



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



Ana Lídia Pinheiro Silva Sato

**Influência de diferentes protocolos de acabamento sobre a rugosidade
superficial e dureza em blocos CAD/CAM de dissilicato de lítio e silicato de lítio
reforçado com zircônia**

Araraquara

2024



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



Ana Lúdia Pinheiro Silva Sato

Influência de diferentes protocolos de acabamento sobre a rugosidade superficial e dureza em blocos CAD/CAM de dissilicato de lítio e silicato de lítio reforçado com zircônia

Dissertação apresentada à Universidade Estadual Paulista (UNESP), Faculdade de Odontologia de Araraquara, para obtenção do título de Mestre em Ciências Odontológicas, área de Dentística Restauradora.

Orientador: Prof. Dr. Edson Alves de Campos

Araraquara

2024

S253i

Sato, Ana Lúcia Pinheiro Silva

Influência de diferentes protocolos de acabamento sobre a rugosidade superficial e dureza em blocos CAD/CAM de dissilicato de lítio e silicato de lítio reforçado com zircônia / Ana Lúcia Pinheiro Silva Sato. -- Araraquara, 2024

41 p. : tabs., fotos

Dissertação (mestrado) - Universidade Estadual Paulista (Unesp), Faculdade de Odontologia, Araraquara

Orientador: Edson Alves de Campos

1. Cerâmica. 2. Tratamento térmico. 3. Propriedades de superfície. 4. Dureza. I. Título.

Sistema de geração automática de fichas catalográficas da Unesp. Biblioteca da Faculdade de Odontologia, Araraquara. Dados fornecidos pelo autor(a).

Essa ficha não pode ser modificada.

Ana Lídia Pinheiro Silva Sato

Influência de diferentes protocolos de acabamento sobre a rugosidade superficial e dureza em blocos CAD/CAM de dissilicato de lítio e silicato de lítio reforçado com zircônia

Comissão julgadora

Dissertação para obtenção de grau de Mestre em Ciências Odontológicas

Presidente e orientador Prof. Dr. Edson Alves de Campos

2º Examinador Prof. Dr. Aryvelto Miranda Silva

3º Examinador Prof. Dr. Milton Carlos Kuga

Araraquara, 1 de março de 2024.

DADOS CURRICULARES

Ana Lúcia Pinheiro Silva Sato

NASCIMENTO: 17/04/1997 – Ituverava – São Paulo

FILIAÇÃO: Carlim Sipriano da Silva e Luciana Pinheiro da Silva

2015/2021 – Graduação em Odontologia, pela Faculdade de Odontologia de Araraquara, FOAr/UNESP

2017/2018 – Iniciação científica na área de Radiologia, com orientação do Prof. Dr. Guilherme Monteiro Tosoni

2019/2020 – Iniciação científica na área de Periodontia, com orientação do Prof. Dr. Carlos Rossa Jr.

2021/2022 – Atualização em Dentística, pela AORP

2022/Atual – Mestrado em Ciências Odontológicas

AGRADECIMENTOS

À minha família, por ser meu apoio e força;

Ao meu orientador, pela paciência, comprometimento, dedicação e conhecimento dividido;

Às minhas amigas da vida acadêmica, pelo conhecimento dividido, pela cooperação, pelos conselhos e ajuda;

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.

“O mistério da vida me causa a mais forte emoção. É o sentimento que suscita a beleza e a verdade, cria a arte e a ciência. Se alguém não conhece esta sensação ou não pode mais experimentar espanto ou surpresa, já é um morto-vivo e seus olhos se cegaram.”

Albert Einstein*

* Einstein A. Como vejo o mundo. Rio de Janeiro: Nova Fronteira; 1981.

Sato ALPS. Influência de diferentes protocolos de acabamento sobre a rugosidade superficial e dureza em blocos CAD/CAM de dissilicato de lítio e silicato de lítio reforçado com zircônia [dissertação de mestrado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2024.

RESUMO

O constante desenvolvimento das restaurações livres de metal e a tecnologia uniram as cerâmicas e o CAD/CAM há anos. A evolução dos materiais cerâmicos, assim como do sistema digital têm sido crescentes. Uma das etapas da confecção de peças protéticas cerâmicas é a aplicação de glaze, que pode promover maior resistência do material contra os efeitos decorrentes da exposição do mesmo ao ambiente bucal. O objetivo desse estudo foi investigar a influência de diferentes protocolos de acabamento de superfície sobre a microdureza e rugosidade superficial de blocos cerâmicos CAD/CAM após o envelhecimento artificial com diferentes dentifrícios. Para esse estudo *in vitro* foram obtidos cento e oitenta espécimes com 10,0mm (largura) x 12,0mm (comprimento) x 2,0mm (espessura), a partir de blocos CAD/CAM, noventa espécimes de cada material (dissilicato de lítio e silicato de lítio reforçado por zircônia) divididos em 3 grupos: borracha de polimento (B), queima convencional do glaze (G) e queima estendida do glaze (EG). Os espécimes foram submetidos ao envelhecimento artificial com escovação simulada, utilizando dentifrícios com diferentes abrasividades. A avaliação da microdureza Vickers foi realizada com o microdurômetro e a rugosidade superficial foi mensurada com um perfilômetro de contato. Os resultados obtidos em cada um dos testes foram submetidos a análise estatística descritiva, teste de normalidade, seguido pelo teste de ANOVA Two-Way e pós teste de Tukey. Para os espécimes de silicato de lítio com zircônia, a abrasividade do dentifrício não mostrou influência na dureza do grupo com tratamento de borracha; o glaze e glaze estendido promoveram uma menor dureza; o envelhecimento artificial, independente da abrasividade, não alterou a rugosidade nos diferentes tratamentos. Para os espécimes de dissilicato de lítio, o envelhecimento artificial não produziu redução na dureza, independente da abrasividade do dentifrício e não alterou a rugosidade nos diferentes tratamentos com diferentes dentifrícios. O tratamento com borracha pode não ser recomendado para acabamento de superfície de restaurações de silicato de lítio reforçado por zircônia e o glaze estendido pode ser recomendado para diminuir a rugosidade de restaurações de dissilicato de lítio.

Palavras-chave: Cerâmica. Tratamento térmico. Propriedades de superfície. Dureza.

Sato, ALPS. Influence of different finishing protocols on surface roughness and hardness in lithium disilicate and zirconia reinforced lithium silicate CAD/CAM blocks [dissertação de mestrado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2024.

ABSTRACT

The constant development of metal-free restorations and technology has brought ceramics and CAD/CAM together for years. The evolution of these ceramic materials, as well as the digital system, has been increasing. CAD/CAM ceramic materials suffer damage due to their exposure to the oral environment and brushing with toothpastes. An alternative to minimizing the damage caused is the application of glaze. The objective of this study was to investigate the influence of different surface finishing protocols on the microhardness and surface roughness of CAD/CAM ceramic blocks (IPS E.max CAD and Celtra Duo). For this in vitro study, one hundred and eighty specimens were obtained from CAD/CAM blocks, ninety specimens of each material, divided into 3 groups: rubber polishing (B), conventional glaze firing (G) and extended glaze firing (EG). The specimens were subjected to artificial aging with simulated brushing using low, medium and high abrasive dentifrices. Vickers microhardness was assessed using a microhardness meter and surface roughness was measured using a contact profilometer. The results obtained in each of the tests were subjected to descriptive statistical analysis, normality test, followed by the Two-Way ANOVA test and the Tukey post test. For the Celtra Duo specimens, the abrasiveness of the dentifrice showed no influence on the microhardness of the group with rubber polishing treatment; the glaze and extended glaze promoted lower microhardness; artificial aging did not change roughness in different treatments with different dentifrices. For the Emax specimens, artificial aging did not produce a reduction in microhardness, regardless of the abrasiveness of the dentifrice, and did not change the roughness in the different treatments with different dentifrices. Rubber polishing may not be indicated for surface finishing of zirconia-reinforced lithium silicate restorations, and extended glaze may be recommended to reduce roughness of lithium disilicate restorations.

Keywords: Ceramics. Thermic treatment. Surface properties. Hardness.

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	09
2 PROPOSIÇÃO	11
3 REVISÃO DA LITERATURA	12
3.1 Cerâmicas Odontológicas.....	12
3.2 Acabamento de Superfície.....	15
3.3 Abrasão e Dentifrícios.....	16
4 MATERIAL E MÉTODO	18
4.1 Materiais.....	18
4.2 Grupos Experimentais.....	19
4.2.1 Protocolos de queima do glaze.....	19
4.2.2 Protocolo de escovação simulada.....	23
4.3 Microdureza.....	24
4.4 Rugosidade.....	25
4.5 Análise Estatística.....	26
5 RESULTADOS	27
6 DISCUSSÃO	32
7 CONCLUSÃO	36
REFERÊNCIAS	37

1 INTRODUÇÃO

A Odontologia atual exige uma excelente estética, sem prejuízo das propriedades mecânicas, físicas e biológicas, sendo esse contexto determinante para o surgimento de restaurações livres de metal. Tal exigência, aliada ao cenário tecnológico atual, agregou as cerâmicas ao sistema CAD/CAM (computer assisted design / computer assisted manufacturing), criando restaurações indiretas livres de metal, com excelente estética e adequadas propriedades mecânicas¹⁻³. O CAD/CAM é uma tecnologia composta por um scanner, responsável pela captura das imagens, um programa (CAD) para processar a imagem e projetar a peça, e uma fresadora (CAM) para obter a peça⁴. É um sistema que quando comparado ao convencional elimina etapas, tem menos distorções e possibilita a reabilitação em sessão única⁵⁻⁹. As cerâmicas odontológicas têm a função de reproduzir esmalte e dentina, com biocompatibilidade e durabilidade química⁵. São compostas de elementos metálicos e não metálicos, além de terem duas fases: a cristalina e a vítrea. A vítrea é composta de óxido de silício (SiO_4), que determina a viscosidade de expansão térmicas¹⁰, enquanto a cristalina determina propriedades mecânicas e ópticas¹¹.

A cristalização das cerâmicas é dada pela queima que consiste em levar a cerâmica a altas temperaturas, a fim de obter melhores propriedades mecânicas, enquanto o glaze permite à restauração ter uma superfície estética e menos suscetível ao acúmulo de microorganismos¹²⁻¹³. É um tratamento térmico que aumenta o tamanho e o número de cristais, que passam a ocupar um espaço maior da matriz vítrea, aumentando assim a resistência da cerâmica¹⁴.

O glaze é feito pela aplicação de uma camada fina na superfície da cerâmica, que deve ser levada ao forno para sinterização. Sua função é selar defeitos superficiais, promover uma superfície lisa e brilhante e aliviar tensões superficiais¹⁵. No entanto, outro estudo sugere que este procedimento diminui a resistência da cerâmica e altera sua estrutura, formando material amorfo¹².

A escovação é um hábito inerente do indivíduo e faz parte da rotina diária. As restaurações cerâmicas expostas ao meio bucal e à escovação com dentífrícios podem sofrer danos em suas propriedades como o desgaste¹⁷⁻¹⁸, que pode ser acentuado pela abrasividade do dentífrício. A abrasividade relativa dos dentífrícios é indicada pelo RDA, índice que mede a abrasividade relativa da dentina e é alterado de acordo com os excipientes presentes em cada dentífrício como umectantes,

aromatizantes e espessantes²⁰. A abrasão causada pela ação da escovação aliada aos dentífricos altera a rugosidade superficial do material restaurador, podendo levar ao acúmulo de placa²¹. Segundo Yuan et al.⁶⁴, a escovação, de modo geral, tornou a superfície do dissilicato de lítio e da zircônia mais áspera.

O aumento da rugosidade superficial facilita esse processo, pois os microrganismos ficam retidos nas irregularidades da superfície, favorecendo o aparecimento de lesões cariosas e inflamação dos tecidos periodontais²², e também pode aumentar a abrasão do dente antagonista devido à dureza da cerâmica²³.

Alguns protocolos podem ser capazes de diminuir esses danos, como a queima prolongada do glaze, pois melhoram o desempenho das cerâmicas a longo prazo quando comparado ao glaze convencional¹³.

Na literatura há pouca informação sobre os protocolos térmicos do glaze e sua influência sobre o comportamento dos materiais CAD/CAM. Assim, mais estudos sobre as propriedades são necessários para compreender e melhor indicar cerâmicas, além de contribuir para a compreensão dos efeitos de diferentes protocolos de queima do glaze, com o objetivo de determinar condutas que melhorem o desempenho desses materiais.

2 PROPOSIÇÃO

O objetivo desse estudo foi investigar a influência de diferentes protocolos de acabamento de superfície sobre a dureza e rugosidade em blocos cerâmicos CAD/CAM: dissilicato de lítio e silicato de lítio reforçado com zircônia, submetidos ao envelhecimento artificial com escovação simulada, utilizando dentifrícios com diferentes abrasividades.

As hipóteses nulas são:

- Os diferentes tratamentos de superfície e envelhecimento artificial não alteram a rugosidade das cerâmicas;
- Os diferentes tratamentos de superfície e envelhecimento artificial não alteram a dureza superficial das cerâmicas.

3 REVISÃO DA LITERATURA

A evolução da Odontologia exige uma estética aliada a função, ou seja, é necessário que o material se assemelhe ao dente natural, mantendo propriedades mecânicas. As cerâmicas utilizadas na Odontologia devem ter biocompatibilidade, propriedades mecânicas, físicas e estéticas adequadas²⁷. Ao aliar a tecnologia com esses materiais cerâmicos, foi criada o sistema CAD/CAM, que consiste em um scanner para aquisição de imagens, um software para criar as restaurações e uma fresadora para produzi-las⁴. Esse sistema possibilita um menor tempo clínico para reabilitação.

No ambiente bucal, essas restaurações cerâmicas ficam expostas à ação da escovação e dos dentífricos, que podem causar danos abrasivos à superfície da cerâmica, danos esses caracterizados como um desgaste físico causado por outro material. A abrasão pode alterar a rugosidade e dureza da superfície dessa cerâmica, causando danos em suas propriedades²⁴.

Os dentífricos são usados para limpeza dos dentes e possuem uma certa abrasividade para remover manchas extrínsecas²⁵. São compostos por umectantes, espessantes, aromatizantes e agentes abrasivos. Sua abrasividade é medida pelo RDA, que avalia a abrasividade relativa da dentina, e é alterado pela composição de cada dentífrico²⁶.

3.1 Cerâmicas Odontológicas

A palavra cerâmica vem do grego *keramos*, que significa argila. Para chegar no estado que é conhecida na Odontologia atual, o processo foi longo. No século X, a China dominava a produção das cerâmicas, que chegou na Europa como um material extremamente branco, ficando conhecido como louças de mesa. A partir daí começou a saga dos europeus para descobrir a fórmula chinesa, que foi descoberta no século XVIII e era basicamente composta de: cálcio, sílica e feldspato. Então, começaram a produção de um material fundido em altas temperaturas²⁷.

Sua introdução na Odontologia começou em 1717 com Duchateau, um farmacêutico insatisfeito com os dentes de marfim de sua prótese total que eram muito porosos e tinham um odor desagradável. Contando com ajuda de Chemant, que era cirurgião-dentista, confeccionou dentes de cerâmica¹⁰. Só então, no fim do século XIX,

a produção de jaquetas dentárias unitárias foi iniciada e, no século XX foi adicionada em sua composição leucita, a fim de aumentar seu coeficiente de expansão térmica, possibilitando o uso com ligas metálicas, criando as próteses fixas metálicas ou metatolcerâmicas²⁰. Na Inglaterra, para aumentar a resistência das cerâmicas sem comprometimento da estética, foram adicionados cristais de alumina, criando a cerâmica feldspática²⁸.

Com essa evolução e com as exigências da Odontologia de criar restaurações livres de metal, para melhor estética e sem perda de suas propriedades mecânicas, esses materiais foram sendo aperfeiçoados, criando os materiais cerâmicos que conhecemos hoje, compostos por elementos metais (Al, Ca, Li, Mg, K, Na, La, Sr, Ti e Zr) e não metais (Si, B, F e O)²⁷. Basicamente constituem-se em materiais caracterizados por uma fase vítrea, composta basicamente de óxido de silício, que confere o coeficiente de expansão térmica, e por uma fase cristalina, responsável pelas propriedades mecânicas e ópticas¹¹.

De acordo com sua composição, as cerâmicas podem ser divididas em: vítreas, parcialmente vítreas e policristalinas²⁷. As cerâmicas vítreas feldspáticas, que foram as primeiras a serem utilizadas na Odontologia, possuem baixa resistência flexural e excelentes propriedades ópticas, sendo utilizadas em áreas que não recebem altas cargas mastigatórias²⁹. As cerâmicas parcialmente vítreas têm a adição de cristais em sua composição, como cristais de leucita, que aumentam o coeficiente de expansão térmica e resistência flexural³⁰. Podem também possuir cristais de dissilicato de lítio, possibilitando um aumento considerável da sua resistência mecânica, podendo ser usadas em dentes posteriores e anteriores, sem comprometimento da estética, pois têm um índice de refração semelhante ao esmalte dental³³. Ainda dentro das parcialmente vítreas, encontra-se o silicato de lítio reforçado por zircônia que visa unir as propriedades estéticas do silicato de lítio e as mecânicas da zircônia.

As cerâmicas cristalinas são de altíssima resistência e podem ser reforçadas por alumina. São extremamente opacas, com uma fase cristalina muito maior que a vítrea, servindo como infraestrutura³¹. Quando reforçadas por zircônia tem maior capacidade estética e maior longevidade³², sendo usadas também como infraestrutura alternativa aos metais.

A forma de processamento também pode servir de base para classificar as cerâmicas: estratificação, infiltração de vidro, injeção e fresagem. A estratificação

consiste em aplicação de cerâmicas com diferentes opacidades em camadas, na forma de pó e líquido, em um gesso refratário que é levado em forno para aglutinação. É uma técnica utilizada com cerâmicas feldspáticas, oferecendo com resultado excelente estética, porém apresenta o risco de surgirem porosidades internas³¹. A infiltração consiste em uma suspensão que irá formar uma camada sólida e porosa, à base de óxido de alumínio e infiltrada por lântanio³², sendo uma técnica limitada e em desuso. A injeção, de acordo com Raposo et al.³³, é parecida com a produção de ligas metálicas, onde são confeccionados padrões em cera que incluídos em gesso refratário e levados em forno de alta temperatura, deixam o molde que é preenchido pela cerâmica, exposta a altas temperaturas e pressão, sendo injetada. A fresagem utiliza materiais já processados que apresentam menor porosidade interna, também conhecido como o sistema CAD-CAM sendo composto por um scanner para aquisição das imagens, um software para projetar a peça e uma fresadora para obter a peça final⁴, sendo que uma das maiores vantagens desse sistema é poder utilizar materiais que são muito resistentes como a zircônia³⁴.

Segundo Correia et al.³⁵, o sistema CAD/CAM foi criado pela indústria automobilística e aeronáutica, sendo introduzido na Odontologia entre as décadas de 70 e 80, por Bruce Altschuler nos EUA, François Duret na França e Werner Mormann e Marco Brandestini na Suíça. O objetivo, de acordo com Moura e Santos⁶⁵, foi automatizar e padronizar o processo de fabricação de restaurações indiretas, reduzindo seu custo.

A tecnologia CAD/CAM é usada em processos que requerem alta riqueza de detalhes, diminuindo a chances de erros em processos que antes eram feitos de forma artesanal³⁶. Seu uso na Odontologia está ligado com a reabilitação oral e a obtenção de restaurações indiretas. O sistema CAD-CAM conta com um scanner que faz a obtenção das imagens, dispensando moldagens, vazamentos e troquelização. A imagem obtida é então trabalhada em um software, que desenha a restauração, permitindo que a peça tenha uma adaptação no dente que foi capturado e esteja em oclusão com o antagonista. Essa restauração então é fresada, obtendo a peça final, que após receber o tratamento de superfície, pode ser cimentada em boca⁴.

As restaurações CAD/CAM são confeccionadas a partir de blocos pré-fabricados e de acordo com Correia et al.³⁵, podem ser de cerâmica de vidro reforçada por leucita, alumina reforçada com vidro, alumina densamente sinterizada, Y-TZP

Zircônia com sinterização parcial ou total, titânio, ligas preciosas, ligas não preciosas e acrílico de resistência reforçada.

A processo fresagem causa danos a superfície das cerâmicas como trincas e fissuras. A cristalização, que é a queima das cerâmicas, não é capaz de selar completamente esses defeitos³⁷. Assim, são necessários protocolos de acabamento de superfície para minimizar os danos causados pela usinagem, como a aplicação do glaze.

3.2 Acabamento de Superfície

As cerâmicas necessitam passar por tratamento de superfície para serem utilizadas em boca, visando uma superfície lisa e brilhante. Segundo Quirynen et al.³⁸, a rugosidade superficial é um fator determinante para adesão e retenção de microorganismos na superfície das restaurações e estudos indicam um limiar de 0,2µm para prevenir a retenção. Bollen et al.³⁹ afirmam que valores acima desse favorecem o acúmulo de placa bacteriana, aumentando o risco de lesões cariosas e inflamação periodontal. Além disso, os danos causados pela fresagem, como trincas e fissuras, alteram a superfície da cerâmica, aumentando a sua rugosidade, que também está ligada ao índice de fragilidade, e quando desconsiderada, pode levar a propagação de falhas, comprometendo a longevidade da restauração^{12,13}.

Sabe-se que a dureza é um fator que influencia diretamente o desgaste dental³². O desgaste dental, apesar de ser um processo natural, pode ser acelerado com a presença de restaurações cerâmicas, sendo desejável que os materiais restauradores tenham um comportamento de desgaste semelhante ao esmalte dental. De acordo com Lambrecht et al.⁴¹, esse desgaste deve se situar entre 20 e 40µm por ano⁴².

O acabamento de superfície das restaurações em cerâmica é importante para longevidade clínica e manutenção da saúde dos tecidos orais. Sua função é fornecer uma superfície lisa, higiênica e estética¹⁵. No entanto, não existe um consenso sobre o melhor protocolo de acabamento, principalmente no que diz respeito à rugosidade superficial para as novas cerâmicas⁴³⁻⁴⁴.

O glaze é tradicionalmente usado como acabamento de superfície das cerâmicas. É caracterizado pela aplicação de uma camada fina na superfície da cerâmica, que deve ser levado ao forno para sinterização, com um resfriamento

rápido. Sua função é selar defeitos superficiais, promover uma superfície lisa e brilhante e aliviar tensões superficiais¹⁵. No entanto, estudos sugerem que ele diminui a resistência da cerâmica e altera sua estrutura, formando material amorfo¹²⁻¹³.

Algumas restaurações necessitam passar por ajustes em boca, que são realizados com pontas abrasivas, alterando a rugosidade das restaurações. Os ajustes são feitos com kits de pontas e borrachas, de forma rápida e deve promover uma superfície lisa, sem porosidades⁴⁵. Peças de silicato de lítio reforçado por zircônia (Celtra Duo - Dentsply Sirona, Charlotte, Carolina do Norte, EUA), de acordo com o fabricante, podem opcionalmente receber acabamento apenas com borrachas. Anusavice et al.⁴⁶ afirmam que o aumento no tempo ou no número aplicações do glaze diminui a rugosidade superficial. Yilmaz e Oskan⁴⁷, que compararam rugosidade superficial de algumas cerâmicas após diferentes tratamentos de superfície, concluíram que o polimento mecânico gera superfícies ásperas.

Atualmente fala-se do tratamento com queima estendida do glaze, que consiste em um protocolo de queima com resfriamento lento do forno. Um estudo demonstrou que quando comparado ao glaze convencional, o glaze estendido promoveu aumento da resistência à fadiga, apresentando-se como uma alternativa principalmente para materiais com maior composição vítrea¹³.

3.3 Abrasão e Dentifrícios

A abrasão consiste em um processo físico causado por outro material que não seja o dente⁴⁸. Nos dentes naturais pode acontecer na região incisal, quando causada por hábitos parafuncionais como a onicofagia, e na cervical quando causada pela escovação. É uma lesão não cariosa, caracterizada pela perda de tecido dental⁴⁹.

Quando ocorre devido à escovação, depende de fatores como a técnica, tempo, frequência, cerdas e abrasividade dos dentifrícios usados⁵⁰. Nas cerâmicas, afeta a superfície, podendo alterar sua dureza e rugosidade superficial, causando danos às suas propriedades²⁴, uma vez que a rugosidade é fator determinante para a adesão de placa e microrganismos.

Os dentifrícios são utilizados para a limpeza dental e tem em sua composição agentes umectantes, espessantes, aromatizantes e abrasivos. São responsáveis pela remoção de manchas extrínsecas e necessitam de um certo grau de abrasividade

para tal, uma vez que dentífricos com baixa abrasividade não são capazes de removê-las²⁵.

A abrasividade dos dentífricos é medida pelo RDA, que significa abrasividade relativa da dentina. É alterada de acordo com o potencial abrasivo de cada dentífrico, variando de acordo com a sua composição²⁶. A abrasão causada pela ação da escovação aliada aos dentífricos, altera a rugosidade superficial do material restaurador, podendo levar ao acúmulo de placa²¹. O aumento da rugosidade superficial facilita esse processo, pois os microrganismos ficam retidos nas irregularidades da superfície, favorecendo o aparecimento de lesões cariosas e inflamação dos tecidos periodontais²² e pode aumentar a abrasão do dente antagonista, devido à sua dureza²³.

Pereira et al.⁵¹ (2007) avaliaram o efeito da escovação em restaurações cerâmicas, com dentífricos de alta e média abrasividade, concluindo que o dentífrico com alta abrasividade causou uma perda de massa da cerâmica e não causou alterações significantes na rugosidade. Também avaliaram o efeito de superfícies tratadas com glaze e polimento, na rugosidade e adesão de placa após a escovação e concluíram que a escovação não foi determinante para o aumento a rugosidade⁵².

4 MATERIAL E MÉTODO

Apresento abaixo os materiais e métodos deste trabalho, de acordo com a sequência que foram executados.

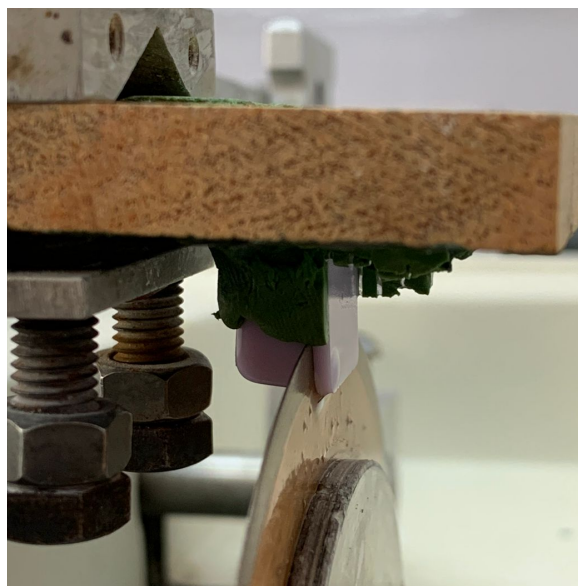
4.1 Materiais

Os materiais utilizados nesse estudo laboratorial *in vitro* foram blocos CAD/CAM de dissilicato de lítio – E.max, e silicato de lítio reforçado com zircônica – Celtra Duo. Ao todo, foram obtidos 90 espécimes de cada material.

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 obtidos em formato retangular com as seguintes dimensões (mm): 10,0 (largura) x 12,0 (comprimento) x 2,0 (espessura), como mostra a Figura 1.

Em seguida, as superfícies dos espécimes foram polidas usando um dispositivo de polimento (Metaserv 2000, Buehler, Lake Bluff, IL, EUA) equipado com lixa d'água (3M ESPE, St. Paul, MN, EUA) com granulação decrescente: 600, 800, 1200 e 1500, como mostra a Figura 2. Os espécimes foram então limpos em banho ultrassônico (Ultra Sonic 1440 Plus, Ribeirão Preto, SP, Brasil) por 10 minutos e secos ao ar da seringa tríplice.

Figura 1- Obtenção dos espécimes



Fonte: Arquivo pessoal da autora.

Figura 2 – Polimento do espécimes



Fonte: Arquivo pessoal da autora.

4.2 Grupos Experimentais

Apresento abaixo a divisão dos espécimes, de acordo com os tratamentos de superfície e dentifrícios utilizados.

4.2.1 Protocolos de queima de glaze

Os 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) como mostra o Quadro 1. 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), como mostra as Figuras 3, 4 e 5. O grupo de borracha de polimento (B) recebeu apenas o polimento manual com borracha 3º Fase Cinza (R17D) (Odontomega, Ribeirão Preto, SP, Brasil) por 60 segundos, de acordo com a recomendação do fabricante, como mostra a Figura 6. 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 rápido. 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. As aplicações do glaze e glaze estendido foram feitas por um único operador. As temperaturas de cada etapa estão descritas no Quadro 2.

Quadro 1 - Distribuição dos materiais em seus grupos com o protocolo de queima do glaze (n=30)

GRUPO	E.max	Celtra Duo
Borracha de polimento (B)	Sem glaze + polimento manual	Sem glaze + polimento manual
Queima convencional (G)	Glaze recomendado pelo fabricante	Glaze recomendado pelo fabricante
Queima estendida (EG)	Queima estendida do glaze	Queima estendida do glaze

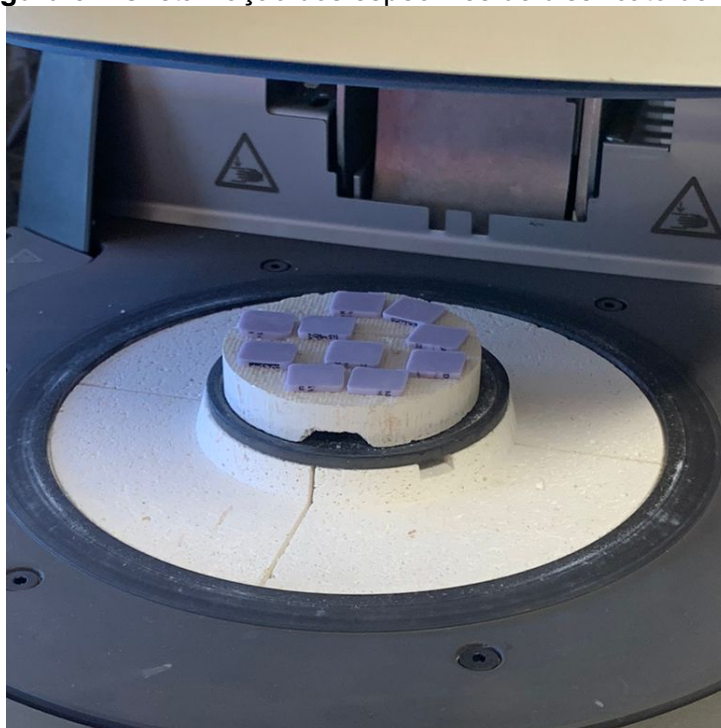
Fonte: Elaboração própria

Quadro 2 - Grupos com os respectivos tratamentos térmicos

GRUPOS	MATERIAL	T inicial (°C)	t ↗ (°C/min)	T final (°C)	H (min)	V (°C)	tL
Borracha de polimento	EMAX	403	90	850	07:00	450-	Rápida
	CELTRA	/	/	/	/	750 /	
Queima convencional	EMAX	403	60	770	03:00	450-	Rápida
	CELTRA	403	60	770	01:30	769 40- 769	
Queima estendida	EMAX	403	60	770	15:00	450-	Lento
	CELTRA	403	60	770	15:00	779 450- 779	

EMAX: Dissilicato de lítio. CELTRA: Silicato de lítio reforçado por zircônia. t ↗: taxa de aumento de temperatura. H: tempo de manutenção. V: vácuo. tL: taxa de resfriamento.

Fonte: Elaboração própria.

Figura 3 – Cristalização dos espécimes de dissilicato de lítio

Fonte: Arquivo pessoal da autora.

Figura 4 – Aplicação do glaze



Fonte: Arquivo pessoal da autora.

Figura 5 – Sinterização do glaze



Fonte: Arquivo pessoal da autora.

Figura 6 – Acabamento com borracha



Fonte: Arquivo pessoal da autora.

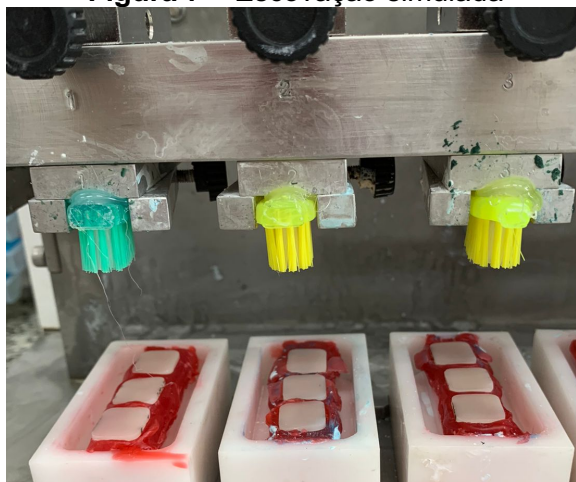
Posteriormente, os espécimes de cada grupo foram divididos em 3 subgrupos e os testes foram realizados, antes e depois do envelhecimento artificial feito pela escovação simulada.

4.2.2 Protocolo de escovação simulada

Foram utilizados três dentífrícios com diferentes abrasividades: Sensitive Pro Alivio Imediato - RDA=63; Colgate Total 12 (Colgate-Palmolive Company) RDA=83; e Colgate Luminous White (Colgate-Palmolive Company) RDA=142. Os espécimes foram acoplados em um dispositivo de escovação simulada (MEV2, Odeme, Bioecnology, Joaçaba, Brazil). Para realizar a escovação, foi obtida uma mistura do creme dental com água destilada na proporção 1:2. As escovas dentais utilizadas foram de cerdas macias (MEDFIO, São José dos Pinhais, PR, Brasil). O teste foi reproduzido com 100.000 ciclos, equivalente a 10 anos, aplicando uma carga axial de 200 g correspondente à força média aplicada por um indivíduo durante a escovação⁶⁰⁻

⁶³, como mostra a Figura 7. Após isso, os espécimes foram limpos em cuba ultrassônica por 10 minutos e secos com papel toalha soft.

Figura 7 – Escovação simulada

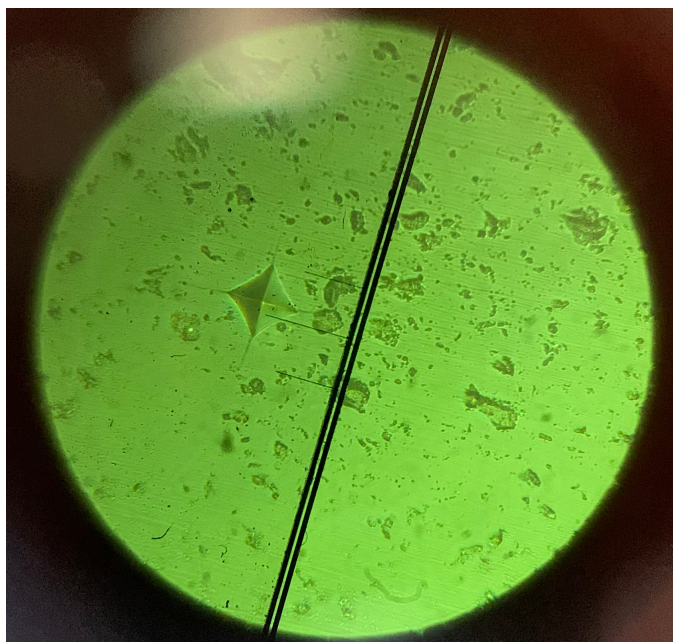


Fonte: Arquivo pessoal da autora.

4.3 Microdureza

A 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) endentações limpas e visíveis e (b) nenhum lascamento ao redor da endentação de diamante. A microdureza Vickers foi calculada pelo software da máquina de teste através da média dos comprimentos das diagonais do losango formado pela endentação, como mostra a Figura 8.

Figura 8 – Endentação no espécime



Fonte: Arquivo pessoal da autora.

4.4 Rugosidade

A rugosidade dos espécimes foi mensurada com um perfilômetro de contato (Mitutoyo SJ-400, Mitutoyo Corporation, Japão) e foram obtidos os parâmetros R_a (média aritmética dos valores absolutos de rugosidade dos picos e vales medida em um plano médio) e R_z (distância média entre os cinco picos mais altos e os cinco vales mais baixos encontrados no padrão). R_a e R_z foram mensurados em micrômetros (μm), com comprimento de onda de corte de 0.8 mm ($n = 5$) e $\lambda_s = 2,5 \mu\text{m}$. Três medidas foram realizadas em cada espécime, em pontos equidistantes. Para isto, marcações foram realizadas no suporte metálico utilizado para disposição dos espécimes durante o teste que guiaram o posicionamento da ponta mensuradora do perfilômetro, como mostra a Figura 9.

Figura 9 – Perfilômetro de contato medindo rugosidade do espécime



Fonte: Arquivo pessoal da autora.

4.5 Análise Estatística

Os resultados obtidos em cada um dos testes foram submetidos a análise estatística descritiva, teste de normalidade (Shapiro-Wilk), então foram avaliados pelo teste de ANOVA Two-Way, seguido do pós teste de Tukey.

5 RESULTADOS

No teste de microdureza Vickers, realizado nos espécimes de Celtra Duo, observamos que a interação foi significativa ($p < 0,05$) e o fator tratamento também ($p < 0,05$), enquanto o dentifrício/tempo não foi significante ($p = 0,066$), conforme mostrado na Tabela 1.

Na Tabela 2 observa-se que quando foi utilizado o tratamento com borracha, houve uma diminuição da dureza, comparando T1 com T2, com todos os dentífricos. Quando foram utilizados os tratamentos com glaze e glaze estendido, o envelhecimento não alterou a dureza.

Tabela 1- Two-Way ANOVA para a propriedade de microdureza Vickers do material cerâmico CAD/CAM Celtra Duo

Fonte de variação	gl	SQ	QM	F	Valor-p
Interação	10	144232	14423	4,406	$P < 0,0001$
Dentifrício/tempo	5	34564	6913	2,112	$P = 0,0666$
Tratamento	2	1,208e+006	603794	184,4	$P < 0,0001$
Resíduo	162	530307	3274		

Submetido a diferentes tratamentos, antes e após envelhecimento artificial ($p < 0,05$).

gl=graus de liberdade; SQ=soma de quadrados; QM=quadrado médio

Com base nos resultados do teste, a interação foi considerada significativa, assim como os efeitos do fator "Tratamento". O fator "Dentifrício/tempo" foi considerado não significativo.

Fonte: Elaboração própria.

Tabela 2 - Médias ($\pm$ desvio-padrão) da microdureza Vickers do material Celtra Duo

		Borracha	Glaze	Extraglaze
Baixa abrasividade	T1	853 (± 89) Aa	625 (± 80) Ab	611 (± 23) Ab
	T2	756 (± 57) BCa	621 (± 66) Ab	612 (± 43) Ab
Média abrasividade	T1	844 (± 82) ABa	587 (± 32) Ab	584 (± 42) Ab
	T2	732 (± 59) Ca	607 (± 44) Ab	611 (± 51) Ab
Alta abrasividade	T1	796 (± 93) ABCa	607 (± 29) Ab	604 (± 29) Ab
	T2	736 (± 57) Ca	655 (± 55) Ab	627 (± 22) Ab

Submetido a diferentes tratamentos, antes e após envelhecimento artificial (Two-Way ANOVA e Tukey, $p < 0,05$).

* Letras minúsculas iguais na mesma linha representam ausência de diferença estatística; letras maiúsculas iguais na mesma coluna representam ausência de diferença estatística ($p < 0,05$).

Fonte: Elaboração própria.

Nos espécimes de Emax, observamos que interação foi significativa ($p < 0,05$), e os fatores tratamento e dentifrício/tempo também foram significantes ($p < 0,05$), conforme mostra a Tabela 3.

Na Tabela 4 pode-se observar que para todos os tratamentos, o envelhecimento artificial não produziu redução na dureza, independente da abrasividade do dentifrício.

Tabela 3 - Two-Way ANOVA para a propriedade de microdureza Vickers dos material cerâmico CAD/CAM Emax

Fonte de variação	gl	SQ	QM	F	Valor-p
Interação	10	56439	5644	2,407	P = 0,0108
Dentifrício/tempo	5	44113	8823	3,762	P = 0,0030
Tratamento	2	126572	63286	26,99	P < 0,0001
Resíduo	162	379917	2345		

Submetido a diferentes tratamentos, antes e após envelhecimento artificial ($p < 0,05$).

gl=graus de liberdade; SQ=soma de quadrados; QM=quadrado médio.

Com base nos resultados do teste, a interação foi considerada significativa, assim como os efeitos dos fatores “Dentifrício/tempo” e “tratamento”.

Fonte: Elaboração própria.

Tabela 4 - Médias ($\pm$ desvio-padrão) da microdureza Vickers do material Emax

		Borracha	Glaze	Extraglaze
Baixa abrasividade	T1	717,60 ($\pm 63,49$) Aa	593,60 ($\pm 35,10$) Ab	616,90 ($\pm 65,81$) Ab
	T2	702,00 ($\pm 65,65$) Aa	648,20 ($\pm 67,20$) Aa	654,50 ($\pm 43,85$) Aa
Média abrasividade	T1	675,10 ($\pm 46,84$) Aa	594,90 ($\pm 21,38$) Ab	611,70 ($\pm 17,50$) Ab
	T2	675,40 ($\pm 62,14$) Aa	629,10 ($\pm 28,91$) Aa	652,80 ($\pm 38,95$) Aa
Alta abrasividade	T1	642,10 ($\pm 35,48$) Aa	624,90 ($\pm 65,29$) Aa	598,40 ($\pm 50,28$) Aa
	T2	667,10 ($\pm 25,85$) Aa	611,30 ($\pm 39,30$) Aa	671,80 ($\pm 49,36$) Aa

Submetido a diferentes tratamentos, antes e após envelhecimento artificial (Two-Way ANOVA e Tukey, $p < 0,05$).

* Letras minúsculas iguais na mesma linha representam ausência de diferença estatística; letras maiúsculas iguais na mesma coluna representam ausência de diferença estatística ($p < 0,05$).

Fonte: Elaboração própria.

No teste rugosidade superficial, realizado nos espécimes de Celtra Duo, observamos que a interação foi significativa ($p < 0,0001$) e que os fatores dentifrício/tempo e tratamento também foram significantes ($p < 0,0001$), conforme mostrado na Tabela 5.

Na Tabela 6, observou-se que quando o tratamento foi feito com borracha, sempre houve redução da rugosidade após o envelhecimento artificial.

Tabela 5 - Two-Way ANOVA para a propriedade de rugosidade superficial (Ra) do material cerâmico CAD/CAM Celtra Duo

Fonte de variação	gl	SQ	QM	F	Valor-p
Interação	10	0,060	0,60	5,7	P < 0,0001
Dentifrício/tempo	5	0,059	0,29	5,5	P < 0,0001
Tratamento	2	0,57	1,1	54	P < 0,0001
Resíduo	162	0,011	1,7		

Submetido a diferentes tratamentos, antes e após envelhecimento artificial (p<0,05).

gl=graus de liberdade; SQ=soma de quadrados; QM=quadrado médio.

Com base nos resultados do teste, a interação foi considerada significativa, assim como os efeitos dos fatores “Dentifrício/tempo” e “Tratamento” (p<0,0001).

Fonte: Elaboração própria.

Tabela 6 - Médias ($\pm$ desvio-padrão) da rugosidade superficial (Ra) do material Celtra Duo

		Borracha	Glaze	Extraglaze
Baixa abrasividade	T1	0,38 ($\pm$ 0,1) ABa	0,28 ($\pm$ 0,12) Aab	0,16 ($\pm$ 0,07) Ab
	T2	0,26 ($\pm$ 0,11) BCa	0,24 ($\pm$ 0,14) Aa	0,13 ($\pm$ 0,04) Aa
Média abrasividade	T1	0,44 ($\pm$ 0,16) Aa	0,25 ($\pm$ 0,06) Ab	0,13 ($\pm$ 0,06) Ab
	T2	0,19 ($\pm$ 0,04) Ca	0,2 ($\pm$ 0,08) Aa	0,12 ($\pm$ 0,06) Aa
Alta abrasividade	T1	0,5 ($\pm$ 0,25) Aa	0,2 ($\pm$ 0,07) Ab	0,11 ($\pm$ 0,07) Ab
	T2	0,21 ($\pm$ 0,07) Ca	0,25 ($\pm$ 0,04) Aa	0,16 ($\pm$ 0,05) Aa

Submetido a diferentes tratamentos, antes e após envelhecimento artificial (Two-Way ANOVA e Tukey, p<0,05).

* Letras minúsculas iguais na mesma linha representam ausência de diferença estatística; letras maiúsculas iguais na mesma coluna representam ausência de diferença estatística (p<0,05).

Fonte: Elaboração própria.

Nos espécimes de Emax, observou-se que a interação foi significativa (p<0,0001), que o fator dentifrício/tempo não foi significativo (p=0,0966), e que o fator tratamento também foi significativo (p<0,0001), conforme mostra a Tabela 7.

Na Tabela 8, observou-se que a rugosidade foi igual comparando T1 com T2 para todos os dentifrícios nos diferentes tratamentos. O envelhecimento artificial não alterou a rugosidade nos diferentes tratamentos com diferentes dentifrícios.

Tabela 7-Two-Way ANOVA para a propriedade de rugosidade superficial (Ra) do material cerâmico CAD/CAM E.max

Fonte de variação	gl	SQ	QM	F	Valor-p
Interação	10	0,79	0,079	3,9	P < 0,0001
Dentifrício/tempo	5	0,19	0,038	51,9	P = 0,0966
Tratamento	2	3,0	1,5	75	P < 0,0001
Resíduo	162	3,3	1,020		

Submetido a diferentes tratamentos, antes e após envelhecimento artificial (p<0,05).

gl=graus de liberdade; SQ=soma de quadrados; QM=quadrado médio.

Com base nos resultados do teste, a interação foi considerada significativa, assim como o efeito do fator “Tratamento” (p<0,0001).

Fonte: Elaboração própria.

Tabela 8 - Médias ($\pm$ desvio-padrão) da rugosidade superficial (Ra) do material E.max

		Borracha	Glaze	Extraglaze
Baixa abrasividade	T1	0,25 ($\pm$ 0,17) Ab	0,54 ($\pm$ 0,14) Aa	0,28 ($\pm$ 0,15) Ab
	T2	0,32 ($\pm$ 0,11) Aab	0,49 ($\pm$ 0,12) Aa	0,11 ($\pm$ 0,03) Ab
Média abrasividade	T1	0,35 ($\pm$ 0,18) Ab	0,60 ($\pm$ 0,14) Aa	0,22 ($\pm$ 0,14) Ab
	T2	0,34 ($\pm$ 0,27) Aab	0,51 ($\pm$ 0,11) Aa	0,21 ($\pm$ 0,07) Ab
Alta abrasividade	T1	0,36 ($\pm$ 0,19) Aa	0,46 ($\pm$ 0,10) Aa	0,17 ($\pm$ 0,08) Ab
	T2	0,34 ($\pm$ 0,13) Aab	0,55 ($\pm$ 0,14) Aa	0,24 ($\pm$ 0,09) Ab

Submetido a diferentes tratamentos, antes e após envelhecimento artificial (Two-Way ANOVA e Tukey, p<0,05).

* Letras minúsculas iguais na mesma linha representam ausência de diferença estatística; letras maiúsculas iguais na mesma coluna representam ausência de diferença estatística (p<0,05).

Fonte: Elaboração própria.

6 DISCUSSÃO

O dissilicato de lítio (Emax) necessita passar pelo processo de cristalização e processos de queima para ser utilizado em meio bucal, pois esse material é disponibilizado apenas pré-cristalizado para facilitar o processo de fresagem¹⁴. O silicato de lítio reforçado por zircônia (Celtra Duo) não necessita obrigatoriamente passar pelo processo de cristalização e de acordo com o fabricante, pode ser usado tanto na forma parcialmente cristalizada quanto cristalizada. No entanto, de acordo com Belli et al.⁵³, o silicato de lítio reforçado por zircônia é oferecido na forma metacristalizada para facilitar a usinagem e só alcança o ideal de cor após ser cristalizado.

A exposição desses materiais em meio bucal e à escovação com dentífrícios pode causar desgastes em sua estrutura¹⁷⁻¹⁹. De acordo com Philpotts et al.²⁵, é necessário que o dentífrício tenha um certo grau de abrasividade para remover manchas extrínsecas, uma vez que dentífrícios de baixa abrasividade não são capazes de removê-las. Estudos sugerem que a ação abrasiva dos dentífrícios pode ser capaz de causar desgastes excessivos e aumentar rugosidade da cerâmica⁵⁸, enquanto outros sugerem uma ação de polimento⁵⁹. Para avaliar a ação dos dentífrícios na superfície de cerâmicas com diferentes tratamentos, utilizamos no presente estudo dentífrícios de baixa, média e alta abrasividade, sendo eles, respectivamente: Sensitive Pro Alivio Imediat (Colgate-Palmolive Company) RDA=63; Colgate Total 12 (Colgate-Palmolive Company) RDA=83; e Colgate Luminous White (Colgate-Palmolive Company) RDA=142. Essa variação de abrasividade teve como objetivo oferecer maiores informações sobre a real influência do dentífrício na determinação do grau de severidade da abrasão e suas consequências clínicas.

Alguns protocolos de superfície, como a queima prolongada do glaze, podem ser capazes de diminuir os danos causados pela abrasão na superfície das restaurações cerâmicas, pois melhoram o desempenho das cerâmicas a longo prazo, quando comparado com o glaze convencional¹³. O glaze convencional, que tem resfriamento rápido, parece não ser capaz de selar completamente os danos causados pela fresagem, devido ao seu resfriamento abrupto, que gera uma tensão residual, podendo diminuir a resistência da cerâmica⁵³. O glaze estendido por ter um resfriamento lento, pode promover um selamento da superfície e diminuir as tensões residuais, promovendo uma resistência maior a cerâmica¹³.

Nos espécimes de Celtra Duo, avaliando a dureza, observou-se que quando foi utilizado o tratamento com borracha, houve diminuição da dureza, comparando T1 com T2, com todos os dentífricos. Assim, pode-se afirmar que o envelhecimento diminuiu a dureza. Quando foram utilizados os tratamentos com glaze e glaze estendido, o envelhecimento não alterou a dureza. A abrasividade do dentífrico não mostrou influência sobre a dureza do grupo com tratamento de borracha. No entanto, a dureza inicial da superfície tratada com glaze é menor quando comparamos com o grupo tratado com borracha, provavelmente devido às propriedades do glaze, que é menos resistente que a superfície da cerâmica¹³.

Como observamos, a maior dureza foi encontrada nos espécimes de Celtra Duo que receberam o tratamento com borrachas. O glaze e extraglaze promoveram uma menor dureza, que é benéfica quando se pensa no dente antagonista.

Sabe-se que a dureza é um fator que influencia o desgaste dental, sendo estes proporcionais³². Os tratamentos de superfície com glaze e extraglaze, por promoverem uma superfície com menor dureza, podem causar um desgaste menor no dente antagonista natural.

Nos espécimes de Emax, pode-se observar que para todos os tratamentos, o envelhecimento artificial não produziu redução na dureza, independente da abrasividade do dentífrico. Os grupos com tratamento de glaze e glaze estendido apresentaram menor dureza no T1, em comparação com o grupo de tratamento com borracha, quando se utilizou dentífricos de baixa e média abrasividade. Isso não foi observado com dentífrico alta abrasividade. Sabe-se que o dissilicato de lítio, quando levado a temperaturas acima de 700 graus Celsius, tem o metassiclato presente em sua composição dissolvido e a fase cristalina é aumentada. Assim, quando o material recebe o polimento com borrachas após sua cristalização, apresenta uma dureza maior⁵⁶.

Nos grupos de tratamento com glaze e glaze estendido, quando foi usado o dentífrico de baixa e média abrasividade, observou-se um aumento da média da dureza que não foi estatisticamente significativa. Também se observou que a dureza aumentou no T2, com exceção do grupo de tratamento com glaze no dentífrico de alta abrasividade no T2, que pode ser explicado pela ação do dentífrico sobre a superfície do glaze, causando um polimento superficial. Os dentífricos provavelmente provocaram um desgaste na superfície tratada com glaze e glaze estendido, que tem uma dureza menor que a da cerâmica¹⁵, aumentando a dureza do material.

A rugosidade é determinante na adesão de microrganismos na superfície das cerâmicas, sendo o glaze importante para promover uma superfície lisa. Um estudo aponta crescimento de biofilme em superfícies com maior rugosidade, podendo gerar problemas na cavidade oral, como a inflamação gengival²³. O aumento da rugosidade superficial facilita o acúmulo de placa, pois os microrganismos ficam retidos nas irregularidades da superfície, favorecendo o aparecimento de lesões cariosas e inflamação dos tecidos periodontais⁴⁶.

Observamos nos espécimes de Celtra Duo que quando o tratamento foi feito com borracha, sempre houve redução da rugosidade após o envelhecimento artificial. No entanto, a redução não foi significativa com dentifrício de baixa abrasividade. Apesar do fabricante afirmar que a superfície pode ser tratada apenas com borrachas, observou-se uma maior rugosidade inicial no grupo de tratamento com borracha em comparação aos grupos de tratamento com glaze e glaze estendido. Essa diferença não foi observada em T2, provavelmente em razão do dentifrício que atuou como um polidor na superfície, estando de acordo com o estudo de Di Credito et al.⁵⁹, que concluíram que o dentifrício pode ter ação de polimento na superfície da cerâmica.

A média de rugosidade inicial foi menor nos grupos com tratamento de glaze e glaze estendido, estando próximas de $0,2\mu\text{m}$, que é o limiar de rugosidade superficial para prevenir a adesão de placa²³. Nos espécimes tratados com borracha, a rugosidade inicial é maior, indicando que o que esse tratamento não é suficiente para promover uma superfície lisa o suficiente para manter a saúde dos tecidos bucais a longo prazo. Esse achado está em concordância com Yilmaz e Oskan⁴⁷, que compararam rugosidade superficial de algumas cerâmicas após diferentes tratamentos de superfície e concluíram que o polimento mecânico, gera superfícies ásperas.

Nos espécimes de Emax, a rugosidade foi igual comparando T1 com T2 para todos os dentifrícios nos diferentes tratamentos. O envelhecimento artificial não alterou a rugosidade nos diferentes tratamentos com diferentes dentifrícios. Em linhas gerais, para todos os grupos, o tratamento com glaze produziu rugosidade maior que os tratamentos com glaze estendido e borracha, e produziu um valor maior de rugosidade que os grupos de tratamento com borracha e glaze estendido, considerando o mesmo dentifrício/tempo, o que corrobora com a conclusão de outro trabalho, onde os autores afirmam que a o aumento no tempo ou no número de aplicações do glaze diminui a rugosidade superficial⁵³. Também é importante ressaltar

que a borracha apresenta uma certa abrasividade, capaz de polir a superfície da cerâmica, podendo diminuir sua rugosidade.

Sugere-se o delineamento de mais estudos que acompanhem clinicamente os diferentes protocolos de acabamento frente ao envelhecimento.

7 CONCLUSÃO

Para os espécimes de silicato de lítio reforçado por zircônia:

- O tratamento com glaze e extraglaze promoveram uma menor dureza;
- O envelhecimento artificial não alterou a dureza e rugosidade nos diferentes tratamentos com diferentes dentifrícios;
- O tratamento com borracha produziu a maior rugosidade inicial dentre os tratamentos, e pode não ser indicado como tratamento de superfície para restaurações de silicato de lítio reforçado por zircônia.

Para os espécimes de dissilicato de lítio:

- O envelhecimento artificial não produziu redução na dureza, independente da abrasividade do dentifrício e não alterou a rugosidade nos diferentes tratamentos com diferentes dentifrícios;
- O glaze estendido promoveu a menor rugosidade, podendo ser indicado para diminuir a rugosidade de restaurações de dissilicato de lítio.

REFERÊNCIAS*

1. El-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.
2. Pallesen U, van Dijken JW. 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.
3. Bhat V, Shenoy K, Dandekeri S, Reddy H. CAD/CAM ceramics: a literature review. *Int J Recent Sci Res.* 2016; 7(3): 9352-61.
4. Fu L, Engqvist H, Xia W. Glass–ceramics in dentistry: a review. *Materials.* 2020; 13(1049): 1-22.
5. Kelly JR, Benetti P. Ceramic materials in dentistry: historical evolution and current practice. *Aust Dent J.* 2011; 56(Suppl 1): 84–96.
6. Goodacre CJ, Bernal G, Rungcharassaeng K, Kan JYK. Clinical complications in fixed prosthodontics. *J Prosthet Dent.* 2003; 90(1): 31-41.
7. 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.
8. Davidowitz G, Kotick PG. The use of CAD/CAM in dentistry. *Dent Clin North Am.* 2011; 55(3): 559-70.
9. 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.
10. Kelly J R, Nishimura I, Campbell SD. Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. *J Prosthet Dent.* 1996; 75(1): 18-32.
11. Craig RG. *Materiais dentários restauradores*. 11.ed. São Paulo: Ed. Santos; 2004.
12. 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(7): 131–40.
13. 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(2): 226-40.
14. Kang SH, Chang J, Son HH. Flexural strength and microstructure of two lithium disilicate glass ceramics for CAD/CAM restoration in the dental clinic. *Restor Dent Endod.* 2013; 38(3): 134-40.

* 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>

15. Marshall DB, Evans AG, Khuri Yakub BT, Tien JW, Kino GS. The nature of machining damage in brittle materials. *Proc R Soc Lond. A* 385: 461–75.
16. Li RWK, Chow TW, Matinlinna JP. Ceramic dental biomaterials and CAD/CAM technology: State of the art. *J Prosthodont Res.* 2014; 58(4): 208–16.
17. Guazzato M, Albakry M, Quach L, Swain MV. Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of a glass-infiltrated alumina/zirconia-reinforced dental ceramic. *Dent Mater.* 2005; 21(5): 454–63.
18. Luthardt RG, Holzhüter H, Sandkuhl O, Herold V, Schnapp JD, Kuhlisch E, Walter M. Reliability and properties of ground Y-TZP-zirconia ceramics. *J Dent Res.* 2002; 81(7): 487–91.
19. Hacker CH, Wagner WC, Razzoog ME. An in vitro investigation of the wear of enamel on porcelain and gold in saliva. *J Prosthet Dent.* 1996; 75(1): 14–7.
20. Land CH. Porcelain dent art. *Dent Cosmos.* 1903; 45(8): 615-20
21. Tanoue N, Matsumura H, Atsuta M. Wear and surface roughness of current prosthetic composites after toothbrush/dentifrice abrasion. *J Prosthet Dent.* 2000; 84(1): 93–7.
22. Anusavice KJ. Degradability of Dental Ceramics. *Adv Dent Res.* 1992; 6(1): 82–9.
23. 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.
24. Hossain A, Okawa S, Miyakawa O. Surface texture and composition of titanium brushed with toothpaste slurries of different pHs. *Dent Mater.* 2007; 23(2): 186–92.
25. Philpotts CJ, Weader E, Joiner A. The measurement in vitro of enamel and dentine wear by toothpastes of different abrasivity. *Inter Dent J.* 2005; 55(Suppl 1): 183–7.
26. González-Cabezas C: Determination of the abrasivity of dentifrices on human dentin using the radioactive (also known as relative) dentin abrasion (RDA) method. *J Clin Dent.* 2010; 21(Suppl 1): S9–S10.
27. Della Bona A, Shen C, Anusavice KJ. Work of adhesion of resin on treated Lithia disilicate-based ceramic. *Dent Mater.* 2004; 20(4): 338-44.
28. McLean JW, Hughes TH. *Br Dentl Journal.* 1965; 119(6): 251-67.
29. Kina S. Protocolo clínico para utilização de uma nova cerâmica vítrea reforçada por leucita. *Rev Dent Press Estét.* 2005; 2(4): 23-67.
30. Craig RG, Powers JM. *Materiais dentários restauradores.* 11 .ed. São Paulo: Ed. Santos; 2004; 11(8): 551-74.
31. Borges GA, Sophr AM, de Goes MF, Sobrinho LC, Chen DC. Effect of etching and airborne particle abrasion the microstructure of different dental ceramics. *J Prosthet Dent.* 2003; 89(5): 497-88.

32. Gracis S, Thompson VP, Ferencz JL, Silva NR, Bonfante EA. A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. *Int J Prosthodont*. 2015; 28(3): 227-35.
33. Raposo LHA, Davi LR, Simamoto PC Jr, Neves FD, Soares PV, Simamoto VRN. Restaurações totalmente cerâmicas: características, aplicações clínicas e longevidade. *Pro-Odonto Prótese Dent*. 2014; 2: 1-66.
34. Sailer I, Makarov NA, Thoma DS, Zwahlen M, Pjetursson BE. All ceramic or metal-ceramic tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs)? A systematic review of the survival and complication rates. Part 1: Single crowns (SCs). *Dent Mater*. 2015; 31(6): 603-23.
35. Correia ARM, Sampaio Fernandes JCA, Cardosos JAP, Leal da Silva CFC. CAD/CAM: a informática da prótese fixa. *Rev Odontol UNESP*. 2006; 35(2): 183-89.
36. Gallardo YR, Bohner L, Tortamano P, Pigozzo MN, Laganá DC, Sesma N. Patient outcomes and procedure working time for digital versus conventional impressions: a systematic review. *Journal Prosthet Dentistry*. 2018; 119(2): 214–9.
37. 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(6): 791–6.
38. Quirynen M, Bollen CM, Papaioannou W, Van Eldere J, van Steenberghe D. The influence of titanium abutment surface roughness on plaque accumulation and gingivitis: short-term observations. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1996; 11(2): 169-78.
39. 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.
40. Hmaidouch R, Weigl P. Tooth wear against ceramic crowns in posterior region: a systematic literature review. *Int J Oral Sci*. 2013; 5(4):183–190.
41. Lambrechts P, Braem M, Vanherle G. Buonocore memorial lecture. Evaluation of clinical performance for posterior composite resins and dentin adhesives. *Oper Dent*. 1987; 12(2): 53-78.
42. Ohlmann B, Trame JP, Dreyhaupt J, Gabbert O, Koob A, Rammelsberg P. Wear of posterior metal-free polymer crowns after 2 years. *J Oral Rehabil*. 2008; 35(10): 782–788.
43. Hannink RHJ, Kelly PM, Muddle BC. Transformation toughening in zircônia-containing ceramics. *J Am Ceram Soc*. 2000; 83(3): 461-87.
44. Kantorski KZ, Scotti R, Valandro LF, Bottino MA, Koga-Ito CY, Jorge AO. Surface roughness and bacterial adherence to resin composites and ceramics. *Oral Health Prev Dent*. 2009; 7(1): 29-32.
45. Haralur SB: Evaluation of efficiency of manual polishing over autoglazed and overglazed porcelain and its effect on plaque accumulation. *J Adv Prosthodont*. 2012; 4(4): 179-186.

46. Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. Phillips materiais dentários. 11^a ed. Rio de Janeiro: Ed. Elsevier; 2005.
47. Yilmaz K, Ozkan P. Profilometer evaluation of the effect of various polishing methods on the surface roughness in dental ceramics of different structures subjected to repeated firings. *Quintessence Int.* 2010; 41(7): e125-31.
48. Bartlett D, Phillips K, Smith B. A difference in perspective – the North American and European Interpretations of tooth wear. *Int J Prosthodont.* 1999; 12(5):401-8.
49. Macdonald E, North A, Maggio B, SufiF, Mason S, Addy M, West NX. Clinical study investigating abrasive effects of three toothpastes and water in an in situ model. *J Dent.* 2010; 38(6): 509-16.
50. Addy M, Shellis RP. Interaction between attrition, abrasion and erosion in tooth wear. *Monogr Oral Sci.* 2006; 20:17-31.
51. Pereira SMB [UNESP]. Efeito da escovação associada à dentifrício branqueador na degradação superficial e formação de biofilme em materiais cerâmicos. [dissertação de mestrado]. São José dos Campos: Faculdade de Odontologia da Unesp; 2007.
52. Pereira PC [UNESP]. Efeito da escovação na formação in situ de biofilme dentário inicial e na rugosidade superficial em cerâmica de y-tzp após vitrificação e polimento. [dissertação de mestrado]. São José dos Campos: Faculdade de Odontologia da Unesp; 2010.
53. Belli R, Frankenberger R, Appelt A, Schmitt J, Baratieri LN, Greil P, Lohbauer U. Thermal-induced residual stresses affect the lifetime of zirconia-veneer crowns. *Dent Mater.* 2013; 29(2): 181–90.
54. Belli R, Wendler M, de Ligny D, Cicconi MR, Petschelt A, Peterlik H, Lohbauer U. Chairside CAD/CAM materials. Part 1: measurement of elastic constants and microstructural characterization. *Dent Mater.* 2017; 33(1): 84-98.
55. Ohlmann B, Trame JP, Dreyhaupt J, Gabbert O, Koob A, Rammelsber P. Wear of posterior metal-free polymer crowns after 2 years. *J Oral Rehabil* 2008; 35(10): 782–788.
56. Ritzberger C, Schweiger M, Höland W. Principles of crystal phase formation in Ivoclar Vivadent glass-ceramics for dental restorations. *J Non Cryst Solids.* 2016; 432(Part A): 137–42.
57. Anusavice KJ. Degradability of Dental Ceramics. *Adv Dent Res.* 1992; 6(1): 82–9.
58. Heintze SD, Forjanic M. Surface roughness of different dental materials before and after simulated toothbrushing in vitro. *Oper Dent.* 2005; 30(5): 617-26.
59. Di Credito RC, Araújo CRP, Araújo PA. Avaliação de pastilhas cerâmicas submetidas à ação de produtos fluoretados. *Rev Assoc Paul de Cir Dent.* 1995; 49(3): 236-40.

60. Yuan JC, Barão VAR, Wee AG, Alfaro MF, Afshari FS, Sukotjo C. Effect of brushing and thermocycling on the shade and surface roughness of CAD-CAM ceramic restorations. *J Prosthet Dent*. 2018; 119(6): 1000-6.
61. Sulaiman TA, Camino RN, Cook R, Delgado AJ, Roulet JF, Clark WA. Timelasting ceramic stains and glaze: A toothbrush simulation study. *J Esthet Restor Dent*. 2020; 32(6): 581-5.
62. Mahrous AA, Alhammad A, Alqahtani F, Aljar Y, Alkadi A, Taymour N, et al. The toothbrushing effects on surface properties and color stability of CAD/CAM and pressable ceramic fixed restorations-an in vitro study. *Materials (Basel)*. 2023; 16(8): 2950.
63. Picolo MZD, Kury M, Romário-Silva D, Rosalen PL, Pecorari VGA, Gianinni M, et al. Effects of gastric acid and mechanical toothbrushing in CAD-CAM restorative materials: Mechanical properties, surface topography, and biofilm adhesion. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2023; 138: 105606.
64. Yuan JCC, Barão VAR, Wee AG, Alfaro MF, Afshari FS, Sukotjo C. Effect of brushing and thermocycling on the shade and surface roughness of CAD-CAM ceramic restorations. *J Prosthet Dent*. 2018; 119(6): 1000-1006.
65. Moura RBB, Santos TC. Sistemas cerâmicos metal free: tecnologia CAD/CAM. *R Interd*. 2015; 8(1): 220-226.

Não autorizo a publicação deste trabalho pelo prazo de 2 anos

(Direitos de publicação reservado ao autor)

Araraquara, 1 de março de 2024

Ana Lídia Pinheiro Silva Sato