



UNIVERSIDADE DE RIBEIRÃO PRETO

PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA

GUSTAVO DESIDERIO FRASNELLI

EFEITO DE DIFERENTES SISTEMAS CERÂMICOS NA ESTRUTURA  
DENTAL ANTAGONISTA POR MEIO DE ANÁLISE  
MICROTOMOGRÁFICA

RIBEIRÃO PRETO

2021

Gustavo Desidério Frasnelli

EFEITO DE DIFERENTES SISTEMAS CERÂMICOS NA ESTRUTURA  
DENTAL ANTAGONISTA POR MEIO DE ANÁLISE  
MICROTOMOGRÁFICA

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Universidade de Ribeirão-Preto, como parte dos requisitos para obtenção do Título de Mestre em Odontologia, área de concentração Implantodontia.

Orientadora: Profa. Dra. Izabela Cristina  
Mauricio Moris Rivera

Ribeirão Preto

2021

Ficha catalográfica preparada pelo Centro de Processamento Técnico  
da Biblioteca Central da UNAERP

- Universidade de Ribeirão Preto -

Frasnelli, Gustavo Desidério, 1985

F842e Efeito de diferentes sistemas cerâmicos na estrutura dental antagonista  
por meio de análise microtomográfica / Gustavo Desidério Frasnelli.

– Ribeirão Preto, 2021

42 f.: il. color.

Orientadora: Prof<sup>ª</sup>. Dr<sup>ª</sup>. Izabela Cristina Maurício Moris Rivera.

Dissertação(Mestrado) – Universidade de Ribeirão Preto, UNAERP,  
Odontologia, área de concentração: Implantodontia. Ribeirão Preto, 2021.

1. Implantodontia. 2. Análise microtomográfica. I. Título

CDD 617.692

GUSTAVO DESIDERIO FRASNELLI

**“EFEITO DE DIFERENTES SISTEMAS CERÂMICOS NA ESTRUTURA DENTAL ANTAGONISTA POR MEIO DE ANÁLISE MICROTOMOGRÁFICA”**

Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Universidade de Ribeirão Preto para obtenção de título de Mestre em Odontologia.

Orientadora: Profa. Dra. Izabela Cristina Mauricio Moris Rivera

Área de concentração: Implantodontia

Data de defesa: 30 de agosto de 2021

Resultado: Aprovado

**BANCA EXAMINADORA**



**Profa. Dra. Izabela Cristina Mauricio Moris Rivera**

Professora Assistente Doutora do Curso de Odontologia da Universidade de Ribeirão Preto (UNAERP) – Presidente



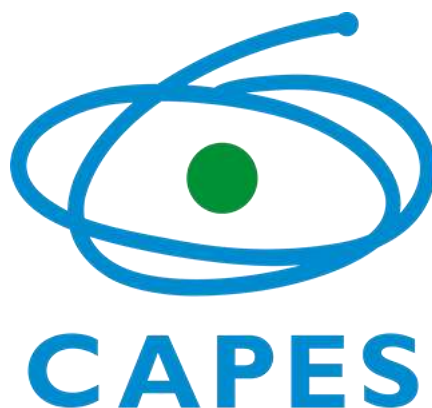
**Profa. Dra. Erica Alves Gomes**

Professora Assistente Doutora do Curso de Odontologia da Universidade de Ribeirão Preto (UNAERP)



**Profa. Dra. Renata Cristina Silveira Rodrigues Ferracioli**

Professora Doutora da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo (FORP/USP)



Este estudo foi realizado no Laboratório de Pesquisa em Odontologia da Universidade de Ribeirão Preto-UNAERP, em parceria com o Laboratório de Materiais Dentários e Prótese da Faculdade de Odontologia de Ribeirão-Preto FORP-USP, com apoio financeiro da Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior CAPES/PROSUP. Número do processo Processo: N° 88882.366454/2019-01

Dedico este trabalho

Aos meus queridos pais, **José Mario Frasnelli** e **Jacira Frasnelli** pela dedicação diária em proporcionar educação de qualidade e ensinamentos de disciplina, dedicação, humildade, perseverança e amor em tudo que me propusesse a realizar na vida

A minha esposa **Flávia Mendes Silva Frasnelli** por suportar os momentos de ausência e sempre me incentivar na busca por crescimento profissional e pessoal.

A minha amada filha **Alice Silva Frasnelli** por trazer leveza e alegria nos dias de dificuldades tornando momentos desfavoráveis em vontade de reiniciar e dar o meu melhor.

A **Deus** por me proporcionar saúde todos os dias e dar forças para subir sempre um degrau de cada vez.

## **AGRADECIMENTO ESPECIAL**

À minha orientadora, Profa. Dra. **Izabela Cristina Mauricio Moris Rivera**, que tornou possível a realização desse projeto, demonstrando paciência e resiliência em diversos momentos. Obrigado por acreditar em meu potencial e estar sempre disposta a me ajudar diante das dificuldades apresentadas. Gratidão pelos ensinamentos compartilhados em pesquisa e pela dedicação ao longo desse período. Desejo que Deus conceda força para continuar trilhando seu caminho junto ao ensino e a pesquisa. Foi um prazer e uma honra ser seu orientado.

## AGRADECIMENTOS

À Universidade de Ribeirão Preto, na pessoa da sua Magnífica Reitora **Profa. Elmara Lucia O. Bonini**, personalidade constante e pioneira na educação nacional.

À Coordenadora da Pós-Graduação em Odontologia da Universidade de Ribeirão Preto, **Prof<sup>a</sup>. Dra. Yara Teresinha Corrêa Silva Sousa**, por ter me recebido como aluno no curso de Pós-Graduação (stricto sensu), compartilhado conhecimentos, ideias e filosofias de trabalho.

Aos Professores do Curso de Pós-Graduação em Odontologia da Universidade de Ribeirão Preto (UNAERP) pela oportunidade de conviver, dividir conhecimentos e experiências. Muito obrigado.

Ao **Prof<sup>o</sup> Dr. Ricardo Faria Ribeiro**, ao departamento de Materiais Dentários e Prótese (FORP-USP) pelo auxílio e desenvolvimento de parte da fase experimental e em especial à **Dra. Adriana Claudia Lapria Faria** pela imensa contribuição.

Às pessoas que diariamente compartilharam comigo tudo aquilo que somente um pós graduando sabe o que é, e que tornaram essa jornada maravilhosa: Meus amigos e colegas de turma da Pós-Graduação em Odontologia UNAERP.

Ao curso de Odontologia da Universidade de Ribeirão-Preto (UNAERP), pelo acolhimento, receptividade e excelência de seus professores, funcionários e colaboradores.

À **Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES)** pelo auxílio financeiro concedido para o desenvolvimento do projeto.

A todos que contribuíram direta ou indiretamente para a concretização deste trabalho.



“No que diz respeito ao desempenho, ao compromisso, ao esforço, à dedicação, não existe meio termo. Ou você faz uma coisa bem feita ou não faz”.

**Ayrton Senna**

## RESUMO

Materiais cerâmicos têm sido cada vez mais utilizados nas reabilitações orais, porém pouco se conhece dos efeitos destes materiais nas estruturas dentais dos antagonistas quando em função. O objetivo deste estudo foi avaliar quantitativamente, bi e tridimensional e qualitativamente a perda de estrutura dental nos diferentes elementos constituintes do dente e a superfície do antagonista cerâmico. Neste estudo foram avaliados 3 grupos (n=10) representados por diferentes sistemas cerâmicos (dissilicato de lítio (GDis), silicato de lítio reforçado com zircônia (GSil), zircônia monolítica (GZir)). Dez blocos cerâmicos foram obtidos para cada grupo e submetidos ao processo de sinterização/cristalização. Para a realização do ensaio de desgaste, pré-molares inferiores hígidos, foram utilizados como sendo as amostras e os blocos cerâmicos os antagonistas. Os pré-molares foram submetidos a análise bi e tridimensional por meio de microtomógrafo computadorizado ( $\mu$ TC) antes e após teste de desgaste. O teste de desgaste foi realizado com carga de 30N e 300.000 ciclos, com movimento de oclusão, lateralidade e desocclusão. A análise estatística comparando a perda de estrutura dental bidimensional mostrou haver diferença estatisticamente significativa entre todos os grupos ( $p < 0,05$ ). A análise estatística comparando a porcentagem de perda de estrutura dental tridimensional mostrou haver diferença estatisticamente significativa entre os grupos GDis x GSil e entre GDis x GZir. Porém quando comparados GSil x GZir não foi encontrado diferença estatisticamente significativa. A análise qualitativa dos dentes demonstrou que o GDis apresentou considerável perda de esmalte e exposição dentinária, GSil apresentou desgaste de esmalte com aplainamento da cúspide, sem exposição de dentina e o GZir apresentou mínimo desgaste de esmalte, sem exposição de dentina. Já na análise qualitativa dos antagonistas cerâmicos observou-se maior desgaste do material cerâmico para GDis, seguido pelos grupos GSil e GZir, respectivamente. Dessa forma, conclui-se que baseado nos resultados do presente estudo in vitro sugere-se que o material cerâmico Zir seguido por Sil são os mais seguros comparados ao Dis para a reabilitação oral.

**Palavras-Chave:** Cerâmicas odontológicas. Teste de desgaste. Microtomografia Computadorizada.

## ABSTRACT

Ceramic materials have been increasingly used in oral rehabilitations, but little is known about the effects of these materials on the dental structures of antagonists when in function. The aim of this study was to quantitatively, two- and three-dimensionally and qualitatively evaluate the loss of tooth structure in the different constituent elements of the tooth and the surface of the ceramic antagonist. In this study, 3 groups (n=10) represented by different ceramic systems (lithium disilicate (GDis), lithium silicate reinforced with zirconia (GSil), monolithic zirconia (GZir)) were evaluated. Ten ceramic blocks were obtained for each group and submitted to the sintering/crystallization process. To carry out the wear test, healthy lower premolars were used as the specimens and the ceramic blocks as antagonists. The premolars were submitted to two- and three-dimensional analysis using a computerized microtomograph ( $\mu$ TC) before and after the wear test. The wear test was performed with a load of 30N and 300,000 cycles, with occlusion, laterality and disocclusion movements. The statistical analysis comparing the loss of two-dimensional tooth structure showed a statistically significant difference between all groups ( $p < 0.05$ ). Statistical analysis comparing the percentage of loss of three-dimensional tooth structure showed a statistically significant difference between groups GDis x GSil and between GDis x GZir. However, when comparing GSil x GZir, no statistically significant difference was found. The qualitative analysis of the teeth showed that GDis showed considerable enamel loss and dentin exposure, GSil showed enamel wear with flattening the cusp without dentin exposure and GZir showed minimal enamel wear without dentin exposure. In the qualitative analysis of ceramic antagonists, greater wear of the ceramic material for GDis was observed, followed by the GSil and GZir groups, respectively. Thus, it is concluded that based on the results of the present in vitro study, it is suggested that the ceramic material Zir followed by Sil are safer compared to Dis for oral rehabilitation.

**Keywords:** Dental ceramics. Wear test. Computerized Microtomography

## SUMÁRIO

|   |           |
|---|-----------|
| <b>1 INTRODUÇÃO .....</b>   | <b>13</b> |
| <b>2 PROPOSIÇÃO .....</b>   | <b>17</b> |
| 2.1 OBJETIVO GERAL.....   | 17        |
| 2.1.1 Obetivos Específicos .....  | 179       |
| <b>3 MATERIAL E MÉTODOS .....</b>   | <b>18</b> |
| 3.1 OBTENÇÃO DOS BLOCOS CERÂMICOS .....   | 19        |
| 3.2 SELEÇÃO E PREPARO DOS DENTES ANTAGONISTAS .....   | 22        |
| 3.3 AVALIAÇÃO MICROTOMOGRÁFICA INICIAL .....  | 23        |
| 3.4 ENSAIO DE DESGASTE.....   | 24        |
| 3.5 AVALIAÇÃO MICROTOMOGRÁFICA APÓS TESTES DE DESGASTE .....  | 25        |
| 3.5.1 Análise bidimensional da perda de estrutura dentária .....  | 25        |
| 3.5.2 Análise tridimensional da porcentagem de perda de estrutura dentária .....  | 26        |
| 3.5.3 Análise qualitativa dos dentes .....  | 27        |
| 3.5.4 Análise qualitativa dos antagonistas cerâmicos .....  | 27        |
| 3.6 ANÁLISE ESTATÍSTICA.....  | 27        |
| <b>4 RESULTADOS .....</b>   | <b>28</b> |
| 4.1 AVALIAÇÃO BIDIMENSIONAL (2D) DO DESGASTE DENTAL ANTES E APÓS<br>TESTE DE DESGASTE POR MICROTOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA ..... | 28        |
| 4.2 AVALIAÇÃO TRIDIMENSIONAL DO DESGASTE DENTAL ANTES E APÓS<br>TESTE DE DESGASTE POR MICROTOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA .....     | 28        |
| 4.3 AVALIAÇÃO QUALITATIVA DO DESGASTE POR MICROTOMOGRAFIA<br>COMPUTADORIZADA.....   | 29        |
| 4.4 AVALIAÇÃO QUALITATIVA DO DESGASTE DO ANTAGONISTA CERÂMICO .   | 31        |

|   |           |
|---|-----------|
| <b>5. DISCUSSÃO .....</b>                 | <b>33</b> |
| <b>6 CONCLUSÃO.....</b>                   | <b>37</b> |
| <b>7 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS .....</b> | <b>38</b> |

## 1 INTRODUÇÃO

O desenvolvimento de novos materiais cerâmicos para a reabilitação oral de elementos dentários sobre implantes ou sobre estrutura dental remanescente tornou possível atingir resultados estéticos satisfatórios não contemplado pelos materiais metálicos, principalmente na região anterior, por essas cerâmicas permitirem uma maior semelhança ao dente natural (SAILER et al., 2007; GUESS et al., 2011; ZARONE et al., 2011).

Durante a realização do plano de tratamento a correta seleção dos materiais restauradores é de suma importância para minimizar o desgaste das estruturas dentárias antagonistas. A seleção dos materiais para a reabilitação oral devem apresentar resistência à deformação mecânica, incluindo atrição. O desgaste excessivo dos materiais dentários utilizados na restauração de superfícies oclusais pode levar à ausência de contato das superfícies opostas e perturbações na eficácia do sistema mastigatório. Deve-se levar em consideração dois aspectos de interesse para a utilização dos sistemas cerâmicos sendo a resistência ao desgaste abrasivo do material, e a predisposição do material para criar o desgaste das superfícies opostas de oclusão da dentição natural ou artificial o fato de as restaurações serem opostas por dentes naturais, artificiais ou a presença de parafunções, como por exemplo, o bruxismo ( YIP et al., 2004; JOHANSSON et al., 2008).

As cerâmicas odontológicas são compostas por elementos metálicos (alumínio, cálcio, lítio, magnésio, potássio, sódio, lantânio, estanho, titânio e zircônio) e não metálicos (silício, boro, flúor e oxigênio) e caracterizadas por duas fases: uma cristalina e outra vítrea. São materiais que apresentam excelentes propriedades como estética, baixa densidade, dureza elevada, inércia química, boa resistência ao desgaste, estabilidade de cor e baixo acúmulo de placa (DELLA BONNA et al., 2004). No entanto, a cerâmica, por ser um material frágil e de baixa resistência mecânica, o deixa susceptível a ocorrência de trincas e fraturas durante a sua utilização (OILO et al., 2014; PIEGER et al., 2014). Conseqüentemente, pode levar a substituição precoce do elemento restaurado, sendo esta uma das maiores preocupações, devido ao comprometimento do seu desempenho clínico.

Diversos sistemas cerâmicos têm sido propostos afim de melhorar as propriedades mecânicas deste material, sendo que o mais utilizado é a cerâmica de dissilicato de lítio, definida como uma cerâmica vítrea que, antes de sua conversão térmica, apresenta-se como um material vítreo amorfo que, após o seu tratamento térmico, atinge um material cristalino com aproximadamente 70% de dissilicato de lítio em uma fase cristalina ortorrômbica

( $\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$ ), o que lhe garante excelentes propriedades mecânicas e de biocompatibilidade (Ma et al., 2013). Além disso, essas cerâmicas apresentam alta translucência e aparência estética satisfatória e superior às demais alternativas policristalinas (RAPTIS et al., 2006). Porém, o seu uso deve ser avaliado para a região dos dentes posteriores, uma vez que falhas, como fratura e trincas do material, durante a sua utilização têm sido encontrada (SILVA et al., 2011; PIEGER et al., 2014).

Um novo material à base de silicato de lítio reforçado com dióxido de zircônio, composto por lítio-metassilicato ( $\text{Li}_2\text{SiO}_3$ ) de cerâmica de vidro, reforçado com aproximadamente 10% de dióxido de zircônio ( $\text{ZrO}_2$ ), que após o processo de cristalização final, leva à formação de microestrutura de grãos finos ( $\text{Li}_2\text{O-ZrO}_2\text{-SiO}_2$ ) e homogêneo (VITA SUPRINITY®, Technical and scientific documentation, 2014) tem sido indicado para restaurações estéticas. Acredita-se que as partículas de zircônia incorporadas na cerâmica garantem um reforço da estrutura do material, diminuindo assim a ocorrência de trincas, sendo que, após sua cristalização este apresenta melhores propriedades mecânicas e características estéticas (VITA SUPRINITY®, Technical and scientific documentation, 2014).

Outro tipo de material cerâmico disponibilizado no mercado são as cerâmicas à base de zircônia parcialmente estabilizadas com ítria (Y-TZP). A zircônia na temperatura ambiente apresenta uma estrutura cristalina monocíclica estável até  $1.170^\circ\text{C}$  e, entre esta temperatura até  $2.370^\circ\text{C}$ , apresenta uma fase tetragonal e, acima de  $2.370^\circ\text{C}$ , apresenta uma fase cúbica permanecendo estável até que atinja o seu ponto de fusão. Quando do processo inverso, o resfriamento da zircônia, a partir de altas temperaturas, faz com que haja alterações em sua estrutura, ocorrendo uma transformação da fase tetragonal para a fase monocíclica por volta de  $950^\circ\text{C}$ . Esta transformação está acompanhada por um aumento substancial em seu volume (3 a 5%), o que pode levar à ocorrência de falhas catastróficas, que é conhecido como processo de degradação a baixas temperaturas (HARADA et al., 2016). Afim de evitar essas falhas, óxidos estabilizantes tais como  $\text{CaO}$ ,  $\text{MgO}$ ,  $\text{Y}_2\text{O}_3$  ou  $\text{CeO}_2$  são adicionados em sua composição para formar um cristal tetragonal (TPZ) estável, o que, do ponto de vista mecânico, é muito importante, por eliminar a indução de tensão devido à transformação tetragonal-monocíclica prevenindo, desta forma, a propagação de trincas, fato comumente observado nas cerâmicas de maneira geral (ARDLIN et al., 2002 ; DEVILLE et al., 2003 ; DENRY et al., 2008 ; SUNDY et al., 2008 ; PASSOS et al., 2014).

Zircônia tetragonal policristalina estabilizada com ítria (Y-TZP) tem sido cada vez mais utilizada na odontologia com a finalidade de garantir adequado suporte para as restaurações livres de metal, devido às suas excelentes características biomecânicas, tais

como: tenacidade à fratura, resistência à flexão e biocompatibilidade, além de proporcionar estética satisfatória (MANICONE et al., 2007 ; DENRY & KELLY, 2008 ; MIYASAKI et al., 2013).

Independente do sistema utilizado, o favorecimento estético das coroas totais em cerâmica durante a reabilitação oral é inquestionável. Sendo assim, o sistema Desenho assistido por computador/Manufatura assistida por computador (Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing - CAD/CAM) tem sido cada vez mais utilizado por permitir a utilização de materiais policristalinos de alta resistência (zircônia) para confecção de estruturas sinterizadas (CEHRELI et al., 2009; ORTORP et al., 2009), o que parece ser positivo, já que as cerâmicas de recobrimento apresentam menor resistência à flexão (90-120 MPa) quando comparadas aos policristais tetragonais de zircônia estabilizada com ítria (900-1200 MPa) (PICONI et al., 1999). Além disso, o sistema CAD/CAM se apresenta como boa alternativa para redução de etapas laboratoriais permitindo também a confecção de infraestruturas e coroas mais precisas devido a utilização de blocos de sistemas cerâmicos homogêneos.

Uma das preocupações clínicas com relação aos materiais cerâmicos é o desgaste que o material cerâmico irá causar na estrutura antagonista. O comportamento de desgaste das cerâmicas é diferente do metal ou resina composta. A cerâmica e o esmalte desgastam-se através de um mecanismo de microfratura, enquanto as resinas compostas desgastam-se por fadiga e abrasão (SRIPETCHDANOND et al., 2014; ARSECULARATNE et al., 2016; ZHAO et al., 2017).

Idealmente, a resistência ao desgaste do material restaurador e do esmalte deve ser semelhante. Lambrechts et al., relataram que o grau de desgaste vertical do esmalte que ocorre em condições normais foi estimado em 29  $\mu\text{m}$  / ano para molar e 15  $\mu\text{m}$  / ano para pré-molar. Esse desgaste fisiológico da cavidade oral é aceito como um fenômeno natural. No entanto, o desgaste do dente pode ser acelerado pelos materiais usados na restauração de um dente antagonista .

O desgaste dental pode ser definido como consequência de uma série de processos inter-relacionados nos quais a superfície do material é gradualmente corroída e então removida (LAMBRECHTS et al., 2006; MUKATASH et al., 2015). Conforme relatado por estudos anteriores, o desgaste ocorre pelos quatro seguintes mecanismos principais: desgaste adesivo, desgaste abrasivo, desgaste corrosivo e desgaste por fadiga (LAMBRECHTS et al., 2006; MUKATASH et al., 2015). Além disso, outros tipos menores de desgaste são responsáveis por aproximadamente 5% do desgaste total observado, sendo que o grau de des-



gaste varia de acordo com fatores externos como força mastigatória, tipos de alimentos ingeridos, padrão de ingestão alimentar e localização do dente, além de fatores internos como espessura e dureza do esmalte (MUKATASH et al., 2015).

A complexidade do processo de desgaste e sua difícil mensuração no ambiente bucal torna muito difícil a realização de estudos in vivo sobre desgaste dentário. No entanto, para superar as dificuldades nos métodos in vivo, foram desenvolvidos simuladores de desgaste e métodos para estudar o comportamento de desgaste de materiais restauradores dentários in vitro (ROSENTRIT et al., 2012; MORMANN et al., 2013).

Para a avaliação do desgaste dentário, diversas técnicas indiretas foram desenvolvidas e aplicadas em estudos prévios: réplicas de gesso (ETMAN; WOOLFORD ; DUNNE, 2008.), análise de imagem de microscopia eletrônica de varredura (OH et al., 2008.), computação gráfica, (DELONG et al., 1989.), scanner tridimensional (3D) (ALBASHAIREH; GHAZAL; KERN, 2010.), perfilometria (ALARCON et al., 2009; JOSHI; PATIL, 2010.). Porém segundo estudos prévios em relação as metodologias já utilizadas, tem-se que as réplicas apresentam como desvantagens imprecisão e problemas de reposicionamento, devido ao fato de que a reprodução das superfícies dos dentes com impressões antes da digitalização sempre adiciona uma fonte de erro (LAMBRECHTS et al., 1989). A análise com perfilômetros também podem produzir imagens com sobrecontorno quando projetado o seu perfil. As análises com avaliação tridimensional são mais precisas porém tem-se que a precisão da medição dos scanners de feixe cônico se aproxima de algumas centenas de microns e portanto, eles têm capacidade limitada para determinar o desgaste dentário nas superfícies oclusais, e os scanners intraorais devido a necessidade de pulverizar os dentes com pó branco podem diminuir a precisão da medição (DELONG, 2006).

Sendo assim, considerando a tendência pela busca por reabilitações orais utilizando sistemas cerâmicos e levando em consideração as dificuldade encontradas em estudos anteriores, no presente estudo utilizou-se microtomografia computadorizada, com a sobreposição das imagens antes e após teste de desgaste, utilizando alta resolução e parâmetros adequados na tentativa de neutralizar qualquer sobrecontorno das amostras o que poderia interferir nos resultados do estudo.

## **2 PROPOSIÇÃO**

### **2.1 OBJETIVO GERAL**

O objetivo deste estudo foi avaliar o efeito de diferentes sistemas cerâmicos no elemento dental antagonista após simulação dos ciclos mastigatórios.

#### **2.1.1 OBJETIVO ESPECÍFICO**

Avaliar após ensaio de desgaste por meio de microtomografia computadorizada:

- o desgaste vertical (mm) do elemento dental antagonista
- o desgaste volumétrico (%) do elemento dental antagonista,
- qualitativamente a perda de estrutura dental nos diferentes elementos constituintes do dente.
- qualitativamente o antagonista cerâmico.

A hipótese nula deste estudo foi a de que os diferentes sistemas cerâmicos não influenciariam no desgaste do elemento dental antagonista após ensaio de desgaste

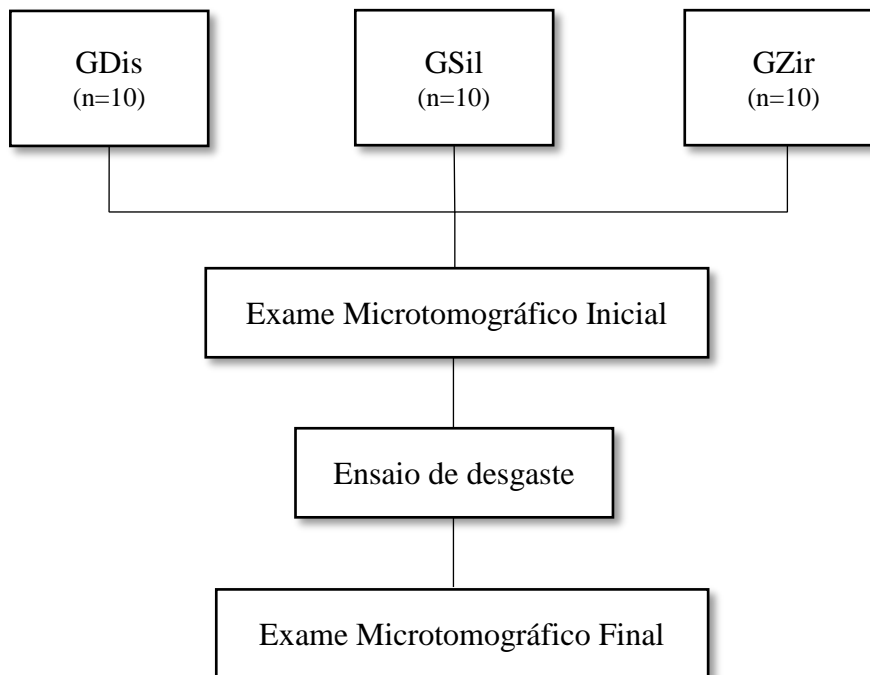
### 3 MATERIAL E MÉTODO

Neste estudo o fator de variação foi o material cerâmico que foi utilizado em 3 níveis diferentes, sendo eles: silicato de lítio reforçado com óxido de zircônio, dissilicato de lítio, zircônia monolítica, (Tabela 1) totalizando assim 3 grupos de estudo. A amostra do experimento foi composta por 30 espécimes ( $n = 10$ ). A variável de resposta quantitativa foi o desgaste bidimensional (mm) e a porcentagem de desgaste tridimensional (mm<sup>3</sup>) após teste de desgaste. Qualitativamente foi avaliar a perda de estrutura dentária nos diferentes elementos

**Tabela 1:** Materiais cerâmicos, composição e fabricantes utilizados no estudo

| <b>Grupo</b> | <b>Material</b>   | <b>Composição</b>  | <b>Fabricante</b>  |
|--------------|---|--|--|
| DIS          | IPS e.max CAD Blocks<br>(Dissilicato de lítio)                              | Componentes: SiO <sub>2</sub><br>Conteúdo adicional:<br>Li <sub>2</sub> O, K <sub>2</sub> O, MgO, Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> ,<br>P <sub>2</sub> O <sub>5</sub> e outros óxidos. | Ivoclar Vivadent,<br>Schaan, Liechtenstein                               |
| SIL          | Vita Suprinity PC<br>(Silicato de lítio reforçado<br>com óxido de zircônio) | ZrO <sub>2</sub> : 8 – 12%<br>SiO <sub>2</sub> : 56 – 64%<br>Li <sub>2</sub> O: 15 – 21%<br>La <sub>2</sub> O <sub>3</sub> : 0,1%<br>Pigmentos: < 10%<br>Outros óxidos: > 10%        | VITA Zahnfabrik H.<br>Rauter GmbH &<br>Co.KG, Bad<br>Säckingen, Alemanha |
| ZIR          | ZirkOM SI<br>(Zircônia monolítica)  | ZrO <sub>2</sub> – 94,39%<br>Y <sub>2</sub> O <sub>3</sub> – 5,30%<br>Outros óxidos – 0,31%  | OdontoMega import,<br>Ribeirão Preto, SP,<br>Brasil                      |

**Fonte:** Autor.

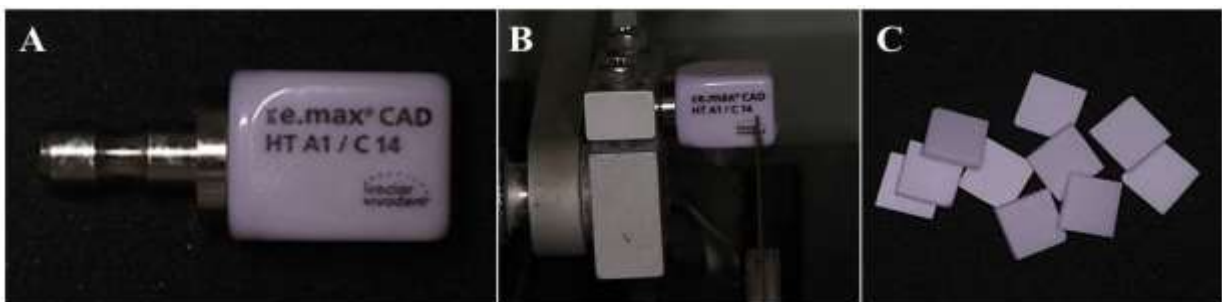
**Figura 1.** Delineamento experimental

**Fonte:** Autor

### 3.1 OBTENÇÃO DOS BLOCOS CERÂMICOS

Os blocos cerâmicos pré-sinterizados de cada sistema analisado (Figura 2A), foram seccionados com o auxílio de disco diamantado (15LC, Buehler, Lake Bluff, IL, EUA) em baixa velocidade em cortadeira de precisão (Isomet 1000, Buehler, Lake Bluff, IL, EUA) (Figura 2B), a fim de obter 10 blocos do material para os diferentes grupos. (Figura 2C).

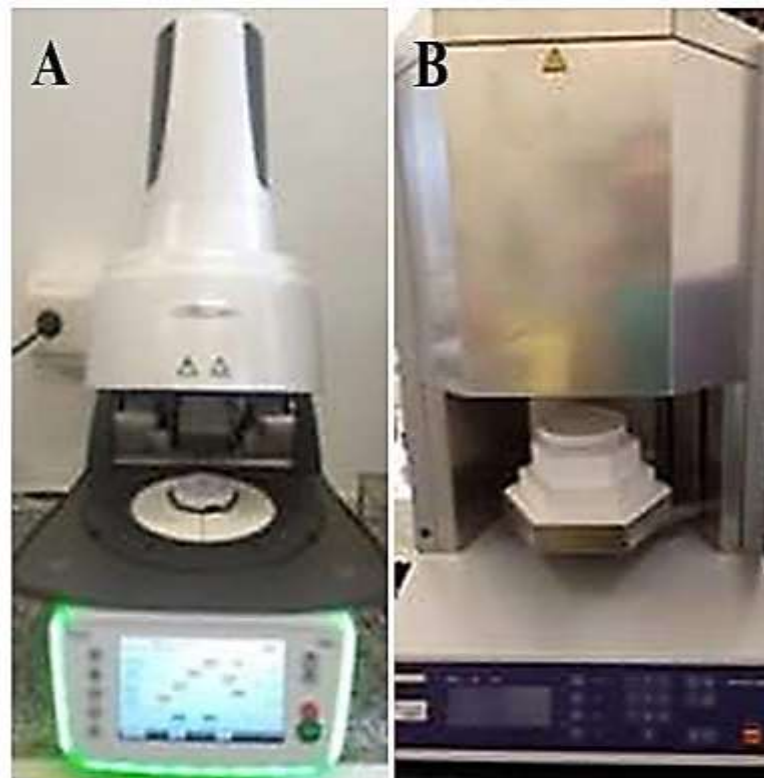
**Figura 2:** A) Bloco cerâmico de dissilicato de lítio. B) Bloco cerâmico pré-sinterizado de dissilicato de lítio em cortadeira de precisão. C): Barras de dissilicato de lítio com dimensões de 10 mm × 10 mm × 2 mm



**Fonte:** Autor

Para os grupos GDis e GSil a dimensão de corte foi de 10 mm × 10 mm × 2 Para os blocos confeccionadas em zircônia, a dimensão de corte foi de 13 mm × 13 mm × 3 mm, visto que o material sofre contração durante o processo de sinterização de aproximadamente 20 %. Todas as amostras foram polidas utilizando lixas metalográficas de granulação 600 e 1200 SiC (3M, St. Paul, MN, EUA), limpas ultrasonicamente (Alpha 3L Plus, Ecel, Ribeirão Preto, SP, Brasil) em banho de álcool isopropílico por 10 min e submetidas ao processo de cristalização/sinterização, de acordo com a recomendação do fabricante para cada material utilizando fornos específicos, sendo P500 (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) para GD e GS e o forno inFire HTC Speed (Sirona Dental Systems, GmbH, Alemanha), (Figura 3A e B) para as zircônias. Os ciclos de cristalização/sinterização para GDis, GSil e GZir estão descritos na Tabela 2

**Figura 3:** A) Forno P500 (Ivoclar Vivadent, Schaan Liechtenst). B) InFire HTC Speed (Sirona Dental Sytems, GmbH, Alemanha).



Fonte: Autor.

**Tabela 2:** Parâmetros utilizados para a sinterização/ cristalização dos materiais

| Parâmetros                                | GDis     | GSil    | GZir     |
|---|----------|---------|----------|
| Temperatura inicial (°C)                  | 403      | 400     | ambiente |
| Tempo de fechamento (min)                 | 6:00     | 4:00    | -        |
| Acréscimo de temperatura (°C/min) – $t_1$ | 90       | 55      | 20       |
| Temperatura de queima (°C) – $T_1$        | 820      | 840     | 900      |
| Tempo de manutenção (min) – $H_1$         | 0:10     | 8:00    | 10:00    |
| Acréscimo de temperatura (°C/min) – $t_2$ | 30       | -       | 10       |
| Temperatura de queima (°C) – $T_2$        | 840      | -       | 1530     |
| Tempo de manutenção (min) – $H_2$         | 7:00     | -       | 120:00   |
| Vácuo 1: $1_1$ (°C) / $1_2$ (°C)          | 550/1022 | 410/839 | -        |
| Vácuo 1: $2_1$ (°C) / $2_2$ (°C)          | 820/1508 | -       | -        |
| Resfriamento lento (°C) - L               | 700      | 680     | 500      |

**Fonte:** Autor.

Posteriormente aos processos de cristalização/sinterização (Figura 4), as amostras foram polidas em politriz metalográfica (MetaServ 250, Buehler, Lake Bluff, IL, EUA) com o auxílio de lixas metalográficas de granulação 600 e 1200 SiC (3M, St. Paul, MN, EUA), imersas em álcool isopropílico e limpas por vibração ultrassônica (Alpha 3L Plus, Ecel, Ribeirão Preto, SP, Brasil) durante 10 minutos.

**Figura 4.** Blocos de dissilicato de lítio após o processo de cristalização

**Fonte:** Autor

Após a obtenção dos blocos cerâmicos, estes foram incluídos deslocados para um dos lados, resina acrílica, dentro de cilindros de PVC, compatíveis com o diâmetro do casulo de fixação da amostra na máquina de simulação dos movimentos mastigatórios, desenvolvida na Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo.(Ribeirão Preto, São Paulo, Brasil) (Figura 5).

**Figura 5:** Bloco cerâmico incluído em resina acrílica



Fonte: Autor

### 3.2 SELEÇÃO E PREPARO DOS DENTES ANTAGONISTAS

Após aprovação do projeto deste estudo pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade de Ribeirão Preto (CAAE:14363719.4.0000.5498). Trinta pré-molares humanos inferiores, hígidos, sem presença de trincas e facetas de desgaste e de dimensões semelhantes (vestíbulo- lingual e mésiodistal), extraídos por problemas periodontais ou por razões ortodônticas, não relacionadas a este estudo, foram armazenados em solução de timol a 0,1% durante uma semana para descontaminação. Antes da realização dos experimentos, os dentes foram lavados em água corrente por 24 horas com o objetivo de remover resíduos da solução de timol e depois secos com papel absorvente. Os dentes foram limpos com curetas (Duflex, Rio de Janeiro, RJ, Brasil) para a remoção de cálculo e remanescentes teciduais e, posteriormente, armazenados em água destilada a 37°C, em estufa, durante todo o desenvolvimento do experimento para evitar desidratação. Após, os dentes foram incluídos em resina acrílica, dentro de cilindros de PVC, compatíveis com o diâmetro do casulo de fixação da amostra na máquina de simulação dos movimentos mastigatórios. (Figura 6).

**Figura 6:** Pré-molar incluído em resina acrílica



**Fonte:** Autor.

### 3.3 AVALIAÇÃO MICROTOMOGRÁFICA INICIAL

Os espécimes foram escaneados utilizando o microtomógrafo SkyScan modelo 1176 (Bruker-microCT, Kontich, Bélgica) do Laboratório de Pesquisa da Faculdade de Odontologia da Universidade de Ribeirão Preto (Figura 7). Em seguida, grupos de 10 espécimes foram posicionados de maneira padronizada em relação à face vestibular no centro de um suporte para amostra, de isopor tubular meia lua, para modelo SkyScan 1176 e 1172 (Bruker-microCT, Kontich, Bélgica). Este conjunto foi levado à cama de fibra de carbono no interior do microtomógrafo de forma que a face vestibular dos espécimes ficasse disposta na direção da tela *touch screen* do aparelho. Assim, em seguida, o escaneamento foi realizado nos parâmetros de 90 kV, 278 mA, resolução isotrópica de 18 $\mu$ m, 180° de rotação em torno do eixo vertical com passo de rotação de 0,5°, quantidade total de 2 quadros (*frames*), utilizando filtro de cobre de 0,1 mm de espessura.

**Figura 7:** Microtomógrafo SkyScan modelo 1176 (SkyScan, Kontich, Bélgica).



**Fonte:** Autor.



As projeções bidimensionais das imagens geradas foram arquivadas no formato *Tagged Image File* (TIFF). Ao término do escaneamento, os espécimes foram novamente imersos em água destilada e armazenados em estufa (37°C, 95% umidade relativa).

A etapa seguinte consistiu na reconstrução das secções axiais a partir das imagens das projeções angulares, por meio do algoritmo de reconstrução de feixe cônico de Feldkamp modificado, usando o programa NRecon v.1.7.4.2 (Bruker-microCT, Kontich, Bélgica). As secções axiais reconstruídas foram salvas em formato *Bitmap* (BMP).

### 3.4 ENSAIO DE DESGASTE

Os pré-molares incluídos em resina acrílica nos seus respectivos tubos de PVC, foram posicionados no casulo inferior da máquina de ensaios de simulação dos ciclos mastigatórios. Sendo que a face vestibular dos dentes foram posicionadas todas no mesmo sentido para manter uma padronização no ensaio. Os antagonistas, os blocos cerâmicos embutidos em resina acrílica, foram posicionados na região superior, fixados em hastes móveis com ajuste vertical, posicionadas sobre os dentes antagonista.

Quando as hastes foram totalmente liberadas, o peso de cada haste (30N) incidirá diretamente sobre os dentes. Cada ciclo mastigatório simulado pela máquina incluirá 3 tipos de movimento: 1. Movimento vertical para baixo, simulando aperto oclusal; 2. Movimento lateral de 10mm, simulando movimento de lateralidade; 3. Movimento vertical para cima, simulando desocclusão. A velocidade de movimentação das hastes é a mesma do braço de alavanca que movimenta o recipiente. Para cada ensaio de carregamento mecânico será utilizado 5 conjuntos de cada grupo, por um período de 83,3 horas, realizando assim 300.000 ciclos de simulação de movimentos mastigatórios (GATEAU et al.,1999 ; KHRAISAT et al.,2004 ; QUEK et al., 2006) (Figura 8).

**Figura 8:** Máquina Ensaio de Desgaste



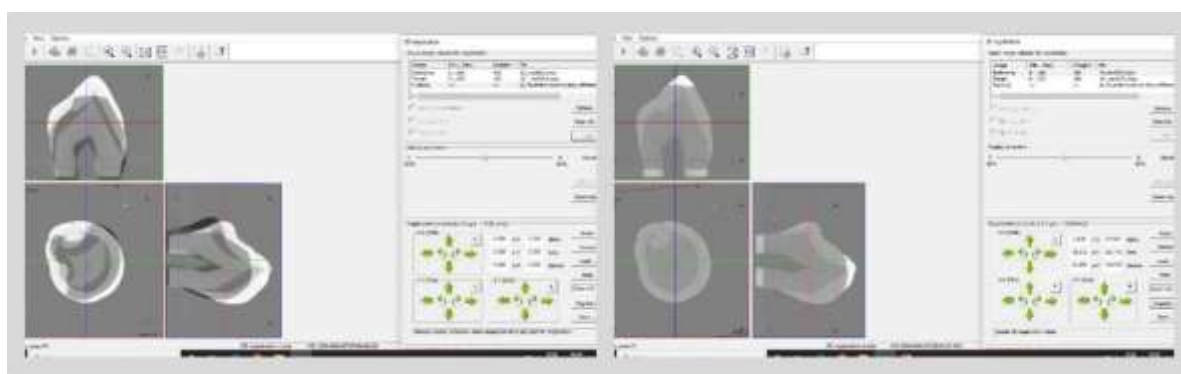
**Fonte:** Autor.

### 3.5 AVALIAÇÃO MICROTOMOGRÁFICA APOS TESTE DE DESGASTE

#### 3.5.1 ANÁLISE BIDIMENSIONAL DA PERDA DE ESTRUTURA DENTÁRIA

Finalizado o teste de desgaste foi realizado novo exame microtomográfico utilizando os mesmos protocolos de escaneamento e reconstrução descritos no exame microtomográfico inicial. Previamente à análise quali-quantitativa, as imagens obtidas dos espécimes no exame microtomográfico pós-ensaio foram alinhadas (sobreposição) em relação às obtidas no exame microtomográfico inicial (antes do ensaio) por meio da ferramenta *co-registration* no programa DataViewer v.1.5.1.2 (Bruker-microCT, Kontich, Bélgica) (Figura 9).

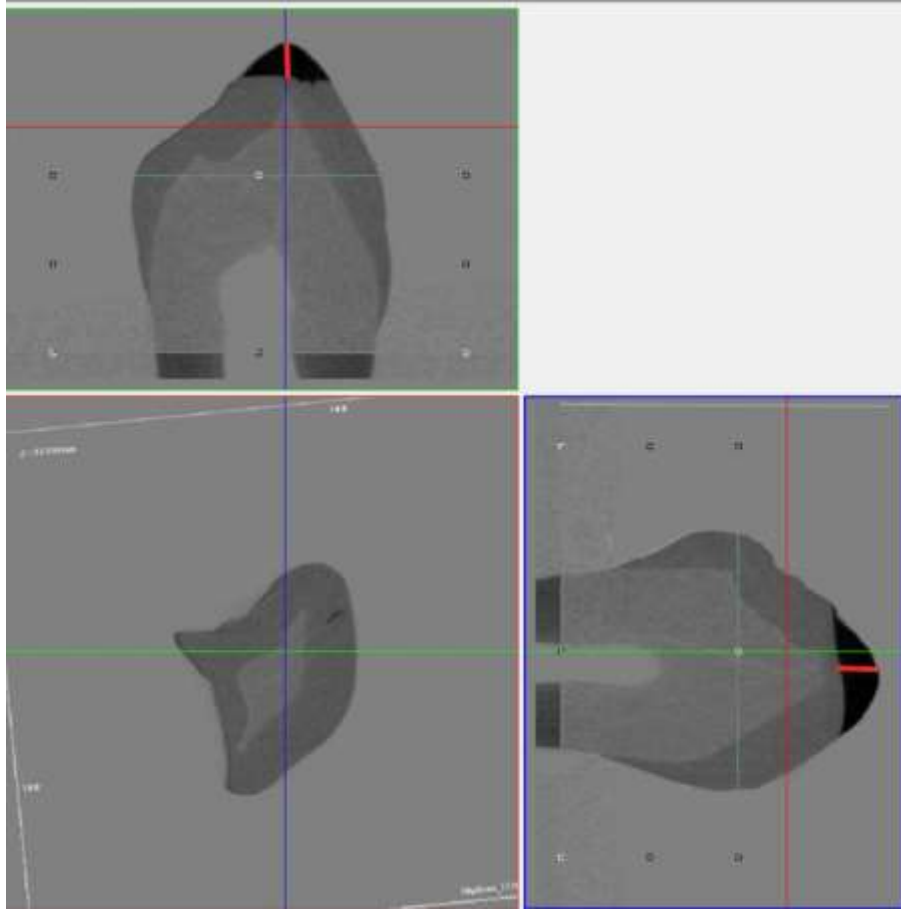
**Figura 9.** Ferramenta *co-registration* no programa DataViewer (A) antes e (B) após o alinhamento dos espécimes nas diferentes etapas experimentais.



**Fonte:** Autor

Após o alinhamento das imagens no próprio Data Viewer foi feita a mensuração do desgaste quantitativo bidimensional (mm), esta mensuração foi feita 3 vezes para cada amostra, no corte sagital e coronal. A área de medida foi na região central da ponta da cúspide desgastada até a ponta da cúspide antes do desgaste. Como pode ser visto na figura 10.

**Figura 10.** Avaliação bidimensional (mm) da perda de estrutura dentária nos diferentes cortes: sagital e coronal.



Fonte: Autor.

### 3.5.2 ANÁLISE TRIDIMENSIONAL DA PORCENTAGEM DE PERDA DA ESTRUTURA DENTÁRIA

Depois de garantido o alinhamento dos espécimes, foi realizado o processamento e análise das imagens antes e pós-teste, com auxílio do programa CTAn v.1.18.8.0 (Bruker-microCT, Kontich, Bélgica) onde foi realizado a segmentação da imagem por meio da técnica de binarização ou *threshold* interativo, na qual é realizada a segmentação dos valores de tons de cinza da reconstrução tridimensional obtendo-se, assim, uma imagem binária onde os *pixels* pretos representam o fundo e os *pixels* brancos, o objeto da análise.

Esse processo foi realizado para a região de interesse (1,2 mm da estrutura dental), sendo este da ponta da cúspide para o centro do dente, inicialmente foram obtidos os dados morfométricos tridimensionais de volume (mm<sup>3</sup>) antes e após o teste de desgaste. Para a análise dos resultados foi feito a porcentagem de perda de volume para cada grupo. Para a obtenção da porcentagem de perda de volume, inicialmente foi calculado a porcentagem de

volume pós teste remanescente da seguinte forma:  $\% \text{ volume remanescente} = \text{volume pós teste} \times 100 / \text{volume inicial}$ . Após para a obtenção do valor de porcentagem de perda de volume, foi realizado da seguinte maneira:  $100 - \% \text{ volume remanescente}$ .

### 3.5.3 ANÁLISE QUALITATIVA DOS DENTES

A análise qualitativa foi feita a partir da avaliação das imagens nos diferentes cortes (sagital e coronal), após ensaio de desgaste, obtidas no programa Data Viewer . Nesta análise foi avaliado o desgaste da estrutura dental, observando a proximidade do desgaste com a dentina e câmara pulpar. Também foi avaliado se havia presença de trincas nas estruturas dentárias e qualquer outra alteração sofrida após o ensaio de desgaste.

### 3.5.4 ANÁLISE QUALITATIVA DOS ANTAGONISTAS CERÂMICOS

Após realizado o ensaio de desgaste foram feitas imagens dos diferentes grupos dos antagonistas cerâmicos para análise qualitativa, na qual avaliou a superfície de cada material sistema cerâmico. Afim de detectar qual o sistema cerâmico que apresentou maior alteração em sua superfície.

### 3.6 ANÁLISE ESTATÍSTICA

Todos os dados foram tabulados, foi aplicado o teste de Kolmogorov Smirnov e Levene para normalidade homogeneidade da amostra respectivamente. Em seguida, foi aplicado ANOVA 1-fator SPSS (IBM Corp., v. 18, EUA), para a avaliação da perda de estrutura dental após ensaio de desgaste.

## 4 RESULTADOS

### 4.1 AVALIAÇÃO BIDIMENSIONAL (2D) DO DESGASTE DENTAL ANTES E APÓS TESTE DE DESGASTE POR MICROTOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA.

Os dados de desgaste dental bidimensional (média e desvio padrão) são demonstrados na tabela 3. A análise estatística comparando a perda de estrutura dental bidimensional mostrou haver diferença estatisticamente significativa entre todos os grupos ( $p < 0,05$ ), sendo que o grupo Dis foi o que apresentou maior perda de estrutura dentária, seguido pelo grupo Sil e Zir respectivamente.

**Tabela 3:** Valores de desgaste dental bidimensional (mm).

| Grupos | Média   | Desvio Padrão | Mínimo | Máximo |
|--------|---------|---------------|--------|--------|
| GDis   | 0,801 A | 0,141         | 0,699  | 0,901  |
| GSil   | 0,409 B | 0,104         | 0,349  | 0,470  |
| GZir   | 0,277 C | 0,095         | 0,217  | 0,338  |

\* letras diferentes indicam diferença estatisticamente significativa entre as linhas

### 4.2 AVALIAÇÃO TRIDIMENSIONAL (3D) DO DESGASTE DENTAL ANTES E APÓS TESTE DE DESGASTE POR MICROTOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA.

Os dados de porcentagem de perda da estrutura dental (média e desvio padrão) tridimensional são demonstrados na tabela 4. A análise estatística comparando a porcentagem de perda de estrutura dental tridimensional mostrou haver diferença estatisticamente significativa entre os grupos GDis x GSil e entre GDis x GZir. Porém quando comparados GSil x GZir não foi encontrado diferença estatisticamente significativa. Sendo que o grupo GDis foi o que apresentou maior porcentagem de perda de volume da estrutura dental, seguido pelo grupo GSil e GZir, respectivamente.

**Tabela 4:** Valores de porcentagem (%) de perda da estrutura dental tridimensional (mm<sup>3</sup>).

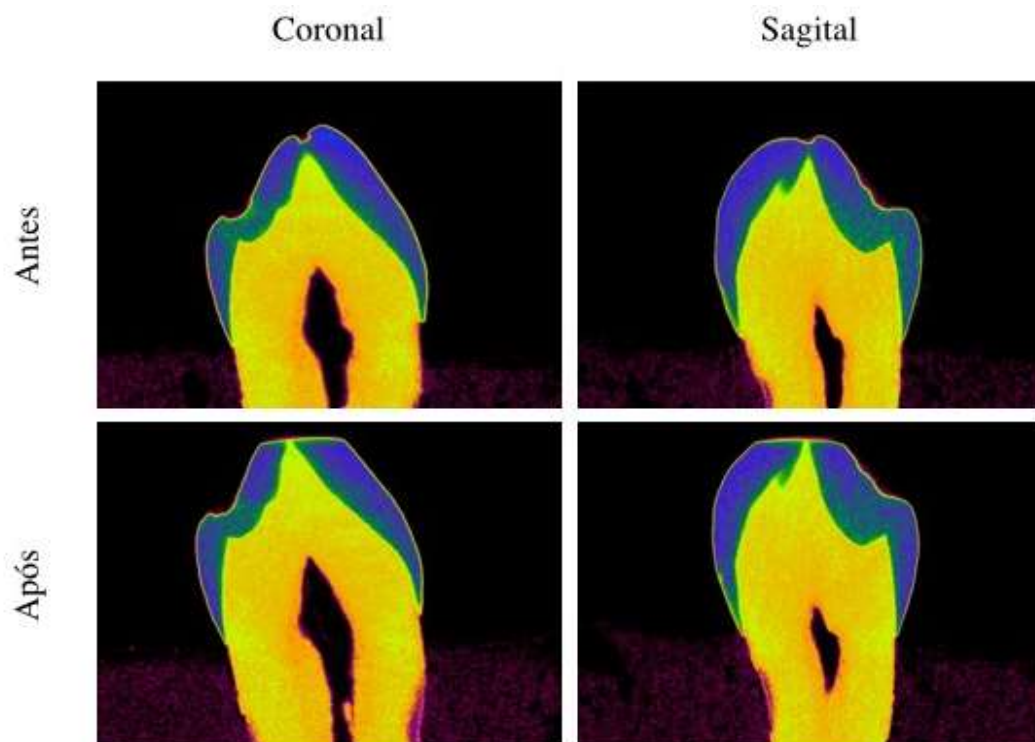
| Grupos | Média      | Desvio Padrao | Mínimo | Máximo |
|--------|------------|---------------|--------|--------|
| GDis   | 50,66 A    | 9,35          | 39,04  | 69,28  |
| GSil   | 18,58 B, C | 11,69         | 7,76   | 29,39  |
| GZir   | 10,78 C    | 6,41          | 4,05   | 17,50  |

\* letras diferentes indicam diferença estatisticamente significante entre as linhas

#### 4.3 AVALIAÇÃO QUALITATIVA DO DESGASTE DENTAL POR MICROTOMOGRÁFIA COMPUTADORIZADA.

Com relação à análise qualitativa das imagens microtomográficas bidimensionais (Figura 11) foi observado para o GDis que após o ensaio de desgaste houve grande desgaste do esmalte dentário, havendo comprometimento da dentina coronária por desgaste, ficando esta exposta. Padrão este que se repetiu para todas as amostras pertencentes ao grupo.

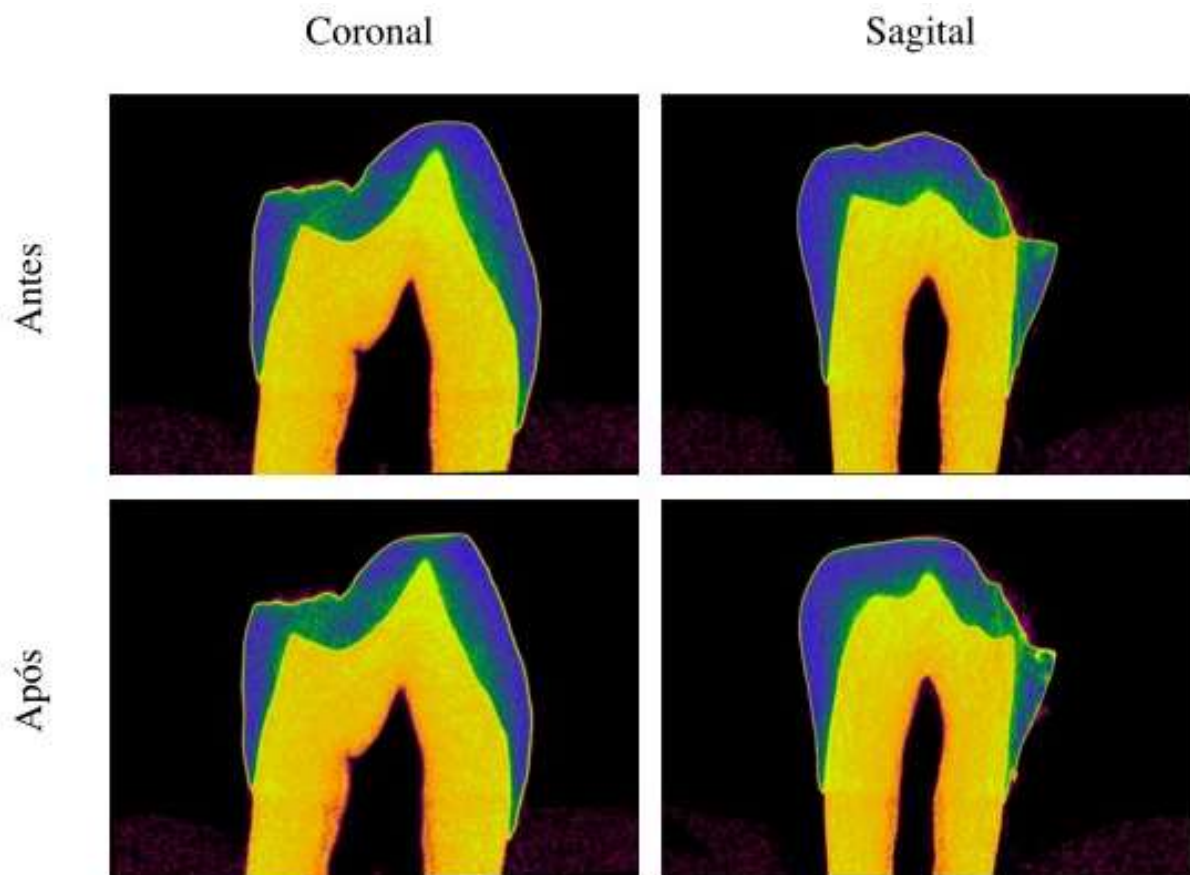
**Figura 11.** Avaliação qualitativa das imagens microtomográficas, nos diferentes cortes: coronal e sagital, do grupo GDis antes e após ensaio de desgaste.



Fonte: Autor.

Para o grupo GSil foi observado (Figura 12) que após o ensaio de desgaste, houve desgaste perceptível através da observação das imagens microtomográficas, houve um aplainamento do esmalte da cúspide de trabalho (vestibular), porém não houve desgaste e nem exposição da dentina coronária. Padrão este que se repetiu para todas as amostras pertencentes ao grupo.

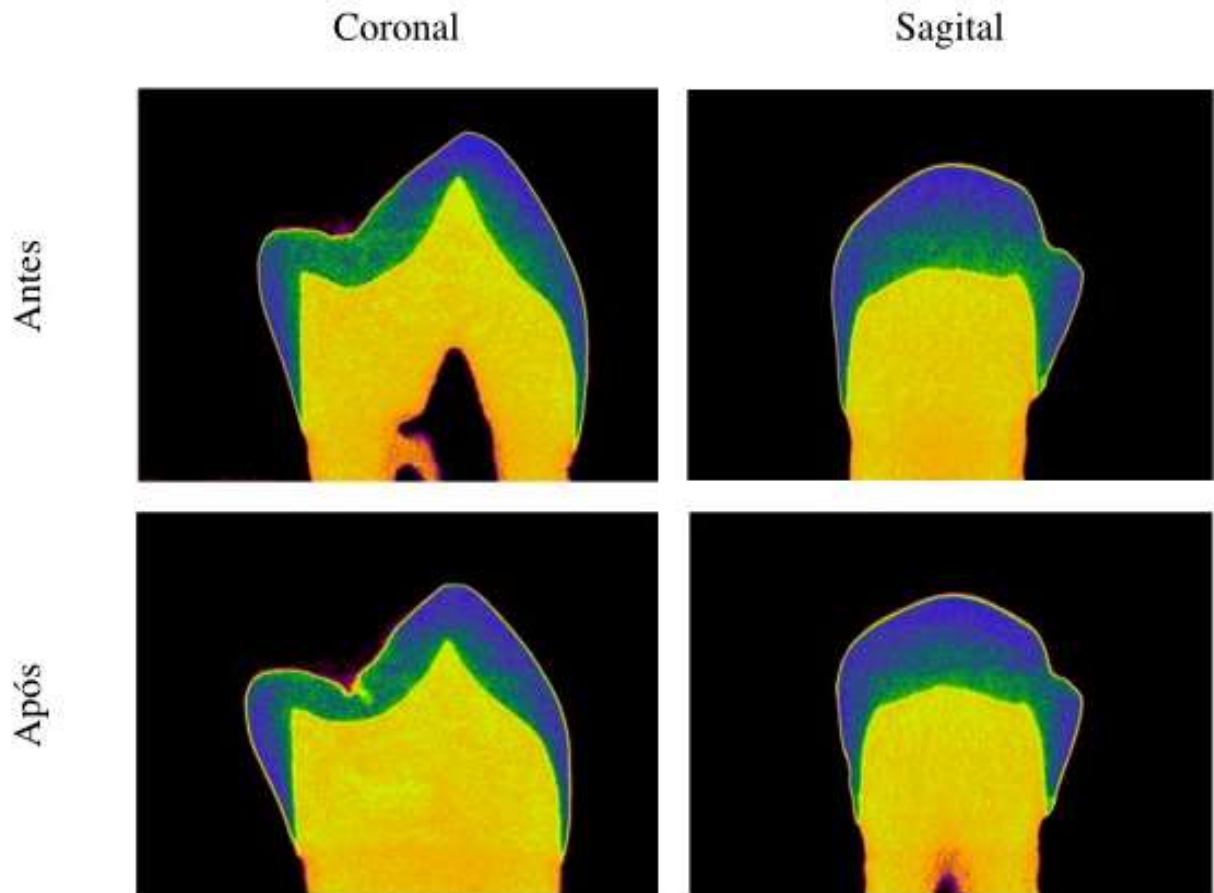
**Figura 12.** Avaliação qualitativa das imagens microtomográficas, nos diferentes cortes: coronal e sagital, do grupo GSil antes e após ensaio de desgaste.



**Fonte:** Autor.

Já no grupo GZir foi observado (Figura 13) um desgaste no esmalte dentário quase que imperceptível, com pequena alteração no contorno da cúspide vestibular. Não houve comprometimento de dentina. Tais padrões foram observados em todas as amostras analisadas.

**Figura 13.** Avaliação qualitativa das imagens microtomográficas, nos diferentes cortes: coronal e sagital, do grupo GZir antes e após ensaio de desgaste.



**Fonte:** Autor.

#### 4.4. AVALIAÇÃO QUALITATIVA DO ANTAGONISTA CERÂMICO.

Na análise qualitativa das imagens dos antagonistas cerâmicos (Figura 14) após ensaio de desgaste pode-se perceber que os antagonistas de GDis foram os que apresentaram maior desgaste do material, o material apresentou-se com sulco profundo na região de contato com o elemento dental, seguido pelo GSil que apresentou desgaste intermediário, apresentando um desgaste mais uniforme e plano e o grupo GZir foi o que apresentou menor desgaste do material, apenas ranhuras na superfície do material.



**Figura 14:** Avaliação qualitativa dos antagonistas cerâmicos. A) Bloco cerâmico de Emax B) Bloco cerâmico de VitaSuprinity C) Bloco cerâmico de Zircom



**Fonte:** Autor.

## 5 DISCUSSÃO

A resistência ao desgaste dos materiais restauradores em relação aos dentes naturais opostos e às propriedades físicas dos materiais restauradores, são um importante aspecto a ser observado antes da indicação clínica. A cerâmica possui as melhores características estéticas dentre os materiais restauradores, além de boa resistência à compressão e biocompatibilidade (JAGGER; HARRISON, 1994), embora apresente algumas desvantagens, como a resistência à tração relativamente baixa e possa causar desgaste excessivo dos dentes opostos (WILEY et al., 1989; MAHALICK et al., 1971). Para sobrelevar esse problema, novas cerâmicas que produzem menor desgaste nos dentes opostos foram desenvolvidas.

A hipótese nula deste estudo foi rejeitada, uma vez que o sistema cerâmico influenciou na quantidade de desgaste do dente antagonista.

As taxas de desgaste dos materiais restauradores intraorais devem ser semelhantes as do esmalte humano (SULONG; AZIZ, 1990, SEGHI et al., 1991). Sendo que segundo alguns autores (LAMBRECHTS et al. 1989; MUNDHE et al., 2015), o desgaste médio vertical do esmalte é de 0,02 para pré molares e 0,04 mm para molares, por ano em condições normais (oclusão dente/ dente).

Dessa forma, comparando a média do desgaste vertical anual para pré molares com os resultados do presente estudo tem-se que os valores encontrados estão bem cima da condição normal. Porém, para que seja possível a comparação dos resultados do presente estudo com outros, primeiramente deve-se fazer a ressalva de que este estudo de acordo com o trabalho clínico de Mundhe et al., simulou uma condição intra oral correspondente a 3 anos, sendo assim os resultados foram divididos por 3 (GDis = 0,267mm, GSil = 0,136 e GZir = 0,092) para que a comparação dos mesmos fosse possível. Sendo assim, os diferentes grupos apresentaram taxas de desgaste superior ao desgaste fisiológico em condições normais (GDis = 10 vezes, GSil = 7 vezes, GZir = 4 vezes) Sendo que este desgaste excessivo, principalmente no GDis, pode acarretar em diversos distúrbios e alterações para o paciente, tais como: desgaste excessivo das superfícies oclusais, podendo levar ao comprometimento total do esmalte e parcial da dentina, provocando exposição de dentina o que pode levar a hipersensibilidade dentinária, dor, além de problemas funcionais e estéticos, disfunções temporomandibulares devido à perda da dimensão vertical, erupção excessiva de dentes opostos e oclusão traumática (HUDSON et al., 1995; YIP et al., 2004).

Na análise dos diferentes sistemas cerâmicos por meio da porcentagem de perda de volume (3D), foi observado comportamento semelhante a análise bidimensional. O objetivo da análise tridimensional neste estudo foi avaliar a porcentagem de perda de volume da estrutura dentária, principalmente esmalte. Para esta avaliação selecionou-se uma região de interesse com 1,2 mm da estrutura dental, pois segundo estudo de Aris et al., 2019, os dentes posteriores apresentam uma faixa de esmalte entre 1,16 a 1,18 mm. Avaliando os diferentes sistemas cerâmicos, foi possível verificar que os grupos GZir e GSil apresentaram redução do volume dental em 10,78% e 18,58%, respectivamente, sendo estes estatisticamente semelhantes, já o grupo GDis apresentou uma redução do volume de 50,66%, sendo esta considerada uma taxa muito alta por haver o comprometimento de metade da estrutura dental avaliada, levando-se em consideração que a área de interesse é da ponta da cúspide em direção ao centro do dente, foi possível observar na sobreposição das imagens que a ponta de cúspide para este tipo de material foi toda desgastada, sendo a área de estrutura dental remanescente apenas a porção da cúspide próximo a superfície oclusal, havendo aplainamento da cúspide o que pode comprometer a oclusão deste paciente, por comprometer guias de desocclusão em grupo, ocasionando dores e desordens temporomandibulares (HUDSON et al., 1995; YIP et al., 2004), fato este que não foi observado para os demais grupos, os quais apresentaram apenas desgaste da ponta da cúspide,

Sendo assim, no presente estudo, nota-se que o grupo de zircônia monolítica (GZir) apresentou os melhores resultados, menor desgaste do elemento dental antagonista, na avaliação tridimensional (3D), corroborando com outros estudos in vitro (NAKASHIMA et al., 2016; SRIPETCHDANOND et al., 2014.). A zircônia monolítica é uma zircônia policristalina estabilizada por óxido de ítrio, o que lhe confere duas características importantes: transformação de endurecimento e degradação a baixas temperaturas. Sendo a transformação de endurecimento responsável pela alta resistência à fratura devido ao mecanismo de auto proteção da zircônia. Quando tensões são geradas na trinca, a fase tetragonal converte-se em fase monolítica com expansão volumétrica e subsequente tensões compressivas ao redor da trinca. O que resulta em fechamento parcial da trinca, prevenindo sua extensão. No entanto este processo de transformação promove superfícies mais lisas à zircônia, o que proporciona menor agressividade à superfície dentária antagonista, sendo assim justificado a menor incidência de desgaste dental dos antagonistas à elementos reabilitados com material a base de zircônia monolítica (PAPANAGIOTOU et al., 2016; GOU et al., 2019). Sendo esta justificativa condizente com os resultados do presente estudo,

uma vez que a análise qualitativa das imagens micro tomográficas dos dentes após teste de desgaste, mostrou ausência de trincas e a presença de um desgaste sutil da estrutura dentária.

De acordo com Oh et al. 2002, o desgaste do esmalte causado pelo material antagonista está mais associado à rugosidade da superfície, microestrutura e tenacidade à fratura da cerâmica, bem como a fatores ambientais do que aos valores de dureza. A resistência à fratura de um material é uma propriedade crítica. Se o material cerâmico restaurador não tiver resistência à fratura adequada, pode ocorrer delaminamento/fratura em sua superfície durante a função, resultando na formação de arestas vivas. Consequentemente as superfícies ásperas e porosas dos materiais restauradores e as partículas quebradas aumentam a taxa de desgaste para os antagonistas (OH et al., 2002; PARK et al., 2014). Sendo assim, no presente estudo a quantidade de desgaste dos dentes ciclados com o grupo GDis foi significativamente maior que os demais grupos, o que pode ser justificado por este material apresentar baixo valor de tenacidade à fratura. ( $2,25 \text{ MPa m}^{1/2}$ ). Consequentemente, a superfície áspera do material e as partículas de vidro quebradas durante o teste de desgaste podem ter aumentado a quantidade de desgaste do dente antagonista, provocando perda de esmalte e dentina, que foram observados nas imagens microtomográficas. Em contraste, a zircônia, que tem um alto valor de tenacidade à fratura ( $> 5 \text{ MPa m}^{1/2}$ ), pode manter uma superfície lisa com menor desgaste do que o dissilicato de lítio (BOLACA & ERDOGAN, 2019).

Sendo assim, o método de seleção do material cerâmico para a reabilitação oral do paciente deve ser criteriosa e abrangente para optar-se pelo material que irá fornecer melhor prognóstico e longevidade ao tratamento. Dentro das limitações do presente estudo e com base na variável estudada, perda de estrutura dental, temos que a utilização do sistema cerâmico emax deve ser cautelosa, restringindo-se a áreas de menor forças mastigatórias (incisivos centrais e laterais e facetas), uma vez que com base nos resultados do presente estudo, em áreas de maior concentração de forças o desgaste provocado no dente antagonista é alto, com envolvimento de dentina. O que pode acarretar em dores ao paciente, por este apresentar hipersensibilidade dentinária, além do risco de comprometer a oclusão dos pacientes, por comprometer guias de desocclusão em grupo, ocasionando dores e distúrbios temporomandibulares. dessa forma, melhor indicação de material cerâmico é a zircônia monolítica, por todos os pontos já elencados neste estudo, porém a quantidade de materiais cerâmicos disponíveis no mercado é enorme, o que se faz necessário estudos adicionais para a correta indicação do sistema cerâmico para cada caso clínico individual.

O desenvolvimento de novos materiais protéticos pode produzir restaurações com propriedades mais adequadas ao uso clínico, e estudos in vivo são também importantes para confirmar o comportamento destes materiais em condições reais de uso, avaliando a sua correlação entre os resultados dos estudos in vitro existentes.

## **6 CONCLUSÃO**

Baseado nos resultados do presente estudo in vitro sugere-se que o material cerâmico Zir seguido por Sil são os mais seguros comparados ao Dis para a reabilitação oral.

## REFERÊNCIAS

ALBASHAIREH, Z. S.; GHAZAL, M.; KERN, M. Two-body wear of different ceramic materials opposed to zirconia ceramic. **J. Prosthet. Dent.** v. 104, n. 2, p. 105-113, 2010.

ARDLIN, B. Transformation-toughened zirconia for dental inlays, crowns and bridges: chemical stability and effect of low-temperature aging on flexural strength and surface structure. **Dent. Mater.**, v. 18, n. 8, p. 590-595, 2002.

ARSECULARATNE, J.A.; CHUNG, N.R.; HOFFMAN, M. An in vitro study of the wear behaviour of dental composites. **Biosurf. Biotribol.**, v. 2, n. 3, p. 102- 113, 2016.

BOLACA, A; ERDOGAN, Y. In Vitro Evaluation of the Wear of Primary Tooth Enamel against Different Ceramic and Composite Resin Materials. **Nigerian Journal of Clinical Practice.**v. 22, n. 3, 2019.

CEHRELI, M.C.; KOKAT, A.M.; AKÇA, K. CAD/CAM Zirconia vs. slip-cast glass-infiltrated Alumina/Zirconia all-ceramic crowns: 2-year results of a randomized controlled clinical trial. **J. Appl. Oral. Sci.**, v. 17, n. 1, p. 49-55, 2009.

DELLA BONA, A.; MECHOLSKY, J.J. Jr., ANUNSAVICE, K.J. Fracture behavior of lithia disilicate- and leucite-based ceramics. **Dent Mater.** v. 20, n. 10, p. 956-62, 2004.

DELONG, R. Intra-oral restorative materials wear: rethinking the current approaches: how to measure wear. **Dent Mater.** v. 22, n. 8, 2006.

DELONG, R.; SASIK, C.; PINTADO, M.R.; DOUGLAS, W.H. The wear of enamel when opposed by ceramic systems. **Dent Mater.** v. 5, n. 4, 1989

DENRY, I. How and when does fabrication damage adversely affect the clinical performance of ceramic restorations? **Dent. Mater.**, v. 29, n. 1, p. 85-96, 2013.

DENRY, I.; KELLY, J.R. State of the art of zirconia for dental applications. **Dent. Mater.**, v. 24, n. 3, p. 299-307, 2008.

DEVILLE, S.; CHEVALIER, J.; FANTOZZI, G.; BARTOLOME, J. F.; REQUENA, J.; MOYA, J. S.; TORRECILLAS, R.; DÍAZ, L. A. Low temperature ageing of zirconia-

toughened alumina ceramics and its implication in biomedical implants. **J. Eur. Ceram. Soc.**, v. 23, n. 15, p. 2975-2982, 2003.

ETMAN, M. K.; WOOLFORD, M.; DUNNE, S. Quantitative measurement of tooth and ceramic wear: in vivo study. **Int. J. Prosthodont.** v. 21, n. 3, p. 245-252, 2008.

GATEAU, P.; SABEK, M.; DAILEY, B. Fatigue testing and microscopic evaluation of post and core restorations under artificial crowns. **J. Prosthet. Dent.** v. 82, n. 3, p. 341-347, 1999.

GOU M.; CHEN H.; KANG J.; WANG H. Antagonist enamel wear of tooth-supported monolithic zirconia posterior crowns in vivo: A systematic review. **J Prosthet Dent**, v. 121, n. 4, p. 598-603, 2019.

GUESS, P. C.; SCHULTHEIS, S.; BONFANTE, E. A.; COELHO, P. G.; FERENCZ, J. L.; SILVA, N. R. All-ceramic systems: Laboratory and clinical performance. **Dent. Clin. North. Am.**, v. 55, n. 2, p. 333-352, 2011.

HARADA, K.; SHINYA, A.; GOMI, H.; HATANO.; SHINYA, A.; RAIGRODSKI, A.J. Effect of accelerated aging on the fracture toughness of zirconia. **J. Prosthet. Dent.**, v. 115, n. 2, p. 215- 223, 2016.

HUDSON, J. D.; GOLDSTEIN, G. R.; GEORGESCU M. Enamel wear caused by three different restorative materials. **J Prosthet Dent.** v. 74, n. 6, p. 647-654, 1995.

JAGGER, D.C.; HARRISON, A. An in vitro investigation into the wear effects of unglazed, glazed and polished porcelain on human enamel. **J. Prosthet. Dent.**, v. 72, n. 3, p. 320- 323, 1994.

JOHANSSON, A. et al. Rehabilitation of the worn dentition. **Journal of Oral Rehabilitation**, 35(5), pp. 548-566, 2008.

JOSHI, N.; PATIL, N. P.; PATIL, S. B. The abrasive effect of a porcelain and a nickel-chromium alloy on the wear of human enamel and the influence of a carbonated beverage on the rate of wear. **J. Prosthodont.** v. 19, n. 3, p. 212-217, 2010.

KHRAISAT, A.; ABU-HAMMAD, O.; DAR-ODEH, N.; AL-KAYED, AM. Abutment screw loosening and bending resistance of external hexagon implant system after lateral cyclic loading. **Clin. Implant. Dent. Relat. Res.** v. 6, n. 3, p. 157-164, 2004.



LAMBRECHTS, P.; BRAEM, M.; VUYLSTEKE-WAUTERS, M.; VANHERLE, G. Quantitative in vivo wear of human enamel. **J. Dent. Res.**; v. 68, n. 12, p. 1752- 1754, 1989.

MA, L.; GUESS, P.C.; ZHANG, Y. Load bearing properties of minimal-invasive monolithic lithium disilicate and zirconia occlusal onlays: Finite element and theoretical analyses. **Dent. Mater.**, v. 29, n. 7, p. 742- 751, 2013.

MAHALICK, J.A.; KANP, F.J.; WEITER, E.J. Occlusal wear in prosthodontics. **J. American. Dent. Assoc.**, v. 82, n. 1, p. 451- 459, 1971.

MANICONE, P. F.; IOMMETTI, P. R.; RAFFAELLI, L. An overview of zirconia ceramic: basic properties and clinical applications. **J. Dent.**, v. 35, n. 11, p. 819-826, 2007.

MÖRMANN, W.H.; 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.**, v. 20, p. 113- 125, 2013.

MUKATASH, N. E. G. Wear mechanisms and wear investigations of dental materials; a review of the literature. **Arch Oral Dent Res.** v. 2, p. 3, 2015.

MUNDHE K, J. V.; PRUTHI, G.; SHAH, N. Clinical study to evaluate the wear of natural enamel antagonist to zirconia and metal ceramic crowns. **J Prosthet Dent.** v. 114, n. 3, p. 358-363, 2015.

MYAZAKI, T.; NAKAMURA, H.; BAN, S.; KOBAYASH, T. Current status of zirconia restoration. **J. Prosthodont. Res.**, v. 57, n. 4, p. 236-261, 2013.

NAKASHIMA, J.; TAIRA, Y.; SAWASE, T. In vitro wear of four ceramic materials and human enamel on enamel antagonist. **Eur J Oral Sci.** v. 124, n. 3, p. 295-300, 2016.

OH, W.S.; DELONG R.; ANUNSAVICE, K.J. Factors affecting enamel and ceramic wear: A literature review. **J Prosthet Dent.** v. 87, p. 451-459, 2002.

OILO, M.; HARDANG, A.D.; ULSUND, A.H.; GJERDET, N.R. Fractographic features of glass ceramic and zirconia based dental restorations fractured during clinical function. **Euro. J. Oral. Sci.**, v. 122, n. 3, p. 238-244, 2014.

ORTORP, A.; KIHLE, M.L.; CARLSSON, G.E. A 3-year retrospective and clinical follow-up study of zirconia single crowns performed in a private practice. **J. Dent.** 2009., v. 37, n. 9, p. 731-736, 2009.

PAPANAGIOTOU H.P.; MORGANO S.M.; GIORDANO R.A.; POBER, R. In vitro evaluation of low-temperature aging effects and finishing procedures on the flexural strength and structural stability of Y-TZP dental ceramics. **J Prosthet dent.** v. 4; p. 5-32, 2006.

PARK, J.H.; PARK, S.; LEE, K.; YUN, K.D.; LIM, H.P. Antagonist wear of three CAD/CAM anatomic contour zirconia ceramics. **J Prosthet Dent.** v. 111, p. 20-9, 2014.

PASSOS, S.P.; LINKE, B.; LARJAVA, H.; FRENCH, D. Performance of zirconia abutments for implant-supported single-tooth crowns in esthetic areas: a retrospective study up to 12-year follow-up. **Clin. Oral. Implants.**, v. 27, n. 1, p. 1-8, 2014.

PICONI, C.; MACCAURO, G. Zirconia as a ceramic biomaterial. **Biomaterials.** v. 20, n. 1, p. 1-25, 1999.

PIEGER, S.; SALMAN, A.; BIDRA, A.S. Clinical outcomes of lithium disilicate single crowns and partial fixed dental prostheses: a systematic review. **J. Prosthet. Dent.**, v. 112, n. 1, p. 22-30, 2014.

QUEK, C.E.; TAN, K.B.; NICHOLLS, J.I. Load fatigue performance of a single-tooth implant abutment system: effect of diameter. **Int. J. Oral. Maxillofac. Implants.**, v. 21, n. 6, p. 929-936, 2006.

RAPTIS, N.V.; MICHALAKIS, K.X.; HIRAYAMA, H. Optical behavior of current ceramic systems. **Int J Periodontics Restorative Dent.** v. 26, n. 1, p. 31-34, 2006.

ROSENTRITT, M.; PREIS, V.; BEHR, M.; HAHNEL, S.; HANDEL, G.; KOL-BECK, C. Two-body wear of dental porcelain and substructure oxide ceramics. **Clin. Oral. Investig.**, v. 16, n. 3, p. 935-943, 2012.

SAILER, I.; FEHÉR, A.; FILSER, F.; GAUCKLER, L.J.; LÜTHY, H.; HÄMMERLE C.H. Five-year clinical results of zirconia frameworks for posterior fixed partial dentures. **Int. J. Prosthodont.**, v. 20, n.4 p. 383-388, 2007.

SEGHI, R. R.; ROSENSTIEL, S. F.; BAUER, P. Abrasion of human enamel by different dental ceramics in vitro. **J. Dent. Res.** v. 70, n. 3, p. 221-225, 1991.

SILVA, N.R.; THOMPSON, V.P.; VALVERDE, G.B.; COELHO, P.G.; POWERS, J.M.; FARAH, J. W.; ESQUIVEL-UPSHAW, J. Comparative reliability analyses of zirconium oxide and lithium disilicate restorations in vitro and in vivo. **J. Am. Dent. Assoc.**, v. 142, n. 2, p- 4-9, 2011.

SRIPETCHDANOND, J.; LEEVAILOJ, C. Wear of human enamel opposing mono-lithic zirconia, glass ceramic, and composite resin: an in vitro study. **J. Prosthet. Dent.**, v. 112, n. 5, p. 1141-1150, 2014.

SULONG, M.Z.A.M.; AZIZ, R.A. Wear of materials used in dentistry: a review of the literature. **J. Prosthet. Dent.**, v. 63, n. 3, p. 342-349, 1990.

SUNDH, A.; SJÖGREN, G. A study of the bending resistance of implant-supported reinforced alumina and machined zirconia abutments and copies. **Dent. Mater.**, v. 24, n. 5, p. 611-617, 2008.

WILEY, M.G. Effects of porcelain on occluding surfaces of restored teeth. **J. Prosth. Dent.**, v. 61, n. 2, p. 133-137, 1989.

YIP, K., SMALES, R., KAIDONIS, J. Differential Wear of Teeth and Restorative Materials: Clinical Implications. **The International Journal of Prosthodontics.** v. 17, n. 3, p. 350-356, 2004.

ZARONE, F; RUSSO, S.; SORRENTINO, R. From porcelain-fused-to- metal to zirconia: clinical and experimental considerations. **Dent. Mater.**, v. 27, n. 1, p. 83-96, 2011.

ZHAO, X.; PAN, J.; ZHANG, S.; MALMSTROM, H.S.; REN, Y.F. Effectiveness of resin-based materials against erosive and abrasive enamel wear. **Clin. Oral. Investig.**, v. 21, p. 463-468, 2017.