufatura auxiliado por computador (CAM), conhecidos como CAD/CAM (NEJATIDANESH et al., 2018). Esses sistemas já se tornaram rotina em muitos consultórios odontológicos (NEJATIDANESH et al., 2018). Seu desenvolvimento consiste em tecnologia de obtenção de dados e imagens tri-dimensionais, para que sejam programados com intuito de se obter modelos virtuais precisos, para serem trabalhados, até mesmo ser utilizados em procedimentos restauradores (NIEM et al., 2018).

Assim, surgiu no mercado o sistema CEREC, acrônimo para *Chairside Economical Restoration of Esthetic Ceramic* (Sirona, Bernsheim, Alemanha) (LI et al., 2014). Este distingue-se por apresentar uma logística conhecida como *chairside*, ou seja, em que todos os passos da elaboração de uma peça protética possam ser realizados em sessão clínica única, sem a necessidade das etapas laboratoriais para sinterização em forno ou glazeamento final (FASBINDER, 2010; LAMBERT et al., 2017). Desta maneira, os passos clínicos como preparo e escaneamento do substrato, bem como o ajuste virtual, fresagem, acabamento e polimento da peça, ainda demandam suas incumbências. Entretanto, a obrigatoriedade da sinterização da cerâmica no forno não mais ocorre, e a aplicação de pigmentos durante a maquiagem e do glaze ao final passam a ser passos opcionais (SANTOS et al., 2018; LAMBERT et al., 2017).

Neste caso, a finalização da peça ocorre com a necessidade do passo de acabamento e polimento primorosos por meio de borrachas abrasivas específicas, o que demanda técnica e tempo (CARRABBA et al., 2017). Também, a opção de escolha quanto ao tipo cerâmico fica limitada, uma vez que apenas as cerâmicas feldspáticas estão aptas a este sistema (SANTOS et al., 2018). Ainda há uma redução quanto a caracterização estética final das peças, já que a aplicação de diferentes camadas cerâmicas ou da maquiagem são dispensáveis (LAMBERT et al., 2017). Em contrapartida, tem-se algumas vantagens, como um processo mais curto, iniciado e finalizado em sessão única. A mão de obra laboratorial e necessidade de equipamentos específicos, como o forno para cerâmica, ficam restringidas à predileção do cirurgião-dentista (MARTIN; JEDYNAKIEWICZ, 1999; LI et al., 2014).

Além do mais, após o passo de cimentação da peça protética e ao conferir a oclusão habitual do paciente, é comum a necessidade de ajustes, o que passa a ser

uma etapa menos crítica caso um protocolo reproduzível de acabamento e polimento intra-bucal seja confiável (WERNECK; NEISSER, 2008). Dentre situações semelhantes, ainda pode ocorrer a necessidade do aprimoramento da forma e textura da peça antes da cimentação ou o acabamento das margens de restauração já cimentadas. Assim, o acabamento e polimento extra-bucal ou intra-bucal com borrachas abrasivas viabilizaria estes contratempos de maneira satisfatória quanto a longevidade do trabalho (VICHI et al., 2018).

Entretanto, há controvérsias na literatura quanto aos resultados finais acerca dos sistemas de acabamento e polimento com borrachas abrasivas em substituição à aplicação de uma camada de glaze final sobre a peça de cerâmica. Para reduzir a rugosidade superficial da peça e proporcionar brilho, alguns estudos apontam uma equivalência entre os resultados apresentados após testar ambas as técnicas (THOLT et al., 2006; WERNECK; NEISSER, 2008). Outros, apontam o glazeamento como método mais eficaz para uma maior lisura superficial (THOLT et al., 2006; MOTA, 2017), enquanto uns já indicam o acabamento e polimento como o método mais efetivo para tal (VIERIA et al., 2011; VICHI et al., 2018).

Ressalta-se, que a lisura superficial da restauração cerâmica influencia, não somente na estética e conforto do paciente, como também na resistência intrínseca do material, podendo induzir a pigmentação, propagação de trincas, lascamento ou até a fratura catastrófica da peça (AKAR et al., 2014; KARAOKUTAN et al., 2016; SONMEZ et al., 2018). Assim, é importante analisar os efeitos dos procedimentos de acabamento e polimento e do glazeamento na superfície cerâmica especificamente dos CEREC Blocs com intuito de se predizer seus possíveis desdobramentos. Com isso, pode-se corroborar para a maior elucidação dos cuidados necessários durante esta prática, aumentando a durabilidade, previsibilidade e longevidade dos trabalhos clínicos.

## **2 REVISÃO DE LITERATURA**

### **2.1 Aspectos gerais das cerâmicas odontológicas**

Durante muitos anos, a cerâmica vem sendo largamente utilizada na odontologia como um material adequado às restaurações, devido à propriedade estética favorável e à possibilidade de se unir a outros materiais quando na confecção de próteses. Entretanto, esse material não possui grande resistência, possibilitando a ocorrência de fraturas, especialmente em locais que exigem maior força na mastigação (PAGANI et al., 2003).

A sociedade busca de modo excessivo melhorias à aparência e aceitação. Uma das alternativas são as próteses dentárias, pelo fato de sanar os problemas estéticos. Vários materiais cerâmicos e novas técnicas têm sido desenvolvidas nas últimas décadas, uma vez que as propriedades dos materiais cerâmicos tradicionais possuíam limitações, para serem utilizadas em restaurações extensa e de maior complexidade (ANDRADE et al., 2017).

Desse modo, as cerâmicas odontológicas passaram a ser utilizadas nos consultórios, devido ao seu melhoramento clínico, e está dividida em cinco categorias: cerâmicas convencionais, fundidas, prensadas, infiltradas e computadorizadas (PAGANI et al., 2003). Além disso, as restaurações produzidas com cerâmicas possuem biocompatibilidade, adaptação e boa relação com tecidos periodontais, tornando o tratamento restaurador com maior durabilidade, além de acarretar benefícios estéticos (AMARAL et al., 2014).

Nesse contexto, as cerâmicas odontológicas em função de sua biocompatibilidade, proporcionam maior estabilidade da cor ao longo do tempo, durabilidade química, resistência ao desgaste, possibilidade ser confeccionada no formato desejado com precisão. Destarte, embora em algumas situações ocorra a necessidade de equipamentos com maior precisão e modernidade (ANDRADE et al., 2017).

Nesse diapasão, as cerâmicas odontológicas são compostas por material inorgânico não metálico, obtida a partir de matéria-prima natural, que são constituídas por oxigênio (O), com outros elementos metálicos ou semi metálicos, tais como: silício (Si), boro (B), flúor (F), alumínio (Al), cálcio (Ca), lítio (Li), magnésio (Mg), potássio (K), sódio (Na), titânio (Ti) e zircônio (Zr). Essas cerâmicas possuem

características cristalina circundada por uma matriz vítrea composta por óxido de silício ( $\text{SiO}_2$ ), e a proporção Si:O está relacionada com a viscosidade e expansão térmica da porcelana. Por outro lado, a quantidade e natureza da fase cristalina emitem propriedades mecânicas e ópticas (GOMES et al., 2008).

## **2. 2 Cerâmicas feldspáticas**

A cerâmica feldspática foi introduzida no mercado, início da década de 1980, em decorrência do seu teor de transformação, que exposta a altas temperaturas, “se decompõe numa fase vítrea com estrutura amorfa e numa fase cristalina constituída de leucita” (GOMES et al. 2008, p. 320).

Essa cerâmica era indicada para confecção de coroas anteriores, posteriores e facetas laminadas, com aplicação de pigmentação na superfície externa para obter a cor desejada. Por outro lado, havia dois métodos para remoção de pigmentos, profilaxia diária e aplicação de flúor fosfatado acidulado, em função da menor estabilidade química da cerâmica de pigmentação, a estética ficava comprometida. Desse modo, “a resistência desse material era de aproximadamente 90 a 120 MPa. Entretanto, estudos clínicos mostraram alta taxa de fratura das coroas Dicor® em regiões posteriores (35 a 64%), como consequência do excesso de micro trincas” (GARCIA et al., 2011, p.68).

A composição das cerâmicas feldspática é de aproximadamente 78-94% da cerâmica composta por feldspatos de sódio e/ou potássio e 6-22% de leucita, já que o processo de fundição realizado permite um crescimento de cristais na estrutura do material e aumento na resistência (GARCIA et al., 2011).

Entretanto, as restaurações inlays e onlays de cerâmica quando utilizadas, requer medidas mínimas para preparo, podendo ainda resultar em restaurações duráveis e biologicamente compatíveis, esse procedimento é utilizado quando o molar ou pré-molar está intensamente danificado para suportar enchimento básico, mas não tão severamente que necessite de uma coroa (ASPROS, 2015).

Além disso, inlays e onlays não possuem a mesma extensão quanto em comparação com as coroas que cobrem a maior parte do dente, tendo em vista, que inlay é colocado na superfície de mastigação entre as cúspides do dente, enquanto um onlay cobre uma ou mais cúspides, podendo ser utilizados quando grande parte

da superfície do dente estiver deteriorada ou necessitar de reparo (ALMEIDA, et al., 2017).

Ainda, as cerâmicas feldspáticas causam maior desgaste para o esmalte do dente comparado a outros materiais, (“em restaurações parciais tipo inlay e onlay; frequentemente, há necessidade de ajuste oclusal, que deve ser realizado após a cimentação definitiva para evitar fraturas ou trincas”) (WERNECK; NEISSER, 2008, p. 167).

As cerâmicas feldspáticas oferecem excelentes qualidades óticas e boa apresentação estética, além de possuir estabilidade química, baixa condutividade, difusividade e maior resistência ao desgaste, às desvantagens de sua utilização, “maior dureza em relação ao esmalte dentário, a degradação hidrolítica ao longo do tempo, a friabilidade e baixa resistência à tração, como já mencionado, e a fraturação fácil sem deformação plástica” (PINHO, 2015, p. 18).

Desse modo, as cerâmicas feldspáticas podem ser empregadas na confecção de metalocerâmicas, facetas de cerâmicas, coroas de cerâmica, e incrementações que podem ser utilizadas de forma isolada ou em associação com outros sistemas. Outro modo de utilização é como recobrimento, por apresentar características de translucidez e cor semelhante ao dente natural (CHAIN et al., 2000, p. 68).

### **2. 3 Cerâmica feldspáticas reforçada com alumina**

As cerâmicas aluminizadas infiltradas com vidro foram introduzidas no mercado em 1995, “o sistema In Ceram Alumina com coping ou infraestrutura infiltrada por vidro, contendo 70% a 85% de partículas de alumina, indicadas para confecção de coroa unitárias” (GARCIA et al., 2011, p. 68). Essas cerâmicas possuem 50% de óxido de alumínio e maior resistência à flexão, além de serem utilizadas em aplicações de superfícies (AMOROSO et al., 2012).

Entretanto, para o desenvolvimento dessas cerâmicas foram incorporadas quantidades significativas de óxido de alumínio reduzindo a proporção de quartzo nas cerâmicas feldspáticas. Assim, conseguiu-se produzir um novo material cerâmico, criando microestrutura mista, no qual a alumina apresenta elevada temperatura de fusão, permanecendo em suspensão sobre a matriz, tornando possível efetuar restaurações sem a utilização de metal (PINHO, 2015).

Estes cristais apresentaram maior eficácia nas propriedades mecânicas da cerâmica, pois a alumina possui alto módulo de elasticidade (350 GPa) e alta resistência à fratura (3,5 – 4 MPa). A composição possui semelhança à cerâmica feldspática, por outro lado incorpora de 40 a 50% de cristais de alumina à fase vítrea, melhorando a utilização em cerâmicas. Isso, resultou no aumento da resistência do material de 120 a 180 MPa aproximadamente, dobrando sua resistência (PINHO, 2015).

Com adição de 97% de óxido de alumina, apresenta quatro vezes mais resistência à flexão que uma cerâmica aluminizada a 50%. No entanto, é uma cerâmica de menor translucidez, e não deve ser utilizada como cerâmica de cobertura, mais por sua alta resistência, foi indicada como substituto das subestruturas metálicas (KINA, 2005).

#### **2.4 Cerâmicas feldspáticas reforçadas com leucita**

A leucita é um composto combinado de silicato natural de potássio e alumínio, pertencente ao grupo mineral dos feldspatóides. A leucita ( $K_2O \cdot Al_2O_3 \cdot 4Si_2O_5$ ) forma-se durante a fusão do feldspato, devido ao alto coeficiente de expansão térmica, cerca de  $20 \times 10^{-6} / ^\circ C$ , conduz a contração durante o arrefecimento do material (COSTA, 2016). A diferença que se cria entre a expansão térmica da leucita (alta) com a matriz vítrea (baixa) faz com que essas cerâmicas apresentem melhores propriedades, no desenvolvimento de tensões de compressão. Essas tensões podem reduzir fraturas e contribuir com o aumento da resistência da fase vítrea, mais fraca (AURÉLIO, 2014).

Dentre os materiais metal free, uma das opções atualmente encontradas é o sistema à base de uma cerâmica vítrea de dissilicato de lítio, que apresenta cristais densamente dispostos e unidos à matriz vítrea. Pode ser utilizado na prática clínica com cimentação adesiva ou convencional, além de apresentar propriedades ópticas semelhantes à dentição natural. “Essas cerâmicas são materiais vítreos reforçados pela adição de aproximadamente 55% em peso desses cristais. A resistência flexural dessas cerâmicas é até três vezes superior à resistência das porcelanas feldspáticas” (ANDRADE et al., 2017).

Ainda, é um material com resistência entre 360 MPa a 400 MPa, propriedade que o habilita para a confecção de estruturas extremamente finas, evitando, assim,

que sejam feitos desgastes excessivos da estrutura dental (CULP; MCLAREN, 2010; CARVALHO et al., 2012).

Destarte, a vitro-cerâmica utilizada como reforço de leucita trouxe ganho significativo em prol da resistência flexural na ordem de 35-55% em relação às cerâmicas feldspáticas. Já as cerâmicas reforçadas por dissilicato de lítio são cerca de 4 vezes mais resistentes do que as feldspáticas (MARTINS et al., 2010, p. 149).

## **2.5 Cerâmicas feldspáticas reforçadas por dissilicato de lítio**

O dissilicato de lítio é um sistema cerâmico composto por cristais que são embebidos e unidos à matriz de vidro, ou seja, cerâmica vítrea, numa proporção com variação de 60 a 70% em volume de cristais referentes à matriz de vidro. Este sistema apresenta estrutura translúcida, pois reflete a luz, devido ao baixo índice de refração dos cristais (CULP et al., 2010).

Na realidade, os cristais de dissilicato de lítio são criados pela adição de óxido de lítio ao vidro de silicato de alumínio, e atua como agente para diminuir a temperatura de fusão do material. Esses cristais apresentam no formato de agulha, constituindo aproximadamente dois terços do volume da cerâmica. O volume e a forma dos cristais de dissilicato de lítio contribuem para a grande resistência flexural deste material, de 360 MPa a 400 MPa, resultando numa alta resistência à fratura, que poderá variar dependendo da forma e volume desses cristais presentes no sistema escolhido (CARVALHO et al., 2012).

A cerâmica dissilicato de lítio apresenta alta resistência flexural, translucidez, podendo ser usada para fabricar restaurações monolíticas, completamente anatômicas e de contorno integral. Então, para reforçar as cerâmicas à base de sílica, potencializou-se a fração da fase cristalina, proporcionando melhorias significativas nas propriedades mecânicas, por aumentar o módulo de elasticidade e conseqüentemente limitar a propagação de trincas (TINSCHERT, 2000; ALBAKRY, 2003). Desse modo, a estratégia de reforço da fase cristalina melhorou todas as propriedades mecânicas das cerâmicas, destacando-se o mecanismo de propagação das trincas (CULP et al., 2010).

Entretanto, a cerâmica a base de dissilicato de lítio tem propriedades mecânicas favoráveis, em comparação com cerâmicas odontológicas convencionais e com propriedades ópticas significativas (HARADA et al., 2016). Embora as

propriedades mecânicas do dissilicato de lítio sejam inferiores em comparação com dióxido de zircônio, tem sido considerada superiores em termos de translucidez (GUESS et al., 2009).

Com sua variedade nos níveis de translucidez, dissilicato de lítio pode ser fabricado com a finalidade de restauração monolítica, com base na superfície caracterizada (SCHULTHEIS, 2013). Portanto, dissilicato de lítio tem sido amplamente utilizado na confecção de coroas cerâmicas monolíticas estéticas (CORTELLINI et al., 2012). No entanto, a literatura demonstra que estas restaurações devem possuir preparos adesivos com conservadores de 1,0 a 1,5 mm ou no máximo 1,5 a 2,0 mm (GEHRT, 2013).

Assim, segundo a literatura o dissilicato de lítio apresenta mecanismos que conduzem à cristalização como sistema complexo devido à presença de fases cristalinas nanométricas, ou seja, a microestrutura final consiste em cristais de dissilicato de lítio altamente intertravados, com 5 µm de comprimento e 0,8 µm de diâmetro, existindo uma incompatibilidade de expansão térmica entre cristais de dissilicato de lítio e matriz vítrea, podendo resultar em tensões compressivas tangenciais ao redor dos cristais, potencialmente responsáveis pela deflexão de trinca e aumento de resistência (DENRY; HOLLWAY, 2010).

## **2.6 Confecção de prótese com glaze**

O glaze é considerado o tratamento de superfície que proporciona o melhor acabamento para tal finalidade, porém, existem situações clínicas nas quais as restaurações de cerâmica que possuem imperfeições em suas prospecções necessitam de ajustes. Nesse contexto, o glazeamento é importante para que ocorra o selamento das trincas e falhas superficiais. Nestes casos, é recomendado a utilização de kits para polimento e reestabelecimento da lisura de superfície (POLLI et al., 2016).

Por outro lado, após a queima, produz lisura superficial, com função de selar os poros, proporcionando à cerâmica maior resistência à fratura, e tornando-a eficaz contra o desenvolvimento de trincas na superfície externa, pois diminui as falhas da superfície e origina o brilho da restauração (PARREIRA, 2005).

Para potencializar a impermeabilidade, utiliza-se o glaze, pois o acrílico protege danos à pigmentação e possíveis infecções decorrentes do procedimento,

“minimizando o acúmulo de micro organismos orais, sob as bases das próteses utilizando-se materiais reembasadores com baixo padrão de rugosidade superficial tem relação direta com menor índice de instalação de doenças bucais” (LUCATTO, 2017, p. 19). Entretanto, deve-se considerar que essa proteção do glazeamento não deve ser utilizada para eliminar defeitos causados pela usinagem ou pela cimentação.

O glazeamento é indispensável aos procedimentos de caracterização extrínsecos, por aprimorar a aparência estética das restaurações monolíticas usinadas em cerâmica pura, que tendem a ser monocromáticas. Existem duas formas de aplicação do glaze, que são utilizadas para o processo de vitrificação: spray ou pincel. Em ambas as formas são aplicadas uma camada de glaze sobre a superfície cerâmica que em seguida será levada ao forno para sinterização (BINI et al., 2011).

A superfície que recebe o glaze possui densidade mais homogênea, diminuindo o desgaste na cerâmica por meio da cobertura de suas porosidades. Visto que, o polimento de uma cerâmica já cimentada tem o objetivo de eliminar interferências oclusais, aprimorar a estética, refinar as margens ou aumentar a lisura de superfície. No entanto, quando o glaze da cerâmica é eliminado ocorre uma rugosidade, que pode facilitar o acúmulo de placa bacteriana, bem como, ocorrência de micro fraturas que podem levar ao insucesso da restauração e interferir na longevidade do procedimento (BINI et al., 2011).

O envidraçamento de restaurações dentárias de cerâmica é um procedimento projetado para fornecer superfícies esteticamente revestidas com vidro na restauração final. O overglaze é uma porcelana clara de baixa fusão pintada à superfície da restauração e queimada a uma temperatura de fusão inferior à da dentina e do esmalte porcelana. Vidraça tem a finalidade de fortalecer a cerâmica frágil. Pode ser considerada como camada superficial de vidro em expansão térmica inferior quando resfriado (KUMCHAI et al., 2018).

## **2.7 Rugosidade**

A rugosidade da superfície influencia na estética e longevidade das restaurações odontológicas. Assim, uma superfície áspera facilita o acúmulo de placas, pois ocorrem a descoloração da superfície e inflamação gengival, diminuindo

desse modo, as qualidades estéticas da restauração à medida que a reflexão da luz a partir da superfície da restauração sofre danos. Por outro lado, uma superfície rugosa fornece condições adequadas para a colonização de agentes microbianos, podendo levar a condições de doença bucal (MALLYA et al., 2013).

Logo, a rugosidade superficial áspera pode levar à abrasão de dentes adjacentes e opostos e também causar manchas nos dentes, os materiais restauradores devem contribuir para o conforto do paciente, levando-se em consideração a estética, higiene bucal e a garantia de sucesso clínicos (THOLT, 2006).

Nesse contexto, os instrumentos de polimento podem variar de acordo com o material, a dureza e desgaste. Podem-se utilizar técnicas de polimento para a promoção de rugosidades diferentes em cerâmicas, produzindo assim, uma superfície lisa, semelhante a esmalte humano. Utiliza-se para maior resistência da superfície e diminuição da rugosidade, a queima prolongada da cerâmica de esmalte após a usinagem, tornando-a em estrutura cristalina, com ciclos vidrado, ou modificado, por arrefecimento lento, é recomendado para diminuir a resistência à fratura (AURÉLIO et al., 2015).

A propósito, a rugosidade superficial pode desempenhar influência no processo de formação do biofilme dentário, levando ao surgimento de lesão de cáries e inflamação gengival, nas superfícies rugosas e irregulares, o biofilme forma-se em quantidade significativa apresentando nível de maturação elevado comparado às superfícies lisas (NUNES et al., 2007; ALMEIDA, 2017).

Assim, são utilizadas diferentes metodologias para avaliar a rugosidade superficial de um material restaurador após procedimentos de acabamento e polimento (MALLYA et al., 2013). Tendo em vista que, os compósitos de resina possuem partículas de carga maiores com valores elevados de rugosidade média da superfície após o polimento. Desse modo, as partículas, podem apresentar menor dureza ou semelhante à hidroxiapatita para ter uma textura superficial semelhante ao esmalte, entretanto, não apresenta diferença significativa na resistência à flexão e na fratura das cerâmicas polidas e vidradas, tais procedimentos são decorrentes do tamanho da partícula, material e do processo de polimento realizado (BOTTA et al., 2009; HAN et al., 2014).

## **2.8 Tecnologia CAD/CAM na Odontologia**

O desenho auxiliado por computação e manufatura recebe o nome de CAD/CAM, Computer-Aided Design e Computer-Aided Manufacturing. A indústria de maneira geral utiliza esse processo com o objetivo de automatizar, agilizar e controlar os processos de fabricação. Nesse sentido, a prospecção de materiais é entendida sob condições otimizadas e projetados para serem processados por CAD/CAM (BERNARDES et al., 2012).

Assim, o processo de industrialização da cerâmica para o preparo CAD/CAM visa obter resultados precisos, tais como as restaurações fresadas que necessitam de escaneamento mecanicamente ou óticamente, assim, far-se-á necessário que a superfície do dente esteja preparada para a conversão dos dados em sinais de controle para imagem assistida por computador (TINSCHERT et al., 2001).

Além disso, a tecnologia CAD/CAM foi desenvolvida para: (I) Restaurar a resistência adequada às forças mastigatórias, quando comparada com as restaurações de cerâmicas convencionais; (II) Aperfeiçoar o procedimento, com a finalidade de uma aparência mais natural; e (III) Facilitar o procedimento de reabilitação, com maior precisão e rapidez (BERNARDES et al., 2012).

Com esteio na ideia mencionada, o desenvolvimento de prótese dentária pelo sistema CAD/CAM, pode ser aplicada por meio de molde em gesso ou na arcada dentária dos pacientes, podendo ser digitalizados com a finalidade de transformar em arquivos os processos de escaneamento com imagens geradas por luz ou, por contato (BERNARDES et al., 2012).

Através de softwares com banco de dados referente as formas dentárias, componentes protéticos e até mesmo sobre implantação dentária, são alimentados no sistema. Assim, em caso de enceramento virtual, utiliza-se o programa por imagem, para a realização de diagnóstico prévio. Esses softwares importam imagens de quaisquer scanners, exportam ou enviam dados para quaisquer máquinas de usinagem. Ainda, quando fechados, esses programas, apenas aceitam recebimento e envio de dados para determinadas máquinas de captação de imagens e usinagem (BERNARDES et al., 2012).

Em tal perspectiva, a usinagem com CAM, se classifica como, industrial, in lab ou laboratorial e clínica. Os tornos in lab e clínicos são peças menores, mais leves e mais acessíveis em decorrência do custo à comunidade odontológica. Por outro lado, os tornos industriais são maiores, com custos mais elevados e

geralmente são adquiridos por empresas que constroem centrais de usinagem (BERNARDES et al., 2012).

O sistema CAD/CAM possui maior eficiência na produção de restauração, pois potencializa o conforto ao paciente. Essa tecnologia destaca-se pelo fato de que a temperatura ambiente dos materiais cerâmicos é submetida a testes de alta qualidade, produzindo materiais com estrutura homogênea, onde vazios, falhas e rachaduras são reduzidas ao mínimo. Além disso, para produzir restaurações fresadas com ajuste preciso, é necessário escancear mecanicamente ou oticamente o dente preparado, e converter os dados em sinais de controle para imagem assistida por computador (TINSCHERT et al., 2001).

As tecnologias CAD/CAM determinam diretamente o controle de qualidade do produto final, levando-se em consideração os tipos de próteses e materiais com os quais possam ser trabalhados. Entretanto, diferentes procedimentos de acabamento podem influenciar na qualidade de alguns materiais (GOUJAT et al., 2018).

Desse modo, o desempenho do sistema CAD/CAM pode sofrer influência a depender do tipo de material restaurador, pois o carregamento termomecânico afeta a qualidade da adaptação, levando-se em consideração o tipo de preparação, material e os parâmetros intrínsecos para o processo CAD (SHIM et al., 2015). Ainda, considera o tipo e a forma dos instrumentos de fresamento e o comportamento do material. Tendo em vista que a adaptação de inlay/onlay, CAD/CAM deve ser avaliada sob condições clínicas (GOUJAT et al., 2018).

Posto isto, a tecnologia CAD/CAM auxilia no controle de qualidade micrométrico, com elementos que potencializam a fabricação de próteses parafusadas sobre implantes por exigirem maior precisão de adaptação, em comparação com outras técnicas utilizadas em próteses cimentadas sobre dentes ou implantes (SHIM et al., 2015).

Os técnicos de prótese dentária frequentemente fazem restaurações indiretas de cerâmica. No entanto, restaurações projetadas pelo CAD/CAM precisam ser polidas pelo dentista, ao passo que, polir essas superfícies de cerâmica pode ser necessário após a remoção do cimento ou ajustes oclusais (FLURY et al., 2010).

## **2.9 Sistemas Cerec Block fresada pelo sistema CAD/CAM**

O sistema CEREC é responsável pela captação da imagem diretamente na cavidade bucal com o auxílio de filmagem por uma microcâmera, que realiza de forma sequencial o processamento pela unidade CAD, para que possa ser planejada e executada a restauração, auxiliada pelo computador CAM (GOMES et al., 2008). As máquinas CAD/CAM da CEREC são usadas na fabricação de restaurações em cerâmica. Para sua produção, utiliza-se do projeto computadorizado visando aumentar sua longevidade (ROPETO et al., 2016).

A composição do sistema CEREC possui três partes principais: (I) uma câmara para leitura do preparo intraoral, que permite a captação a três dimensões do dente a ser restaurado; (II) um software que permite o desenho da restauração pretendida; e (III) uma unidade que fresa um bloco cerâmico ou de outro material e que reproduz a restauração desenhada (SANNINO et al., 2014).

O sistema CEREC é indicado para inlays, onlays, facetas, coroas totais e estruturas que necessitam de um forno para sinterização da cerâmica (MORMANN et al., 2006).

Desse modo, o sistema CAD/CAM permite a fabricação mecanizada de restaurações em cerâmicas, em um curto período de tempo e com qualidade superior. Em consequência disso, o CEREC permite minimizar erros no momento da fabricação ou restauração, diminui o estresse resultante de limpeza excessiva, secagem ou trauma e reduz a possibilidade de infecção no paciente (TROST et al., 2006).

No que concerne a fabricação dos Blocos de CEREC, utiliza-se cerâmica livre de poros, possibilitando o aprimoramento da superfície. Assim, reduz os riscos no desgaste do esmalte; tal fato justifica-se por causa dos cristais finos (4  $\mu\text{m}$ ), que contêm  $\text{SiO}_2$  (60–64%) e  $\text{Al}_2\text{O}_3$  (20-23%) e pode ser gravado com ácido fluorídrico para criação de retenção micromecânica na ligação adesiva com agentes cimentantes de resina. Nesse sentido, a resistência flexural dos blocos de CEREC em comparação com superfícies polidas ou envidraçadas é de aproximadamente de 112 ou 120 MPa (NEJATIDANESH et al., 2015).

Desse modo, as restaurações utilizando o sistema CAD/CAM e software de fresagem melhorou a produtividade e a precisão. Tendo em vista que o software da CEREC oferece a capacidade de projetar uma restauração, e minimizar os erros

inerentes a técnica, copiar um dente existente e/ou ajustar a oclusão virtualmente, possibilitando resultados melhores e únicos (TROST et al., 2006).

Assim, devido ao constante desenvolvimento tecnológico e a procura por tratamentos que valorizam a estética, o sistema CEREC se apresenta como inovador, permitindo que resultados de longa durabilidade sejam alcançados. Ainda, oferece maior comodidade para o paciente, evita etapa de moldagem, os ajustes estéticos podem ser feitos na hora, as margens são seladas e adaptadas, tornando o tratamento mais seguro (TROST et al., 2006).

Os materiais para restauração utilizando CAD/CAM possibilita o avanço dos benefícios para dentistas, pacientes e laboratórios dentários. Assim, os materiais fabricados para utilização em sistemas de desenho auxiliado por computador devem ser fresados de forma ágil e com resistência a danos causados pela usinagem (ABDUO; LYONS, 2013).

### **3 OBJETIVOS**

#### **3.1 Objetivo geral**

Averiguar o efeito dos procedimentos de acabamento e polimento na resistência biaxial e em propriedades de superfície da cerâmica feldspática CEREC Blocs fresada pelo sistema CAD/CAM.

#### **3.2 Objetivos específicos**

Verificar a resistência à flexão biaxial, a rugosidade de superfície, o brilho superficial, a dureza superficial, após diferentes procedimentos de acabamento e polimento superficial.

Avaliar, em microscopia eletrônica de varredura (MEV), a sua superfície após diferentes procedimentos de acabamento e polimento superficial.

## 4 MATERIAIS E MÉTODO

Quadro 1: Foram utilizados na confecção das amostras os seguintes materiais:

Materiais	Marca/fabricante	Indicação
Cerâmica feldspática monolítica	CEREC Blocs (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Alemanha)	Confecção de restaurações livre de metal em CAD/CAM
Ponta de borracha azul-claro	OptraFine (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein)	Acabamento de cerâmica
Ponta de borracha azul-escuro	OptraFine (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein)	Polimento de cerâmica
Ponta de nylon HP	OptraFine (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein)	Polimento alto brilho de cerâmica
Pasta de polimento HP	OptraFine (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein)	Polimento alto brilho de cerâmica
Glaze	IPSEmpress (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein)	Glazeamento de restauração cerâmica

### 4.1 Obtenção das amostras cerâmicas

Quarenta amostras circulares de cerâmicas feldspática (CEREC Blocs, Alemanha) foram confeccionadas, com as seguintes dimensões: 14 mm de diâmetro x 1,2 mm de espessura, seguindo-se as especificações da ISO 6872-2008 (Dentistry – Ceramic materials).

Para isso, foi escaneada uma matriz acrílica com o equipamento Ominicam (CEREC, Alemanha) para obtenção da matriz virtual em software do CAD, CEREC 4.4. Após a captura da imagem, ela foi manipulada e adequada ao bloco virtual onde a matriz foi posicionada dentro desse bloco. O bloco escolhido foi o bloco de tamanho 14 mm.

A obtenção dos discos cerâmicos se deu por meio do comando do CAD para o CAM (fresadora MCXL, CEREC, Alemanha), com o bloco posicionado e parafusado na fresadora. Após aproximadamente 17 minutos, os discos cerâmicos foram obtidos e suas bordas foram ajustadas com borrachas abrasivas (YVE, Alemanha) para a padronização do formato circular (CARVALHO et al., 2012).

## 4.2 Distribuição das amostras

As 40 amostras foram separadas em quatro grupos de dez amostras (n=10), sendo:

Grupo Controle - Nesse grupo não foi realizado nenhum procedimento de acabamento e polimento.

Grupo Acabamento e Polimento - Foi realizado acabamento e polimento em somente uma face da amostra com borrachas abrasivas OptraFine na sequência de azul-claro, azul-escuro e polimento de alto brilho com escova de nylon OptraFine HP, utilizando a pasta de polimento HP (Ivoclar Vivadent). Para isso, foi utilizado um contra ângulo e peça de mão (Kavo, Alemanha), com rotação máxima de 15.000 rpm em movimentos rotatórios por 15 segundos para evitar formação de sulcos entre eles.

Grupo Glaze – Nesse grupo foi feito apenas o glazeamento das amostras com a superfície sem acabamento e polimento. A pasta para glazeamento IPS Empress (IvoclarVivadent) foi aplicada com pincel em toda superfície das amostras. Após, foram levadas ao forno CS2 (Ivoclar Vivadent), com a função pré-programada de cristalização e glaze, seguido pelo processo de queima pelo período de 25 minutos.

**Figura 1:** Amostras de cada grupo experimental: C – Grupo Controle; G – Grupo glazeado; P – Grupo com acabamento e polimento; G+P – Grupo glazeado seguido de acabamento e polimento.



Grupo Glaze + Acabamento e Polimento – Foram feitos os mesmos procedimentos descritos no Grupo III. Após, foram realizados os mesmo procedimentos de acabamento e polimentos descritos no Grupo II.

### 4.3 Análises da rugosidade superficial

A avaliação da rugosidade foi realizada em cada amostra de cada grupo (n=10) logo após os procedimentos de acabamento e polimento por meio de um rugosímetro (Rugosímetro Surfcomer SE 1700 - KOSAKA, Japão) com ponta analisadora de superfície (Figura 2). O rugosímetro foi calibrado para aferir a rugosidade superficial dos corpos-de-prova com o comprimento ( $l_e$ ) de 0,25 mm, perfazendo um comprimento total de medição ( $l_m$ ) de 1,25 mm por leitura, com cut off de 0,25 mm.

**Figura 2** Amostra sendo analisada pela ponta de diamante do rugosímetro Surfcomer SE 1700.



O parâmetro utilizado foi o Ra (média aritmética dos desvios de rugosidade do perfil). Cada corpo-de-prova foi submetido a três leituras no rugosímetro, em

posições diferentes, para então se estabelecer o valor final por meio da média aritmética dos dados obtidos.

#### 4.3.1 Análise do brilho superficial

A verificação do brilho superficial foi realizada em um medidor de brilho Zehntner Testing Instruments (Figura 3).

**Figura 3** A - Medidor de brilho Zehntner Testing Instruments. B – Amostra posicionada para a leitura.



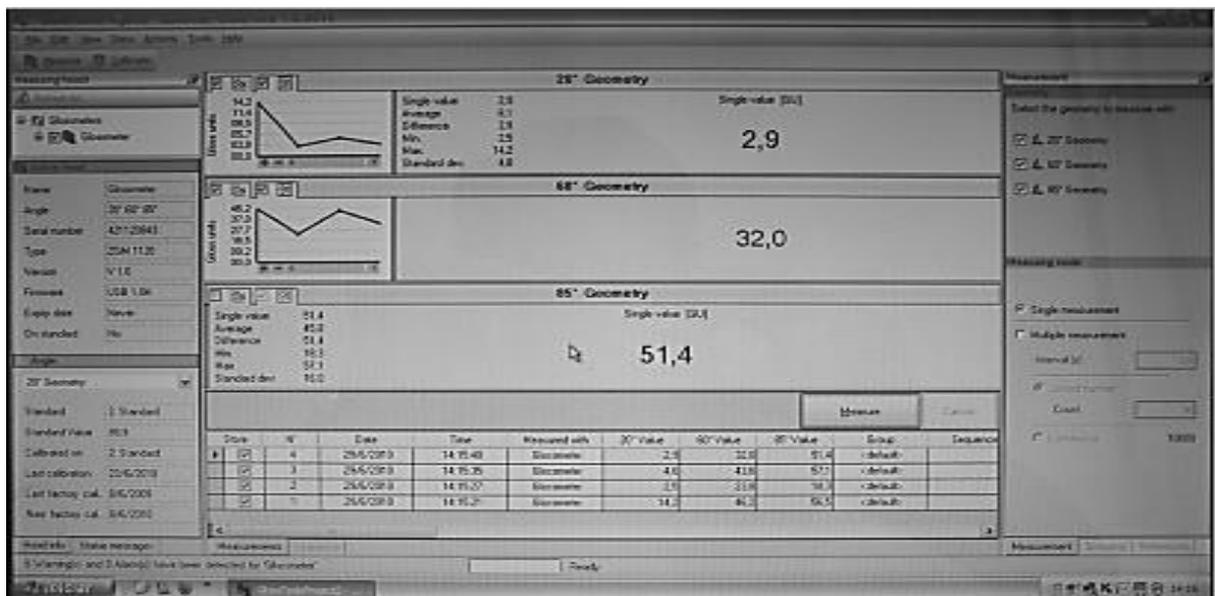
O princípio de mensuração do aparelho é baseado num feixe de luz que incide na superfície da amostra em ângulos de 20°, 60° e 85°. O aparelho mede a intensidade da luz refletida e compara com um valor de referência.

Para a calibração do aparelho, uma amostra padronizada de vidro negro altamente polido, provido pelo fabricante foi utilizada. Quatro mensurações foram realizadas em cada amostra na superfície que recebeu o acabamento e polimento, girando a amostra 90 graus entre cada leitura.

Durante a avaliação, os discos de cerâmica (n=10) foram inseridos em um molde de teflon contendo um orifício central e fixados com cera utilidade, de modo que sua superfície ficasse paralela à superfície da matriz de teflon.

Para a leitura do brilho o aparelho foi conectado a um computador e as leituras foram obtidas pelo software do aparelho Zehntner Gloss Tools 1.0.0014 (Figura 4). Para a análise do brilho das superfícies cerâmicas foi utilizada a angulação de 60°, considerada a mais adequada para avaliação de cerâmicas.

**Figura 4** Software do aparelho Zehntner Gloss para leitura de brilho.



#### 4.3.2 Análise da resistência à flexão biaxial

A resistência à flexão biaxial das amostras foi determinada seguindo-se a especificação da ISO 6872-2008. As amostras de cada grupo foram posicionadas concentricamente na base de três bolas do dispositivo biaxial ball on ring com a face não acaba e polida voltada para cima. Uma extremidade esférica de 3,2 mm de diâmetro, acoplada à célula de carga da máquina de ensaios (Instron) (Figura 5), foi posicionada no centro das amostras circulares e utilizada para a aplicação de carga compressiva até a fratura das amostras.

**Figura 5** Máquina de ensaios universal Instron, utilizada para o ensaio de resistência a flexão biaxial.



A tensão de flexão biaxial foi calculada de acordo com as três equações a seguir:

$$(Eq. 1) S = -0,2387P(X-Y)/d2$$

onde:

'S' foi a tensão máxima de fratura (MPa), 'P' a carga total que causou a fratura (N);

$$(Eq. 2) X = (1+\nu)\ln(r2/r3)^2 + [(1-\nu)/2](r2/r3)^2$$

$$(Eq. 3) Y = (1+\nu)[1 + \ln(r1/r3)^2] + (1-\nu)(r1/r3)^2$$

onde:

( $\nu$ ): é o coeficiente de Poisson será considerado como 0.25;

R1: é o raio do suporte circular (mm);

R2: é o raio da área de carregamento (mm);

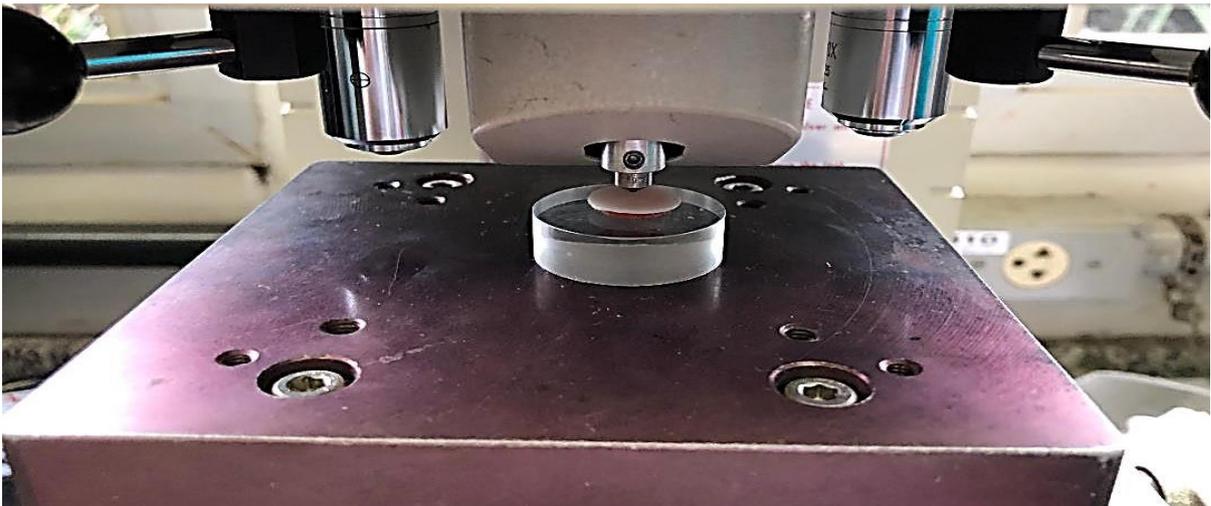
R3: é o raio das amostras (mm);

D: é a espessura da amostra (mm).

### 4.3.3 Análise da dureza Vickers

Após o ensaio de flexão biaxial, um fragmento de cada amostra foi submetido a leitura da dureza superficial Vickers ( $n=10$ ). Eles foram fixados com cera pegajosa em uma base metálica e levados para a leitura da dureza superficial em microdurômetro (HMV-2 – Shimadzu, Japão), sob carga de 300 g por 10 segundos (Figura 6). Cinco (5) medidas foram obtidas na superfície que recebeu o acabamento e polimento. Após, foi calculada a média aritmética em cada superfície para cada amostra.

**Figura 6** Amostra posicionada em durômetro HMV-2 – Shimadzu para a leitura da dureza Vickers.



### 4.3.4 Análise da morfologia superficial em microscopia eletrônica de varredura (MEV)

Amostras de fragmentos representativas de cada grupo ( $n=3$ ) foram preparadas para a observação em microscopia eletrônica de varredura com o intuito de verificar a morfologia da superfície após os procedimentos de acabamento e polimento. Para isso, as superfícies foram revestidas com liga de ouro-paládio, sob alto vácuo (Balzers-SCD 050 sputter coater, Alemanha). Após, foram levadas ao microscópio eletrônico de varredura LEO 435 VP (Carl Zeiss, Jena, Alemanha), operado sob 20 kV em aumentos de (x500 e x2000).

#### **4.3.5 Análise estatística**

Os resultados obtidos em todos os ensaios foram submetidos a análise de variância (1-way ANOVA) e as médias foram comparadas pelo teste de Tukey ( $\alpha=0,05$ ).

## 5 RESULTADOS

A comparação estatística das médias e desvios-padrão para todos os testes realizados no estudo estão mostrados na Tabela 1.

**Tabela 1.** Médias e desvios-padrão de brilho (GU), rugosidade (Ra), dureza (VHN) e flexão biaxial (MPa) da cerâmica Cerec Blocs após os diferentes tratamentos de superfície.

Tratamento	Brilho 60°	Rugosidade	Dureza	Flexão biaxial
Controle	12,79 ± 0,38 d	1,09 ± 0,49 a	579,2 ± 29,1 a	67,70 ± 8,04 b
Glaze	64,52 ± 2,27 a	0,23 ± 0,10 b	488,1 ± 45,9 b	87,01 ± 8,08 a
Polimento	41,77 ± 3,14 c	0,09 ± 0,04 b	601,8 ± 25,6 a	88,30 ± 6,80 a
GLaze+ Poli.	55,81 ± 4,40 b	0,15 ± 0,06 b	574,3 ± 19,7 a	86,83 ± 7,55 a

Médias seguidas de letras minúsculas distintas, dentro de cada teste, diferem entre si pelo teste de Tukey ( $p < 0,05$ ).

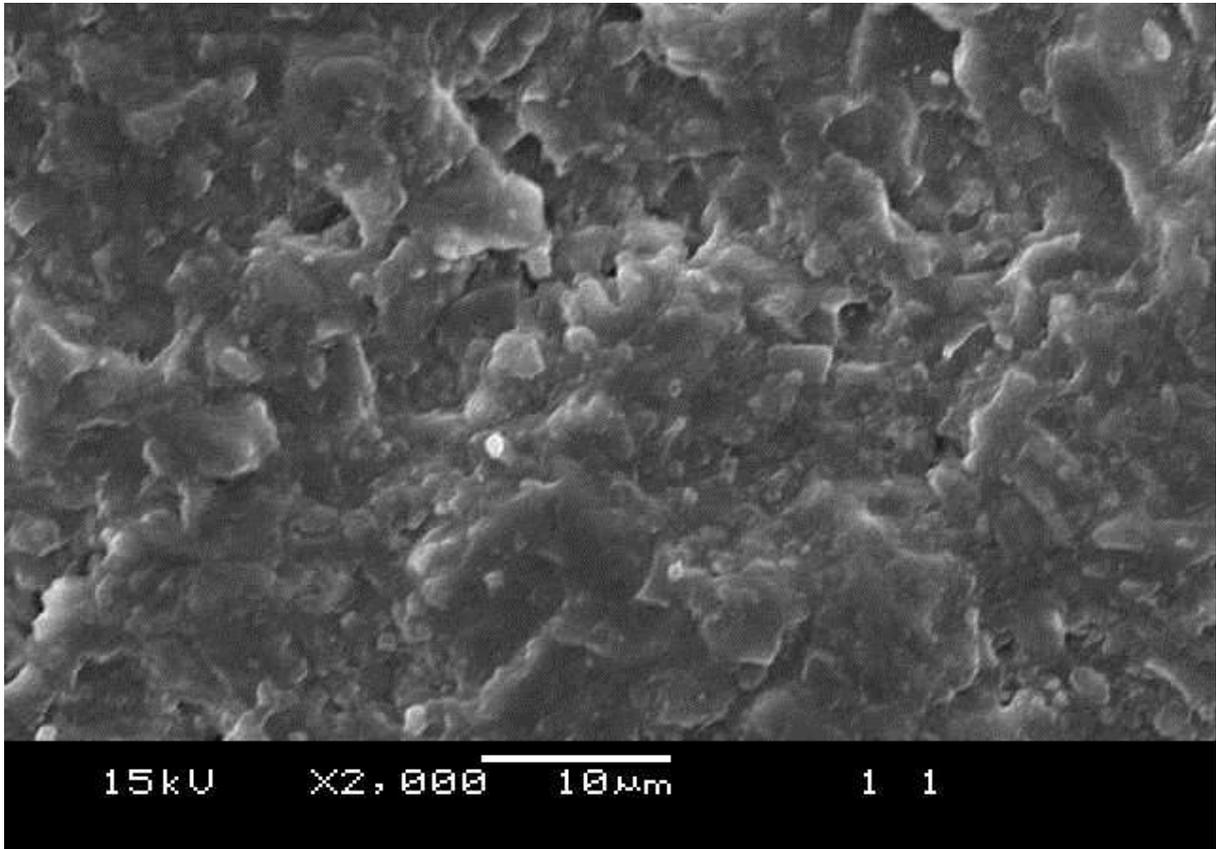
Pode-se observar que, para o ensaio de brilho, todos os grupos diferiram entre si ( $p < 0,0001$ ). O grupo das amostras glazeadas mostrou a maior média de brilho, seguido pelos grupos glaze + polimento, polimento e controle, respectivamente.

Para o ensaio de rugosidade, o grupo controle mostrou a maior média e diferiu estatisticamente dos demais grupos ( $p < 0,0001$ ), os quais não diferiram entre si. Já para o ensaio de dureza, os grupos controle, polimento e glaze + polimento apresentaram a maior média de dureza Vickers e não diferiram entre si.

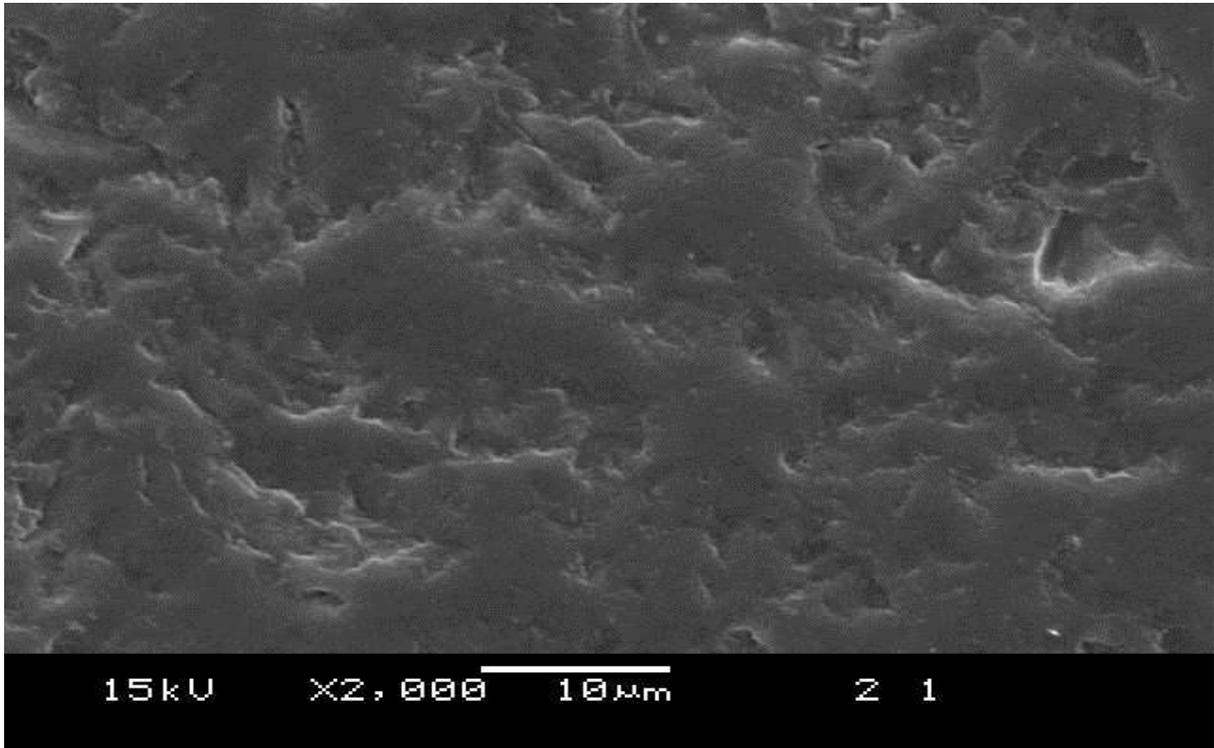
O grupo das amostras glazeadas obteve a menor média e diferiu estatisticamente dos demais grupos ( $p < 0,0001$ ). Em relação ao ensaio de flexão biaxial, o grupo controle mostrou a menor média e diferiu estatisticamente dos demais grupos ( $p < 0,0001$ ), os quais não diferiram entre si.

As imagens da superfície das amostras de cada grupo podem ser vistas nas Figuras 7, 8, 9 e 10.

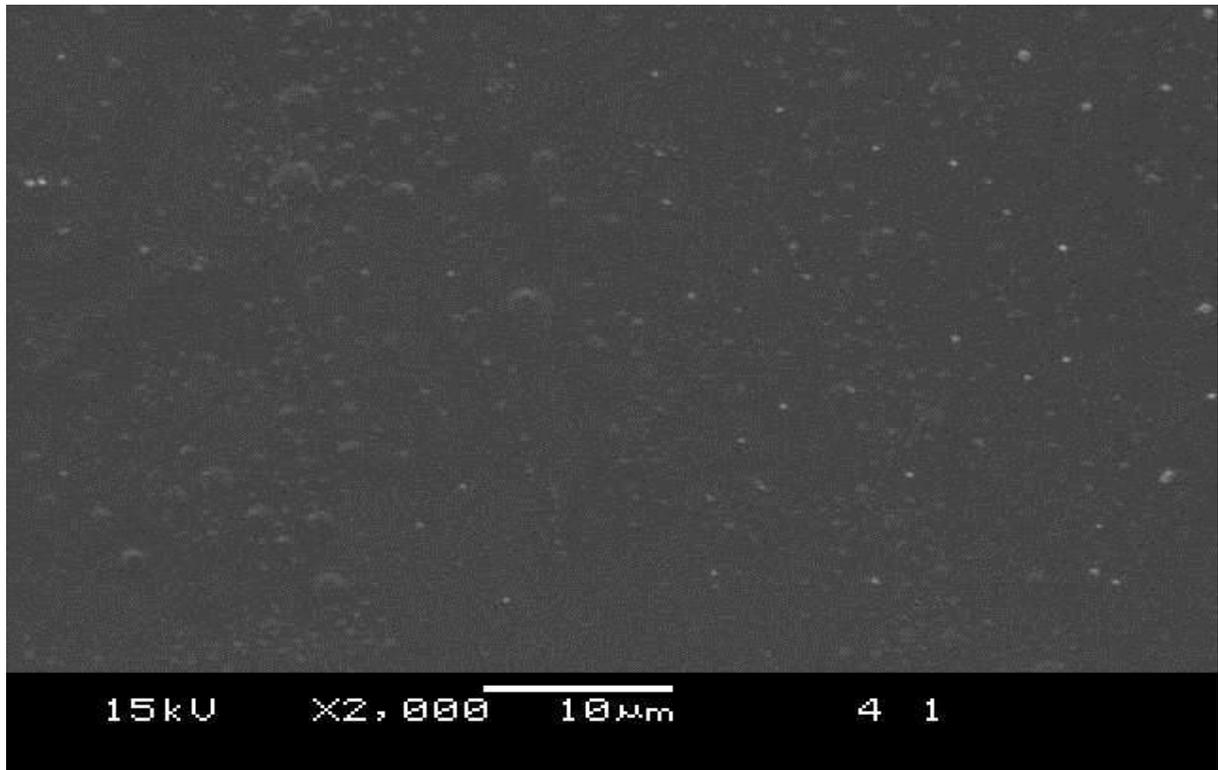
**Figura 7** Fotomicrografia em microscopia eletrônica de varredura da superfície de uma amostra representativa do grupo controle (x2000). Pode-se observar a presença de irregularidades por toda a superfície da amostra.



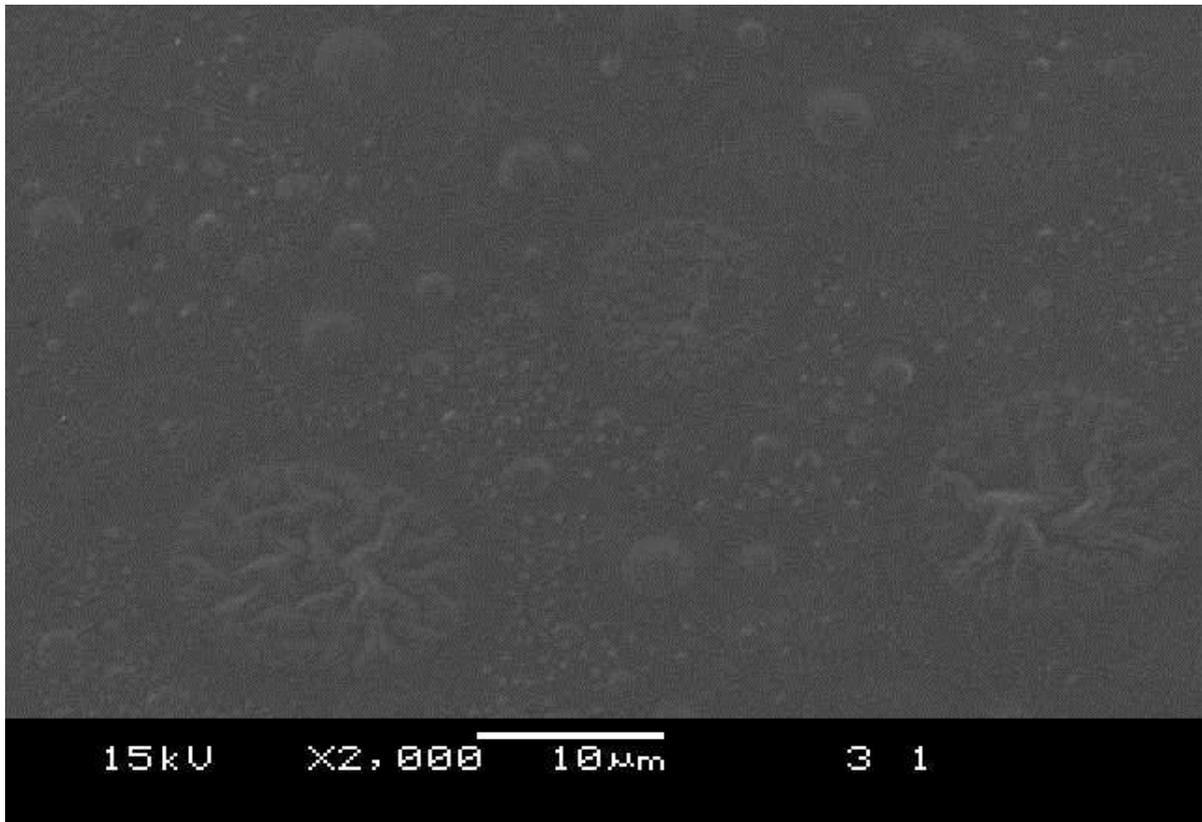
**Figura 8** Fotomicrografia em microscopia eletrônica de varredura da superfície de uma amostra representativa do grupo polido (x2000). Pode-se observar o alisamento das irregularidades encontradas no grupo controle.



**Figura 9** Fotomicrografia em microscopia eletrônica de varredura da superfície de uma amostra representativa do grupo glazeado (x2000). Pode-se observar maior lisura da superfície, apesar da presença de irregularidades, provavelmente pela presença de micro-bolhas de ar.



**Figura 10** Fotomicrografia em microscopia eletrônica de varredura da superfície de uma amostra representativa do grupo glazeado e polido (x2000). Pode-se observar aspecto semelhante ao grupo glazeado, incluindo a presença de irregularidades e micro-bolhas de ar.



## 6 DISCUSSÃO

A hipótese nula do presente estudo foi rejeitada, uma vez que a cerâmica feldspática monolítica CEREC Blocs apresentou diferentes valores de propriedades superficiais (brilho, rugosidade e dureza) e resistência biaxial de acordo com os procedimentos de acabamento e polimento realizados. Ainda, a maioria das grandezas não alterou estatisticamente, como por exemplo, a rugosidade em diferentes tratamentos não apresentou diferentes valores. Diante desse contexto seria mais adequado afirmar que não houve diferenças na rugosidade quando foram submetidos a tratamentos diferentes.

Os resultados da rugosidade demonstraram que todos os procedimentos de acabamento e polimento testados aumentam a lisura superficial da cerâmica feldspática monolítica, sem diferença entre os diferentes protocolos utilizados. Comparado aos outros materiais restauradores, as cerâmicas odontológicas apresentam menor adesão bacteriana e também de polissacarídeos (EICK et al., 2004). Uma rugosidade superficial (Ra) de, no máximo, 0,2  $\mu\text{m}$  é desejada para que não ocorra acúmulo e retenção de bactérias na superfície da restauração (BOLLEN et al., 1997). Apenas nos dois grupos onde foram realizados os procedimentos de acabamento/polimento, com ou sem glaze, obteve-se superfícies da cerâmica com rugosidade inferior a 0,2  $\mu\text{m}$ . Entretanto, vale ressaltar que o esmalte íntegro de dentes humanos apresenta valores médios de rugosidade entre 0,35 e 0,46  $\mu\text{m}$  (BOTTA et al., 2009; ÖZKAN et al., 2013). Dessa forma, todos os grupos avaliados no presente trabalho, com exceção do grupo controle, apresentaram valores de rugosidade superficial semelhante à rugosidade do esmalte. Portanto, todos os procedimentos de acabamento e polimento testados podem ser considerados adequados em proporcionar lisura superficial na cerâmica feldspática monolítica a níveis clinicamente satisfatórios.

Estudos demonstram que o uso de borrachas abrasivas a seco não proporciona satisfatória lisura superficial em restaurações de cerâmicas feldspáticas e, portanto, elas devem ser utilizadas em conjunto com outros componentes, como as pastas diamantadas (SARIKA; GÜLER, 2010; HAN et al., 2014; YAMOCKUL et al., 2016). Por outro lado, o glazeamento não é um procedimento obrigatório e exigido pelos fabricantes. Esse tratamento consiste na aplicação de uma camada fina de um material vítreo líquido ou pastoso, chamado glaze, sobre a superfície da

cerâmica, seguida de sua sinterização. O glazeamento tem como objetivo preencher quaisquer irregularidades superficiais nas cerâmicas, proporcionando superfícies planas e lisas (Figura 9; AURÉLIO et al., 2018). Alguns estudos demonstram que a remoção mecânica (borrachas abrasivas) das irregularidades superficiais das cerâmicas (Figuras 7 x 8) proporciona a mesma lisura superficial que o glazeamento (PRADÍES et al., 2017; POTT et al., 2018; VICHI et al., 2018), justificando os resultados do presente estudo. A rugosidade superficial das cerâmicas está mais relacionada ao tipo da cerâmica (dureza) do que com o protocolo de acabamento e polimento utilizado (FLURY et al., 2010; SARIKA; GÜLER, 2010).

A menor dureza foi encontrada no grupo onde a cerâmica recebeu apenas o glaze. Apesar do substrato ser o mesmo (cerâmica feldspática monolítica), esse resultado pode ser explicado pela espessura da película de glaze aplicada. Camadas de glaze com espessuras de 2  $\mu\text{m}$  já são responsáveis por diminuir a dureza da restauração, uma vez que durante a queima do glaze, falhas são introduzidas na superfície da cerâmica feldspática (BAHARAV et al., 1999). Apesar de comumente o glaze ser aplicado na cerâmica após a realização do acabamento e polimento mecânico, no presente estudo, as borrachas abrasivas diamantadas foram utilizadas após a aplicação do glaze a fim de simular uma situação clínica de ajuste oclusal após a cimentação da restauração. Apesar dessa situação comprometer o brilho da restauração ( $55,81 \pm 4,40$  GU, grupo GP x  $64,52 \pm 2,27$  GU, grupo G; PRADÍES et al., 2017; AURÉLIO et al., 2018), o uso de borrachas abrasivas após a aplicação do glaze parece remover essas falhas superficiais na cerâmica feldspática provocadas pela queima do glaze, devolvendo ao material a sua dureza inicial (grupo C = grupo GP) (Figura 10).

Já o polimento com borrachas abrasivas não promoveu danos à dureza da cerâmica feldspática monolítica (grupo C = grupo P). Efetivamente, trata-se de uma confecção por meio de uma massa plástica de pó e líquido pressionada durante dias até estarem secos para a sinterização em blocos. Isso resulta em uma massa final mais coesa, onde suas propriedades físico-mecânicas ficam distribuídas de maneira mais homogênea por toda a estrutura (BINDL et al., 2006; LI et al., 2014.). Isso parece se manter após a fresagem da peça e o passo de acabamento e polimento como representado neste estudo, uma vez que a dureza superficial da cerâmica permaneceu.

Os diferentes coeficientes de expansão térmica da camada de glaze e da cerâmica feldspática monolítica (BAHARAV et al., 1999; KUMCHAI et al., 2018) podem justificar os menores valores médios de resistência à flexão biaxial do grupo controle comparado os grupos glazeados. A camada de glaze externa esfria mais rapidamente do que a camada de glaze interna, estabelecendo tensões residuais de compressão na superfície glazeada mais externa da cerâmica, aumentando assim a tenacidade à fratura do substrato (BAHARAV et al., 1999). Além disso, as médias se comportaram inversamente entre a rugosidade superficial e a resistência flexural das cerâmicas odontológicas observadas nesse estudo e em outros trabalhos na literatura (LOHBAUER et al., 2008; FLURY et al., 2012; AURÉLIO et al., 2015).

A quantidade, o tamanho e forma das irregularidades superficiais da cerâmica podem alterar a tensão necessária para iniciar a formação de uma trinca. Dessa forma, uma maior lisura superficial (menor quantidade, menores tamanhos e formas mais arredondadas das irregularidades) é um dos fatores responsáveis pelo aumento da resistência à flexão biaxial das cerâmicas que receberam qualquer tratamento de acabamento e polimento testado no presente trabalho (AURÉLIO et al., 2015).

A luz incidente na cerâmica não é transmitida totalmente, pois parte dela se perde devido a vários fatores, como absorção intrínseca, poros e rugosidade, influenciando nas propriedades ópticas desses materiais restauradores (WANG et al., 2011), justificando o menor brilho para o grupo controle (mais rugoso) frente aos grupos que receberam acabamento e polimento. A transmitância da luz diminui exponencialmente com o aumento da absorbância (Lei de Lambert-Beer), afetando diretamente a refletância e, conseqüentemente, o brilho da restauração. Uma possível explicação para isso é a alteração do ângulo de incidência do feixe de luz sobre o substrato, uma vez que a rugosidade superficial é formada por relevos que alteram a normalidade do plano superficial. A perda da luz por reflexão é mínima quando a incidência do feixe de luz é normal na superfície do substrato, mas a presença de relevos aumenta essa perda, diminuindo o brilho superficial (DIGNAM; MOSKOVITS, 1973). As pequenas irregularidades superficiais ocasionadas provavelmente por pequenas bolhas de ar parecem não ter afetado na rugosidade superficial, mas promoveram os maiores valores de brilho superficial para o grupo que foi apenas glazeado (Tabela 1). O polimento, realizado sozinho ou posteriormente ao glaze (grupos P e GP), também não aumentou a rugosidade das

amostras comparada ao grupo apenas glazeado (G), mas diminuiu o brilho da cerâmica feldspática monolítica.

Os resultados do presente estudo demonstram a importância e o cuidado que o cirurgião-dentista e protético devem ter na hora de realizar os procedimentos de acabamento e polimento na cerâmica feldspática monolítica, pois os diferentes protocolos testados interferem diretamente nos valores de dureza e brilho das restaurações. O reparo de restaurações indiretas confeccionadas de cerâmicas glazeadas é um procedimento clínico comum, onde o cirurgião-dentista remove parcialmente ou totalmente o glaze da cerâmica. O presente trabalho mostra que esse procedimento é seguro quando realizado na cerâmica feldspática monolítica, uma vez que ele não interfere na sua rugosidade, dureza e flexão biaxial. Entretanto, ao contrário de estudos laboratoriais, muitas situações clínicas que podem afetar essas propriedades não podem ser controladas clinicamente. Futuros trabalhos avaliando outros protocolos de acabamento e polimento, além de outros tipos de cerâmicas, podem ser realizados para ver a influência dessas variáveis em outras propriedades físico-mecânicas e na longevidade das restaurações indiretas confeccionadas por cerâmicas odontológicas.

## 7 CONCLUSÕES

A partir dos resultados encontrados neste estudo, pode-se concluir que:

- O glaze foi o método que conferiu o maior brilho superficial, porém apresentou menor dureza superficial e rugosidade do que o método do polimento.
- Caso seja necessário, o polimento feito após glazeamento não comprometeria a resistência à flexão biaxial, rugosidade e devolve a dureza.
- A rugosidade e flexão biaxial superfícies da cerâmica Cerec Blocs não foram afetadas pelos diferentes tratamentos de superfície.

## REFERÊNCIAS

Abduo J, Lyons K. Rationale for the Use of CAD/CAM Technology in Implant Prosthodontics. *Int J Dent*, 16 apr. 2013. Disponível em:<http://dx.doi.org/10.1155/2013/768121>. Acesso em: 29 nov. 2018.

Akar GC, Pekkan G, Çal E, Eskitaşçioğlu G, Özcan M. Effects of surface-finishing protocols on the roughness, color change, and translucency of different ceramic systems. *J Prosthet Dent*. 2014; 112(2):314-21.

Almeida JRM, Medeiros TC, Araújo DFG, Caldas FGFR, Galvão MR. Avaliação de rugosidade, dureza e superfície dos cimentos de ionômero de vidro após diferentes sistemas de acabamento e polimento. *Odontol. UNESP*, [online]. 2017; 46(6):330-5.

Andrade AO, Silva IVS, Vasconcelos MG, Vasconcelos RG. Cerâmicas odontológicas: classificação, propriedades e considerações clínicas. *Salusvita*, 2017; 36(4):1129-52.

Amaral M, Belli R, Cesar PF, Valandro LF, Petschelt A, Lohbauer U. The potential of novel primers and universal adhesives to bond to zirconia. *J Dent*. 2014; 42(1):90-8.

Amoroso AP, Ferreira MB, Torcato LB, Mazaro JVQ, Gennari Filho H. Cerâmicas odontológicas: propriedades, indicações e considerações clínicas. *Rev Odont Araça*. 2012; 33(2):19-25.

Aspros A. Inlays & Onlays Clinical Experiences and Literature Review. *J Dent Health Oral Disord Ther*. 2015; 2(1):7:7.

Aurélio IL. Efeito de tratamento térmicos na resistência flexural de uma vitrocerâmica reforçada por leucita [dissertação]. Universidade Federal de Santa Maria, Rio Grande do Sul, 2014.

- Aurélio IL, Fraga S, Dorneles LS, Bottino MA, May LG. Extended glaze firing improves flexural strength of a glass ceramic. *Dent Mater.* 2015; 31(12):316-24.
- Aurélio IL, Prochnow C, Guilardi LF, Ramos, GF, Botino MA, May GL. The effect of extended glaze firing on the flexural fatigue strength of hard-machined ceramics. *J Prosthet Dent.* 2018; 120(5):755-61.
- Award D, Stawarczyk B, Liebermann A, Llie N. Translucency of esthetic dental restorative CAD/CAM materials and composite resins with respect to thickness and surface roughness. *J Prosthet Dent.* 2015; 113(6):534-40.
- Baharav H, Laufer BZ, Pilo R, Cardash HS. Effect of glaze thickness on the fracture toughness and hardness of alumina-reinforced porcelain. *J Prosthet Dent.* 1999; 81(5):515-9.
- Bernardes SR, Tiossi R, Sartori IAM, Thomé G. Bernardes SR. Tecnologia CAD/CAM aplicada a prótese dentária e sobre implantes: o que é, como funciona, vantagens e limitações. Revisão crítica da literatura. *J ILAPEO*, 2012; 6(1):08-13.
- Bindl A, Luthy H, Mormann WH. Strength and fracture pattern of monolithic CAD/CAM-generated posterior crowns. *Dent Mater.* 2006; 22(1):29-36.
- Bini N, Vasconcelos FJ, Gouvea CVD, Carvalho W, Ferreira VF, Oliveira H. Rugosidade superficial de uma cerâmica glazeada e submetida a diferentes sistemas de polimento. *Pesq Bras Odontoped ClinIntegr*, 2011; 11(4):481-84.
- Bollen CM, Lambrechts P, Quirynen M. Comparison of surface roughness of oral hard materials to the threshold surface roughness for bacterial plaque retention: a review of the literature. *Dent Mater.* 1997; 13(4):258-69.
- Botta AC, Duarte S Jr, Paulin Filho PI, Gheno SM, Powers JM. Surface roughness of enamel and four resin composites. *Am J Dent.* 2009; 22(5):252-4.
- Chain MC, Arcari GM, Lopes GC. Restaurações cerâmicas estéticas e próteses livres de metal. *RGO* 2000; 48(2):67-70.

Carrabba M, Vichi A, Vultaggio G, Pallari S, Paravina R, Ferrari M. Effect of Finishing and Polishing on the surface roughness and gloss of feldspathic ceramic for chairside CAD/CAM systems. *Oper Dent*. 2017; 42(2):41-6.

Carvalho RLA, Faria JCB, Carvalho RF, Cruz FLG, Goyatá FR. Indicações, adaptação marginal e longevidade clínica de sistemas cerâmicos livres de metal: uma revisão de literatura. *Int J Dent*. 2012; 11(1):55-65.

Collares K, Correa MB, Bronkhorst EM, Laske M, Huysmans MDNJM, Opdam NJ. Collares K, et al. A practice based longevity study on single-unit crowns. *J Dent*. 2018; 74:43-48.

Conejo J, Nueesch R, Vonderheide M, Blatz MB. Clinicar performance of all-ceramic dental restorations. *Curr Oral Health Reports*, 2017; 4(2):112-123.

Cortellini D, Canale A. Bonding lithium disilicate ceramic to faether-edge tooth preparations: a minimally invasive treatment concept. *J Adhes Dent*. 2012; 14(1):7-10.

Costa AKF. Comportamento biomecânico de estruturas multicamadas em restaurações protéticas. [tese]. São José dos Campos: UNESP Universidade Estadual Paulista; 2016.

Culp I, Mclarem EA. Lthium disilicate: the restorative material of multiple options. *Compend Contin Educ Dent*. 2010; 31(9):716-25.

Della Bona A, Kelly JR. The clinical success of all-ceramic restorations. *J Am Dent Assoc*. 2008; 139, Suppl.8S-13S.

Denry I, Hollway JA. Ceramics for Dental Applications: A Review. *J Materials*, 2010; 3(1):351-68.

Dignam MJ, Moskovits M. Influence of surface roughness on the transmission and reflectance spectra of adsorbed species. *J. Chem. Soc., Faraday Trans. 2*, 1973; (69)65-78.

Eick JD, Glockmann E, Brandl B, Pfister W. Adherence of *Streptococcus mutans* to various restorative materials in a continuous flow system. J Oral Rehabil. 2004; 31(3):278-85.

Fasbinder DJ. The CEREC system: 25 years of Chairside CAD/CAM Dentistry. J Am Dent Assoc, 2010; 141(2):3s-4s.

Flury S, Peutzfeldt A, Lussi A. Influence of surface roughness on mechanical properties of two computer-aided design/computer-aided manufacturing (CAD/CAM) ceramic materials. Oper Dent. 2012; 37(6):617-24.

Flury S, Lussi A, Zimmerli B. Performance of different polishing techniques for direct CAD/CAM ceramic restorations. Oper Dent, 2010; 35(4):470-481.

Garcia LFR, Consani S, Cruz PC, Souza FCPP. Análise crítica do histórico e desenvolvimento das cerâmicas odontológicas. RGO, 2011; 59(0):67-73.

Gehrt M, Wolfart S, Rafai N, Reich S, Edelhoff D. Clinical results of lithium-disilicate crowns after up to 9 years of service. Clin Oral Investing. 2013; 17(1):275-84.

Guess PC, et al. Mouth motion fatigue and durability study. New York University [internet] mar. 2009. Disponível em: <http://www.riversidelab.com/downloads/IPS-emax-Durability-Report.pdf>. Acesso em: 5 set. 2018.

Gomes EA, Assunção WG, Rocha EP, Santos PH. Cerâmicas odontológicas: o estado atual. Cerâmica, 2008; 54(330):319-25.

Goujat A, et al. Marginal and internal fit of CAD-CAM inlay/onlay restorations: A systematic review of in vitro studies. J Prosthet Dent. 2018; Dec.1. pii: S0022-3913(18)30506-7.

Haddadi Y, Bahrami G, Isidor F. Effect of software version on the accuracy of an intraoral scanning device. Int J Prosthodont. 2018; 31(4):375-6.

Han GJ, Kim JH, Lee MA, Chae SY, Lee YH, Cho BH. Performance of a novel polishing rubber wheel in improving surface roughness of feldspathic porcelain. Dent Mater J. 2014; 33(6):739-48.

Harada K, Raigrodski AJ, Chung KH, Flinn BD, Dogan S, Mancl LA. A comparative evaluation of the translucency of zirconias and lithium disilicate for monolithic restorations. *J Prosthet Dent.* 2016;116(2):257-63.

Karaokutan I, Savas TY, Aykent F, Ozdere E. Color Stability of CAD/CAM fabricated inlays after accelerated artificial aging. *J Prosthodont.* 2016; 25(6):472-7.

Kelly JR, Benetti P. Ceramic materials in dentistry: historical evolution and current practice. *Aus Dent J.* 2011; 56(1):84-96.

Kina S. Cerâmicas dentarias / dental ceramics. *Revista dental press estética.* 2005; 2(2):111-28.

Kumchai H, Juntavee P, Sun AF, Nathanson D. Effect of glazing on flexural strength of full-contour zirconia. *Int J Dent.* 2018; 5:1-5.

Lambert H, Durand JC, Jacwuot B, Fages M. Dental biomaterials for chair side CAD/CAM: State of art. *J Adv Prosthodont.* 2017; 9(6):486-95.

Li RW, Chow TW, Matinlinna JP. Ceramic dental biomaterials and CAD/CAM technology: state of the art. *J Prosthodont Res.* 2014; 58(4):208-16.

Lohbauer U, Muller FA, Petschelt A. Influence of surface roughness on mechanical strength of resin composite versus glass ceramic materials. *Dent Mater.* 2008; 24(2):250-56.

Lucatto BC. Síntese, caracterização e efeito microbiológico de nanopartículas de sílica revestidas por prata quando associadas a resina acrílica quimicamente ativada, reembasador macio e ao glaze, [dissertação]. São José dos Campos 2017. Universidade Estadual Paulista (Unesp); 2017.

Mallya PL, Acharya S, Ballal V, Ginjupalli K, Kundabala M, Thomas M. Profilometric study to compare the effectiveness of various finishing and polishing techniques on different restorative glass ionomer. *J Interciscip Dentistry.* 2013; 3(2):86-90.

Martin N, Jedynakiewicz NM. Clinical performance of CEREC ceramic inlays: a systematic review. *Dent Mater.* 1999; 15(1):54-61.

Martins LM, Lorenzoni FC, Farias BC, Lopes LDS, Bonfante G, Rubo JH. Comportamento biomecânico das cerâmicas odontológicas: revisão. *Rev Cerâmica*. 2010; 56:148-55.

Montazerian M, Zanotto ED. Restorative Dental Glass-Ceramics: Current Status and Trends. In: Kaur G. (eds) *Clinical Applications of Biomaterials*. Springer International Publishing. 2017; 313-36.

Mörmann WH. The evolution of the CEREC system. *J Amer Dent Assoc*. 2006; Sep;137; Suppl:7S-13S.

Mota EG. The effect of milling and postmilling procedures on the surface roughness of CAD/CAM materials. *J Esthet Restor Dent*. 2017; 29(6):450-58.

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(9):1076-82.

Nejatidanesh F, Savabi G, Amjadi M, Abbasi M, Savabi O. Five year clinical outcomes and survival of chairside CAD/CAM ceramic laminate veneers — a retrospective study. *J Prosthodont Res*. 2018; 62(4):462-67.

Niem T, Youssef N, Wöstmann B. Energy dissipation capacities of CAD-CAM restorative materials: A comparative evaluation of resilience and toughness. *J Prosthetic Dent*. 2018; 14(4):379-84.

Nunes MCP, Casati MZ, Villalpando RT, Cirano FR. Contribuição do estudo do biofilme dentário para o tratamento das doenças periodontais. *Ver Inst Ciênc Saúde*. 2007; 25(1):55-61.

Özkan P, Kansu G, Özak ST, Kurtulmus Y, Kansu P. Effect of bleaching agents and whitening dentifrice on the surface roughness of human teeth enamel. *Acta Odontol Scand*. 2013; 71(3-4):488-97.

Pagani C, Miranda CB, Bottino MC. Avaliação da Tenacidade à Fratura de Diferentes Sistemas Cerâmicos. *J Appl Oral Sci*. 2003; 11(1):69-75.

Pinho IV. Protocolos de Cimentação Definitiva nas Cerâmicas Feldspáticas & Cerâmicas Reforçadas, [dissertação]. Universidade Fernando Pessoa, Porto, 2015.

Parreira GG, Santos I. M. Cerâmicas odontológicas conceitos e técnicas. Interrelação cirúrgica dentista/ técnica em prótese dentaria. São Paulo: Livraria Santos, 2005.

Polli ML, Dimer AR, Vicentin M, Arossi GA, Fernandes CRC. Estabilidade de cor de cerâmica odontológica após glaze e polimento. *Arq Odontol.* 2016; 52(1):38-45.

Pott FC, Hoffmann JF, Stiesch M, Eisenburger M. Polish of interface areas between zirconia, silicate-ceramic, and composite with diamond-containing systems. *J Adv Prosthodont.* 2018; 10(4):315-20.

Pradies G, Godoy-Ruiz L, Özcan M, Moreno-Hay I, Martínez-Rus F. Analysis of surface roughness, fracture toughness, and weibull characteristics of different framework-veneer dental ceramic assemblies after grinding, polishing, and glazing. *J Prosthodont.* 2017; 28(1);e216-e21.

Ropeto R, Porto TS, Hassaf HM, Lang LA. Are different generations of CAD/CAM milling machines capable to produce restorations with similar quality? *J Clin Exp Dent.* 2016; 8(4):e423-e28.

Schultheis S, Strub JR, Gerds TA, Guess PC. Monolithic and bi-layer CAD/CAM lithium-disilicate versus metal-ceramic fixed dental prostheses: comparison of fracture loads and failure modes after fatigue. *Clin Oral Investig.* 2013; 17(5):1407-13.

Sannino G, Germano F, Arcuri L, Bigelli E, Arcuri C, Barlattani A. CEREC CAD/CAM Chairside System. *Oral Implantol,* 2014; 7(3):57-70.

Santos MJMC, Costa MD, Rubo JH, Pegoraro LF, Santos Jr.GC. Current All-Ceramic Systems in Dentistry: A Review. *Compendium of Continuing Education in Dentistry.* 2018.

Sarikaya I, Güler AU. Effects of different polishing techniques on the surface roughness of dental porcelains. *J Appl Oral Sci.* 2010; 18(1):10-6.

Shim JS, Lee JS, Lee JY, Choi YJ, Shin SW, RYU JJ. Effect of software version and parameter settings on the marginal and internal adaptation of crowns fabricated with the CAD/CAM system. *J Appl Oral Sci.* 2015; 23(5):515-22.

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; 8;18(1):5

Tinschert J, Natt G, Mautsch W, Spiekermann H, Anusavice KJ. Marginal Fit of Aluminaand Zirconia-Based Fixed Partial Dentures Produced by a CAD/CAM System. *Oper Dent.* 2001; 26(4):367-74.

Tholt BV, Miranda-Júnior WG, Prioli R, Thompson J, Oda M. Surface Roughness in Ceramics with Different Finishing Techniques Using Atomic Force Microscope and Profilometer. *Oper Dent.* 2006; 31(4):442-9.

Trost L, Stines S, Burt, Lorri. Making informed decisions about incorporating a CAD/CAM system into dental practice. *JADA.* 2006; 137;Sup1:32s-36s.

Vichi A, Fonzar RF, Goracci C, Carrabba M, Ferrari M. Effect of finishing and polishing on roughness and gloss of lithium disilicate and lithium silicate zirconia reinforced glass ceramic for CAD/CAM Systems. *Oper Dent.* 2018; 43(1):90-100.

Vichi A, Carrabbara M, Paravina R, Ferrari M. Translucency of ceramic materials for CEREC CAD/CAM system. *J Esthet Restor Dent.* 2014; 26(4):224-31.

Vieria AC, Oliveira MC, Motta CAVB, Miranda CB, Lima EMCX. Eficácia dos sistemas de acabamento e polimento das cerâmicas odontológicas. *Int J Dent.* 2011; 10(4):255-58.

Wang H, Xiong F, Zhenhua L. Influence of varied surface texture of dentin porcelain on optical properties of porcelain specimens. *J Prosthet Dent.* 2011; 105(4):242-8.

Werneck RD, Neisser MP. Rugosidade superficial de uma porcelana feldspática odontológica após simulação de ajuste oclusal e polimento. *Rev. odonto ciênc.* 2008; 23(2):166-69.

Yamockul S, Thamrongananskul N, Poolthong S. Comparison of the surface roughness of feldspathic porcelain polished with a novel alumina-zirconia paste or diamond paste. *Dent Mater J.* 2016;35(3):379-85.

Zahran M, El-Mowafy O, Tam L, Watson PA, Finer Y. Fracture strength and fatigue resistance of all-ceramic molar crowns manufactured with CAD/CAM technology. *J Prosthodont.* 2008; 17(5):370-7.

## APÊNDICE

### Relatório estatístico – Análise de Variância e teste de Tukey.

```

*****
*           SANEST - SISTEMA DE ANALISE ESTATISTICA           *
*Autores: Elio Paulo Zonta - Amauri Almeida Machado       *
*           TiemiMatsuo                                       *
*           ANALISE DA VARIÁVEL BRILHO - ARQUIVO: ARIEL01    *
*****
    
```

CODIGO DO PROJETO: TESE

RESPONSÁVEL: ARIEL FARIAS

DELINEAMENTO EXPERIMENTAL: CEREC BLOCS

OBSERVAÇÕES NÃO TRANSFORMADAS

NOME DOS FATORES

```

-----
FATOR      NOME
-----
      A      TRATAMEN
-----
    
```

QUADRO DA ANÁLISE DE VARIÂNCIA

CAUSAS DA VARIACAO	G.L.	S.Q.	Q.M.	VALOR FPROB.>F
TRATAMEN	3	15392.7483350	5130.9161117595.4621	0.00001
RESIDUO	36	310.2010572	8.6166960	
TOTAL	39	15702.9493922		

MEDIA GERAL = 43.722500

COEFICIENTE DE VARIACAO= 6.714 %

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE TRATAMEN

NUM.Ordem	NUM.Trat.	NOME	NUM.Repet.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS	5%	1%		
		1	3	GLAZE	10	64.519995	64.519995	a	A
2	2	GLA+POLI	10	55.810004	55.810004	b	B		
		3	4	POLIMENT	10	41.769995	41.769995	c	C
		4	1	CONTROLE	10	12.789999	12.789999	d	D

MEDIAS SEGUIDAS POR LETRAS DISTINTAS DIFEREM ENTRE SI AO NÍVEL DE SIGNIFICÂNCIA INDICADO

D.M.S. 5% = 3.54039- D.M.S. 1% = 4.39996

\*\*\*\*\*  
 \* SANEST - SISTEMA DE ANALISE ESTATISTICA \*  
 \*Autores: Elio Paulo Zonta - Amauri Almeida Machado \*  
 \* TiemiMatsuo \*  
 \* ANALISE DA VARIABEL RUGOSIDA - ARQUIVO: ARIEL01 \*  
 \*\*\*\*\*

CODIGO DO PROJETO: TESE

RESPONSAVEL: ARIEL FARIAS

DELINEAMENTO EXPERIMENTAL: CEREC BLOCS

OBSERVACOES NAO TRANSFORMADAS

NOME DOS FATORES

FATOR	NOME
A	TRATAMEN

QUADRO DA ANALISE DE VARIANCIA

CAUSAS DA VARIACAO	G.L.	S.Q.	Q.M.	VALOR FPROB.>F
TRATAMEN	3	6.3336272	2.1112091	32.77700.00001
RESIDUO	36	2.3188102	0.0644114	
TOTAL	39	8.6524373		

MEDIA GERAL = 0.418750

COEFICIENTE DE VARIACAO= 60.608 %

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE TRATAMEN

NUM. ORDEM	NUM. TRAT.	NOME	NUM. REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS	5%	1%	
1	1	CONTROLE	10	1.091000	1.091000	a	A	
2	3	GLAZE	10	0.234000	0.234000	b	B	
	3	2	GLA+POLI	10	0.154000	0.154000	b	B
	4	4	POLIMENT	10	0.096000	0.096000	b	B

MEDIAS SEGUIDAS POR LETRAS DISTINTAS DIFEREM ENTRE SI AO NIVEL DE SIGNIFICANCIA INDICADO  
 D.M.S. 5% = 0.30610- D.M.S. 1% = 0.38042

\*\*\*\*\*  
 \* SANEST - SISTEMA DE ANALISE ESTATISTICA \*  
 \*Autores: Elio Paulo Zonta - Amauri Almeida Machado \*  
 \* TiemiMatsuo \*  
 \* ANALISE DA VARIAVEL DUREZA - ARQUIVO: ARIEL01 \*  
 \*\*\*\*\*

CODIGO DO PROJETO: TESE

RESPONSAVEL: ARIEL FARIAS

DELINEAMENTO EXPERIMENTAL: CEREC BLOCS

OBSERVACOES NAO TRANSFORMADAS

NOME DOS FATORES

FATOR	NOME
A	TRATAMEN

QUADRO DA ANALISE DE VARIANCIA

CAUSAS DA VARIACAO	G.L.	S.Q.	Q.M.	VALOR FPROB.>F
TRATAMEN	3	74870.9000000	24956.9666667	24.91940.00001
RESIDUO	36	36054.2000000	1001.5055556	
TOTAL	39	110925.1000000		

MEDIA GERAL = 560.849980

COEFICIENTE DE VARIACAO= 5.643 %

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE TRATAMEN

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUM.REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS	5%	1%		
	1	4	POLIMENT	10	601.800000	601.800000	a	A	
	2	1	CONTROLE	10	579.200000	579.200000	a	A	
	3	2	GLA+POLI	10	574.300000	574.300000	a	A	
	4	3	GLAZE	10	488.100000	488.100000	b	B	

MEDIAS SEGUIDAS POR LETRAS DISTINTAS DIFEREM ENTRE SI AO NIVEL DE SIGNIFICANCIA INDICADO

D.M.S. 5% = 38.16870- D.M.S. 1% = 47.43567

\*\*\*\*\*  
 \* SANEST - SISTEMA DE ANALISE ESTADISTICA \*  
 \*Autores: Elio Paulo Zonta - Amauri Almeida Machado \*  
 \* TiemiMatsuo \*  
 \* ANALISE DA VARIABEL FLEXAO - ARQUIVO: ARIEL01 \*  
 \*\*\*\*\*

CODIGO DO PROJETO: TESE

RESPONSAVEL: ARIEL FARIAS

DELINEAMENTO EXPERIMENTAL: CEREC BLOCS

OBSERVACOES NAO TRANSFORMADAS

NOME DOS FATORES

FATOR	NOME
A	TRATAMEN

QUADRO DA ANALISE DE VARIANCIA

CAUSAS DA VARIACAO	G.L.	S.Q.	Q.M.	VALOR FPROB.>F
TRATAMEN	3	2914.1000000	971.3666667	16.65360.00001
RESIDUO	36	2099.8000000	58.3277778	
TOTAL	39	5013.9000000		

MEDIA GERAL = 82.449997

COEFICIENTE DE VARIACAO= 9.263 %

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE TRATAMEN

NUM. ORDEM	NUM. TRAT.	NOME	NUM. REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS	5%	1%		
	1	4	POLIMENT	10	88.300000	88.300000	a	A	
	2	3	GLAZE	10	87.000000	87.000000	a	A	
	3	2	GLA+POLI	10	86.800000	86.800000	a	A	
	4	1	CONTROLE	10	67.700000	67.700000	b	B	

MEDIAS SEGUIDAS POR LETRAS DISTINTAS DIFEREM ENTRE SI AO NIVEL DE SIGNIFICANCIA INDICADO  
 D.M.S. 5% = 9.21125- D.M.S. 1% = 11.44764