

**STÉPHANIE SOARES FAVERO**

**Rugosidade superficial e resistência ao desgaste de materiais para *CAD-CAM*  
após simulação da mastigação**

São Paulo  
2021



**STÉPHANIE SOARES FAVERO**

**Rugosidade superficial e resistência ao desgaste de materiais para *CAD-CAM*  
após simulação da mastigação**

**Versão Corrigida**

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, pelo Programa de Pós-Graduação em Odontologia (Biomateriais e Biologia Oral) para obter o título de Doutor em Ciências.

Orientador: Prof. Dr. Paulo Francisco Cesar

São Paulo

2021

Catálogo da Publicação  
Serviço de Documentação Odontológica  
Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo

---

Favero, Stéphanie Soares .

Rugosidade superficial e resistência ao desgaste de materiais para *CAD-CAM* após simulação da mastigação / Stéphanie Soares Favero ; orientador Paulo Francisco Cesar -- São Paulo, 2021.

98 p. : fig., tab. ; 30 cm.

Tese (Doutorado) -- Programa de Pós-Graduação em Odontologia. Área de concentração: Biomateriais e Biologia Oral. -- Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo.

Versão corrigida.

1. Rugosidade superficial. 2. Desgaste. 3. Simulação da mastigação. 4. CAD-CAM. 5. Cerâmica. 6. Materiais híbridos. I. Cesar, Paulo Francisco. II. Título.

Favero SS. Rugosidade superficial e resistência ao desgaste de materiais para CAD-CAM após simulação da mastigação. Tese apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Doutor em Ciências.

Aprovado em: 07/06/2021

### **Banca Examinadora**

Prof(a). Dr(a). Ana Flávia Sanches Borges

Instituição: Faculdade de Odontologia de Bauru \_\_\_\_\_ Julgamento: aprovada

Prof. Dr. Lourenço Correr Sobrinho

Instituição: Faculdade de Odontologia de Piracicaba \_\_\_\_\_ Julgamento: aprovada

Prof(a). Dr. Carlos Alberto Kenji Shimokawa

Instituição: Faculdade de Odontologia de São Paulo \_\_\_\_\_ Julgamento: aprovada



*Dedico mais essa conquista àquelas pessoas que me apoiaram incondicionalmente nessa longa jornada, eu amo vocês!*

*Ao meu marido, **Artur**, obrigada por todo apoio, suporte e incentivo. Sua alegria, bondade e leveza de vida me inspiram. Eu te amo!*

*À minha família, **Elaine, Alceu, Giovanna, e Eliane** agradeço por serem minha base, por me ensinarem o amor, o certo e o errado, me ensinarem a persistir e nunca desistir. Vocês me estimulam a cada dia ter fé e acreditar que tudo é possível. Vocês são tudo para mim.*

*À minha segunda família, **Cida, Paulo e Aine**, obrigada por me aceitarem em suas vidas, pela compreensão em cada momento de ausência e pelos incentivos em todos os momentos.*

*À minha querida amiga **Kelli**, esse trabalho é tão meu quanto seu! Meu muito obrigada por cada momento vivido nesses últimos anos, por cada risada, por cada ajuda nos problemas que enfrentamos juntas, por cada palavra de apoio e conselho. Sem você eu teria me perdido em vários momentos, porém você estava sempre ali, respondendo uma mensagem ou me fazendo refletir se minha escolha era a melhor a seguir. Não tenho palavras para descrever o quão importante você foi para mim nessa longa caminhada. Meu eterno obrigada!*



## AGRADECIMENTOS

Ao **Prof. Dr. Paulo Francisco Cesar**, agradeço por me aceitar junto ao seu grupo de pesquisa e por acreditar em meu potencial como aluna de pós graduação. Eu aprendi e, acima de tudo, amadureci muito trabalhando ao seu lado. Agradeço por todas as oportunidades e todo tempo dedicado a mim, sempre com muita paciência e descontração. Foram anos e anos de convivência e trabalho em equipe, só tenho a agradecer. Obrigada por tudo!

Ao meu querido amigo **Erick de Lima**, agradeço por todo aprendizado que me proporcionou, por todas as horas gastas me ensinando e explicando cada detalhe com toda a paciência do mundo, desde a minha primeira iniciação científica até o último minuto do mestrado. Obrigada pela sua amizade e dedicação.

À minha inseparável amiga de doutorado **Kelli Nunes Monteiro**, agradeço novamente pois nem mesmo todos os agradecimentos do mundo serão suficientes para agradecer o quanto você fez por mim.

Às amigas **Karina Felix e Lídia Arashiro**, obrigada pelas horas que passamos juntas no laboratório, pelas ideias discutidas e por toda ajuda que vocês me deram enquanto eu cursava o Doutorado Sanduíche em Manchester. Vocês foram essenciais para que esse trabalho pudesse ser concluído.

Aos amigos de pós graduação **Diego Manarão, Karen Akemi Fukushima, Lucas Hian da Silva, Pedro Albuquerque e Ranulfo Miranda**, os eternos “filhos de Francisco”, agradeço por toda ajuda, conversas, risadas e festinhas da firma durante essa caminhada.

Ao **Prof. Dr. Nick Silikas**, agradeço por me receber em sua Universidade de braços abertos, obrigada pela oportunidade, colaboração e por todo conhecimento transmitido durante o desenvolvimento deste estudo. Muito obrigada pela sua paciência e ajuda.

À todos os **amigos** que me acolheram na **Universidade de Manchester**, obrigada por toda gentileza, dedicação e tempo despendido em me ajudar e ensinar. Em especial à amiga **Rasha**, que não conteve esforços para me ambientar. Sua doçura e carinho são admiráveis.

Aos Professores do Departamento de Biologia Oral e Biomateriais Dentários da FOU SP, **Alyne Simões Gonçalves, Carlos Eduardo Francci, Fernando Neves Nogueira, Igor Studart Medeiros, Josete Barbosa Cruz Meira, Leonardo Elloy Rodrigues Filho, Paulo Eduardo Capel Cardoso, Rafael Yagüe Ballester, Roberto Ruggiero Braga, Rosa Miranda Grande, Victor Elias Arana-Chavez e Walter Gomes Miranda Jr.**, obrigada por tudo que acrescentaram para meu desenvolvimento profissional.

Aos funcionários do Departamento de Biomateriais Dentários, **Rosa Cristina Nogueira, Antônio Carlos Lascala e Elidamar Bastos**, agradeço por todo auxílio, ajuda e esclarecimentos durante o desenvolvimento desse trabalho. Obrigada pela paciência e pelas horas de descontração, sentirei falta de vocês!

Às minhas amadas amigas **Ariane Tomé Simão, Ana Carolina E. Barbosa Leite, Bianca Glerean Peters, Carolina Ferreira, Carolina Mayumi Ramirez, Isabella Costa Menino, Marianna Serrano Fernandez Plubins, Roana Sartori Silva, e Thais Cordeschi** agradeço por ter vocês em minha vida, vocês são as melhores amigas que eu poderia sonhar em ter, minha família de coração. Obrigada por estarem ao meu lado sempre!

À amiga **Glauci Elaine Damasio Fidelis** do SDO/FOUSP, obrigada pela gentileza e por toda ajuda na correção dessa tese, além do carinho comigo desde que eu ainda era funcionária da biblioteca.

Agradeço à CAPES pelo financiamento dessa pesquisa. O presente trabalho foi realizado com apoio da Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior – Brasil (CAPES) – Código de Financiamento 001.

*“De todos os infortúnios que afligem a humanidade, o mais amargo é que temos de ter consciência de muito e controle de nada”*

*Heródoto*



## RESUMO

Favero, SS. Rugosidade superficial e resistência ao desgaste de materiais para CAD-CAM após simulação da mastigação [tese]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2021. Versão Corrigida.

**Objetivo:** determinar a rugosidade superficial de coroas de quatro materiais processados por tecnologia CAD-CAM antes e após ensaio de desgaste realizado em um simulador da mastigação. E, ainda, mensurar a perda de volume e a perda de peso desses materiais após o ensaio de desgaste. **Materiais e métodos:** sessenta e quatro coroas foram confeccionadas e distribuídas em grupos. Grupos de coroas simulando o dente 16: B (IPS e.max CAD), C (Suprinity), D (Enamic) e E (Lava Ultimate); grupos de coroas antagonistas simulando o dente 46: AB, AC, AD e AE (todas compostas do material IPS e.max CAD). As coroas foram levadas à uma simuladora da mastigação para a realização do ensaio de desgaste. Antes do ensaio, as coroas foram submetidas à pesagem e à análise em um perfilômetro para determinação da rugosidade superficial e, também, para obtenção de imagens da topografia para determinação do volume. Após o ensaio de desgaste, as mesmas análises foram repetidas e os dados coletados e analisados. **Resultados:** os valores de rugosidade encontrados antes e após o ensaio de desgaste para os grupos de coroas testadas foram  $E > D = C = B$ , e para os grupos de coroas antagonistas foram  $AB = AC = AD = AE$ . Não houve diferença estatística dos valores de Ra antes e após o ensaio de desgaste de nenhum grupo quando comparados entre si. Os valores de perda de volume encontrados foram: grupo B = 29,18 mm<sup>3</sup>, grupo C = 21,59 mm<sup>3</sup>, grupo D = 20,73 mm<sup>3</sup>, grupo E = 14,17 mm<sup>3</sup>, grupo AB = 23,28 mm<sup>3</sup>, grupo AC = 26,07 mm<sup>3</sup>, grupo AD = 26,57 mm<sup>3</sup> e grupo AE = 14,30 mm<sup>3</sup>. Os valores de perda de peso encontrados foram: grupo B = 0,026 g, grupo C = 0,017 g, grupo D = 0,007 g, grupo E = 0,007 g, grupo AB = 0,012 g, grupo AC = 0,011 g, grupo AD = 0,045 g e grupo AE = 0,003 g. **Conclusões:** as coroas IPS e.max CAD, Suprinity e Enamic apresentaram melhor desempenho no parâmetro rugosidade superficial, mantendo os valores de rugosidade pelo período de um ano de simulação da mastigação. As coroas de IPS e.max CAD apresentaram ótimo desempenho como coroa antagonista dos materiais vitrocerâmicos, híbrido e resinoso, no quesito rugosidade superficial, não alterando os

valores de rugosidade apresentados após um ano de simulação da mastigação. As coroas Lava Ultimate apresentaram o melhor desempenho no quesito desgaste, com os menores valores de perda de volume e de peso. Apresentaram também a menor taxa de desgaste do antagonista. Não foi encontrada relação entre o comportamento de desgaste e o parâmetro rugosidade superficial. IPS e.max CAD, Suprinity e Enamic exibiram um potencial de desgaste maior, mas apresentaram menor rugosidade do que o Lava Ultimate.

Palavras-chave: Rugosidade. Desgaste. Simulação da mastigação. CAD CAM. Cerâmicas. Materiais híbridos.

## ABSTRACT

Favero, SS. Surface roughness and wear resistance of *CAD-CAM* materials after chewing simulation [thesis]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2021. Versão Corrigida.

**Purpose:** determine the surface roughness of four materials processed by *CAD-CAM* technology before and after wear test carried out in a chewing simulator. And measure the volume loss and weight loss of these materials after the wear test. **Materials and methods:** sixty-four crowns were made and distributed in groups. Groups of crowns simulating tooth 16: B (IPS e.max CAD), C (Suprinity), D (Enamic) and E (Lava Ultimate); groups of antagonistic crowns simulating tooth 46: AB, AC, AD and AE (all composed of IPS e.max CAD material). The crowns were taken to a chewing simulator to perform the wear test. Before the test, the crowns were weighed and analyzed in a profilometer to determine the surface roughness and also to obtain images of the topography to determine the volume. After the wear test, the same analyzes were repeated and the data collected and analyzed. **Results:** the roughness values found before and after the wear test for the groups of crowns were  $E > D = C = B$ , and for the groups of antagonist crowns they were  $AB = AC = AD = AE$ . There was no statistical difference in the Ra values before and after the wear test of any group when compared to each other. The values of volume loss found were group B = 29.18 mm<sup>3</sup>, group C = 21.59 mm<sup>3</sup>, group D = 20.73 mm<sup>3</sup>, group E = 14.17 mm<sup>3</sup>, group AB = 23.28 mm<sup>3</sup>, group AC = 26.07 mm<sup>3</sup>, group AD = 26.57 mm<sup>3</sup> and group AE = 14.30 mm<sup>3</sup>. The weight loss values found were group B = 0.026 g, group C = 0.017 g, group D = 0.007 g, group E = 0.007 g, group AB = 0.012 g, group AC = 0.011 g, group AD = 0.045 g and group AE = 0.003 g. **Conclusions:** the IPS e.max CAD and Suprinity crowns, together with the Enamic crowns, showed better performance in the surface roughness parameter, keeping the roughness values at acceptable levels for the period of one year of mastication simulation. The IPS e.max CAD crowns showed excellent performance as an antagonist crown of the vitro-ceramic materials, hybrid and resinous, in terms of surface roughness, without changing the roughness values after one year of mastication simulation. Lava Ultimate crowns showed the best performance in terms of wear, with the lowest values of volume and weight loss. They

also had the lowest wear rate of the antagonist. No relationship was found between the wear behavior and the surface roughness parameter. IPS e.max CAD, Suprinity and Enamic exhibited higher wear potential, but had less roughness than Lava Ultimate. The Enamic material would be the least suitable for a restorative treatment when the antagonist tooth is IPS e.max CAD, since it caused the highest weight loss, and together with Suprinity, the highest volume loss of the antagonist crown.

Keywords: Roughness. Wear. Chewing simulation. CAD CAM. Ceramics. Hybrid materials.

## LISTA DE FIGURAS

Figura 4.1 - Blocos de dissilicato de lítio usinados simulando o primeiro molar inferior .....	46
Figura 4.2 - Glaze Akzent Plus (a) e coroas vitrocerâmicas com aplicação do glaze antes da ceramização (b) .....	47
Figura 4.3 - Forno Programat EP 500 Ivoclar Vivadent (a) e coroa vitrocerâmica após ceramização e glazeamento (b) .....	47
Figura 4.4 - Conjunto coroa / troquel cimentado .....	48
Figura 4.5 - Espécime posicionado na cicladora .....	49
Figura 4.6 - Leituras no perfilômetro (a) leitura 1: topo das cúspides vestibulares, leitura 2: parte superior da vertente interna das cúspides vestibulares, leitura 3: parte inferior da vertente interna das cúspides vestibulares, leitura 4: parte inferior da vertente interna das cúspides linguais, leitura 5: parte superior da vertente interna das cúspides linguais e leitura 6: topo das cúspides linguais; e (b) leitura 1: topo das cúspides vestibulares, leitura 2: parte superior da vertente interna das cúspides vestibulares, leitura 3: parte inferior da vertente interna das cúspides vestibulares, leitura 4: sulco principal, leitura 5: parte inferior da vertente interna das cúspides linguais, leitura 6: parte superior da vertente interna das cúspides linguais e leitura 7: topo das cúspides linguais .....	50
Figura 4.7 - Análise da rugosidade no perfilômetro Proscan 2100 .....	51
Figura 4.8 - Perfil topográfico obtido no perfilômetro Proscan para mensuração do parâmetro volume .....	52
Figura 4.9 - Simuladora da mastigação SD Mechatronik.....	53
Figura 4.10 - Análise da perda de volume no perfilômetro Proscan 2100 .....	54

- Figura 5.1 - Valores médio de rugosidade Ra, para os espécimes em formato de coroa, antes e após ensaio de desgaste para cada grupo. Valores seguidos da mesma letra são estatisticamente semelhantes ..... 59
- Figura 5.2 - Valores médio de rugosidade Ra, para os espécimes em formato de coroa antagonista, antes e após ensaio de desgaste para cada grupo. Valores seguidos da mesma letra são estatisticamente semelhantes ..... 61
- Figura 5.3 - Valores médios de perda de volume em mm<sup>3</sup> e desvio padrão dos espécimes em formato de coroa. Valores seguidos da mesma letra são estatisticamente semelhantes ..... 63
- Figura 5.4 - Valores médios de perda de volume em mm<sup>3</sup> e desvio padrão dos espécimes em formato de coroa antagonista. Valores seguidos da mesma letra são estatisticamente semelhantes ..... 64
- Figura 5.5 - Valores médios de perda de peso em gramas e desvio padrão dos espécimes em formato de coroa. Valores seguidos da mesma letra são estatisticamente semelhantes ..... 66
- Figura 5.6 - Valores médios de perda de peso em gramas e desvio padrão dos espécimes em formato de coroa antagonista. Valores seguidos da mesma letra são estatisticamente semelhantes ..... 67
- Figura 5.7 - Correlação entre a perda de volume e a perda de peso apresentada pelas coroas dos materiais IPS e.max CAD, Suprinity, Enamic e Lava Ultimate ..... 68
- Figura 5.8 - Correlação entre a perda de volume e a perda de peso apresentada pelas coroas antagonistas de IPS e.max CAD ..... 68
- Figura 5.9 - Imagens de microscopia eletrônica de varredura das coroas de IPS e.max CAD após ensaio de desgaste. (a) visão geral: superfície glazeada e superfície desgastada, (b) visão aproximada: superfície glazeada e superfície desgastada, (c) detalhes da interface da área desgastada e glazeada, e (d) detalhes da superfície glazeada ..... 70
- Figura 5.10 - Imagens de microscopia eletrônica de varredura das coroas de Suprinity após ensaio de desgaste. (a) visão geral da superfície glazeada e superfície desgastada, (b) visão aproximada da interface superfície glazeada e superfície desgastada, (c) visão aproximada da superfície

desgastada e (d) visão aproximada com detalhes da superfície glazeada .....71

Figura 5.11 - Imagens de microscopia eletrônica de varredura das coroas de Enamic após ensaio de desgaste. (a) visão geral: superfície polida e superfície desgastada, (b) visão aproximada: superfície polida e superfície desgastada, (c) detalhes da superfície polida.....72

Figura 5.12 - Imagens de microscopia eletrônica de varredura das coroas de Lava Ultimate após ensaio de desgaste. (a) visão geral das superfícies polida e desgastada, (b) visão aproximada das superfícies polida e desgastada, (c) detalhes da interface superfície polida e desgastada.....73

Figura 5.13 - Imagens de microscopia eletrônica de varredura da superfície do IPS e.max CAD (grupo antagonista AB: IPS e.max CAD *versus* IPS e.max CAD) após ensaio de desgaste. (a) visão geral: superfície glazeada e superfície desgastada, (b) visão aproximada: detalhes da superfície glazeada e superfície desgastada, (c) visão geral da interface glaze/desgaste com fratura por lascamento, e (d) visão aproximada da fratura.....74

Figura 5.14 - Imagens de microscopia eletrônica de varredura da superfície do IPS e.max CAD (grupo antagonista AC: IPS e.max CAD *versus* Suprinity) após ensaio de desgaste. (a) visão geral: superfície glazeada e superfície desgastada, (b) visão aproximada: detalhes da superfície glazeada e superfície desgastada, (c) visão geral da interface glaze/desgaste com fratura e (d) visão aproximada da fratura.....75

Figura 5.15 - Imagens de microscopia eletrônica de varredura da superfície do IPS e.max CAD (grupo antagonista AD: IPS e.max CAD *versus* Enamic) após ensaio de desgaste. (a) visão geral: superfície glazeada e desgastada, (b) visão aproximada: interface da superfície glazeada e desgastada, (c) detalhes da superfície glazeada e (d) detalhes da superfície desgastada.....76

Figura 5.16 - Imagens de microscopia eletrônica de varredura da superfície do IPS e.max CAD (grupo antagonista AE: IPS e.max CAD *versus* Lava Ultimate) após ensaio de desgaste. (a) visão geral: superfície glazeada e superfície desgastada, (b) visão aproximada: detalhes da superfície desgastada, (c) visão aproximada: detalhes da superfície glazeada, e (d) detalhes da visão aproximada da superfície desgastada.....77



## LISTA DE TABELAS

- Tabela 4.1 - Delineamento experimental .....45
- Tabela 5.1 - Valores médio e desvio padrão dos valores de rugosidade dos espécimes em formato de coroa antes do ensaio de desgaste. Valores seguidos da mesma letra são estatisticamente semelhantes.....57
- Tabela 5.2 - Valores médio e desvio padrão dos valores de rugosidade dos espécimes em formato de coroa após o ensaio de desgaste. Valores seguidos da mesma letra são estatisticamente semelhantes.....58
- Tabela 5.3 - Valores médios de Ra e desvio padrão dos espécimes em formato de coroa antagonista antes do ensaio de desgaste. Valores seguidos da mesma letra são estatisticamente semelhantes .....60
- Tabela 5.4 - Valores médios de Ra e desvio padrão dos espécimes em formato de coroa antagonista após ensaio de desgaste. Valores seguidos da mesma letra são estatisticamente semelhantes .....60
- Tabela 5.5 - Valores médio de perda de volume em mm<sup>3</sup> e desvio padrão dos espécimes em formato de coroa após ensaio de desgaste. Valores seguidos da mesma letra são estatisticamente semelhantes.....62
- Tabela 5.6 - Valores médio de perda de volume em mm<sup>3</sup> e desvio padrão dos espécimes em formato de coroa antagonista após ensaio de desgaste. Valores seguidos da mesma letra são estatisticamente semelhantes .64
- Tabela 5.7 - Valores médio de perda de peso em gramas e desvio padrão dos espécimes em formato de coroa após ensaio de desgaste. Valores seguidos da mesma letra são estatisticamente semelhantes.....65
- Tabela 5.8 - Valores médio de perda de peso em gramas e desvio padrão dos espécimes em formato de coroa após ensaio de desgaste. Valores seguidos da mesma letra são estatisticamente semelhantes.....67



## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

<i>CAD-CAM</i>	Computer Aided Design - Computer Aided Machining
EDS	espectroscopia de raio-x por dispersão em energia
et al.	e outros/ outras
ISO	International Standard Organization
MEV	microscopia eletrônica de varredura
MIC	máxima intercuspidação
PICN	polymer infiltrated ceramic network
PVC	policloreto de vinila
RPM	rotações por minuto
UDMA	dimetacrilato de uretano
TEGDMA	dimetacrilato de trietileno glicol
3D	tridimensional



## LISTA DE SÍMBOLOS

mm <sup>3</sup>	milímetro cúbico
K	fator de intensidade de tensão
K <sub>I</sub>	modo de abertura da fratura
K <sub>Ic</sub>	fator de intensidade de tensão crítico
mm	milímetro
µm	micrometros
Ra	parâmetro rugosidade
°C	graus Celsius
MPa	mega Pascal
GPa	giga Pascal
nm	nanômetros
bar	unidade de pressão bar
N	Newton
Hz	hertz
g	gramas



## SUMÁRIO

<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO</b> .....	29
<b>2</b>	<b>REVISÃO DE LITERATURA</b> .....	33
2.1	FISIOLOGIA DA MASTIGAÇÃO .....	33
2.2	DESGASTE OCLUSAL .....	34
2.3	RUGOSIDADE .....	37
2.4	MATERIAIS .....	38
<b>3</b>	<b>PROPOSIÇÃO</b> .....	43
<b>4</b>	<b>MATERIAIS E MÉTODOS</b> .....	45
4.1	MATERIAL .....	45
4.2	MÉTODOS .....	46
<b>4.2.1</b>	<b>Confecção dos espécimes</b> .....	46
<b>4.2.2</b>	<b>Perfilometria pré-ensaio de desgaste</b> .....	50
4.2.2.1	Rugosidade .....	50
4.2.2.2	Volume .....	51
<b>4.2.3</b>	<b>Ensaio de desgaste</b> .....	52
<b>4.2.4</b>	<b>Perfilometria pós-ensaio de desgaste</b> .....	53
<b>4.2.5</b>	<b>Pesagem</b> .....	54
<b>4.2.6</b>	<b>Microscopia eletrônica de varredura</b> .....	55
<b>4.2.7</b>	<b>Análise dos resultados</b> .....	55
<b>5</b>	<b>RESULTADOS</b> .....	57
5.1	RUGOSIDADE .....	57
5.2	PERDA DE VOLUME .....	62
5.3	PERDA DE PESO .....	65
5.4	CORRELAÇÃO ENTRE PARÂMETROS .....	68
5.5	MICROSCOPIA ELETRÔNICA DE VARREDURA .....	69
<b>6</b>	<b>DISCUSSÃO</b> .....	79
<b>7</b>	<b>CONCLUSÕES</b> .....	85
	<b>REFERÊNCIAS</b> .....	87



## 1 INTRODUÇÃO

As restaurações estéticas realizadas com materiais cerâmicos ganharam grande popularidade nos últimos anos na Odontologia restauradora devido à crescente exigência estética por parte de pacientes e cirurgiões-dentistas. Recentes avanços em métodos de processamento cerâmico tem simplificado o trabalho do técnico de prótese dentária e permitiram um maior controle da qualidade das restaurações cerâmicas, o que proporcionou o aumento de sua confiabilidade mecânica. Como resultado, a proporção de tratamentos restauradores usando próteses totalmente cerâmicas aumentou significativamente (1-3).

O processamento por sistemas *CAD-CAM* (*Computer Aided Design – Computer Aided Machining*) é realizado por meio da usinagem de blocos cerâmicos com brocas multilaminadas ou pontas diamantadas em uma unidade usinadora controlada por um computador. Esse tipo de processamento elimina grande parte do trabalho manual do técnico de laboratório, e o fato dos blocos cerâmicos serem produzidos pelo fabricante em condições industriais otimizadas resulta em uma microestrutura com baixa porosidade e menor quantidade de defeitos (1, 4, 5).

As cerâmicas são os materiais mais comumente aplicados quando a tecnologia *CAD-CAM* é empregada. No entanto, blocos de compósitos associando resinas e cerâmicas também foram desenvolvidos para serem usados com esses sistemas. Os materiais compósitos possuem propriedades positivas relacionadas tanto às cerâmicas quanto às resinas, sendo indicados para coroas, inlays, onlays e facetas. Como esperado para um material composto, as suas propriedades são intermediárias entre as das cerâmicas e as das resinas compostas (6-9).

Estudos mostram que a utilização de coroas totais cerâmicas ou de compósitos apresentam alto índice de sucesso clínico. No entanto, fatores relacionados à fisiologia da mastigação podem influenciar na longevidade dessas restaurações (10-14). Os movimentos mastigatórios são divididos em movimentos de incisão e movimentos de lateralidade. Durante os movimentos de lateralidade, no qual ocorre fragmentação dos alimentos em partículas menores, os contatos dentais são frequentes e o desgaste dentário é um processo fisiológico que ocorre gradativamente durante toda a vida. A etiologia do desgaste dos dentes é multifatorial, e a evolução

do desgaste dentário está relacionada a fatores mecânicos, como por exemplo a força da mastigação, e fatores químicos, como consumo de alimentos ácidos ou episódios de refluxo, por exemplo (15-17).

O desgaste fisiológico oclusal ocorre em maior ou menor grau nos dentes naturais ou nas coroas e próteses dentárias. A microestrutura do material e a força da mastigação são os principais fatores que influenciam nas taxas de desgaste (18). Apesar das excelentes propriedades mecânicas apresentadas pelas cerâmicas odontológicas, a sua baixa tenacidade à fratura prejudica o seu desempenho quando estas são utilizadas por períodos prolongados de fadiga cíclica na cavidade bucal. Uma desvantagem do processamento das cerâmicas via *CAD-CAM* é o fato de a usinagem gerar trincas superficiais nas peças obtidas devido ao contato com as pontas diamantadas ou brocas multilaminadas, pois essas trincas podem se tornar defeitos críticos que irão propagar fraturas catastróficas quando as restaurações sofrerem fadiga cíclica, ou seja, quando estiverem em função na cavidade bucal (1).

As falhas de próteses dentárias cerâmicas são normalmente associadas a defeitos microestruturais, como poros e trincas. Esses defeitos podem surgir durante o processamento da peça, como descrito anteriormente, ou durante a atividade da mastigação, na qual ocorre o desgaste fisiológico. As superfícies desgastadas durante a mastigação podem atuar como fontes de iniciação e propagação de trincas. As falhas geralmente assumem a forma de microfissuras, muitas vezes indetectáveis a olho nu e são consideradas o fator de maior severidade no controle da resistência mecânica do material (19-21).

As cerâmicas odontológicas são materiais frágeis, ou seja, suportam pouca ou nenhuma deformação plástica antes de se fraturarem. Devido a essa inabilidade de se deformar plasticamente sob cargas aplicadas, as cerâmicas odontológicas podem sofrer uma fratura catastrófica pois as tensões de tração geradas ao redor dos defeitos microestruturais existentes ocasionam a propagação de trincas (22). Na Odontologia, essas tensões são geradas, em parte, pelas cargas mastigatórias, e embora o carregamento oclusal gere cargas de compressão, tensões complexas de tração, compressão e cisalhamento são geradas nas restaurações cimentadas (20). A intensificação das tensões existentes na ponta de uma trinca pode ser descrita pelo fator de intensidade de tensão ( $K$ ) que, no caso das cerâmicas, é controlado geralmente pelo modo I, ou modo de abertura da fratura ( $K_I$ ). Quando a intensidade de tensão na ponta da trinca alcançar uma condição crítica ( $K_{Ic}$ ), que é o fator de

intensidade de tensão crítico ou tenacidade à fratura, a trinca irá se propagar. Por isso, a resistência à fratura dos materiais é limitada pelos defeitos pré-existentes associados ao valor de tenacidade à fratura. A resistência à fratura do material depende de fatores como as condições de carregamento do teste, nível de tensão, geometria e volume do espécime (23, 24).

Além do baixo valor de tenacidade à fratura, outro fator que influencia na resistência mecânica das cerâmicas odontológicas é o fenômeno denominado crescimento subcrítico de trinca. Esse fenômeno ocorre a partir da associação entre tensões na ponta da trinca com a presença de moléculas de água (25). Na presença de água, um processo de corrosão sob tensão gera o crescimento das trincas ou outros defeitos pré-existentes no material, de maneira lenta e estável até atingirem um tamanho crítico, resultando na fratura catastrófica da restauração (23).

Diversos testes são utilizados para avaliação da fadiga em cerâmicas. Os carregamentos cíclicos são uma opção cada vez mais utilizada para a mensuração da fadiga mecânica, simulando a mastigação em ambiente oral. As condições geométricas das restaurações sob diferentes aplicações de cargas influenciam no modo de falha das restaurações cerâmicas. Consequentemente, a evolução da fratura é complexa e difícil de se determinar após a falha (20, 26). Os testes cíclicos simulando a mastigação podem ser utilizados para a realização de ensaios de desgaste. Em uma máquina simuladora da mastigação, o movimento é produzido por dois motores de passo que permitem movimentos verticais e horizontais controlados por computador entre o espécime e o espécime antagonista, em cada câmara de teste. A superfície de um espécime, antes e após o ensaio de desgaste, é uma importante fonte de informações, uma vez que parâmetros como a rugosidade podem influenciar na longevidade de um tratamento restaurador (27, 28).

Diversas variáveis estão envolvidas no comportamento de fadiga dos materiais cerâmicos. O modo de falha e o tempo de vida ("lifetime") desses materiais no ambiente oral durante a mastigação ainda não estão completamente estabelecidos e poucos estudos avaliaram o comportamento de fadiga desses novos materiais que apresentam novas microestruturas, desde novas vitrocerâmicas até materiais híbridos que associam cerâmicas com polímeros. Novos dados sobre esses materiais precisam ser obtidos para que sejam esclarecidas variáveis como a influência da microestrutura em relação à susceptibilidade à formação de danos superficiais quando os materiais são submetidos ao desgaste. O conhecimento da maneira como o dano

por desgaste progride no nível microestrutural é fundamental para a otimização de materiais dentários para aplicações protéticas (29).

## 2 REVISÃO DE LITERATURA

### 2.1 FISIOLOGIA DA MASTIGAÇÃO

A primeira parte de um ciclo mastigatório inicia-se com a fase de incisão do alimento. A partir da posição de fechamento da boca, os côndilos iniciam o movimento de abertura da boca realizando um deslocamento para baixo e para frente da mandíbula. Após a incisão do alimento há a retrusão da mandíbula e começam os ciclos com função de esmagamento e diminuição do tamanho das partículas do alimento. Na segunda parte do ciclo mastigatório, há a abertura da boca entre 16 a 20 mm e deflexão lateral entre 3 a 5 mm, caracterizando os movimentos de lateralidade (30). Com o bolo alimentar posicionado entre os dentes, a mandíbula rotaciona para o lado de trabalho e esmaga o bolo alimentar. Durante a fragmentação do alimento, ocorre o primeiro contato dentário, que se dá no lado de balanceio de maneira rápida e leve. Conforme as partículas do alimento são reduzidas, iniciam-se os contatos do lado de trabalho, com aumento gradativo da força muscular até a posição de máxima intercuspidação (MIC) (31). A máxima força aplicada durante o ciclo mastigatório ocorre na posição de máxima intercuspidação dos molares, e é influenciada por fatores como idade, gênero, atividade da musculatura, disfunções da articulação temporomandibular e dureza do alimento (32-34).

O ser humano julga a dureza de um alimento baseado na percepção de sua aparência e aplica uma certa força para o primeiro ciclo mastigatório, que funciona como um teste para determinar a força a ser aplicada nos demais ciclos. O ligamento periodontal é responsável pela percepção da dureza dos alimentos, nele encontram-se inúmeros mecanorreceptores que proporcionam sensibilidade ao periodonto. Quando os dentes entram em contato com seus respectivos antagonistas a uma certa velocidade, eles são empurrados contra o seu alvéolo acionando então o tecido ao seu redor, o periodonto. Devido à elasticidade do ligamento periodontal, uma força de reação ocorre sobre a mandíbula provocando a sua desaceleração até a parada do movimento. A partir da detecção da textura e dureza do alimento, os padrões da mastigação são alterados e a força é ajustada para que ocorra uma mastigação mais eficiente nos ciclos seguintes (35, 36). A performance da mastigação é influenciada, além da força da mordida, por outros fatores também como duração do ciclo

mastigatório, área de contato oclusal e a presença da guia canina (32), com isso, os padrões de movimentos mastigatórios variam entre os indivíduos, apresentando uma grande heterogeneidade (37).

Apesar da heterogeneidade, o movimento padrão de um ciclo mastigatório deve alternar o lado de trabalho e deve ter o maior número de ciclos com contatos dentais. Os contatos dentais durante a mastigação são mais frequentes durante os movimentos excursivos da mandíbula, também conhecidos como movimentos de lateralidade, no qual há deslizamento das cúspides tanto no início quanto no final do ciclo mastigatório. O movimento lateral de trabalho é guiado pelo deslize das vertentes internas das cúspides vestibulares superiores contra as vertentes externas das cúspides vestibulares inferiores. Nos molares, podem ocorrer ainda, contato entre as vertentes externas das cúspides linguais superiores e as vertentes internas das cúspides linguais inferiores (30, 34, 38).

Um importante fenômeno ocorre durante o ciclo mastigatório devido aos movimentos de lateralidade. Esse fenômeno conhecido como desgaste oclusal, caracteriza-se pelo contato intermitente dos dentes durante a mastigação que causa uma perda de estrutura superficial gerada pelo atrito das superfícies oclusais. Esse desgaste oclusal é um processo fisiológico, resultando em uma inclinação das cúspides menos acentuada ao longo dos anos (18, 34, 39).

## 2.2 DESGASTE OCLUSAL

O desgaste é definido como a perda progressiva de material na superfície de um corpo, causada pelo movimento de fricção sob uma determinada carga. Na Odontologia, o desgaste dentário proveniente do funcionamento normal da mastigação é considerado um fenômeno natural, e é conhecido como desgaste oclusal. Durante a mastigação, o desgaste pode ocorrer em dentes naturais ou em coroas e próteses fixas. Apesar do fenômeno ser considerado fisiológico, uma alta incidência de desgaste não fisiológico vem aumentando ao longo dos últimos anos, trazendo preocupações para o cirurgião dentista (40, 41).

A quantidade de desgaste dentário varia de um indivíduo para outro, e é dependente da idade. O desgaste normal dos dentes dá-se por um afinamento gradual da camada de esmalte ao longo dos anos e os primeiros sinais de desgaste ocorrem

nas cúspides dos primeiros molares e incisais dos caninos (42, 43). Um estudo demonstrou que a taxa anual de desgaste fisiológico do esmalte em molares é baixa, com um valor de 29  $\mu\text{m}$ , e geralmente não é uma grande preocupação para o cirurgião dentista. No entanto, hábitos parafuncionais como o bruxismo, e uma força de mordida alta podem acelerar esse desgaste, levando a uma perda excessiva de estruturas, tanto do dente natural quanto de materiais restauradores. Além da força da mordida, a taxa de desgaste depende também da microestrutura do material, sendo assim, o desgaste dentário deve ser considerado como um fenômeno multifatorial (18, 27, 29, 42, 44).

O desgaste patológico caracteriza-se como uma perda de estrutura acelerada, acima das taxas de desgaste naturais. Essa perda de estrutura traz consequências para o indivíduo, como dor, sensibilidade dentinária, insatisfação estética, função prejudicada, perda da dimensão vertical de oclusão e eventualmente até mobilidade dentária (45-49). Estudos apontam que o desgaste oclusal gera rachaduras nas camadas subsuperficiais do esmalte dentário (50). Já nos materiais restauradores, fatores como tenacidade à fratura, porosidade interna e defeitos na superfície podem contribuir com o desgaste, além de o próprio desgaste da superfície expor trincas e poros internos do material gerando fatores iniciadores e propagadores de trincas (19, 20, 29, 51). Estudos demonstraram que os materiais cerâmicos são mais resistentes ao desgaste, enquanto os compósitos e os polímeros sofrem mais perda de material. Por outro lado, por serem mais rígidos, os materiais cerâmicos podem causar danos ao esmalte dentário do dente antagonista (52-54).

Uma superfície severamente desgastada pode reduzir as cargas críticas necessárias para a propagação de trincas, assim o desgaste pode ser um fator importante na limitação da vida útil dos materiais restauradores (55). O conhecimento da evolução das falhas por desgaste no nível microestrutural é fundamental para a otimização dos materiais dentários.

Desde os anos 1970, muitos estudos e esforços foram feitos na tentativa de quantificar o desgaste dentário. O maior desafio encontrado é a comparação e validação dos métodos de mensuração. A maioria dos estudos de prevalência usa índices clínicos de desgaste dentário, porém esses índices diferem consideravelmente em sua classificação, sendo que alguns índices medem toda a superfície do dente enquanto outros concentram-se apenas em áreas como as vertentes das cúspides. Já nos estudos de incidência, diversas metodologias são aplicadas, dentre elas estão

técnicas de replicação, microscopia eletrônica de varredura, o uso de perfilometria e escaneamento intraoral (56, 57).

Na técnica de replicação de modelos, problemas de distorção de modelos de gesso e dificuldade na quantificação dos resultados tornam o método pouco preciso. Na microscopia eletrônica de varredura, apesar da grande precisão de leitura, o elevado custo e a complexidade do equipamento distanciam essa metodologia da realidade clínica dos cirurgiões dentistas. Já na perfilometria, o estabelecimento de pontos de referência e reposicionamento são as maiores desvantagens apresentadas, além da necessidade de uma técnica de replicação. Apesar de apresentar limitações clínicas, a perfilometria é uma excelente metodologia para estudos *in vitro* nos quais não há necessidade de replicação. E por fim, o escaneamento intraoral apresenta-se como uma técnica promissora por permitir os estudos *in vivo*, uma vez que faz as mensurações diretamente sobre as superfícies na cavidade oral. Assim como na perfilometria, o estabelecimento de pontos de referência também dificulta a técnica (58-60).

Uma questão a ser considerada na prática diária do cirurgião-dentista é o momento em que o desgaste dentário evolui de fisiológico para patológico. Não há um consenso sobre essa transição, porém alguns fatores podem ser considerados indicadores para o início de uma intervenção restauradora, são eles: expectativa de vida do paciente e da dentição, sensibilidade dentinária ou dor, dificuldade para mastigar, estética orofacial e perda de esmalte dentário. No dia a dia clínico, o cirurgião dentista pode utilizar de fatores primários e secundários para tomar a decisão de iniciar o tratamento, dentre os fatores primários temos a quantidade de desgaste dentário, as superfícies afetadas (envolvidas na oclusão ou não) e o número de dentes afetados (localizados ou generalizados). Os fatores secundários incluem a progressão (velocidade) da perda da superfície dentária, a idade do paciente e os fatores etiológicos (erosão, oclusão, dentre outros) (17).

A prevalência de desgaste dentário severo está associada com a idade do paciente e aumenta ao longo da vida, variando de cerca de 3% aos 20 anos a 17% aos 70 anos. O desgaste excessivo dos dentes é considerado uma ameaça à dentição funcional e o controle desse fenômeno é de grande interesse, tanto de forma preventiva, a fim de evitar o progresso da perda dentária, quanto de forma restauradora, substituindo estruturas dentárias perdidas e devolvendo a função (61). Pacientes com desgaste severo podem precisar de cuidados restaurativos complexos,

incluindo reabilitações completas com a necessidade de readequação da dimensão vertical de oclusão. Nesse quesito, o plano de tratamento torna-se desafiador e o cirurgião dentista deve tomar decisões sobre o tipo de tratamento e a escolha dos materiais (17).

### 2.3 RUGOSIDADE

A rugosidade da superfície de uma prótese dentária é influenciada pelo acabamento e polimento dessa superfície, e aparenta ter um impacto direto na longevidade das restaurações. Para garantir o sucesso clínico a longo prazo, todos os materiais devem apresentar uma superfície lisa e polida. Algumas cerâmicas são submetidas a uma queima adicional, chamada de glaze, que promove uma camada mais lisa à superfície do material. Já as resinas e compósitos são submetidos às etapas de acabamento e polimento com borrachas e pastas específicas, a fim de atingir o mesmo objetivo (62, 63).

No entanto, os efeitos da manipulação da superfície de uma prótese, como por exemplo o polimento ou o glazeamento, são fortemente dependentes dos parâmetros aplicados e das propriedades do próprio material. Por isso, os fabricantes fornecem kits de polimento individuais com parâmetros (pressão ou temperatura, por exemplo) e instrumentos específicos que devem ser utilizados (tipo de broca ou pasta de polimento, por exemplo) dependendo do material, para a execução em laboratório ou no consultório odontológico (64, 65).

Um acabamento superficial liso é uma das características desejáveis para uma restauração satisfatória. Superfícies polidas e lisas minimizam lascamentos e fraturas, auxiliam na aparência estética das restaurações dentárias, e, ainda, minimizam a adesão bacteriana. Além disso, as superfícies lisas sofrem menos desgaste e, assim, contribuem para o aumento da longevidade da restauração (63, 66-68).

A falha de muitos materiais, incluindo as cerâmicas, é atribuída à propagação de microfissuras. Os materiais restauradores apresentam em sua microestrutura fissuras e microfissuras, geradas durante seu processamento ou acabamento, de localização e orientação aleatórias. Mecholsky et al. observou que uma superfície rugosa leva a uma distribuição não uniforme de tensões e a concentração de tensão ocorre num local específico devido às diferenças de forma na camada superficial.

Devido à presença de rugosidade superficial, as trincas tensionadas podem não se propagar aleatoriamente, e sim, em pontos de maior tensão (69-71).

Os procedimentos de acabamento e polimento modificam a superfície do material e influenciam na quantidade de fissuras e microfissuras, e também, nos valores de tensões residuais. Por exemplo, o glazeamento pode arredondar a ponta de uma trinca modificando, assim, a resistência do material. Para os materiais cerâmicos, a aplicação de uma camada de glaze na superfície do material determina sua rugosidade superficial e é apropriada para o uso clínico pois proporciona à restauração uma superfície lisa, com espécimes apresentando melhor estabilidade de cor e maior resistência mecânica (70, 72).

A manipulação de materiais cerâmicos requer habilidades adequadas dos técnicos de laboratório e a fabricação de coroas cerâmicas é altamente sensível à técnica. Pequenas falhas laboratoriais podem resultar em camadas de superfície clinicamente inaceitáveis, com grande quantidade de poros e fissuras, afetando a rugosidade. Materiais para processamento 3D, utilizados em sistemas como o *CAD-CAM*, estão sendo cada vez mais utilizados por minimizarem os defeitos decorrentes da técnica manual. Por serem materiais produzidos em condições industriais otimizadas apresentam uma superfície com baixa porosidade e menor quantidade de defeitos, gerando aumento da confiabilidade mecânica. (1, 4, 5).

Várias técnicas foram desenvolvidas para avaliação da rugosidade superficial. Entre elas, o uso de um perfilômetro óptico tem sido amplamente utilizado para determinar a rugosidade média da superfície de materiais. Uma superfície é considerada lisa quando os valores médios de rugosidade são baixos, enquanto valores médios de rugosidade mais altos caracterizam uma superfície rugosa. O parâmetro rugosidade  $R_a$  é caracterizado como o valor médio aritmético de todas as distâncias absolutas do perfil de rugosidade, e é o parâmetro mais utilizado para medição de superfícies (73, 74).

## 2.4 MATERIAIS

Dentre as diversas categorias de cerâmicas, a vitrocerâmica à base de dissilicato de lítio está entre as cerâmicas mais conhecidas e utilizadas na Odontologia, tendo sido desenvolvida como um material substituto das coroas

metalocerâmicas tradicionais devido às suas propriedades ópticas melhoradas (75, 76). O IPS e.max CAD é um exemplo comercial desse tipo de vitrocerâmica que é produzido a partir de uma mistura de pós de quartzo, dióxido de lítio, óxido de fósforo, óxido de alumínio, óxido de potássio, e outros componentes (77).

O IPS e.max CAD alcança a sua microestrutura final após um processo de cristalização de dois estágios (processo de dupla nucleação). Em um primeiro estágio, os cristais de metassilicato de lítio são precipitados na matriz de vidro, resultando em um material com excelentes propriedades para fresagem, uma vez que se encontra apenas em um estado pré-cristalizado. Quando nesse estado, o bloco pode ser fresado em sistema *CAD-CAM* com relativa rapidez sem desgaste excessivo da ponta diamantada e sem causar danos significativos ao material (77, 78).

Em um segundo estágio de tratamento térmico, após o processamento via usinagem, a fase de metassilicato é completamente dissolvida e os cristais de dissilicato de lítio aparecem na matriz vítrea. Este tratamento térmico ocorre a aproximadamente 850 °C em forno convencional para sinterização de porcelanas. Ao final, o material contém uma microestrutura de dissilicato de lítio ( $\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$ ), o que confere à restauração suas propriedades mecânicas e estéticas. A vitrocerâmica final contém cerca de 70% em volume de cristais de dissilicato de lítio com um tamanho de cristal aproximado de 1,5  $\mu\text{m}$  (77, 78). A cerâmica IPS e.max CAD possui uma resistência à flexão de 360 MPa, o que significa uma resistência à flexão em torno de seis vezes maior do que aquela encontrada para as porcelanas feldspáticas (entre 60 a 70 MPa), módulo de elasticidade de 95 GPa e dureza Vickers de 5,8 GPa, segundo dados do fabricante (77, 79-81).

Apesar da grande aceitação e amplo uso da vitrocerâmica de dissilicato de lítio, a evolução dos materiais dentários tentou suprimir as desvantagens remanescentes deste sistema cerâmico por meio do desenvolvimento de vitrocerâmicas reforçadas com cerâmicas policristalinas. Essas novas vitrocerâmicas foram projetadas para conter silicato de lítio como a principal fase cristalina em uma matriz vítrea reforçada com cristais de dióxido de zircônio (~10%) (82). Quando este material passa pelo processo de cristalização, os cristais de silicato de lítio nucleados atingem um tamanho médio que varia de 0,5 a 1  $\mu\text{m}$  (83). A formação desses cristais menores e mais finos ocorre devido à presença de partículas de zircônia no material, que atua como um aditivo que influencia a cristalização dificultando o crescimento dos cristais (84). Mesmo com a presença de cristais menores em sua microestrutura, este material

apresenta propriedades mecânicas semelhantes às observadas para a cerâmica de dissilicato de lítio (85). Além disso, como observado para as vitrocerâmicas tradicionais, estes novos materiais de silicato de lítio reforçado com zircônia mantêm boas propriedades ópticas, são facilmente usinados em equipamentos *CAD-CAM* e possuem um bom acabamento superficial, já que eles ainda possuem uma grande quantidade de matriz de vidro (86).

Um dos exemplos comerciais existente de vitrocerâmica de silicato de lítio é a cerâmica Suprinity, um material comercializado em um estado parcialmente cristalizado e que requer um ciclo térmico adicional em um forno. A principal vantagem deste material é a sua capacidade de economia de tempo para a produção das restaurações dentárias, uma vez que são usinados mais rapidamente em máquinas *CAD-CAM* do que a vitrocerâmica de dissilicato de lítio (82), com uma resistência à flexão em torno de 420 MPa, módulo de elasticidade de 70 GPa e dureza Vickers de aproximadamente 7 GPa, segundo o fabricante (81). Uma vantagem particular da cerâmica de silicato de lítio sobre a versão de dissilicato de lítio é a sua melhor capacidade de polimento devido aos menores cristais presentes em sua microestrutura (87).

As cerâmicas odontológicas, devido à sua estabilidade química, apresentam excelentes propriedades mecânicas e ópticas, e ainda, alta biocompatibilidade. No entanto, uma vez que a restauração cerâmica já está instalada na cavidade oral, ajustes e reparos, quando necessários, são de difícil execução e apresentam baixa taxa de sucesso. Já os materiais resinosos, por outro lado, são fáceis de manusear e apresentam alta taxa de sucesso quando reparos intraorais são necessários, porém sua biocompatibilidade, desgaste e propriedades mecânicas são inferiores às das cerâmicas (88).

No intuito de formular um material ideal, a associação dos compósitos que apresentam módulo de elasticidade semelhante ao da dentina com a cerâmica feldspática que apresenta módulo de elasticidade semelhante ao esmalte dentário, resultou num material híbrido denominado PICN (Polymer-Infiltrated-Ceramic-Network). O PICN consiste em uma cerâmica porosa infiltrada por um polímero, gerando uma rede interligada. Os materiais PICN possuem propriedades positivas relacionadas tanto às cerâmicas quanto às resinas, com um equilíbrio entre elasticidade e resistência, sendo indicado para coroas, inlays, onlays ou facetas. A parte polimérica tem uma resistência abaixo de 30 MPa e a rede cerâmica tem uma

resistência em torno de 160 MPa, enquanto o PICN final tem resistência de 135 MPa. Como esperado para um material híbrido, as propriedades são intermediárias entre as das cerâmicas e das resinas compostas. Recentemente os materiais híbridos Lava Ultimate e Enamic foram introduzidos para restaurações dentárias por processamento *CAD-CAM* (89).

O material Lava Ultimate é descrito pelo fabricante como uma resina nanocerâmica e é composto por 80% de partículas de nanocerâmicas, constituídas por partículas de sílica (20 nm) e de zircônio (4 a 11 nm), unidas em uma matriz resinosa (90). Apresenta resistência à flexão em torno de 200 MPa, módulo de elasticidade próximo ao da dentina, em torno de 13 GPa, e dureza Vickers em torno de 1,5 GPa (1, 9).

Já o material Enamic é produzido por meio da sinterização inicial de um pó de porcelana com aproximadamente 70% de sua densidade total, seguido da infiltração de uma mistura de monômeros. Esse material é um compósito polímero/cerâmica, composto por duas redes interligadas: uma cerâmica dominante e uma polimérica (91). Publicações recentes mostraram que a parte polimérica destes materiais é composta por polímeros reticulados de dimetacrilato de uretano (UDMA) e de dimetacrilato de trietileno glicol (TEGDMA) (7). Apresenta resistência à flexão entre 150 a 160 MPa, módulo de elasticidade de 30 GPa e dureza Vickers em torno de 2,5 GPa, segundo o fabricante (6, 87, 92).



### 3 PROPOSIÇÃO

Determinar a rugosidade superficial de coroas de quatro materiais processados por tecnologia *CAD-CAM* antes e após ensaio de desgaste realizado em um simulador da mastigação. Adicionalmente, o trabalho teve como objetivo mensurar a perda de volume e a perda de peso desses materiais após o ensaio de desgaste. As hipóteses nulas deste estudo *in vitro* foram as seguintes:

- I. A microestrutura dos materiais em formato de coroa não afeta a rugosidade superficial dessas coroas antes ou após o ensaio de desgaste.
- II. A rugosidade superficial das coroas após o ensaio de desgaste não difere da rugosidade superficial antes do ensaio.
- III. A microestrutura do material em formato de coroa antagonista não afeta a rugosidade superficial dessas coroas antes ou após o ensaio de desgaste.
- IV. A rugosidade superficial das coroas antagonistas após o ensaio de desgaste não difere da rugosidade superficial antes do ensaio.
- V. O volume dos materiais antes do ensaio de desgaste não difere do volume após o ensaio de desgaste.
- VI. O peso dos materiais antes do ensaio de desgaste não difere do peso após o ensaio de desgaste.



## 4 MATERIAIS E MÉTODOS

### 4.1 MATERIAL

Para a confecção dos espécimes em formato de coroas e coroas antagonistas, quatro diferentes blocos comerciais utilizados para processamento via *CAD-CAM* foram utilizados nesse estudo: blocos de resina composta Lava Ultimate (3M ESPE), blocos de cerâmica infiltrada com polímero Enamic (Vita Zahnfabrik), e blocos de vitrocerâmicas, uma à base de dissilicato de lítio, IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent), e outra à base de silicato de lítio reforçada com zircônia, Suprinity (Vita Zahnfabrik).

Foram utilizados também ácido fluorídrico 5% (manipulado, USP), agente silano Monobond Plus (Ivoclar Vivadent), adesivo dentário ExcITE F single dose vessels (Ivoclar Vivadent), ácido fosfórico 37% Total Etch (Ivoclar Vivadent), cimento resinoso dual Variolink (Ivoclar Vivadent) e resina composta Opallis (FGM). Sessenta e quatro coroas foram confeccionadas e distribuídas conforme os grupos descritos na tabela 4.1 abaixo.

Tabela 4.1 - Delineamento experimental (77, 93)

Tipo de coroa	Grupo	Marca comercial (fabricante)	Composição (peso em %)	Nº de coroas
Coroa antagonista (dente 46)	AB	IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent)	57 a 80% SiO <sub>2</sub> , 11 a 19% Li <sub>2</sub> O, outros óxidos	08
	AC			08
	AD			08
	AE			08
Coroa (dente 16)	B	IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent)	57 a 80% SiO <sub>2</sub> , 11 a 19% Li <sub>2</sub> O, outros óxidos	08
	C	Suprinity (Vita Zahnfabrik)	56 a 64% SiO <sub>2</sub> , 15 a 21% Li <sub>2</sub> O, 8 a 12% ZrO <sub>2</sub> , 1% outros óxidos e pigmentos	08
	D	Enamic (Vita Zahnfabrik)	86% cerâmica feldspática enriquecida com Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> , SiO <sub>2</sub> e outros óxidos, 14% UDMA, TEGDMA	08
	E	Lava Ultimate (3M ESPE)	80% carga inorgânica (ZrO <sub>2</sub> 4 a 11 nm, SiO <sub>2</sub> 20 nm) 20% Bis-GMA, UDMA, Bis-EMA, TEGDMA	08

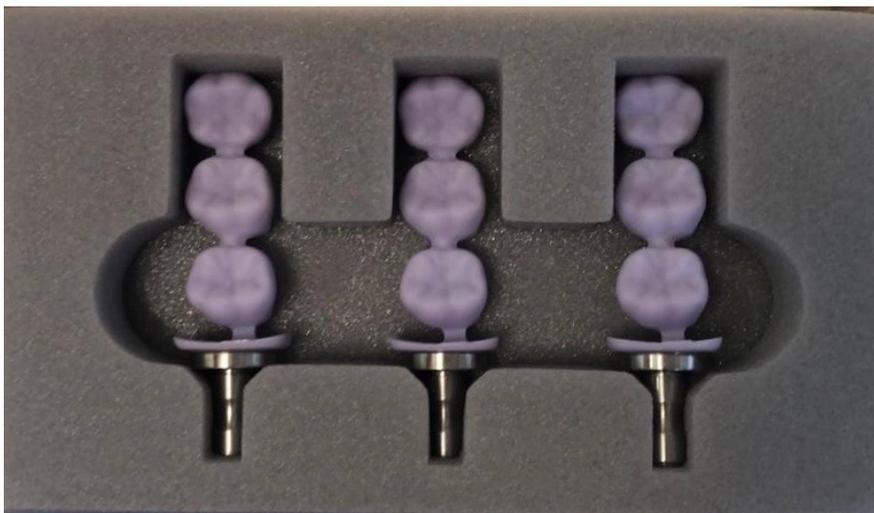
Fonte: O autor

## 4.2 MÉTODOS

### 4.2.1 Confecção dos espécimes

Para a confecção das coroas simulando o dente 16 foram usinados oito blocos de cada material em sistema *CAD-CAM* e foram obtidas trinta e duas coroas simulando o primeiro molar superior. Para a confecção das coroas antagonistas simulando o dente 46 (Figura 4.1), foram usinados blocos de dissilicato de lítio em sistema *CAD-CAM* obtendo-se trinta e duas coroas antagonistas simulando o primeiro molar inferior.

Figura 4.1 - Blocos de dissilicato de lítio usinados simulando o primeiro molar inferior

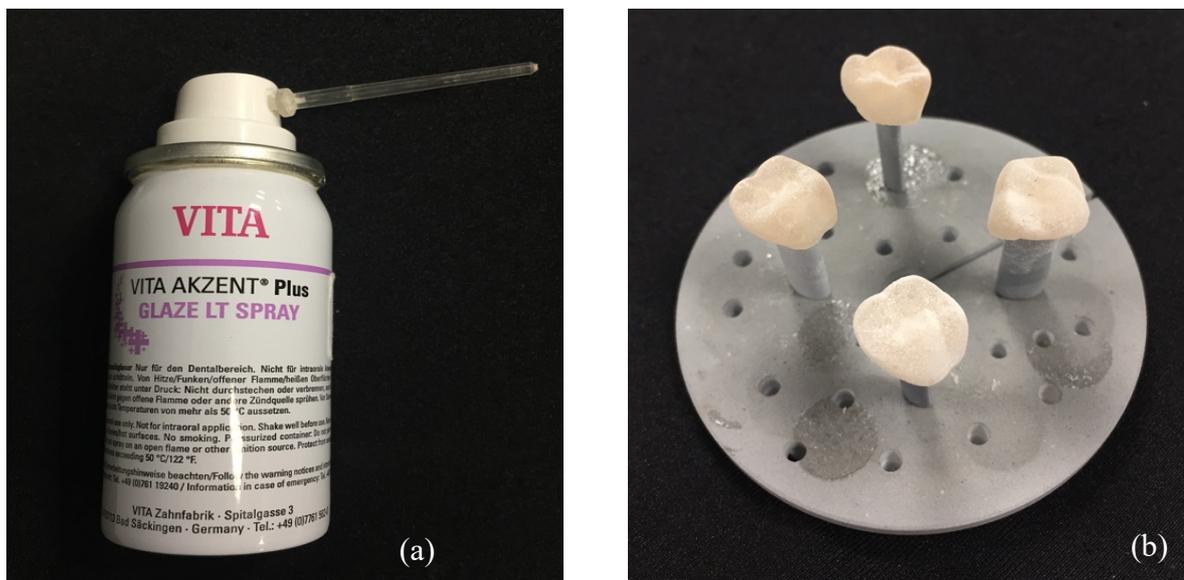


Fonte: O autor

Para a confecção dos espécimes, um troquel de resina acrílica preparado (P-oclusal) foi escaneado no escâner digital Ineos (Dentsply Sirona) e uma imagem virtual do troquel foi obtida. Esta imagem foi manipulada no software inLab do sistema Cerec para obtenção da imagem virtual da coroa. Em seguida, foi realizada a usinagem do bloco no *CAD-CAM*, e todas as coroas fresadas passaram pelas etapas de acabamento, sendo que as coroas de vitrocerâmicas sofreram uma queima combinada de ceramização e glaze Vita Akzent Plus (Vita Zahnfabrik) (Figura 4.2) no forno Programat EP 5000 (Ivoclar Vivadent) (Figura 4.3) a uma temperatura de 840°C

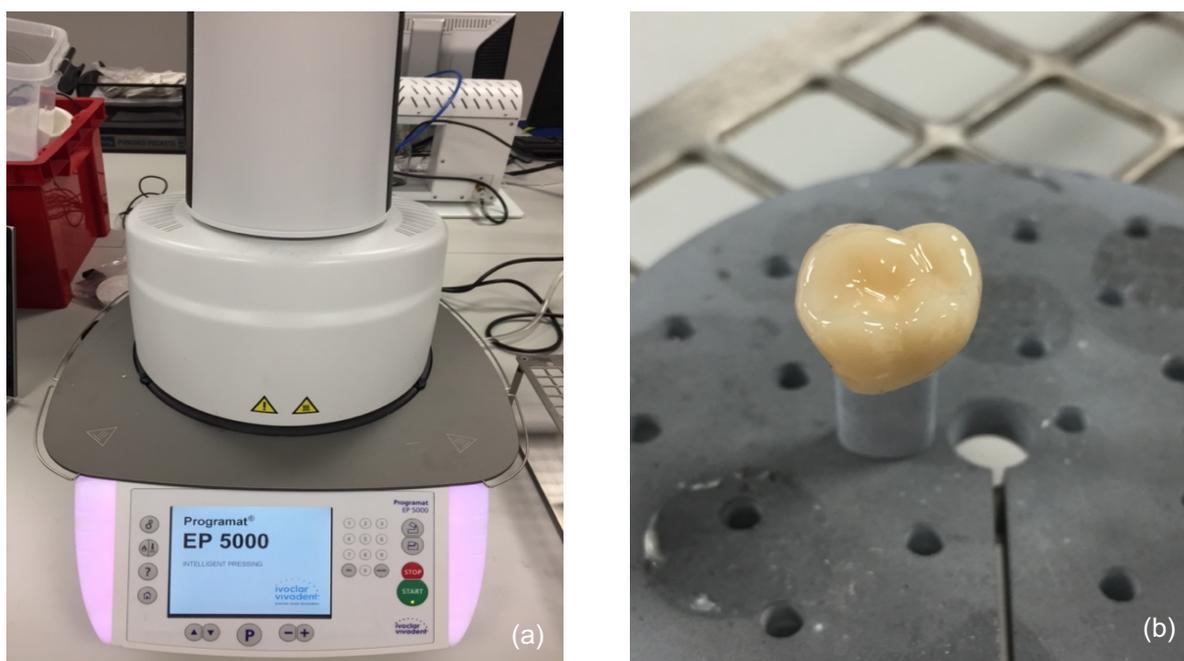
por 7 minutos, e as coroas híbridas à base de cerâmica e polímero passaram pela etapa de polimento, conforme as recomendações dos fabricantes.

Figura 4.2 - Glaze Akzent Plus (a) e coroas vitrocerâmicas com aplicação do glaze antes da ceramização (b)



Fonte: O autor

Figura 4.3 - Forno Programat EP 500 Ivoclar Vivadent (a) e coroa vitrocerâmica após ceramização e glazeamento (b)



Fonte: O autor

As coroas de molar superior e as coroas antagonistas finalizadas foram cimentadas em réplicas de troquéis de resina composta, obtidas a partir do troquel de resina acrílica preparado, isso devido ao fato da resina composta possuir o módulo de elasticidade (9,8 GPa, segundo o fabricante) semelhante ao da dentina. Para a cimentação, iniciou-se o condicionamento ácido das coroas vitrocerâmicas com ácido fluorídrico na concentração de 5% por 20 segundos, e o condicionamento ácido com o uso de ácido fluorídrico na concentração de 5% por 60 segundos para as coroas híbridas de Enamic. Para as coroas híbridas de Lava Ultimate, não é recomendado o condicionamento ácido, no entanto, foi necessária uma asperização do interior da peça com jatos de partículas de óxido de alumínio de 50  $\mu\text{m}$  (Bio-art) a 2 bar por 30 segundos, resultando em uma superfície com aparência fosca.

Em seguida, o ácido foi lavado por 30 segundos e as coroas foram levemente secas com jato de ar. O passo seguinte foi a aplicação do agente silano na superfície interna das peças por 60 segundos com o auxílio de um pincel aplicador seguido da secagem com jato de ar. O troquel de resina composta também foi condicionado, porém com ácido fosfórico 37%, seguido da aplicação de um adesivo e fotopolimerização por 10 segundos. O cimento resinoso dual core (Variolink) foi aplicado na superfície interna das coroas, e em seguida, cada coroa foi posicionada cuidadosamente sobre o troquel com pressão digital durante 10 segundos a fim de o cimento escoar lentamente por todas as margens. Após a remoção dos excessos de cimento com microbrush, cada margem e superfície foi polimerizada com fotopolimerizador (Bluephase) durante 40 segundos (Figura 4.4).

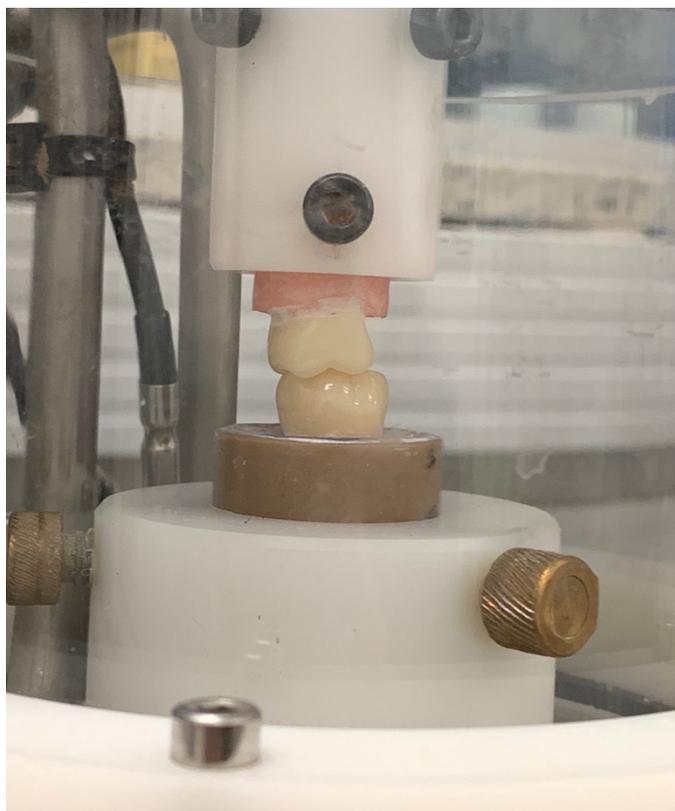
Figura 4.4 - Conjunto coroa / troquel cimentado



Fonte: O autor

O conjunto coroa-troquel foi incluído em blocos de resina acrílica (JET) que foram utilizados como base de instalação para suportar e corrigir a posição dos espécimes no simulador da mastigação. A resina acrílica foi obtida a partir da mistura de um pó e um líquido que foram manipulados segundo as recomendações do fabricante, e posteriormente a mistura homogênea foi vertida em tubos de PVC que foram posicionados no simulador da mastigação (Figura 4.5). Para evitar a absorção ou perda de água do conjunto, os espécimes foram armazenados em meio aquoso à temperatura ambiente durante todos os ensaios deste estudo.

Figura 4.5 - Espécime posicionado na cicladora



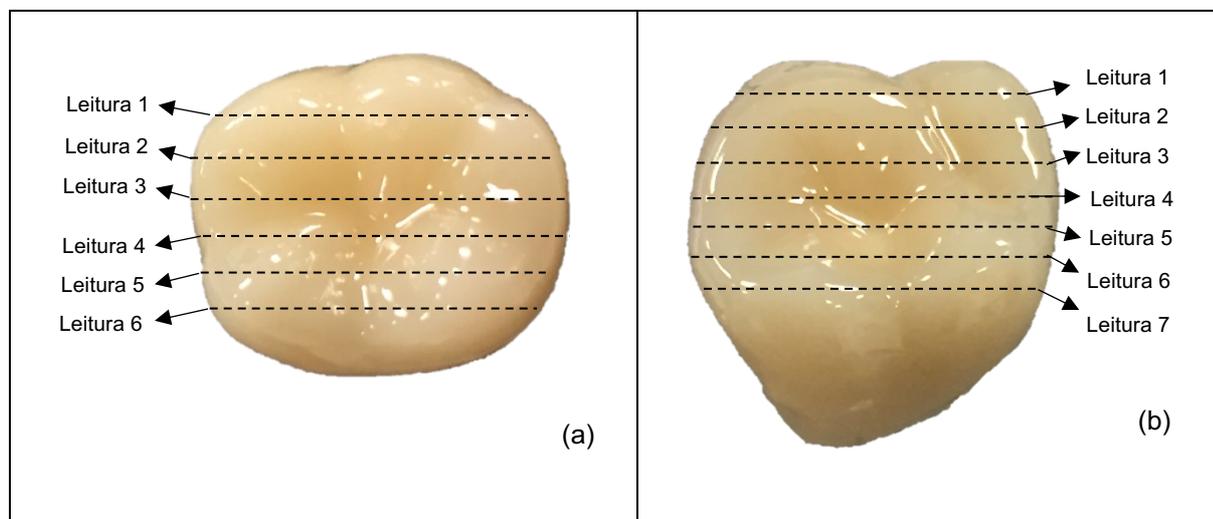
Fonte: O autor

## 4.2.2 Perfilometria pré-ensaio de desgaste

### 4.2.2.1 Rugosidade

Os espécimes finalizados, conjunto coroa/troquel incluído nos tubos de PVC com resina acrílica, foram levados a um perfilômetro de luz sem contato (Proscan 2100, Scantron, USP, São Paulo, Brasil) para a obtenção das medidas de rugosidade da superfície (Ra). Cada coroa antagonista (dente 46) foi submetida à seis leituras, e cada coroa de molar superior (dente 16) foi submetida à sete leituras distribuídas conforme a figura 4.6.

Figura 4.6 – Leituras no perfilômetro (a) dente 46 leitura 1: topo das cúspides vestibulares, leitura 2: parte superior da vertente interna das cúspides vestibulares, leitura 3: parte inferior da vertente interna das cúspides vestibulares, leitura 4: parte inferior da vertente interna das cúspides linguais, leitura 5: parte superior da vertente interna das cúspides linguais e leitura 6: topo das cúspides linguais; e (b) dente 16 leitura 1: topo das cúspides vestibulares, leitura 2: parte superior da vertente interna das cúspides vestibulares, leitura 3: parte inferior da vertente interna das cúspides vestibulares, leitura 4: sulco principal, leitura 5: parte inferior da vertente interna das cúspides linguais, leitura 6: parte superior da vertente interna das cúspides linguais e leitura 7: topo das cúspides linguais

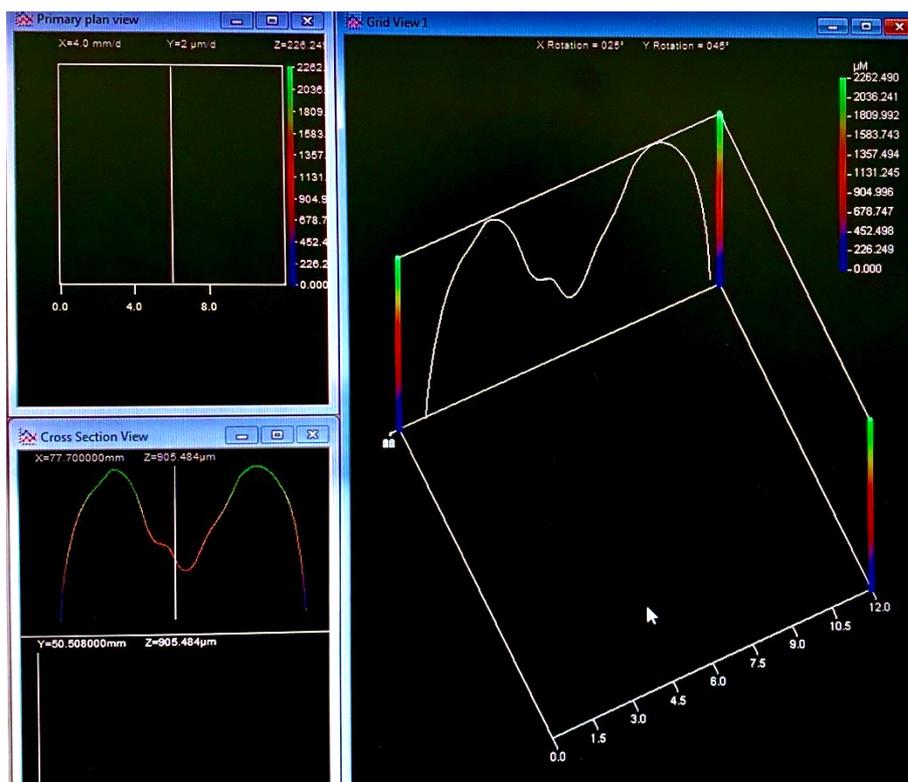


Fonte: O autor

As leituras das superfícies das coroas foram realizadas com o sensor S16/2.5  $\mu\text{m}$  seguindo as normas ISO 4288 - 1996 (94). Um comprimento de 12,5  $\mu\text{m}$  foi medido com um comprimento de corte de 2,5 mm e um filtro de superfície de 99 foi aplicado.

Após a análise individual de cada leitura, a média aritmética entre elas foi estabelecida para a determinação do parâmetro rugosidade Ra de cada espécime, antes do ensaio de desgaste (Figura 4.7).

Figura 4.7 – Análise da rugosidade no perfilômetro Proscan 2100

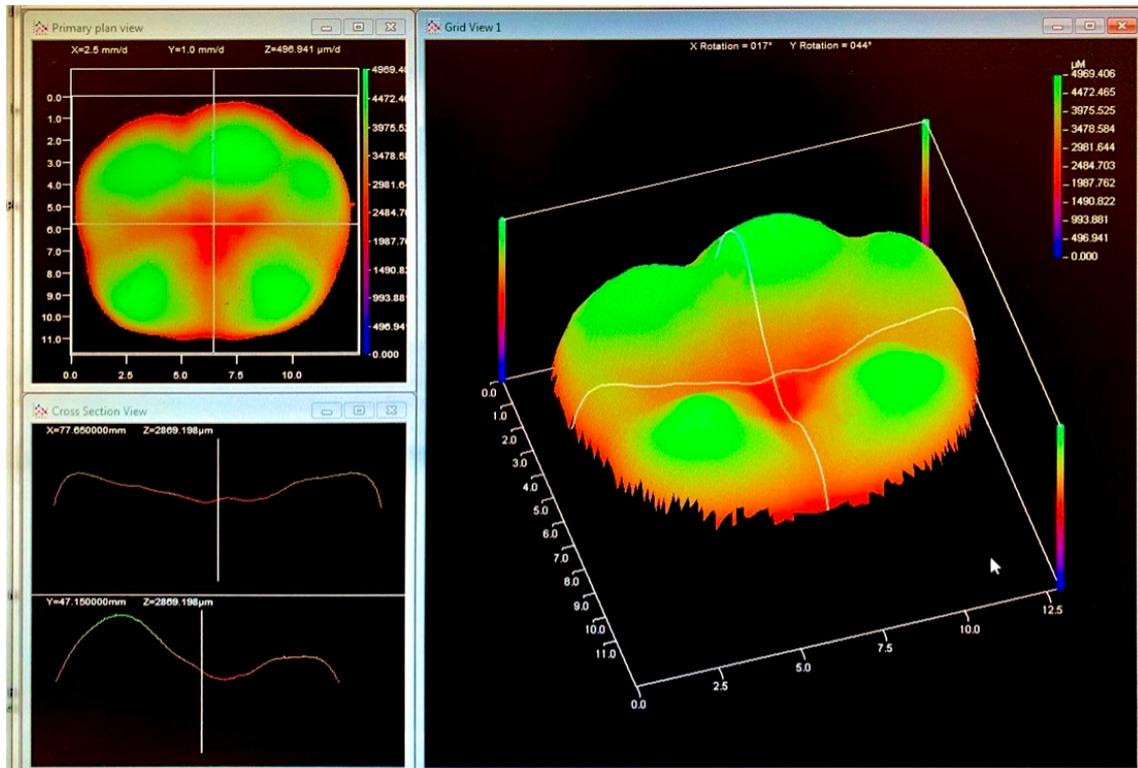


Fonte: O autor

#### 4.2.2.2 Volume

As coroas de molares superiores e as coroas antagonistas foram submetidas a outra análise no mesmo perfilômetro de luz sem contato (Proscan 2100, Scantron, USP, São Paulo, Brasil) para a obtenção, desta vez, de imagens do perfil topográfico de cada material, previamente ao ensaio de desgaste. Toda extensão da superfície da coroa foi percorrida pelo laser óptico para mensuração do volume total da superfície de cada coroa (Figura 4.8).

Figura 4.8 – Perfil topográfico obtido no perfilômetro Proscan para mensuração do parâmetro volume



Fonte: O autor

### 4.2.3 Ensaio de desgaste

Após obtenção das medidas de rugosidade e das imagens do perfil topográfico dos 64 espécimes, as coroas de molares superiores e as coroas antagonistas, foram levadas à uma simuladora da mastigação (Mechatronik GmbH CS 4.8, SD Mechatronik, Feldkirchen, Alemanha) (Figura 4.9) por um período correspondente a um ano de uso clínico (1 milhão de ciclos).

Nessa máquina simuladora da mastigação, o movimento é produzido por dois motores de passo que permitem movimentos verticais e horizontais controlados por computador entre o espécime coroa e o espécime coroa antagonista, em cada câmara de teste. O movimento de desgaste foi iniciado com o espécime já em contato com o antagonista para que a carga (30 N) (18, 29) fosse aplicada sem que houvesse impacto no espécime. O antagonista desliza 3 mm lateralmente simulando os movimentos de lateralidade do côndilo mandibular e retorna ao ponto inicial, enquanto o espécime realiza uma trajetória simulando o movimento de abertura e fechamento

da mandíbula com um movimento ascendente de 3 mm, retornando à posição de máxima intercuspidação ao final de cada ciclo.

A frequência utilizada durante os ensaios foi de 1,5 Hz. Os espécimes ficaram imersos em água destilada a 37°C durante todo o ensaio e foram inspecionados visualmente com o auxílio de um fotopolimerizador para detecção de possíveis falhas como trincas ou fraturas.

Figura 4.9 – Simuladora da mastigação SD Mechatronik



Fonte: O autor

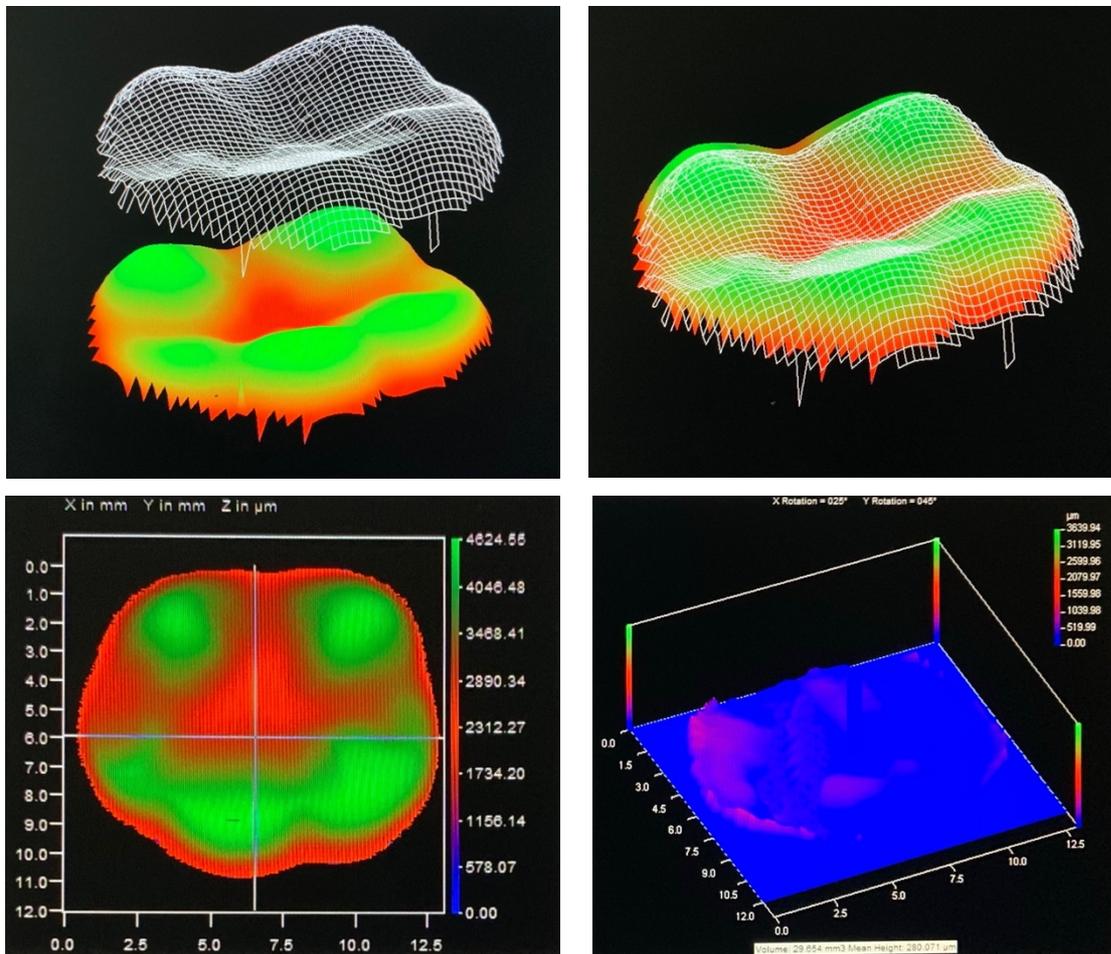
#### 4.2.4 Perfilometria pós-ensaio de desgaste

Após o ensaio de desgaste, as 64 coroas foram novamente levadas ao perfilômetro para que novas leituras da superfície fossem realizadas para determinação da rugosidade e para a obtenção de novas imagens do perfil topográfico.

Os mesmos padrões de leitura das superfícies das coroas descritos anteriormente (item 4.2.2.1 Rugosidade) foram utilizados para a obtenção do parâmetro Ra após o desgaste.

Para a obtenção do parâmetro volume, a partir da comparação das imagens dos perfis topográficos antes e após o ensaio de desgaste, por meio de software específico (Proform) (Figura 4.10), foi possível determinar a perda de volume de cada espécime. As medidas de desgaste foram determinadas a partir das diferenças entre os conjuntos de dados aferidos por meio da perfilometria antes e depois do ensaio de desgaste. A resistência ao desgaste dos materiais foi analisada pela medição da perda de volume de substância de cada coroa (95).

Figura 4.10 – Análise da perda de volume no perfilômetro Proscan 2100



Fonte: O autor

#### 4.2.5 Pesagem

Os espécimes finalizados, conjunto coroa/troquel incluído nos tubos de PVC com resina acrílica, foram armazenados em água por um período de 24 horas antes

de serem submetidos ao teste de pesagem. Para a pesagem dos espécimes, uma balança analítica de alta precisão (H3311, Mettler) foi utilizada para a mensuração do peso, em gramas, de cada espécime, antes e após o ensaio de desgaste. Posteriormente os dados coletados foram analisados para a determinação da perda de peso de cada espécime após simulação da mastigação.

#### **4.2.6 Microscopia eletrônica de varredura**

Um espécime de cada grupo foi submetido à análise em microscopia eletrônica de varredura por fonte de emissão de campo FEG (MEV, Quanta 650FEG, FEI) para obtenção de imagens ao nível microscópico da superfície de cada material após o ensaio de desgaste. A caracterização química do material, quando necessária, foi realizada por espectroscopia de raios-x (EDS) no mesmo equipamento descrito anteriormente.

#### **4.2.7 Análise dos resultados**

Os resultados obtidos na pesagem, no ensaio de desgaste e na perfilometria foram analisados por meio da análise de variância de um fator (ANOVA) e teste de Tukey com nível global de significância de 5%. A comparação entre as variáveis foi realizada através da correlação de Pearson com nível global de significância de 5%.



## 5 RESULTADOS

### 5.1 RUGOSIDADE

As tabelas 5.1 e 5.2 mostram as médias dos valores obtidos para o parâmetro rugosidade (Ra) dos espécimes em formato de coroas de molares superiores (grupos B, C, D e E), antes e após ensaio de desgaste, respectivamente, para cada grupo.

A média do parâmetro de rugosidade Ra obtida para as coroas de molares superiores antes do teste de desgaste para o grupo B (vitrocerâmica à base de dissilicato de lítio IPS e.max CAD) foi de 47,39  $\mu\text{m}$ , para o grupo C (vitrocerâmica à base de silicato de lítio Suprinity) foi de 48,51  $\mu\text{m}$ , enquanto para o grupo D (material híbrido à base de cerâmica e polímero Enamic) foi de 48,43  $\mu\text{m}$  e para o grupo E (material híbrido à base de cerâmica e polímero Lava Ultimate) a média obtida foi de 51,15  $\mu\text{m}$ . Não houve diferença estatística entre as médias de rugosidade dos grupos B, C e D ( $p > 0,05$ ). Já o grupo E apresentou o maior valor médio de rugosidade, o qual foi estatisticamente diferente dos valores obtidos para os demais grupos analisados.

Tabela 5.1 – Valores médio e desvio padrão dos valores de rugosidade dos espécimes em formato de coroa antes do ensaio de desgaste. Valores seguidos da mesma letra são estatisticamente semelhantes

Grupo	Marca	Microestrutura	Ra pré desgaste ( $\mu\text{m}$ )
B	IPS e.max CAD	Dissilicato de lítio	47,39 $\pm$ 2,06 <sup>b</sup>
C	Suprinity	Silicato de lítio	48,51 $\pm$ 2,30 <sup>b</sup>
D	Enamic	Cerâmica/polímero	48,43 $\pm$ 1,28 <sup>b</sup>
E	Lava Ultimate	Cerâmica/polímero	51,15 $\pm$ 1,54 <sup>a</sup>

Fonte: O autor

A média do parâmetro rugosidade obtida após o teste de desgaste para o grupo B (vitrocerâmica à base de dissilicato de lítio IPS e.max CAD) foi de 49,61  $\mu\text{m}$ , para o grupo C (vitrocerâmica à base de silicato de lítio Suprinity) foi de 48,24  $\mu\text{m}$ , enquanto para o grupo D (material híbrido à base de cerâmica e polímero Enamic) foi de 48,12

$\mu\text{m}$  e para o grupo E (material híbrido à base de cerâmica e polímero Lava Ultimate) a média obtida foi de  $53,78 \mu\text{m}$ . Não houve diferença estatística entre as médias de rugosidade dos grupos B, C e D. Já o grupo E apresentou o maior valor médio de rugosidade, o qual também foi estatisticamente diferente dos valores obtidos para os outros grupos.

Tabela 5.2 – Valores médio e desvio padrão dos valores de rugosidade dos espécimes em formato de coroa após o ensaio de desgaste. Valores seguidos da mesma letra são estatisticamente semelhantes

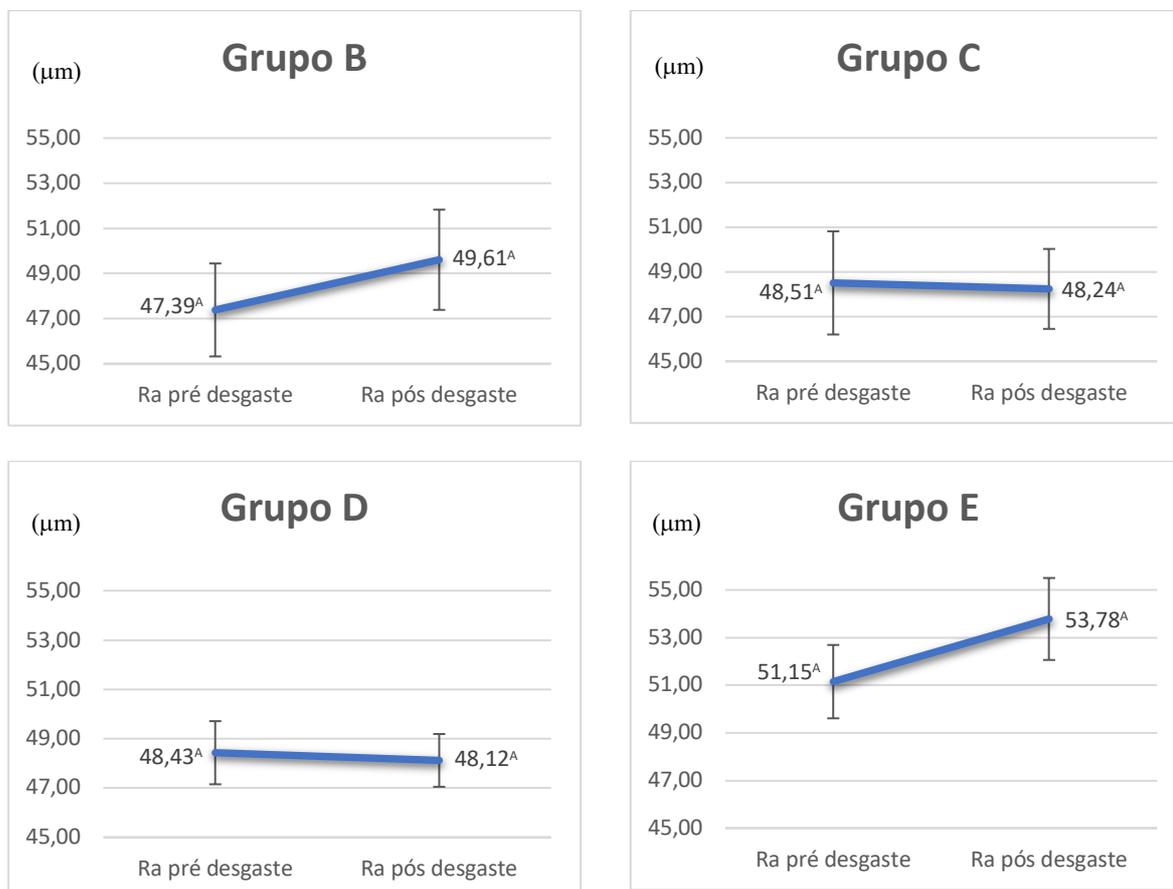
<b>Grupo</b>	<b>Marca</b>	<b>Microestrutura</b>	<b>Ra pós desgaste (<math>\mu\text{m}</math>)</b>
<b>B</b>	IPS e.max CAD	Dissilicato de lítio	$49,61 \pm 2,22^b$
<b>C</b>	Suprinity	Silicato de lítio	$48,24 \pm 1,79^b$
<b>D</b>	Enamic	Cerâmica/polímero	$48,12 \pm 1,07^b$
<b>E</b>	Lava Ultimate	Cerâmica/polímero	$53,78 \pm 1,72^a$

Fonte: O autor

A figura 5.1 mostra a comparação das médias dos valores obtidos para o parâmetro rugosidade (Ra), por grupo, antes e após ensaio de desgaste dos espécimes em formato de coroas de molares superiores (grupos B, C, D ou E).

Observa-se que no grupo B houve aumento no valor de rugosidade de 4,7% após o ensaio de desgaste, no entanto não houve diferença estatística entre os valores de rugosidade encontrados antes e após o ensaio de desgaste. Para o grupo C observa-se que houve uma discreta diminuição no valor de rugosidade de 0,56% após o ensaio de desgaste, resultando em valores de rugosidade estatisticamente semelhantes antes e após o ensaio de desgaste. Já para o grupo D também houve uma discreta diminuição no valor de rugosidade de 0,65% após o ensaio de desgaste, resultando também em valores de rugosidade estatisticamente semelhantes antes e após o ensaio de desgaste. E para o grupo E nota-se que houve aumento no valor de rugosidade de 5,13% após o ensaio de desgaste, no entanto não houve diferença estatística entre os valores de rugosidade encontrados antes e após o ensaio de desgaste.

Figura 5.1 – Valores médio de rugosidade Ra, para os espécimes em formato de coroa, antes e após ensaio de desgaste para cada grupo. Valores seguidos da mesma letra são estatisticamente semelhantes



Fonte: O autor

As tabelas 5.3 e 5.4 mostram as médias dos valores obtidos para o parâmetro rugosidade (Ra) dos espécimes em formato de coroas antagonistas (grupos AB, AC, AD ou AE), antes e após ensaio de desgaste, respectivamente, para cada grupo.

A média de Ra obtida para as coroas antagonistas antes do teste de desgaste para o grupo AB (IPS e.max CAD *versus* IPS e.max CAD) foi de 41,25 µm, para o grupo AC (IPS e.max CAD *versus* Suprinity) foi de 43,21 µm, enquanto para o grupo AD (IPS e.max CAD *versus* Enamic) foi de 40,48 µm e para o grupo AE (IPS e.max CAD *versus* Lava Ultimate) a média obtida foi de 39,60 µm. Não houve diferença estatística entre os valores médio de rugosidade encontrados para todos os grupos de coroas de molares superiores pré ensaio de desgaste.

Tabela 5.3 – Valores médios de Ra e desvio padrão dos espécimes em formato de coroa antagonista pré ensaio de desgaste. Valores seguidos da mesma letra são estatisticamente semelhantes

Grupo	Marca	Microestrutura	Ra pré desgaste ( $\mu\text{m}$ )
AB	IPS e.max CAD	Dissilicato de lítio	41,25 $\pm$ 3,11 <sup>a</sup>
AC			43,21 $\pm$ 4,59 <sup>a</sup>
AD			40,48 $\pm$ 1,87 <sup>a</sup>
AE			39,60 $\pm$ 1,84 <sup>a</sup>

Fonte: O autor

Já a média do parâmetro rugosidade obtida para as coroas antagonistas após o teste de desgaste para o grupo AB (IPS e.max CAD *versus* IPS e.max CAD) foi de 43,20  $\mu\text{m}$ , para o grupo AC (IPS e.max CAD *versus* Suprinity) foi de 43,26  $\mu\text{m}$ , enquanto para o grupo AD (IPS e.max CAD *versus* Enamic) foi de 40,42  $\mu\text{m}$  e para o grupo AE (IPS e.max CAD *versus* Lava Ultimate) a média obtida foi de 40,40  $\mu\text{m}$ . Não houve diferença estatística entre os valores médio de rugosidade encontrados para todos os grupos de coroas antagonistas após ensaio de desgaste.

Tabela 5.4 – Valores médios de Ra e desvio padrão dos espécimes em formato de coroa antagonista após ensaio de desgaste. Valores seguidos da mesma letra são estatisticamente semelhantes

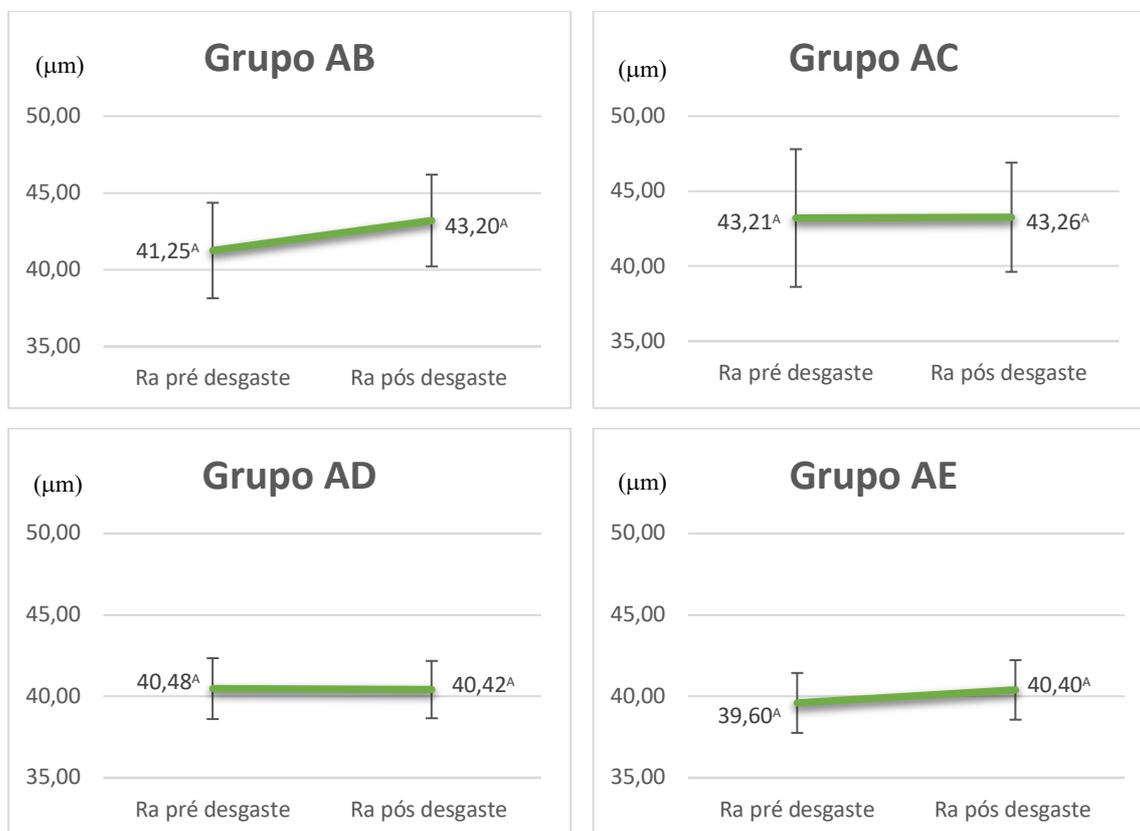
Grupo	Marca	Microestrutura	Ra pós desgaste ( $\mu\text{m}$ )
AB	IPS e.max CAD	Dissilicato de lítio	43,20 $\pm$ 2,99 <sup>a</sup>
AC			43,26 $\pm$ 3,64 <sup>a</sup>
AD			40,42 $\pm$ 1,76 <sup>a</sup>
AE			40,40 $\pm$ 1,83 <sup>a</sup>

Fonte: O autor

A figura 5.2 mostra a comparação das médias dos valores obtidos para o parâmetro rugosidade (Ra), por grupo, antes e após o ensaio de desgaste dos espécimes em formato de coroas antagonistas (grupos AB, AC, AD ou AE).

Nota-se que no grupo AB houve aumento no valor de rugosidade de 4,73% após o ensaio de desgaste, no entanto não houve diferença estatística entre os valores de rugosidade encontrados antes e após o ensaio de desgaste. Para o grupo AC observa-se que houve discreto aumento no valor de rugosidade de 0,12% após o ensaio de desgaste, resultando em valores de rugosidade estatisticamente semelhantes antes e após o ensaio de desgaste. Já para o grupo AD houve uma discreta diminuição no valor de rugosidade de 0,17% após o ensaio de desgaste, resultando em valores de rugosidade estatisticamente semelhantes antes e após o ensaio de desgaste. E para o grupo AE nota-se que houve aumento no valor de rugosidade de 2,02% após o ensaio de desgaste, no entanto não houve diferença estatística entre os valores de rugosidade encontrados antes e após o ensaio de desgaste.

Figura 5.2 – Valores médio de rugosidade Ra, para os espécimes em formato de coroa antagonista, antes e após ensaio de desgaste para cada grupo. Valores seguidos da mesma letra são estatisticamente semelhantes



Fonte: O autor

## 5.2 PERDA DE VOLUME

A tabela 5.5 e a figura 5.3 apresentam as médias dos valores obtidos para o parâmetro perda de volume após ensaio de desgaste para os espécimes em formato de coroas de molares superiores (grupos B, C, D ou E) para cada grupo.

A média de perda de volume obtida para as coroas do grupo B (coroa vitrocerâmica à base de dissilicato de lítio IPS e.max CAD) foi de 29,18 mm<sup>3</sup>, para o grupo C (coroa vitrocerâmica à base de silicato de lítio Suprinity) foi de 21,59 mm<sup>3</sup>, enquanto para o grupo D (coroa híbrida à base de cerâmica e polímero Enamic) foi de 20,73 mm<sup>3</sup> e para o grupo E (coroa híbrida à base de cerâmica e polímero Lava Ultimate) a média obtida foi de 14,17 mm<sup>3</sup>.

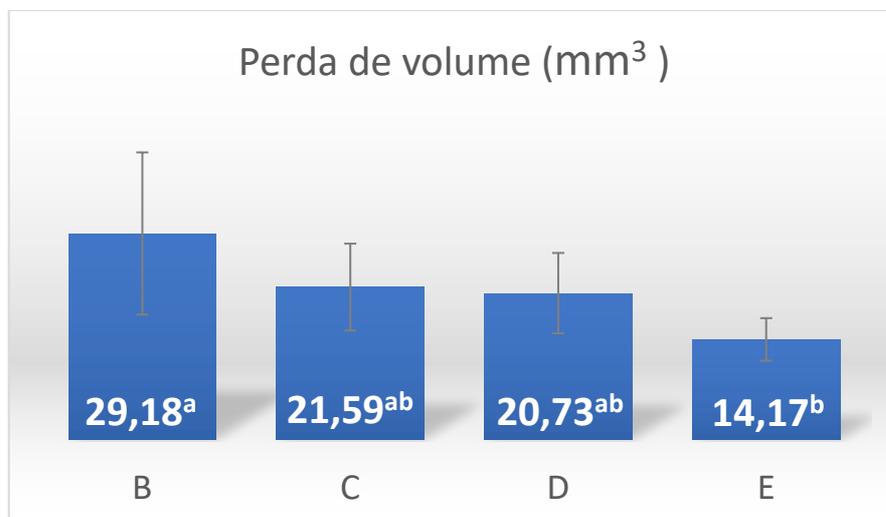
Tabela 5.5 – Valores médio de perda de volume em mm<sup>3</sup> e desvio padrão dos espécimes em formato de coroa após ensaio de desgaste. Valores seguidos da mesma letra são estatisticamente semelhantes

Grupo	Marca	Microestrutura	Perda de volume (mm <sup>3</sup> )
B	IPS e.max CAD	Dissilicato de lítio	29,18 ± 11,48 <sup>a</sup>
C	Suprinity	Silicato de lítio	21,59 ± 6,15 <sup>ab</sup>
D	Enamic	Cerâmica/polímero	20,73 ± 5,69 <sup>ab</sup>
E	Lava Ultimate	Cerâmica/polímero	14,17 ± 3,02 <sup>b</sup>

Fonte: O autor

Observa-se que as coroas cerâmicas IPS e.max CAD (grupo B) apresentaram a maior média de perda de volume, sendo estatisticamente semelhantes às médias obtidas para as coroas cerâmicas Suprinity (grupo C) e às coroas híbridas Enamic (grupo D). Já as coroas híbridas Lava Ultimate (grupo E) apresentaram a menor média de perda de volume a qual foi semelhante estatisticamente às médias das coroas híbridas Enamic (grupo D) e das coroas cerâmicas Suprinity (grupo C).

Figura 5.3 – Valores médios de perda de volume em  $\text{mm}^3$  e desvio padrão dos espécimes em formato de coroa. Valores seguidos da mesma letra são estatisticamente semelhantes



Fonte: O autor

A tabela 5.6 e a figura 5.4 mostram as médias dos valores obtidos para o parâmetro perda de volume dos espécimes em formato de coroas antagonistas (grupos AB, AC, AD e AE) para cada grupo.

A média de perda de volume obtida para as coroas antagonistas (coroas vitrocerâmicas à base de dissilicato de lítio IPS e.max CAD) do grupo AB (IPS e.max CAD *versus* IPS e.max CAD) foi de  $23,28 \text{ mm}^3$ , para o grupo AC (IPS e.max CAD *versus* Suprinity) foi de  $26,07 \text{ mm}^3$ , enquanto para o grupo AD (IPS e.max CAD *versus* Enamic) foi de  $26,57 \text{ mm}^3$ , e, para o grupo AE (IPS e.max CAD *versus* Lava Ultimate) a média obtida foi de  $14,30 \text{ mm}^3$ .

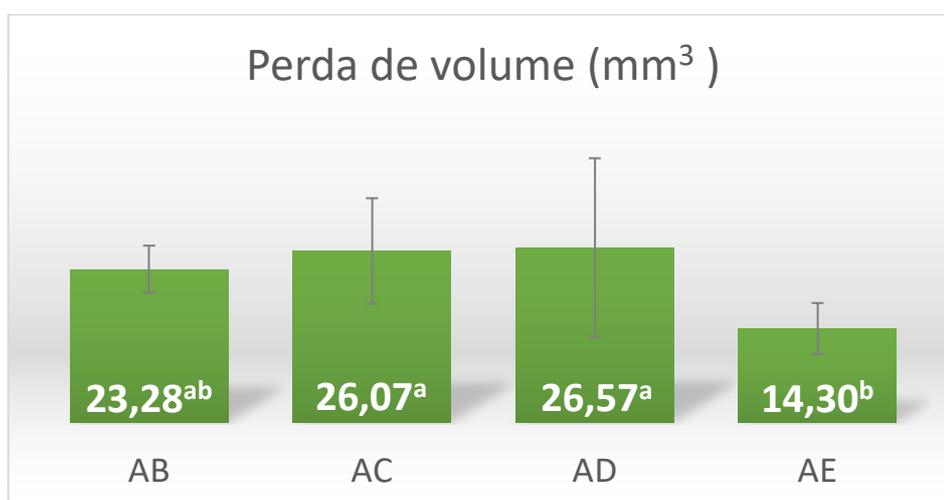
Tabela 5.6 – Valores médio de perda de volume em mm<sup>3</sup> e desvio padrão dos espécimes em formato de coroa antagonista após ensaio de desgaste. Valores seguidos da mesma letra são estatisticamente semelhantes

Grupo	Marca	Microestrutura	Perda de volume (mm <sup>3</sup> )
AB	IPS e.max CAD	Dissilicato de lítio	23,28 ± 3,59 <sup>ab</sup>
AC			26,07 ± 8,01 <sup>a</sup>
AD			26,57 ± 13,56 <sup>a</sup>
AE			14,30 ± 3,87 <sup>b</sup>

Fonte: O autor

Observa-se que as coroas antagonistas (grupo AD) em contato com as coroas híbridas Enamic apresentaram a maior média numérica de perda de volume, sendo estatisticamente semelhante às médias das coroas antagonistas em contato com as coroas cerâmicas IPS e.max CAD (grupo AB) e Suprinity (grupo AC). As coroas antagonistas (grupo AE) em contato com as coroas híbridas Lava Ultimate apresentaram a menor média de perda de volume a qual foi estatisticamente semelhante à média obtida para as coroas antagonistas em contato com as coroas cerâmicas IPS e.max CAD (grupo AB).

Figura 5.4 – Valores médios de perda de volume em mm<sup>3</sup> e desvio padrão dos espécimes em formato de coroa antagonista. Valores seguidos da mesma letra são estatisticamente semelhantes



Fonte: O autor

### 5.3 PERDA DE PESO

A tabela 5.7 e a figura 5.5 mostram as médias dos valores obtidos para o parâmetro perda de peso para os espécimes em formato de coroas de molares superiores (grupos B, C, D ou E) para cada grupo.

A média de perda de peso obtida para as coroas do grupo B (coroa vitrocerâmica à base de dissilicato de lítio IPS e.max CAD) foi de 0,026 g, para o grupo C (coroa vitrocerâmica à base de silicato de lítio Suprinity) foi de 0,017 g, enquanto para o grupo D (coroa híbrida à base de cerâmica e polímero Enamic) foi de 0,007 g e para o grupo E (coroa híbrida à base de cerâmica e polímero Lava Ultimate) a média obtida foi de 0,007 g.

Tabela 5.7 – Valores médio de perda de peso em gramas e desvio padrão dos espécimes em formato de coroa após ensaio de desgaste. Valores seguidos da mesma letra são estatisticamente semelhantes

<b>Grupo</b>	<b>Marca</b>	<b>Microestrutura</b>	<b>Perda de peso (g)</b>
<b>B</b>	IPS e.max CAD	Dissilicato de lítio	0,026 ± 0,005 <sup>a</sup>
<b>C</b>	Suprinity	Silicato de lítio	0,017 ± 0,007 <sup>b</sup>
<b>D</b>	Enamic	Cerâmica/polímero	0,007 ± 0,005 <sup>c</sup>
<b>E</b>	Lava Ultimate	Cerâmica/polímero	0,007 ± 0,002 <sup>c</sup>

Fonte: O autor

Nota-se que houve semelhança estatística entre os valores das coroas híbridas, Lava Ultimate (grupo E) e Enamic (grupo D), que apresentaram as menores médias de perda de peso, e estas, por sua vez, foram estatisticamente diferentes dos valores das coroas cerâmicas, Suprinity (grupo C) e IPS e.max CAD (grupo B). As coroas de vitrocerâmica IPS e.max CAD (grupo B) apresentaram a maior média de perda de peso, a qual foi significativamente maior do que a média obtida para as coroas de vitrocerâmica Suprinity.

Figura 5.5 – Valores médios de perda de peso em gramas e desvio padrão dos espécimes em formato de coroa. Valores seguidos da mesma letra são estatisticamente semelhantes



Fonte: O autor

A tabela 5.8 e a figura 5.6 mostram as médias dos valores obtidos para o parâmetro perda de peso para os espécimes em formato de coroas antagonistas (grupos AB, AC, AD e AE) para cada grupo.

A média de perda de peso obtida para as coroas antagonistas (coroas vitrocerâmicas à base de dissilicato de lítio IPS e.max CAD) do grupo AB (IPS e.max CAD *versus* IPS e.max CAD) foi de 0,012 g, para o grupo AC (IPS e.max CAD *versus* Suprinity) foi de 0,011 g, enquanto para o grupo AD (IPS e.max CAD *versus* Enamic) foi de 0,045 g, e, para o grupo AE (IPS e.max CAD *versus* Lava Ultimate) a média obtida foi de 0,003 g.

Tabela 5.8 – Valores médio de perda de peso em gramas e desvio padrão dos espécimes em formato de coroa antagonista após ensaio de desgaste. Valores seguidos da mesma letra são estatisticamente semelhantes

Grupo	Marca	Microestrutura	Perda de peso (g)
AB	IPS e.max CAD	Dissilicato de lítio	0,012 ± 0,010 <sup>ab</sup>
AC			0,011 ± 0,043 <sup>ab</sup>
AD			0,045 ± 0,041 <sup>a</sup>
AE			0,003 ± 0,004 <sup>b</sup>

Fonte: O autor

Nota-se que as coroas antagonistas (grupo AE) em contato com as coroas Lava Ultimate apresentaram menor valor médio de perda de peso, o qual foi estatisticamente semelhante aos valores encontrados para as coroas antagonistas em contato com as coroas vitrocerâmicas (grupo AB e grupo AC). As coroas antagonistas em contato com as coroas híbridas Enamic (grupo AD), apresentaram o maior valor de perda de peso, sendo semelhante estatisticamente com as coroas em contato com as vitrocerâmicas.

Figura 5.6 – Valores médios de perda de peso em gramas e desvio padrão dos espécimes em formato de coroa antagonista. Valores seguidos da mesma letra são estatisticamente semelhantes

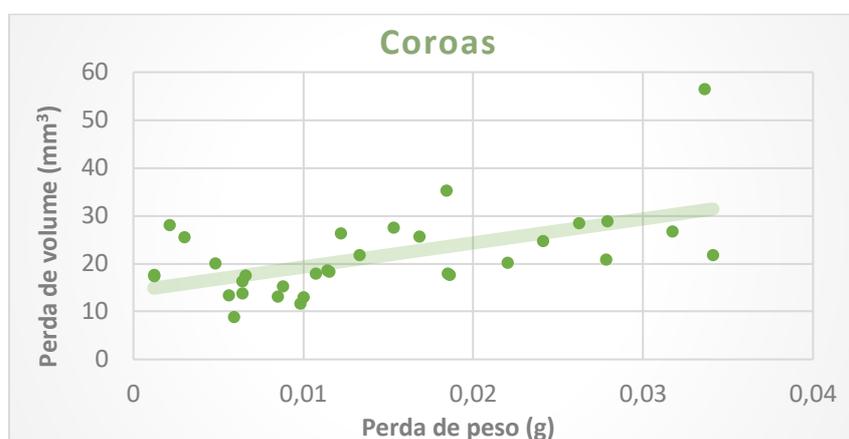


Fonte: O autor

#### 5.4 CORRELAÇÃO ENTRE PARÂMETROS

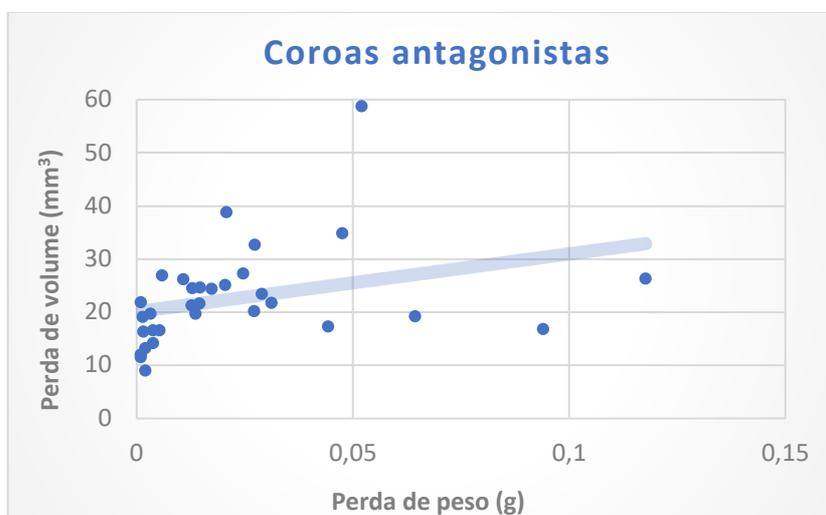
A correlação entre os parâmetros perda de volume e perda de peso para as coroas do dente 16 e para as coroas antagonistas do dente 46 é apresentada nas figuras 5.7 e 5.8, respectivamente. O coeficiente de correlação de Pearson para as coroas simulando o dente 16 foi de 0,56, com valor de  $p=0,36$ ; enquanto o coeficiente de correlação de Pearson para as coroas antagonistas simulando o dente 46 foi de 0,32, com valor de  $p=0,11$ .

Figura 5.7 – Correlação entre a perda de volume e a perda de peso apresentada pelas coroas dos materiais IPS e.max CAD, Suprinity, Enamic e Lava Ultimate



Fonte: O autor

Figura 5.8 – Correlação entre a perda de volume e a perda de peso apresentada pelas coroas antagonistas de IPS e.max CAD



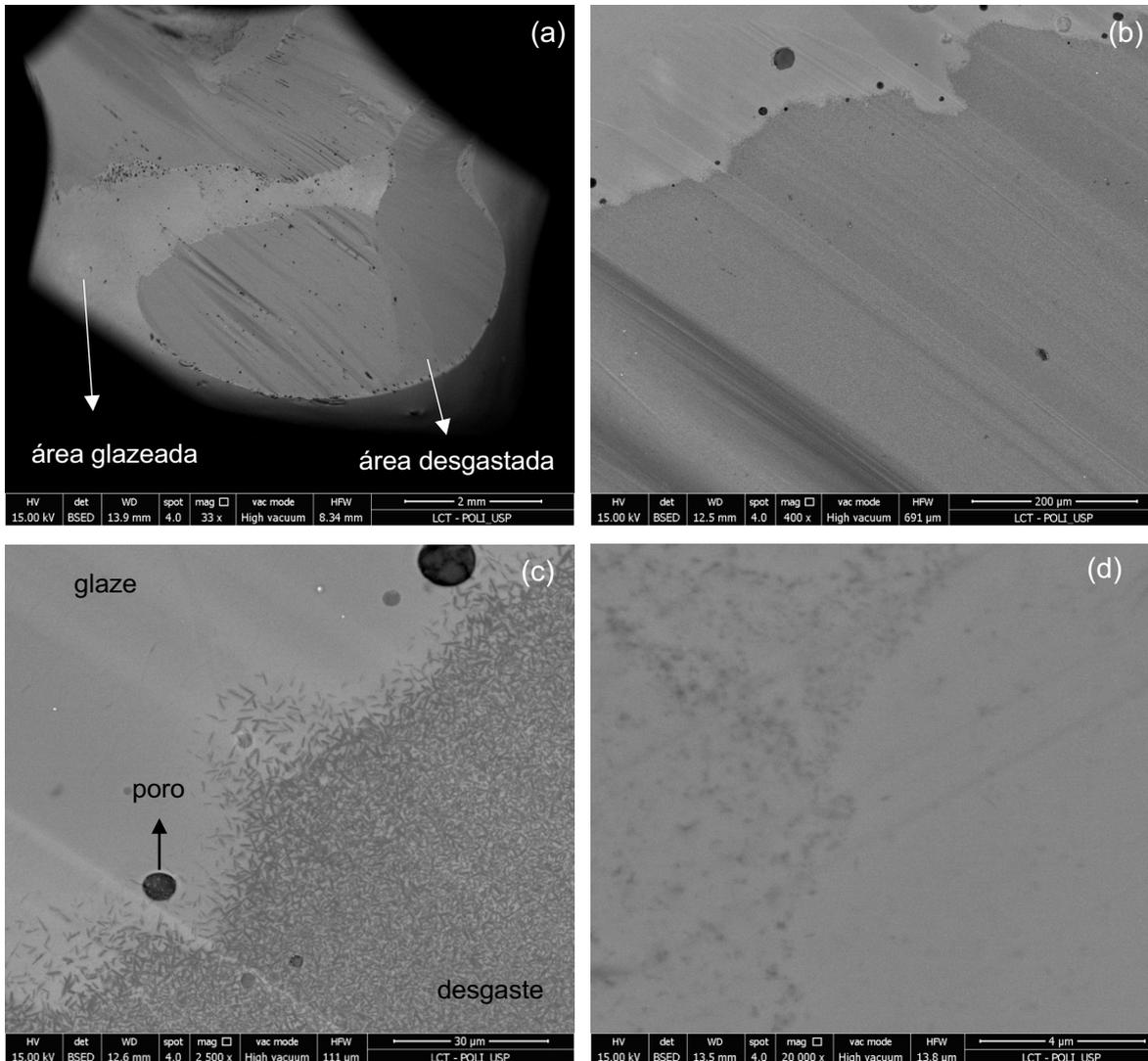
Fonte: O autor

## 5.5 MICROSCOPIA ELETRÔNICA DE VARREDURA

Um espécime de cada grupo foi submetido à análise em microscopia eletrônica de varredura (MEV) para obtenção de imagens da superfície de cada material após o ensaio de desgaste.

Na figura 5.9 observa-se a superfície do material IPS e.max CAD (grupo B). Na imagem (a) temos a visão geral da cúspide e da vertente interna da coroa com uma área intacta recoberta pelo glaze e uma área desgastada com a presença de ranhuras. Na imagem (b) observa-se a visão aproximada da superfície da coroa na interface entre a área desgastada e a área glazeada. Em (c) na área glazeada observa-se uma superfície lisa com a presença de poros na camada de glaze (aspecto escurecido) e na área desgastada há a exposição de cristais de dissilicato envoltos em uma matriz vítrea. E em (d) observa-se a superfície glazeada com aspecto liso.

Figura 5.9 – Imagens de microscopia eletrônica de varredura das coroas de IPS e.max CAD após ensaio de desgaste. (a) visão geral: superfície glazeada e superfície desgastada, (b) visão aproximada: superfície glazeada e superfície desgastada, (c) detalhes da interface da área desgastada e glazeada, e (d) detalhes da superfície glazeada

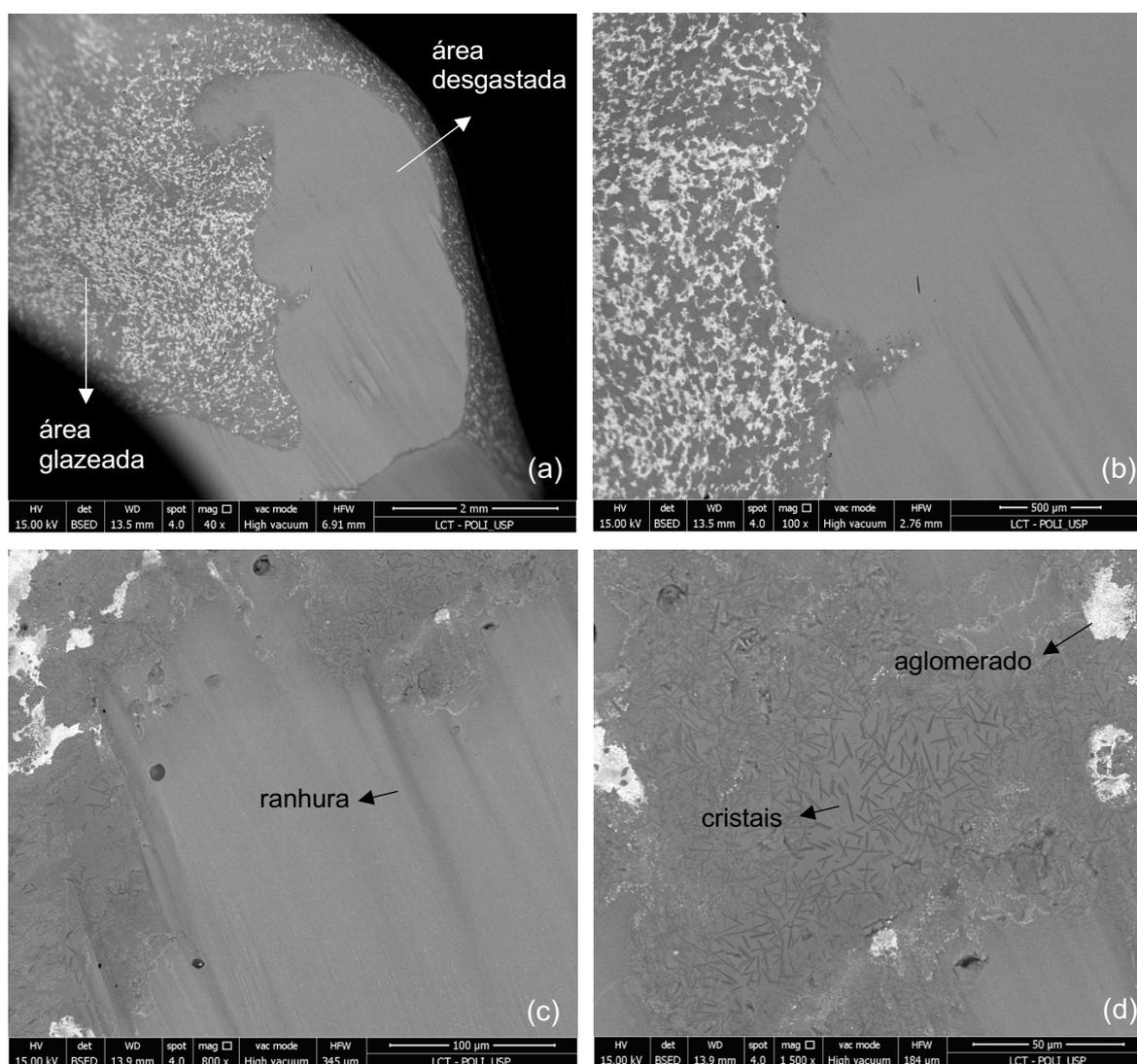


Fonte: O autor

Na figura 5.10 observa-se a superfície do material Suprinity (grupo C), sendo que na imagem (a) tem-se a visão geral da cúspide e vertente interna da coroa com uma área intacta recoberta pelo glaze e uma área desgastada com a presença de ranhuras. Na imagem (b) observa-se a visão aproximada da superfície da coroa na interface entre a área glazeada e a área desgastada. Em (c) observa-se a visão aproximada da área desgastada com ranhuras geradas durante o atrito. E em (d) observa-se a visão aproximada da área glazeada com cristais de silicato de lítio envolvidos em matriz vítrea e aglomerados, representados pelas áreas mais

esbranquiçadas da imagem. A análise EDS indicou que esses aglomerados são compostos pelo elemento químico Cério e, também, detectou a presença de zircônio. No geral, uma menor quantidade de poros foi observada na superfície desse material em comparação com a vitrocerâmica de dissilicato de lítio.

Figura 5.10 – Imagens de microscopia eletrônica de varredura das coroas de Suprinity após ensaio de desgaste. (a) visão geral da superfície glazeada e superfície desgastada, (b) visão aproximada da interface superfície glazeada e superfície desgastada, (c) visão aproximada da superfície desgastada e (d) visão aproximada com detalhes da superfície glazeada

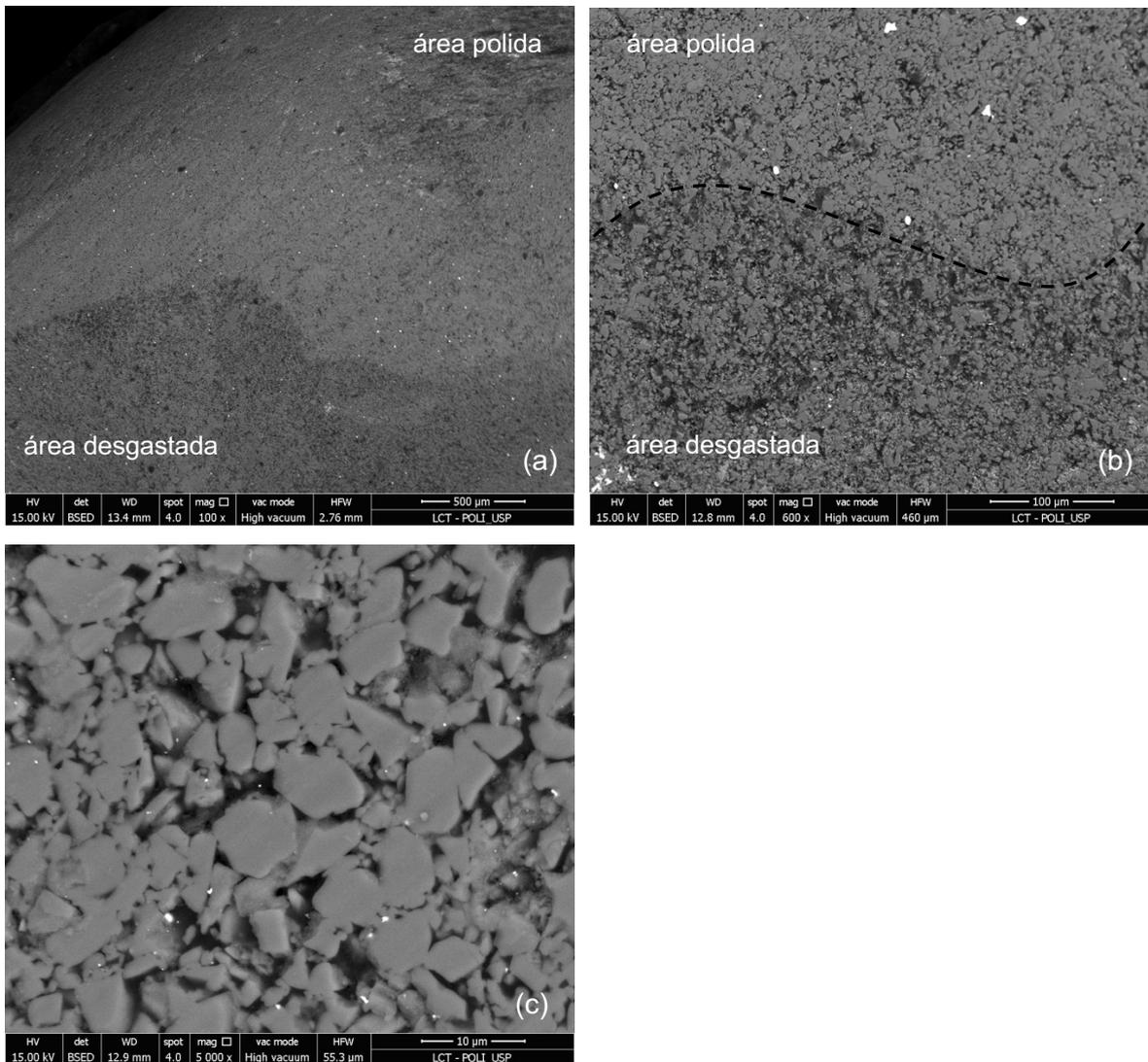


Fonte: O autor

Na figura 5.11 observa-se a superfície do material Enamic (grupo D). Na imagem (a) nota-se a visão geral da interface superfície polida e superfície desgastada

ambas com aspecto aparentemente mais rugoso que as vitrocerâmicas e com maior quantidade de poros também. Na superfície polida notam-se finas ranhuras provavelmente provocadas pelo uso das borrachas de acabamento e polimento, ou até mesmo pelas brocas durante a usinagem. Na imagem (b) observa-se a visão aproximada da interface superfície polida e superfície desgastada. Em (c) observa-se detalhes da superfície polida com as partículas cerâmicas e a matriz resinosa infiltrada.

Figura 5.11 – Imagens de microscopia eletrônica de varredura das coroas de Enamic após ensaio de desgaste. (a) visão geral: superfície polida e superfície desgastada, (b) visão aproximada: superfície polida e superfície desgastada, (c) detalhes da superfície polida

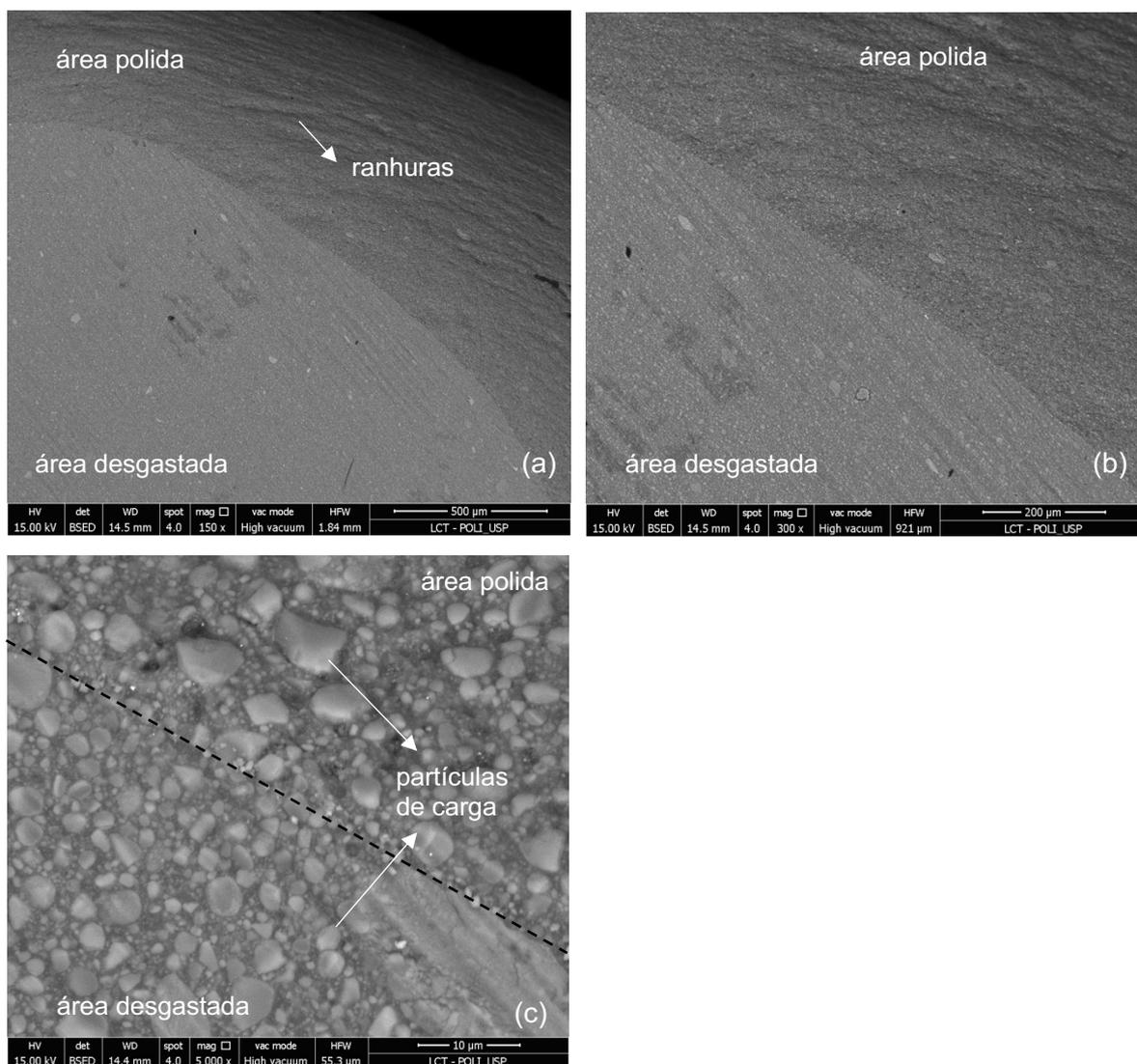


Fonte: O autor

Na figura 5.12 observa-se a superfície do material Lava Ultimate (grupo E). Na imagem (a) e (b) observa-se a visão geral e a aproximada, respectivamente, da

interface área polida e área desgastada, ambas com aspecto aparentemente mais rugoso se comparadas com as superfícies das vitrocerâmicas e com grande quantidade de ranhuras, provocadas provavelmente pelo uso de borrachas de acabamento e polimento, e, também, pelas brocas durante a usinagem. Em (c) observa-se detalhes das áreas desgastada e polida com partículas nanocerâmicas de variados tamanhos dentro da matriz resinosa, porém na superfície polida as partículas aparentam estar mais expostas enquanto na superfície desgastada essas partículas podem ter sido fraturadas, desgastadas ou até mesmo ter se desprendido da matriz.

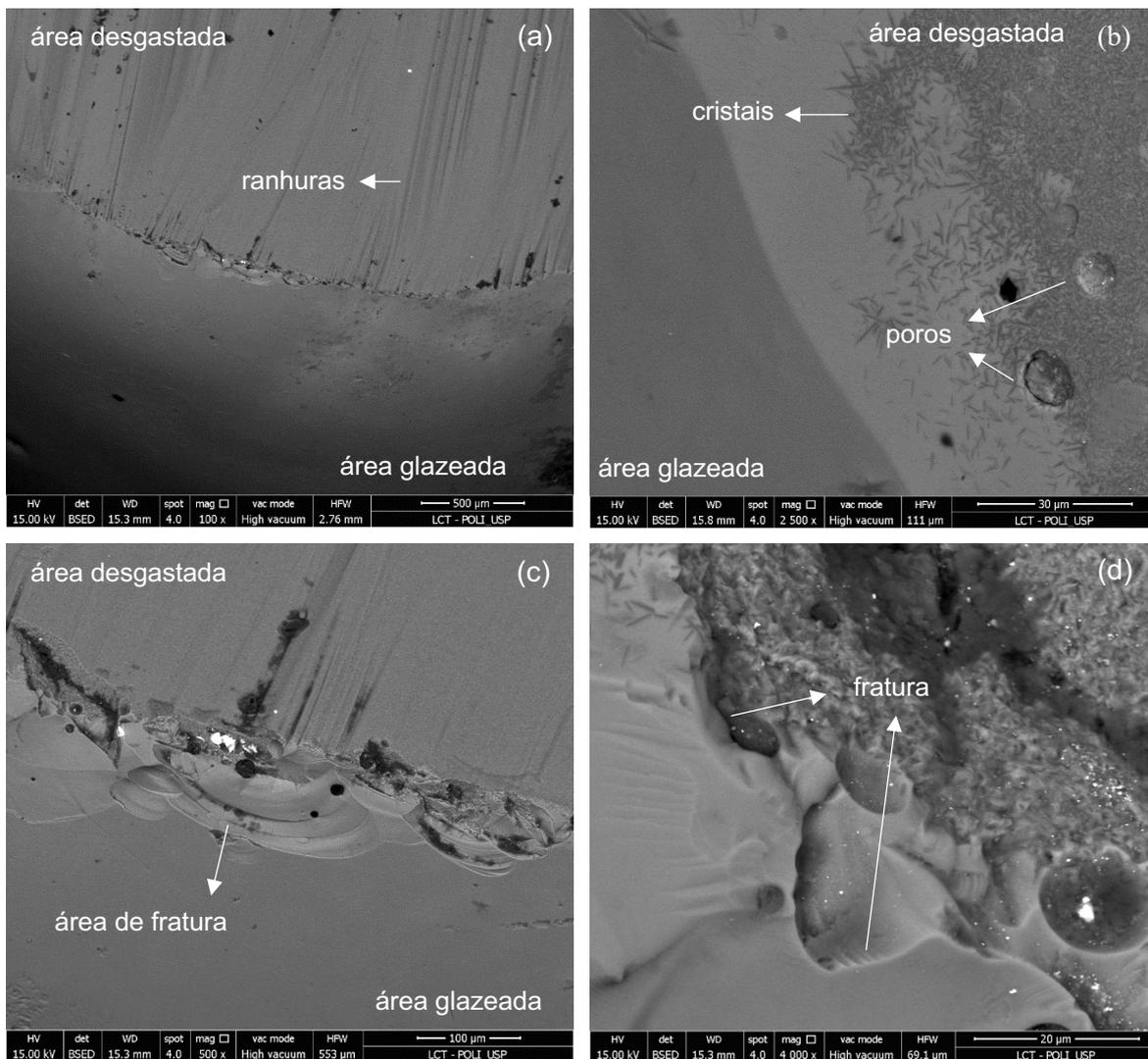
Figura 5.12 – Imagens de microscopia eletrônica de varredura das coroas de Lava Ultimate após ensaio de desgaste. (a) visão geral das superfícies polida e desgastada, (b) visão aproximada das superfícies polida e desgastada, (c) detalhes da interface superfície polida e desgastada



Fonte: O autor

Na figura 5.13 observa-se a superfície do material antagonista IPS e.max CAD (grupo AB) em contato com o material IPS e.max CAD do grupo B. Observa-se em: (a) visão geral da interface superfície glazeada e superfície desgastada, com ranhuras caracterizando a área de atrito; em (b) visão aproximada da interface entre área glazeada e área desgastada, com exposição dos cristais de dissilicato de lítio na área desgastada e presença de poros não preenchidos na camada de glaze; em (c) região da interface glazeada/desgastada com a presença de fraturas e de poros.; e em (d) visão aproximada da fratura com a presença de poros e a exposição dos cristais.

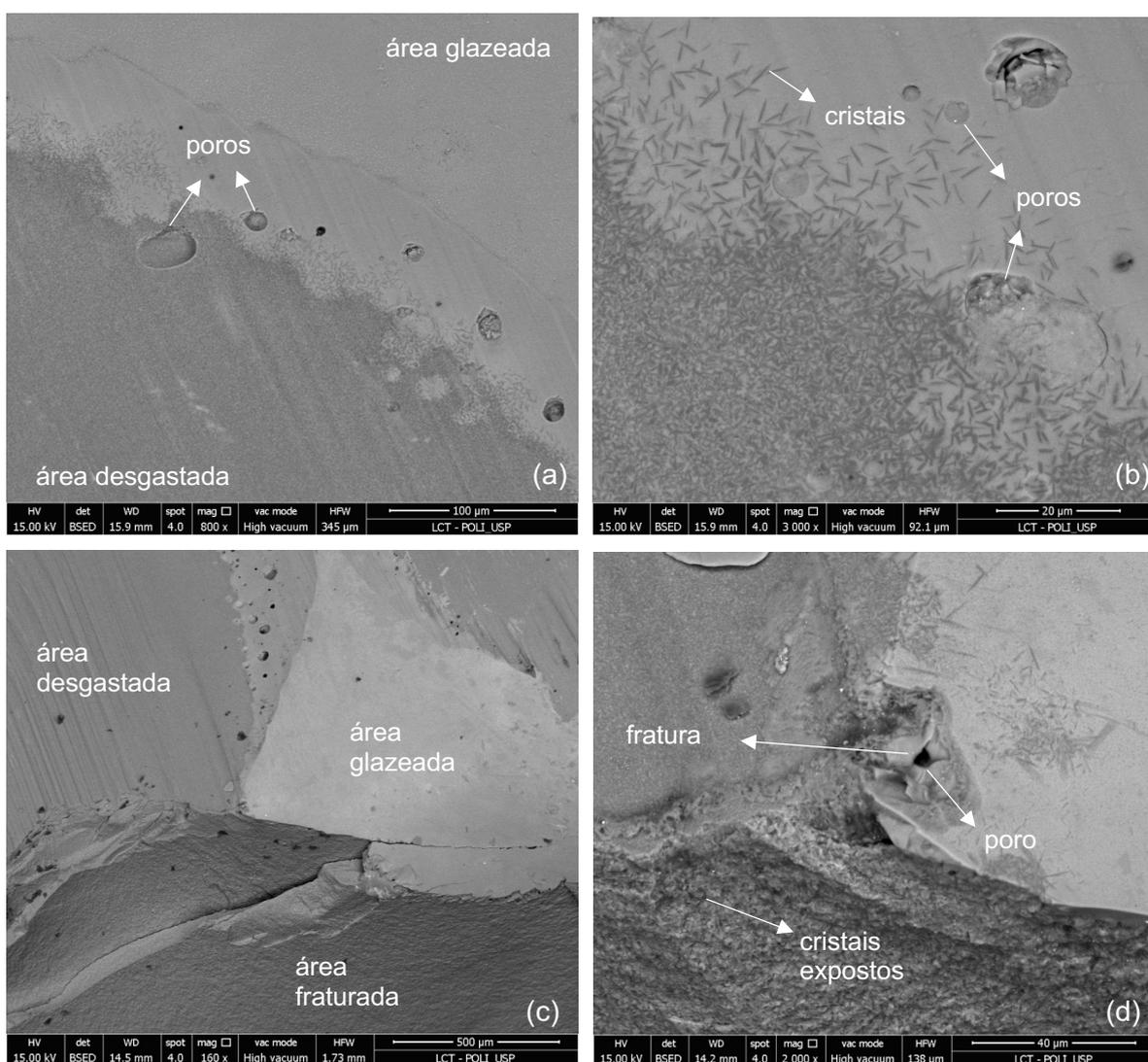
Figura 5.13 – Imagens de microscopia eletrônica de varredura da superfície do IPS e.max CAD (grupo antagonista AB: IPS e.max CAD *versus* IPS e.max CAD) após ensaio de desgaste. (a) visão geral: superfície glazeada e superfície desgastada, (b) visão aproximada: detalhes da superfície glazeada e superfície desgastada, (c) visão geral da interface glaze/desgaste com fratura por lascamento, e (d) visão aproximada da fratura



Fonte: O autor

Na figura 5.14 observa-se a superfície do material antagonista IPS e.max CAD (grupo AC) em contato com o material Suprinity do grupo C. Observa-se em: (a) visão geral da interface superfície glazeada e superfície desgastada, com ranhuras caracterizando a área de atrito; em (b) visão aproximada da interface entre área glazeada e área desgastada, com exposição dos cristais de dissilicato de lítio na área desgastada e presença de poros não preenchidos na camada de glaze; em (c) região da interface glazeada/desgastada com a presença de fraturas e de poros; e em (d) visão aproximada da fratura com a presença de poros e a exposição dos cristais.

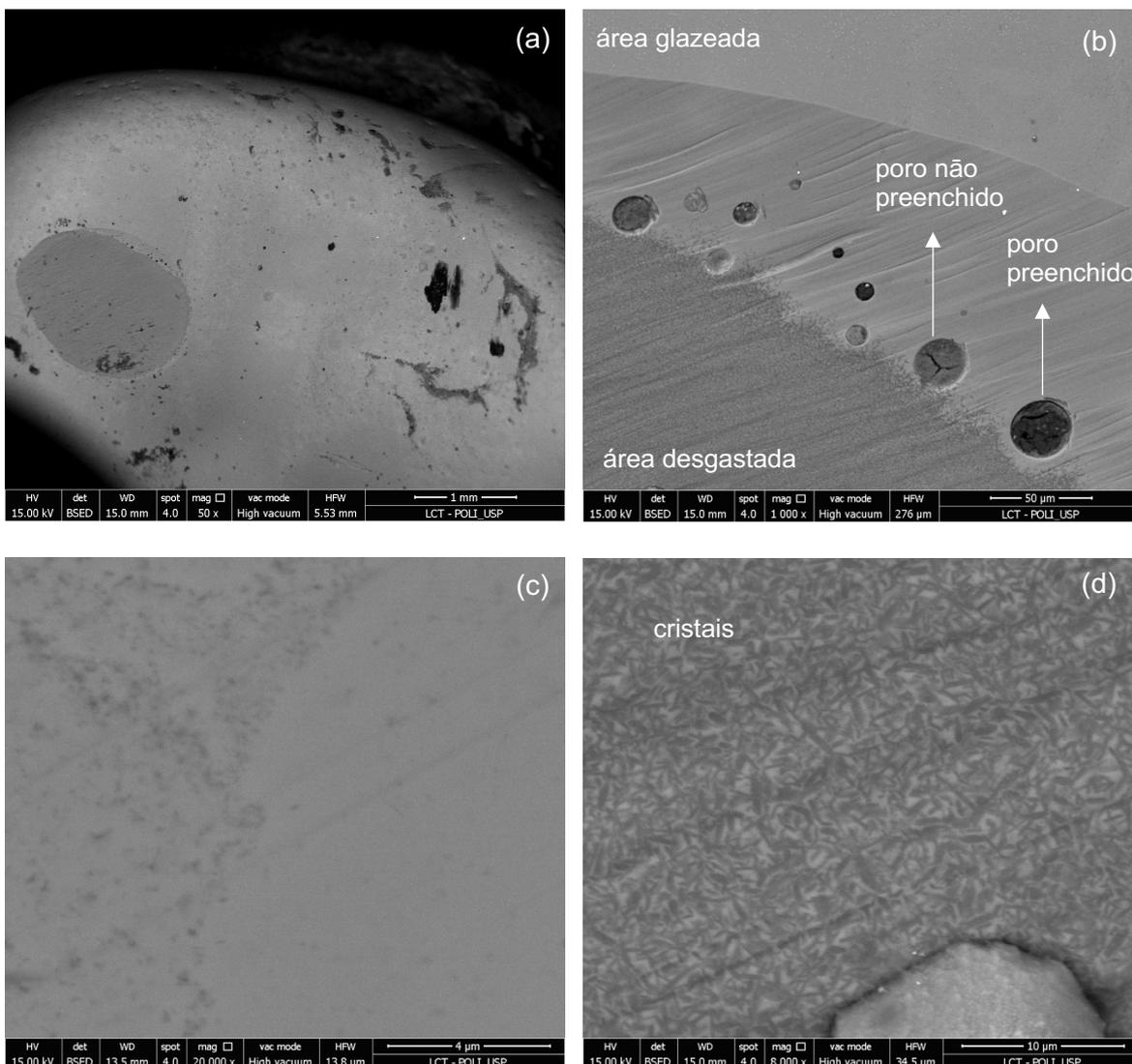
Figura 5.14 – Imagens de microscopia eletrônica de varredura da superfície do IPS e.max CAD (grupo antagonista AC: IPS e.max CAD versus Suprinity) após ensaio de desgaste. (a) visão geral: superfície glazeada e superfície desgastada, (b) visão aproximada: detalhes da superfície glazeada e superfície desgastada, (c) visão geral da interface glaze/desgaste com fratura e (d) visão aproximada da fratura



Fonte: O autor

Na figura 5.15 observa-se a superfície do material antagonista IPS e.max CAD (grupo AD) em contato com o material Enamic do grupo D. Na imagem (a) observa-se a visão geral da coroa com uma área de desgaste no topo da cúspide, em (b) nota-se a visão aproximada da interface área glazeada e área desgastada, com a presença de ranhuras caracterizando o desgaste e poros na camada de glaze, sendo possível observar, também, poros com aspecto mais escurecido representando uma depressão preenchida, e poros sem preenchimento. Em (c) nota-se a visão aproximada da área glazeada e, em (d) a visão aproximada da área desgastada com exposição dos cristais de dissilicato de lítio.

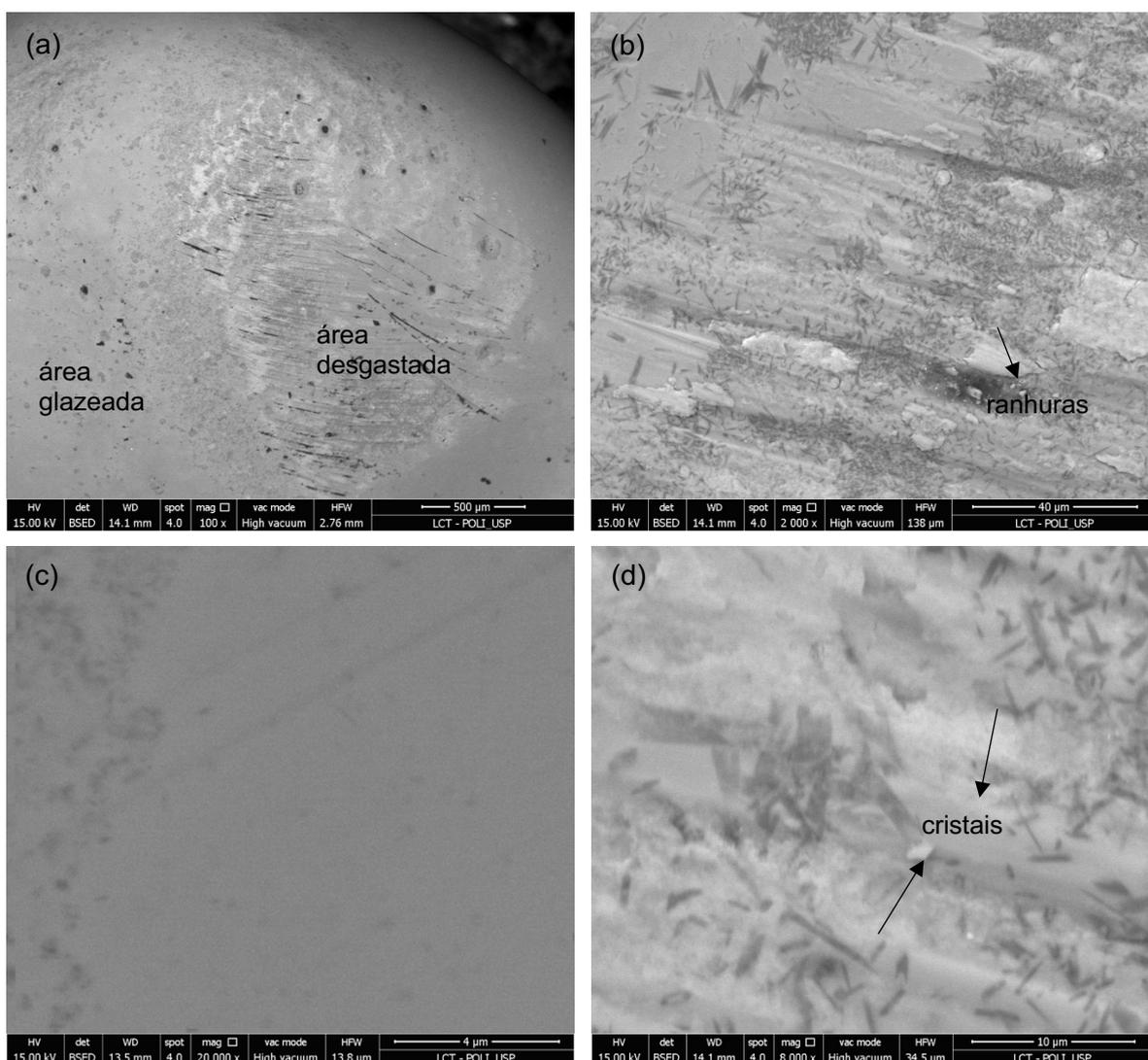
Figura 5.15 – Imagens de microscopia eletrônica de varredura da superfície do IPS e.max CAD (grupo antagonista AD: IPS e.max CAD *versus* Enamic) após ensaio de desgaste. (a) visão geral: superfície glazeada e desgastada, (b) visão aproximada: interface da superfície glazeada e desgastada, (c) detalhes da superfície glazeada e (d) detalhes da superfície desgastada



Fonte: O autor

Na figura 5.16 observa-se a superfície do material antagonista IPS e.max CAD (grupo AE) em contato com o material Lava Ultimate do grupo E. Na imagem (a) observa-se a visão geral da cúspide da coroa com uma área de desgaste discreta em relação ao desgaste provocado pelos outros materiais. Na imagem (b) observa-se a visão aproximada da área desgastada com as ranhuras caracterizando a área de atrito entre os materiais e a exposição dos cristais de dissilicato de lítio. Em (c) observa-se a visão aproximada da área glazeada e, em (d) nota-se detalhes obtidos da visão aproximada da área desgastada com a exposição dos cristais de dissilicato de lítio.

Figura 5.16 – Imagens de microscopia eletrônica de varredura da superfície do IPS e.max CAD (grupo antagonista AE: IPS e.max CAD *versus* Lava Ultimate) após ensaio de desgaste. (a) visão geral: superfície glazeada e superfície desgastada, (b) visão aproximada: detalhes da superfície desgastada, (c) visão aproximada: detalhes da superfície glazeada, e (d) detalhes da visão aproximada da superfície desgastada



Fonte: O autor



## 6 DISCUSSÃO

A hipótese nula I, que sugere que a microestrutura dos materiais em formato de coroa não afeta a rugosidade superficial antes ou após o ensaio de desgaste, foi rejeitada. O material Lava Ultimate apresentou os maiores valores de rugosidade antes e, também, após o ensaio de desgaste e estes valores foram estatisticamente diferentes dos valores apresentados pelos demais materiais. Essa diferença pode ser explicada pela composição do material (Tabela 4.1). A resina nano-cerâmica Lava Ultimate difere dos outros materiais testados pois contém uma significativa proporção de matriz resinosa em sua composição. Essa matriz por apresentar valores de dureza mais baixos pode ser desgastada mais facilmente durante a usinagem das coroas, e, também, durante o ensaio de desgaste, causando ranhuras na superfície como apresentado nas imagens de microscopia (Figura 5.12).

Os resultados observados nesse estudo para o Lava Ultimate diferem de outros estudos (64, 96), em que a superfície do material Lava Ultimate apresentou menores valores de rugosidade. No entanto, nesses estudos superfícies planas foram avaliadas e o polimento realizado em superfícies em formato de coroas pode ser um fator dificultador durante a etapa de polimento, mostrando que a metodologia de polimento para esse material é menos eficiente do que a metodologia de polimento para os demais materiais utilizados no estudo. Outra possível explicação para o resultado apresentado seria que por tratar-se de um material que se desgasta mais facilmente, as partículas de carga nano-cerâmicas são removidas da superfície do material durante a etapa de acabamento e polimento e ficam retidas nas borrachas de polimento, gerando repetidas ranhuras na superfície polimérica das coroas (Figura 5.12). Namouva et al. obteve resultado semelhante ao deste estudo demonstrando que os valores de rugosidade em coroas de Lava Ultimate foram superiores em comparação com os valores dos demais materiais após ensaio de desgaste (97). Ludovichetti et al. também encontrou valores de rugosidade para o material Lava Ultimate superiores aos valores obtidos para vitrocerâmicas (93).

As coroas de Enamic, Suprinity e IPS e.max CAD apresentaram valores de rugosidade menores do que os valores do Lava Ultimate e foram estatisticamente semelhantes antes e, também após o ensaio de desgaste. Os materiais vitrocerâmicos observados nas figuras 5.9, 5.10, 5.13, 5.14, 5.15 e 5.16 mostram a presença de poros

nas superfícies do material que estão localizados na camada de glaze. Incesu et al. demonstrou que nenhum sistema de polimento manual disponível no mercado proporcionou superfícies mais lisas do que o glazeamento das vitrocerâmicas (98). No presente estudo, essa afirmação corrobora com os resultados obtidos por Incesu, com exceção do material Enamic que demonstrou rugosidade semelhantes às dos materiais glazeados mesmo tendo sua superfície polida e não glazeada. Para as vitrocerâmicas, a microestrutura predominantemente composta de cristais cerâmicos promove alta dureza e resistência ao desgaste, sendo necessário um período maior de desgaste ou cargas maiores para que alterações significativas sejam observadas (99).

A hipótese nula II foi confirmada, uma vez que a rugosidade superficial das coroas após o ensaio de desgaste foi estatisticamente semelhante à rugosidade antes do ensaio de desgaste. Estudos alegam que pequenas diferenças na rugosidade superficial encontradas antes e após o ensaio de desgaste para cada material enfatizam a alta eficiência das etapas de acabamento e polimento (64). No entanto, as imagens de microscopia mostram que, em todas as coroas desgastadas, os cristais e partículas de carga foram expostos nas camadas subjacentes à camada de glaze, ou subjacente à camada de polimento. Sendo assim, todos os materiais apresentaram resultado favorável quanto ao parâmetro rugosidade superficial, mesmo com essa alteração microestrutural superficial, mantendo níveis de rugosidade aceitáveis após a simulação da mastigação.

A hipótese nula III, que sugere que a microestrutura do material em formato de coroa antagonista (vitrocerâmicas) não afeta a rugosidade superficial dessas coroas antes ou após o ensaio de desgaste, foi aceita. Como esperado, todos os grupos de coroas antagonistas apresentaram valores estatisticamente semelhantes antes do ensaio de desgaste, uma vez que são compostas do mesmo material IPS e.max CAD, apenas distribuídas em diferentes grupos para posterior ensaio de desgaste. Após a simulação da mastigação, nenhum grupo de coroa antagonista apresentou diferença estatisticamente relevante de rugosidade superficial, ou seja, nenhum dos materiais utilizados, Suprinity, Enamic, Lava Ultimate ou o próprio IPS e.max CAD, influenciaram a rugosidade superficial das coroas antagonistas de IPS e.max CAD após o período simulado de um ano de uso clínico. Como observado nas figuras 5.13, 5.14, 5.15 e 5.16, após a simulação da mastigação todos os grupos sofreram alteração de sua superfície, com exposição dos cristais de dissilicato de lítio, dos poros da

camada de glaze e o aparecimento de ranhuras, no entanto essas alterações não foram suficientes para alterar os valores de rugosidade média do material.

A hipótese nula IV foi confirmada, uma vez que a rugosidade superficial das coroas antagonistas após o ensaio de desgaste foi estatisticamente semelhante à rugosidade antes do ensaio de desgaste. Assim como foi apresentado para as coroas do grupo IPS e.max CAD, as coroas antagonistas apresentaram resultado promissor quanto ao seu uso clínico após um período de desgaste simulado de um ano.

A hipótese nula V não foi confirmada uma vez que houve perda de volume dos materiais após o ensaio de desgaste. As coroas do material Lava Ultimate e as coroas antagonistas correspondentes apresentaram o menor valor de perda de volume, ou seja, menor quantidade de desgaste e foram estatisticamente diferentes dos demais materiais. Mormann et al. (100) relatou que quanto menor a dureza de um material menor o desgaste do material antagonista, fato que está de acordo com o presente estudo. Wendler et al. observou resultados semelhantes com o material Lava Ultimate nos estágios iniciais de simulação da mastigação. O alto teor de aglomerados de sílica coloidal e partículas esféricas nanométricas de  $ZrO_2$  leva a um aumento da dureza inicial do material e uma exposição reduzida da matriz resinosa ao antagonista, o que explica a menor taxa de desgaste observada no início do processo de desgaste. No entanto, à medida que a matriz resinosa começa a ser abrasionada, ocorre o desprendimento das partículas da superfície, levando a um aumento no desgaste como consequência da ação abrasiva dessas partículas soltas e aglomeradas na superfície do material (83, 101). Outro fator que pode influenciar o desgaste é o menor módulo de elasticidade apresentado pelas resinas em comparação com as cerâmicas (83), dessa forma quando a força é aplicada sobre o material este sofre uma deformação elástica atenuando o atrito que é gerado entre as coroas, diminuindo assim a quantidade de desgaste gerada nas coroas resinosas e no antagonista (93).

Além da dureza, outras propriedades podem ser úteis na determinação do potencial de desgaste dos materiais. Wang et al. relatou que quando há grande disparidade do módulo de elasticidade e da resistência entre o esmalte e os materiais restauradores, o esmalte sofre alta concentração de tensões e, conseqüentemente, grande desgaste (102). Essa afirmação poderia ser extrapolada para o antagonista IPS e.max CAD uma vez que apresenta valores de módulo de elasticidade comparável ao do esmalte (80 a 100 GPa) (93, 103). As coroas de IPS e.max CAD apresentam o maior valor de dureza e sofreram a maior perda de volume, sendo

estatisticamente semelhante às coroas de Enamic e Suprinity. Esses resultados estão de acordo com outros estudos (93, 100, 104, 105). Durante o teste de desgaste, a topografia do material pode ser alterada e a abrasividade modificada. Os materiais vitrocerâmicos após repetidos ciclos cíclicos podem sofrer desgaste da matriz vítrea e consequente exposição dos cristais com fratura desses, gerando detritos entre as superfícies que podem aumentar o atrito e consequentemente a taxa de desgaste (102, 106, 107). O material Enamic apresenta uma rede cerâmica infiltrada por uma matriz polimérica, que pode ser facilmente desgastada quando em contato com um antagonista cerâmico de maior dureza. Uma vez que essa matriz é desgastada, a fase cerâmica é exposta na superfície o que pode explicar o maior desgaste e consequente perda de volume da coroa antagonista (96). Além disso, as partículas cerâmicas do material Enamic tem tamanho maior (Figura 5.11-c) do que o tamanho dos cristais das vitrocerâmicas, podendo influenciar, também, na taxa de desgaste da coroa antagonista.

Além desses fatores, como observado nas figuras 5.13 e 5.14, as coroas vitrocerâmicas sofreram microfraturas nas interfaces entre as superfícies glazeada e desgastada, com perda de estrutura que pode ter contribuído para a maior média de perda de volume apresentada por esses materiais. Por apresentarem poros na camada de glaze e trincas em sua microestrutura, a partir do desgaste da camada de glaze, esses defeitos são expostos na cavidade bucal, e na presença de água, podem sofrer com o fenômeno de crescimento subcrítico de trinca, associado à baixa tenacidade à fratura, resultando em uma fratura catastrófica a longo prazo. A resistência à fratura do material depende de fatores como as condições de carregamento do teste, nível de tensão, geometria e volume do espécime (23, 24), sendo assim a perda de estrutura encontrada nesse estudo pode influenciar na resistência das vitrocerâmicas e diminuir sua longevidade clínica.

A hipótese nula VI foi rejeitada, pois houve diferença estatística entre o peso dos materiais testados antes e após o ensaio de desgaste. As coroas do material IPS e.max CAD apresentaram a maior perda de peso, seguidas das coroas do material Suprinity. O resultado foi esperado uma vez que esses materiais apresentaram também as maiores taxas de desgaste (perda de volume), além do fato de terem apresentado micro-fraturas na interface glaze/desgaste, contribuindo para uma maior perda de material. Houve semelhança estatística entre os valores das coroas híbridas, Lava Ultimate (grupo E) e Enamic (grupo D), que apresentaram as menores médias

de perda de peso, e estas, por sua vez, foram estatisticamente diferentes dos valores das coroas cerâmicas, Suprinity (grupo C) e IPS e.max CAD (grupo B), fato também justificado pela perda de volume dessas coroas. Para as coroas antagonistas, as coroas em contato com o material Enamic (grupo AD) apresentaram a maior perda de peso, e foram estatisticamente semelhantes às coroas em contato com IPS e.max CAD (grupo AB) e Suprinity (grupo AC) que foram estatisticamente semelhantes entre si. As coroas em contato com a resina Lava Ultimate (grupo AE) apresentaram o menor valor de perda de peso, e foram estatisticamente semelhantes às coroas em contato com as vitrocerâmicas.

Todos os dados de perda de peso apresentados podem ser justificados e foram corroborados pela perda de volume apresentada pelos materiais. As figuras 5.7 e 5.8 mostram a correlação estabelecida entre o desgaste (perda de volume) e a perda de peso dos materiais. A correlação entre perda de peso e perda de volume para as coroas e para as coroas antagonistas foi positiva, com o coeficiente de correlação de 0,56 e 0,32, respectivamente, indicando uma moderada relação linear entre as variáveis. Dessa forma, podemos validar as metodologias utilizadas para a avaliação do ensaio de desgaste.

Não foi encontrada, nesse estudo, relação entre o comportamento de desgaste e o parâmetro rugosidade superficial. Os materiais IPS e.max CAD, Suprinity e Enamic exibiram um potencial de desgaste maior, mas apresentaram menor rugosidade do que o Lava Ultimate. Alguns autores (96, 108, 109) afirmaram que a rugosidade superficial pode influenciar e prever o comportamento de desgaste, no entanto a falta de relação encontrada nesse estudo e em outros (93, 104, 110) contrariam essa afirmação.

Estudos (102, 107) relatam que devido à menor resistência da matriz de vidro, essa é mais facilmente desgastada do que os cristais que são mais duros. Os cristais, por sua vez expostos na superfície, podem fraturar e a presença de detritos do próprio material entre as superfícies de atrito pode aumentar as taxas de desgaste. Fenômeno este que pode ter ocorrido com o material Enamic, uma vez que possui uma fase cerâmica porosa na qual foi injetada uma matriz polimérica menos resistente do que uma matriz de vidro. Esse fato justificaria a alta taxa de desgaste apresentada pelo grupo antagonista em contato com o material Enamic. Portanto, durante o desgaste, alguns materiais podem ter sua rugosidade superficial e coeficiente de atrito alterados, explicando a má relação entre a rugosidade e o potencial de desgaste (93). Segundo

Metzler, uma vez alterada a superfície do material as taxas de desgaste serão determinadas pela sua microestrutura (111).

Os valores de perda de volume apresentados nesse estudo são maiores do que o que seria esperado como inerente ao processo de desgaste, demonstrando uma condição de desgaste severo em todos os grupos testados, se considerarmos a taxa anual de desgaste fisiológico do esmalte dentário (29  $\mu\text{m}$ ). O desgaste está associado a múltiplos micro-contatos nas interfaces deslizantes e esses micro-contatos podem ser devido à rugosidade da superfície do material ou aos detritos da própria superfície desgastada (97). Uma vez que a superfície dos materiais não sofreu grandes alterações de sua rugosidade e considerando que recentes estudos demonstram a falta de relação direta de rugosidade com taxa de desgaste, e como no ambiente oral, os detritos de abrasão são continuamente lavados durante a mastigação, consideramos que os detritos gerados durante os ensaios *in vitro* podem ter agido como um fator agravante do desgaste, gerando um desgaste severo, compatível clinicamente com condições de bruxismo, por exemplo, condição clínica cada vez mais frequente no dia a dia do cirurgião-dentista. Outro fator que pode ter contribuído para esse desgaste severo é a ausência de uma estrutura correspondente ao ligamento periodontal na estrutura do espécime ou da simuladora da mastigação. O ligamento periodontal é responsável pela percepção da dureza do alimento e auxilia na determinação da força a ser aplicada durante a mastigação (35, 36). A força é um fator variável durante a mastigação *in vivo*, diferentemente do que ocorre nas condições *in vitro*.

Apesar das configurações dos testes de desgaste *in vitro* serem precisamente controladas, todos os mecanismos envolvidos no desgaste *in vivo* são difíceis de serem determinados. As variações biológicas e, também, as propriedades mecânicas dos materiais nem sempre podem ser controlados e parecem ter uma influência significativa na determinação do desgaste (112). Contudo, os testes *in vitro* mostram-se essenciais para o entendimento a nível microestrutural do desempenho do material, auxiliando juntamente com resultados clínicos na escolha e indicação do melhor material restaurador.

## 7 CONCLUSÕES

Com base nos resultados deste estudo *in vitro*, as seguintes conclusões foram tiradas:

- I. As coroas vitrocerâmicas IPS e.max CAD e Suprinity, juntamente com o material híbrido Enamic apresentaram os menores valores de rugosidade dentre os materiais testados.
- II. Os materiais IPS e.max CAD, Suprinity, Enamic e Lava Ultimate apresentaram ótimo desempenho no parâmetro rugosidade superficial, mantendo os valores de rugosidade a níveis aceitáveis pelo período de um ano de simulação da mastigação.
- III. As coroas de IPS e.max CAD apresentaram ótimo desempenho como coroa antagonista dos materiais vitrocerâmicos, híbrido e resinoso, no quesito rugosidade superficial, não alterando os valores de rugosidade após um ano de simulação da mastigação.
- IV. As coroas Lava Ultimate apresentaram o melhor desempenho no quesito desgaste, com os menores valores de perda de volume e de perda de peso em relação aos outros materiais. Apresentaram também a menor taxa de desgaste do antagonista.
- V. Existe correlação moderada entre perda de peso e perda de volume para os materiais testados com as metodologias utilizadas nesse estudo.
- VI. Não foi encontrada relação entre o comportamento de desgaste e o parâmetro rugosidade superficial. IPS e.max CAD, Suprinity e Enamic exibiram um potencial de desgaste maior, mas apresentaram menor valor de rugosidade do que o Lava Ultimate.



## REFERÊNCIAS<sup>1</sup>

1. Griggs JA. Recent advances in materials for all-ceramic restorations. *Dent Clin North Am.* 2007 Jul;51(3):713-27, viii. doi: 10.1016/j.cden.2007.04.006.
2. Miyazaki T, Hotta Y, Kunii J, Kuriyama S, Tamaki Y. A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dent Mater J.* 2009 Jan;28(1):44-56. doi: 10.4012/dmj.28.44.
3. Rekow ED. Digital dentistry: The new state of the art—Is it disruptive or destructive? *Dent Mater.* 2020 Jan;36(1):9-24. doi: 10.1016/j.dental.2019.08.103.
4. Giordano R. Materials for chairside CAD/CAM-produced restorations. *J Am Dent Assoc.* 2006 Sep;137 Suppl:14S-21S. doi: 10.14219/jada.archive.2006.0397.
5. Abdulla MA, Ali H, Jamel RS. CAD-CAM Technology: A literature review. *Al-Rafidain Dent J.* 2020 abr;20(1):95-113. doi: 10.33899/rden.2020.164542.
6. Ruse N, Sadoun M. Resin-composite blocks for dental CAD/CAM applications. *J Dent Res.* 2014 Dec;93(12):1232-4. doi: 10.1177/0022034514553976.
7. Coldea A, Swain MV, Thiel N. Mechanical properties of polymer-infiltrated-ceramic-network materials. *Dent Mater.* 2013 Apr;29(4):419-26. doi: 10.1016/j.dental.2013.01.002.
8. Della Bona A, Corazza PH, Zhang Y. Characterization of a polymer-infiltrated ceramic-network material. *Dent Mater.* 2014 May;30(5):564-9. doi: 10.1016/j.dental.2014.02.019.
9. Shetty R, Shenoy K, Dandekeri S, Suhaim K, Ragher M, Francis J. Resin-matrix ceramics: an overview. *Int J Rec Sci Res.* 2015 6(11):7414-17.
10. Winter A, Schurig A, Rasche E, Rösner F, Kanus L, Schmitter M. The flexural strength of CAD/CAM polymer crowns and the effect of artificial ageing on the fracture resistance of CAD/CAM polymer and ceramic single crowns. *J Mater Sci Mater Med.* 2019 Dec 23;31(1):9. doi: 10.1007/s10856-019-6347-2.

---

<sup>1</sup> De acordo com Estilo Vancouver.

11. Faus-Matoses V, Ruiz-Bell E, Faus-Matoses I, Özcan M, Salvatore S, Faus-Llácer VJ. A 8-year prospective clinical investigation on the survival rate of feldspathic veneers: Influence of occlusal splint in patients with bruxism. *J Dent*. 2020; Aug;99:103352. doi: 10.1016/j.jdent.2020.103352.
12. Rinke S, Bettenhäuser-Hartung L, Leha A, Rödiger M, Schmalz G, Ziebolz D. Retrospective evaluation of extended glass-ceramic ceramic laminate veneers after a mean observational period of 10 years. *J Esthet Restor Dent*. 2020 Jul;32(5):487-95. doi: 10.1111/jerd.12597.
13. Dal Piva AMdO, Tribst JPM, Venturini AB, Anami LC, Bonfante EA, Bottino MA, et al. Survival probability of zirconia-reinforced lithium silicate ceramic: Effect of surface condition and fatigue test load profile. *Dent Mater*. 2020 Jun;36(6):808-815. doi: 10.1016/j.dental.2020.03.029.
14. Aldegheishem A, Loannidis G, Att W, Petridis H. Success and survival of various types of all-ceramic single crowns: A critical review and analysis of studies with a mean follow-up of 5 years or longer. *Int J Prosthodont*. Mar/Apr 2017;30(2):168-181. doi: 10.11607/ijp.4703.
15. Kalaykova SI, Sterenborg B, Loomans BAC, Huysmans M. Impact of restorative treatment of tooth wear upon masticatory performance. *J Dent*. 2019 Sep;88:103159. doi: 10.1016/j.jdent.2019.06.006.
16. Bartlett D, O'Toole S. Tooth Wear: Best Evidence Consensus Statement. *J Prosthodont*. 2020 Dec 17. doi:10.1111/jopr.13312.
17. Loomans B, Opdam N, Attin T, Bartlett D, Edelhoff D, Frankenberger R, et al. Severe tooth wear: European consensus statement on management guidelines. *J Adhes Dent*. 2017;19(2):111-119. doi: 10.3290/j.jad.a38102.
18. Borrero-Lopez O, Pajares A, Constantino PJ, Lawn BR. A model for predicting wear rates in tooth enamel. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2014 Sep;37:226-34. doi: 10.1016/j.jmbbm.2014.05.023.
19. Scherrer SS, Lohbauer U, Della Bona A, Vichi A, Tholey MJ, Kelly JR, et al. ADM guidance-Ceramics: guidance to the use of fractography in failure analysis of brittle materials. *Dent Mater*. 2017 Jun;33(6):599-620. doi: 10.1016/j.dental.2017.03.004.
20. Zhang Y, Sailer I, Lawn BR. Fatigue of dental ceramics. *J Dent*. 2013 Dec;41(12):1135-47. doi: 10.1016/j.jdent.2013.10.007.

21. Denry I. How and when does fabrication damage adversely affect the clinical performance of ceramic restorations? *Dent Mater.* 2013 Jan;29(1):85-96. doi: 10.1016/j.dental.2012.07.001.
22. Gonzaga CC, Cesar PF, Miranda WG, Yoshimura HN. Slow crack growth and reliability of dental ceramics. *Dent Mater.* 2011 Apr;27(4):394-406. doi: 10.1016/j.dental.2010.10.025.
23. Borba M. Comportamento mecânico de cerâmicas utilizadas na confecção de próteses parciais fixas: Universidade de São Paulo; 2010.
24. Kelly JR. Perspectives on strength. *Dent Mater.* 1995 Mar;11(2):103-10. doi: 10.1016/0109-5641(95)80043-3.
25. Chevalier J, Olagnon C, Fantozzi G. Subcritical Crack Propagation in 3Y-TZP Ceramics: Static and Cyclic Fatigue. *J Am Ceramic Society.* 1999 Dec;82(11):3129-38. doi: 10.1111/j.1151-2916.1999.tb02213.
26. Rekow D, Thompson VP. Engineering long term clinical success of advanced ceramic prostheses. *J Mater Sci Mater Med.* 2007 Jan;18(1):47-56. doi: 10.1007/s10856-006-0661-1.
27. Heintze S, Cavalleri A, Forjanic M, Zellweger G, Rousson V. Wear of ceramic and antagonist—A systematic evaluation of influencing factors in vitro. *Dent Mater.* 2008 Apr;24(4):433-49. doi: 10.1016/j.dental.2007.06.016.
28. Rekow D, Thompson V. Near-surface damage—a persistent problem in crowns obtained by computer-aided design and manufacturing. *Proc Inst Mech Eng H.* 2005 Jul;219(4):233-43. doi: 10.1243/095441105X9363.
29. Borrero-Lopez O, Guiberteau F, Zhang Y, Lawn BR. Wear of ceramic-based dental materials. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2019 Apr;92:144-151. doi: 10.1016/j.jmbbm.2019.01.009.
30. Camargo MA, Santana AC, Cara A, Roda MI, Melo R, Mandetta S, et al. Lado preferido da mastigação. Acaso ou oclusão. *Revista de Odontologia da Universidade Cidade de São Paulo.* 2008;20(1):82-6.

31. Glickman I, Haddad AW, Martignoni M, Mehta N, Roeber FW, Clark RE. Telemetric comparison of centric relation and centric occlusion reconstructions. *J Prosthet Dent*. 1974 May;31(5):527-36. doi: 10.1016/0022-3913(74)90174-7.
32. Hatch J, Shinkai R, Sakai S, Rugh JD, Paunovich E. Determinants of masticatory performance in dentate adults. *Arch Oral Biol*. 2001 Jul;46(7):641-8. doi: 10.1016/s0003-9969(01)00023-1.
33. Peyron M, Lassauzay C, Woda A. Effects of increased hardness on jaw movement and muscle activity during chewing of visco-elastic model foods. *Exp Brain Res*. 2002 Jan;142(1):41-51. doi: 10.1007/s00221-001-0916-5.
34. Woda A, Vigneron P, Kay D. Nonfunctional and functional occlusal contacts: a review of the literature. *J Prosthet Dent*. 1979 Sep;42(3):335-41. doi: 10.1016/0022-3913(79)90226-9.
35. Van der Bilt A, Engelen L, Pereira L, Van der Glas H, Abbink J. *Physiol Behav*. 2006 Aug 30;89(1):22-7. doi: 10.1016/j.physbeh.2006.01.025.
36. Kohyama K, Kobayashi S, Hatakeyama E, Suzuki T. Electromyographic study of mastication of kelp snack. *J text stud*. 2000 Jan;31(5):577-90. doi: 10.1111/j.1745-4603.2000.tb01020.x.
37. Ogawa T, Ogawa M, Koyano K. Different responses of masticatory movements after alteration of occlusal guidance related to individual movement pattern. 2001 Sep;28(9):830-41. doi: 10.1046/j.1365-2842.2001.00672.x.
38. Gibbs CH, Lundeen HC, Mahan PE, Fujimoto J. Chewing movements in relation to border movements at the first molar. *J Prosthet Dent*. 1981 Sep;46(3):308-22. doi: 10.1016/0022-3913(81)90220-1.
39. Richards L, Kaidonis J, Townsend G. A model for the prediction of tooth wear in individuals. *Aust Dent J*. 2003 Dec;48(4):259-62. doi: 10.1111/j.1834-7819.2003.tb00041.x.
40. Zheng J, Zhou Z. Effect of age on the friction and wear behaviors of human teeth. *Trib Inter*. 2006 Mar; 39(3):266-73. doi:10.1016/j.triboint.2004.09.004.
41. Mair L. Wear in dentistry—current terminology. *J Dent*. 1992 Jun;20(3):140-4. doi: 10.1016/0300-5712(92)90125-v.

42. Litonjua LA, Andreana S, Bush PJ, Cohen RE. Tooth wear: attrition, erosion, and abrasion. *Quintessence Int.* 2003 Jun;34(6):435-46. PMID: 12859088.
43. Larsen IB, Westergaard J, Stoltze K, Larsen AI, Gyntelberg F, Holmstrup P. A clinical index for evaluating and monitoring dental erosion. *Community Dent Oral Epidemiol.* 2000 Jun;28(3):211-7. doi: 10.1034/j.1600-0528.2000.280307.x.
44. Lambrechts P, Braem M, Vuylsteke-Wauters M, Vanherle G. Quantitative in vivo wear of human enamel. *J Dent Res.* 1989 Dec;68(12):1752-4. doi: 10.1177/00220345890680120601.
45. Al-Omiri MK, Lamey P-J, Clifford T. Impact of tooth wear on daily living. *Int J Prosthodont.* Nov-Dec 2006;19(6):601-5. PMID: 17165300.
46. Seligman D, Pullinger A, Solberg W. The prevalence of dental attrition and its association with factors of age, gender, occlusion, and TMJ symptomatology. *J Dent Res.* 1988 Oct;67(10):1323-33. doi: 10.1177/00220345880670101601.
47. Ainamo J. Relationship between occlusal wear of the teeth and periodontal health. *Scand J Dent Res.* 1972;80(6):505-9. doi: 10.1111/j.1600-0722.1972.tb00320.x.
48. Seligman DA, Pullinger AC. The role of functional occlusal relationships in temporomandibular disorders: a review. *J Craniomandib Disord.* Fall 1991;5(4):265-79. PMID: 1814969.
49. Manfredini D, Stellini E, Marchese-Ragona R, Guarda-Nardini L. Are occlusal features associated with different temporomandibular disorder diagnoses in bruxers? *Cranio.* 2014 Oct;32(4):283-8. doi: 10.1179/2151090314Y.0000000008.
50. Arsecularatne J, Hoffman M. On the wear mechanism of human dental enamel. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2010 May;3(4):347-56. doi: 10.1016/j.jmbbm.2010.01.006.
51. Oh W-s, DeLong R, Anusavice KJ. Factors affecting enamel and ceramic wear: a literature review. *J Prosthet Dent.* 2002 Apr;87(4):451-9. doi: 10.1067/mpr.2002.123851.

52. Ekfeldt A, Fransson B, Söderlund B, Öilo G. Wear resistance of some prosthodontic materials in vivo. *Acta Odontol Scand*. 1993 Apr;51(2):99-107. doi: 10.3109/00016359309041154.
53. Ekfeldt A, Öilo G. Wear of prosthodontic materials—an in vivo study. *J Oral Rehabil*. 1990 Mar;17(2):117-29. doi: 10.1111/j.1365-2842.1990.tb01400.x.
54. Yip KH-K, Smales RJ, Kaidonis JA. Differential wear of teeth and restorative materials: Clinical implications. *Int J Prosthodont*. May-Jun 2004;17(3):350-6. PMID: 15237885.
55. Keown AJ, Bush MB, Ford C, Lee JJ, Constantino PJ, Lawn BR. Fracture susceptibility of worn teeth. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2012 Jan;5(1):247-56. doi: 10.1016/j.jmbbm.2011.08.028.
56. Bardsley PF. The evolution of tooth wear indices. *Clin Oral Investig*. 2008 Mar;12 Suppl 1:S15-9. doi: 10.1007/s00784-007-0184-2.
57. López-Frías FJ, Castellanos-Cosano L, Martín-González J, Llamas-Carreras JM, Segura-Egea JJ. Clinical measurement of tooth wear: Tooth wear indices. *J Clin Exp Dent*. 2012 Feb 1;4(1):e48-53. doi: 10.4317/jced.50592.
58. Lambrechts P, Vanherle G, Vuylsteke M, Davidson C. Quantitative evaluation of the wear resistance of posterior dental restorations: a new three-dimensional measuring technique. *J Dent*. 1984 Sep;12(3):252-67. doi: 10.1016/0300-5712(84)90071-x.
59. Etman MK, Woolford M, Dunne S. Quantitative measurement of tooth and ceramic wear: in vivo study. *Int J Prosthodont*. May-Jun 2008;21(3):245-52. PMID: 18548965.
60. Al-Omiri MK, Harb R, Hammad OAA, Lamey P-J, Lynch E, Clifford TJ. Quantification of tooth wear: conventional vs new method using toolmakers microscope and a three-dimensional measuring technique. *J Dent*. 2010 Jul;38(7):560-8. doi: 10.1016/j.jdent.2010.03.016.
61. Van't Spijker A, Rodriguez JM, Kreulen CM, Bronkhorst EM, Bartlett DW, Creugers N. Prevalence of tooth wear in adults. *Int J Prosthodont*. Jan-Feb 2009;22(1):35-42. PMID: 19260425.

62. Baseren M. Surface roughness of nanofill and nanohybrid composite resin and ormocer-based tooth-colored restorative materials after several finishing and polishing procedures. *J Biomater Appl.* 2004 Oct;19(2):121-34. doi: 10.1177/0885328204044011.
63. Madhyastha PS, Hegde S, Srikant N, Kotian R, Iyer SS. Effect of finishing/polishing techniques and time on surface roughness of esthetic restorative materials. *Dent Res J.* Sep-Oct 2017;14(5):326-330. doi: 10.4103/1735-3327.215962.
64. Matzinger M, Hahnel S, Preis V, Rosentritt M. Polishing effects and wear performance of chairside CAD/CAM materials. *Clin Oral Investig.* 2019 Feb;23(2):725-737. doi: 10.1007/s00784-018-2473-3.
65. Jefferies SR. Abrasive finishing and polishing in restorative dentistry: a state-of-the-art review. *Dent Clin North Am.* 2007 Apr;51(2):379-97, ix. doi:10.1016/j.cden.2006.12.002.
66. Bollenl 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 Jul;13(4):258-69. doi: 10.1016/s0109-5641(97)80038-3.
67. Preis V, Behr M, Handel G, Schneider-Feyrer S, Hahnel S, Rosentritt M. Wear performance of dental ceramics after grinding and polishing treatments. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2012 Jun;10:13-22. doi: 10.1016/j.jmbbm.2012.03.002.
68. Zissis AJ, Polyzois GL, Yannikakis SA, Harrison A. Roughness of denture materials: a comparative study. *Int J Prosthodont.* Mar-Apr 2000;13(2):136-40. PMID: 11203622.
69. Rashid H. The effect of surface roughness on ceramics used in dentistry: A review of literature. *Eur J Dent.* 2014 Oct;8(4):571-579. doi: 10.4103/1305-7456.143646.
70. De Jager N, Feilzer A, Davidson C. The influence of surface roughness on porcelain strength. *Dent Mater.* Nov 2000;16(6):381-8. doi: 10.1016/S0109-5641(00)00030-0.

71. Mecholsky Jr JJ, Freiman S, Rice RW. Effect of grinding on flaw geometry and fracture of glass. *J Am Cer Soc.* 1977;60(3-4):114-7. doi: 10.1111/j.1151-2916.1977.tb15484.x.
72. Yılmaz C, Korkmaz T, Demirköprülü H, Ergün G, Özkan Y. Color stability of glazed and polished dental porcelains. *J Prosthodont.* 2008 Jan;17(1):20-4. doi: 10.1111/j.1532-849X.2007.00237.x.
73. Gadelmawla E, Koura M, Maksoud T, Elewa I, Soliman H. Roughness parameters. *J mat proces Tech.* 2002 Apr;123(1):133-45. doi: 10.1016/S0924-0136(02)00060-2.
74. Tholt B, 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.* Jul-Aug 2006;31(4):442-9. doi: 10.2341/05-54.
75. Tysowsky G. The science behind lithium disilicate: today's surprisingly versatile, esthetic & durable metal-free alternative. *Oral Health.* 2009;99(3):93.
76. Willard A, Chu T-MG. The science and application of IPS e. Max dental ceramic. *Kaohsiung J Med Sci.* 2018 Apr;34(4):238-242. doi: 10.1016/j.kjms.2018.01.012.
77. Vivadent I. IPS e. max lithium disilicate: The future of all ceramic dentistry material science, Practical Applications, keys to success. Amherst, NY: Ivoclar Vivadent. 2009:1-15.
78. Fasbinder DJ, Dennison JB, Heys D, Neiva G. A clinical evaluation of chairside lithium disilicate CAD/CAM crowns. *J Am Dent Assoc.* 2010 Jun;141 Suppl 2:10S-4S. doi: 10.14219/jada.archive.2010.0355.
79. Borba M, de Araújo MD, de Lima E, Yoshimura HN, Cesar PF, Griggs JA, et al. Flexural strength and failure modes of layered ceramic structures. *Dent Mater.* 2011 Dec;27(12):1259-66. doi: 10.1016/j.dental.2011.09.008.
80. Giordano RA, Pelletier L, Campbell S, Pober R. Flexural strength of an infused ceramic, glass ceramic, and feldspathic porcelain. *J Prosthet Dent.* 1995 May;73(5):411-8. doi: 10.1016/s0022-3913(05)80067-8.

81. Zarone F, Ferrari M, Mangano FG, Leone R, Sorrentino R. "Digitally Oriented Materials": Focus on Lithium Disilicate Ceramics. *Int J Dent*. 2016;2016:9840594. doi: 10.1155/2016/9840594.
82. Rinke S, Pabel A-K, Rödiger M, Ziebolz D. Chairside Fabrication of an All-Ceramic Partial Crown Using a Zirconia-Reinforced Lithium Silicate Ceramic. *Case Rep Dent*. 2016;2016:1354186. doi: 10.1155/2016/1354186.
83. Belli R, Wendler M, de Ligny D, Cicconi MR, Petschelt A, Peterlik H, et al. Chairside CAD/CAM materials. Part 1: Measurement of elastic constants and microstructural characterization. *Dent Mater*. 2017 Jan;33(1):84-98. doi: 10.1016/j.dental.2016.10.009.
84. Apel E, van't Hoen C, Rheinberger V, Höland W. Influence of ZrO<sub>2</sub> on the crystallization and properties of lithium disilicate glass-ceramics derived from a multi-component system. *J Eur Cer Soc*. 2007;27(2):1571-7. doi: 10.1016/j.eurceramsoc.2006.04.103.
85. Wendler M, Belli R, Petschelt A, Mevec D, Harrer W, Lube T, et al. Chairside CAD/CAM materials. Part 2: Flexural strength testing. *Dent Mater*. 2017 Jan;33(1):99-109. doi: 10.1016/j.dental.2016.10.008.
86. Krüger S, Deubener J, Ritzberger C, Höland W. Nucleation Kinetics of Lithium Metasilicate in ZrO<sub>2</sub>-Bearing Lithium Disilicate Glasses for Dental Application. *Inter J App Glass Sci*. 2013 Feb;4(1):9-19. doi: 10.1111/ijag.12011.
87. Ceren N, Turp V, Emir F, Akgüngör G, Ayyildiz S, Şen D. Nanoceramics and hybrid materials used in CAD/CAM systems. *Ayd Dent*. 2016 (3):55-62.
88. Albero A, Pascual A, Camps I, Grau-Benitez M. Comparative characterization of a novel cad-cam polymer-infiltrated-ceramic-network. *J Clin Exp Dent*. 2015 Oct 1;7(4):e495-500. doi: 10.4317/jced.52521.
89. Silva LHd, Lima Ed, Miranda RBdP, Favero SS, Lohbauer U, Cesar PF. Dental ceramics: a review of new materials and processing methods. *Braz Oral Res*. 2017 Aug 28;31(suppl 1):e58. doi: 10.1590/1807-3107BOR-2017.vol31.0058.
90. ESPE M. Lava Ultimate CADA/CAM Restorative.

91. Vita Enamic Technical and Scientific Documentation. 2013.
92. Denry I, Kelly J. Emerging ceramic-based materials for dentistry. *J Dent Res*. 2014 Dec;93(12):1235-42. doi: 10.1177/0022034514553627.
93. Ludovichetti FS, Trindade FZ, Werner A, Kleverlaan CJ, Fonseca RG. Wear resistance and abrasiveness of CAD-CAM monolithic materials. *J Prosthet Dent*. 2018 Aug;120(2):318.e1-318.e8. doi: 10.1016/j.prosdent.2018.05.011.
94. ISO. ISO 4288: 1996/Cor 1: 1998. Geometrical product specifications (GPS)—surface texture: profile method—rules and procedures for the assessment of surface texture. 1998.
95. Zhi L, Bortolotto T, Krejci I. Comparative in vitro wear resistance of CAD/CAM composite resin and ceramic materials. *J Prosthet Dent*. 2016 Feb;115(2):199-202. doi: 10.1016/j.prosdent.2015.07.011.
96. Yin R, Kim Y-K, Jang Y-S, Lee J-J, Lee M-H, Bae T-S. Comparative evaluation of the mechanical properties of CAD/CAM dental blocks. *Odontology*. 2019 Jul;107(3):360-367. doi: 10.1007/s10266-018-0407-9.
97. Naumova EA, Schneider S, Arnold WH, Piwowarczyk A. Wear behavior of ceramic CAD/CAM crowns and natural antagonists. *Materials*. 2017 Feb 28;10(3):244. doi: 10.3390/ma10030244.
98. Incesu E, Yanikoglu N. Evaluation of the effect of different polishing systems on the surface roughness of dental ceramics. *J Prosthet Dent*. 2020 Jul;124(1):100-109. doi: 10.1016/j.prosdent.2019.07.003.
99. Hamed WM, Anwar E, Adel R, Aboushahba M, Abdeen MF, Dagal RS, et al. Surface roughness of two different monolithic materials after chewing simulation. *J Inter O Health*. 2020 Jan;12(7):47-52. doi: 10.4103/jioh\_272\_19.
100. Mörmann WH, Stawarczyk B, Ender A, Sener B, Attin T, Mehl A. Wear characteristics of current aesthetic dental restorative CAD/CAM materials: two-body wear, gloss retention, roughness and Martens hardness. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2013 Apr;20:113-25. doi: 10.1016/j.jmbbm.2013.01.003.

101. Wendler M, Kaizer M, Belli R, Lohbauer U, Zhang Y. Sliding contact wear and subsurface damage of CAD/CAM materials against zirconia. *Dent Mater.* 2020 Mar;36(3):387-401. doi: 10.1016/j.dental.2020.01.015.
102. Wang L, Liu Y, Si W, Feng H, Tao Y, Ma Z. Friction and wear behaviors of dental ceramics against natural tooth enamel. *J Eur Cer Soc.* 2012 Aug;32(11):2599-606. doi: 10.1016/j.jeurceramsoc.2012.03.021.
103. He LH, Fujisawa N, Swain MV. Elastic modulus and stress–strain response of human enamel by nano-indentation. *Biomaterials.* 2006 Aug;27(24):4388-98. doi: 10.1016/j.biomaterials.2006.03.045.
104. Stawarczyk B, Frevert K, Ender A, Roos M, Sener B, Wimmer T. Comparison of four monolithic zirconia materials with conventional ones: Contrast ratio, grain size, four-point flexural strength and two-body wear. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2016 Jun;59:128-138. doi: 10.1016/j.jmbbm.2015.11.040.
105. Lawson NC, Bansal R, Burgess JO. Wear, strength, modulus and hardness of CAD/CAM restorative materials. *Dent Mater.* 2016 Nov;32(11):e275-e283. doi: 10.1016/j.dental.2016.08.222.
106. Seghi R, Rosenstiel S, Bauer P. Abrasion of human enamel by different dental ceramics in vitro. *J Dent Res.* 1991 Mar;70(3):221-5. doi: 10.1177/00220345910700031301.
107. Culhaoglu AK, Park J. A comparison of the wear resistance and hardness of two different indirect composite resins with a ceramic material, opposed to human enamel. *Eur J Gen Dent.* 2013 Aug;2(3):274-80. doi: 10.4103/2278-9626.116024.
108. Janyavula S, Lawson N, Cakir D, Beck P, Ramp LC, Burgess JO. The wear of polished and glazed zirconia against enamel. *J Prosthet Dent.* 2013 Jan;109(1):22-9. doi: 10.1016/S0022-3913(13)60005-0.
109. Ghazal M, Kern M. The influence of antagonistic surface roughness on the wear of human enamel and nanofilled composite resin artificial teeth. *J Prosthet Dent.* 2009 May;101(5):342-9. doi: 10.1016/S0022-3913(09)60068-8.
110. Figueiredo-Pina C, Patas N, Canhoto J, Cláudio R, Olhero S, Serro A, et al. Tribological behaviour of unveneered and veneered lithium disilicate dental material. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2016 Jan;53:226-238. doi: 10.1016/j.jmbbm.2015.08.007.

111. Metzler KT, Woody RD, Miller III AW, Miller BH. In vitro investigation of the wear of human enamel by dental porcelain. *J prost dent.* 1999 Mar;81(3):356-64. doi: 10.1016/S0022-3913(99)70280-5.

112. Masen MA, van't Spijker A, Kreulen C. An experimental investigation into dental wear: tooth-tooth contact. *J Eng Trib.* 2010 Apr;224(6):589-94. doi: 10.1243/13506501JET742.