



CESPU
INSTITUTO UNIVERSITÁRIO
DE CIÊNCIAS DA SAÚDE

Efeitos de diferentes sistemas protéticos cerâmicos fixos sobre o esmalte de dentes posteriores antagonistas

Revisão sistemática integrativa

Arianna Ferrara

Dissertação conducente ao Grau de Mestre em Medicina Dentária (Ciclo Integrado)

Gandra, maio de 2025

Arianna Ferrara

Dissertação conducente ao Grau de Mestre em Medicina Dentária (Ciclo Integrado)

Efeitos de diferentes sistemas protéticos cerâmicos fixos sobre o esmalte de dentes posteriores antagonistas

Revisão sistemática integrativa

**Trabalho realizado sob a Orientação da
Prof. Doutora Catarina Calamote**

DECLARAÇÃO DE INTEGRIDADE

Eu, Arianna Ferrara, declaro ter atuado com absoluta integridade na elaboração deste trabalho, confirmo que em todo o trabalho conducente à sua elaboração não recorri a qualquer forma de falsificação de resultados ou à prática de plágio (ato pelo qual um indivíduo, mesmo por omissão, assume a autoria do trabalho intelectual pertencente a outrem, na sua totalidade ou em partes dele). Mais declaro que todas as frases que retirei de trabalhos anteriores pertencentes a outros autores foram referenciadas ou redigidas com novas palavras, tendo neste caso colocado a citação da fonte bibliográfica.

AGRADECIMENTO

Gostaria de agradecer infinitamente à minha orientadora sem a qual não teria sido possível realizar este trabalho de dissertação, a Prof.^a Catarina Calamote por la disponibilidade e toda a ajuda que ele me deu com muita paciência.

A mio a mio papà, l'única ragione per cui ho iniziato,
a mia mamma, la ragione per cui ho finito.

A mia sorella Eleonora e mio fratello Giuseppe, con la certezza che sarete sempre al mio fianco in un futuro di cui prenderemo solo il meglio.

A Alessio, l'amore della mia vita, che non potrò con nessuna parola mai ringraziare per quanto fatto per me in tutti questi anni.

A mia nonna, che mi ha visto partire per la prima volta, ma non mi ha più vista tornare, spero di averti resa orgogliosa di essere arrivata alla fine.

A tutti gli amici che sono rimasti nonostante la mia scarsa presenza in questi anni,
a tutti i compagni che mi hanno accompagnato in questa avventura, condividendo le gioie, le fatiche, le ansie e le soddisfazioni.

A tutti i collaboratori che sono rimasti quando non era più così facile,
a tutti quelli che mi sono stati vicini e hanno creduto in me.

RESUMO

Introdução: O desgaste de dentes naturais em contato com próteses cerâmicas é fenômeno clínico comum, mas variável. Fatores destacam a importância de compreender as propriedades dos materiais para preservar a estrutura dentária. A análise dos efeitos das cerâmicas modernas sobre o desgaste oclusal durante a mastigação é tópico relevante devido ao aumento de casos de bruxismo e ao uso crescente desses materiais.

Objetivos: Avaliar desgaste do esmalte antagonista a restaurações cerâmicas, identificar fatores mastigatórios influentes e comparar materiais, considerando o seu campo de utilização.

Material e Métodos: Pesquisa bibliográfica naPUBMED, utilizando palavras-chave: *Zirconium; lithium disilicate; ceramics; tooth crown; tooth wear; antagonist*. Segundo os critérios de inclusão, originando 30 artigos.

Resultados: A zircônia monolítica polida apresenta menor desgaste do esmalte. O dissilicato de lítio é mais abrasivo que a zircônia. Materiais compósitos, menos rígidos, desgasta à semelhança do esmalto. As metalo-cerâmicas e porcelana feldspática são os mais desgastantes. Ligas nobres têm o menor desgaste. Polimento reduz abrasão; *glaze* a aumenta pela degradação superficial.

Discussão: O desgaste depende de material, superfície, ciclos e condições mastigatórias; polimento e seleção são essenciais.

Conclusões: A zircônia monolítica polida é ideal para reduzir o desgaste antagonista, assim como o ouro. Materiais compósitos, ao desgastarem-se como o esmalte, evitam desníveis e adaptam-se a maloclusões. Em dentes anteriores, dissilicato de lítio (bem polido) ou feldspato (estética/carga baixa) são viáveis. Em pré-molares, materiais híbridos ou resinas compostas são aceitáveis com controle oclusal. Polimento minimiza abrasão; *glaze* a intensifica. Heterogeneidade metodológica e de materiais dificulta comparações e aumenta microfissuras.

Palavras-Chave: *Zirconium; lithium disilicate; ceramics; tooth crown; tooth wear; antagonist*.

ABSTRACT

Introduction: Wear of natural teeth in contact with ceramic prostheses is a common clinical phenomenon, but variable. Uncontrollable factors highlight the importance of understanding the properties of materials to preserve tooth structure. The analysis of the effects of modern ceramics on occlusal wear during mastication is relevant due to the increase in cases of bruxism and growing use of these materials.

Objectives: To assess wear of enamel antagonist to ceramic restorations, identify influential masticatory factors and compare materials, considering their field of use.

Material and Methods: A literature search was carried out in PUBMED, using the keywords: Zirconium; lithium disilicate; ceramics; tooth crown; tooth wear; antagonist. According to the inclusion criteria, resulting in 30 articles.

Results: Polished monolithic zirconia causes less enamel wear. Lithium disilicate is more abrasive than zirconia. Composite materials, which are less rigid, were similarly to enamel. Metal-ceramics and feldspathic porcelain are the most abrasive. Noble alloys have the least wear. Polishing reduces abrasion, glazing increases cause of surface degradation.

Discussion: Wear depends on material, surface, cycles, and masticatory conditions; polishing and material selection are essential.

Conclusions: Polished monolithic zirconia, as well as gold is ideal for reducing antagonist's wear. Composite materials, that wear out like enamel, prevent differences in height and adapt themselves to malocclusions. In anterior teeth, lithium disilicate (well-polished) or feldspar (esthetics/low load) are viable. In premolars, hybrid materials or composite resins are acceptable with occlusal control. Polishing minimizes abrasion; glaze intensifies it. Methodological and material heterogeneity makes comparisons difficult and increases microcracks.

Keywords: *Zirconium; lithium disilicate; ceramics; tooth crown; tooth wear; antagonist.*

Índice Geral

1.	Introdução	1
2.	Objetivos	3
3.	Materiais e Método	5
	3.1 Protocolo Desenvolvido	5
	3.2 Foco na questão PICO:	5
	3.3 Questão PICO	5
	3.4 Estratégia de pesquisa e mesh terms	5
	3.5. Operadores de pesquisa avançada e seus termos de pesquisa	6
	3.6 Critérios de inclusão e de Exclusão	7
	3.7 Seleção de estudos	7
	3.8 Extração de dados da amostra	8
4.	Resultados	9
	4.1 Resultados da Pesquisa	9
	4.2 Fluxograma	10
	4.3 Características dos estudos	11
	4.4 Tabela de Resultados e Extração de dados da amostra que irá caracterizar o estudo	12
	4.5 Caracterização e distribuição da Amostra	27
	4.6 Resumo e compilação dos dados da Amostra	30
	4.6.1 Tabela resumo com desgaste volumétrico experimental	30
	4.6.2 Tabela resumo com desgaste volumétrico in vitro	33
	4.6.3 Tabela resumo com desgaste linear experimental	37
	4.6.4 Tabela resumo com desgaste linear in vitro	42
5.	Discussão	47
	5.1 Avaliação descritiva e sistemática e comparação de estudos analisando todos os materiais em análise	47
	5.2 Fatores que influenciam as propriedades dos materiais e impacto no desgaste	53
	5.3 Variáveis mastigatórias que modificam o desgaste	54
	5.4 Comparação geral dos materiais e considerações para uso clínico	54
	5.5 Considerações sobre a diferença de desgaste superficial entre materiais restauradores e esmalte dentário contíguo	55

5.6 Limitações do estudo.....	56
6. Conclusões.....	59
7. Bibliografia.....	63

Índice de Figuras

Figura 1 – Fluxograma da estratégia de pesquisa usada neste estudo	10
Figura 2 - Diagrama da classificação por tipo de estudo incluído	11
Figura 3 - Distribuição gráfica dos estudos por tipo de desgaste analisado	27
Figura 4 - Diagrama da classificação por tipo de estudo incluído	10
Figura 5 - Comparação do desgaste do esmalte em relação com o materiais e tempo	31
Figura 6 - Gráfico de comparação do desgaste do esmalte por diferentes materiais em relação ao estudo.....	35
Figura 7 - Gráfico de comparação do desgaste do esmalte por diferentes materiais ao longo do tempo.....	39
Figura 8 - Gráfico do desgaste do esmalte em comparação com o materiais e o n° de ciclos.....	43

Índice de Tabelas

Tabela 1 – Estratégia PICO	5
Tabela 2 – Pesquisa avançada	6
Tabela 3 – Resultados obtidos da expressão de pesquisa.....	9
Tabela 4 – Resultados.....	12
Tabela 5 – Distribuição da amostra experimentais	28
Tabela 6 – Distribuição da amostra in vitro.....	28
Tabela 7 – Resumo com desgaste volumétrico experimental	30
Tabela 8 – Resumo com desgaste volumétrico in vitro	33
Tabela 9 – Resumo com desgaste linear experimental	37
Tabela 10 – Comparação de desgaste entre molares e pré-molares em relação com o material	40
Tabela 11 – Comparação de desgaste entre molares e pré-molares (<i>Glaze</i> o Polida)	41
Tabela 12 – Comparação de desgaste entre molares e pré-molares	41
Tabela 13 – Resumo com desgaste linear in vitro.....	42

Lista de abreviaturas, siglas e acrónimos

Ag-Pd-Au: Prata-paládio-ouro

SEM: Microscopia eletrônica de varredura

Zr: Zircônia

LD: Dissilicato de lítio

Au: Ouro

E: Esmalte

N: Numero

PINC: Cerâmicas Nanoestruturadas Infiltradas em Polímeros

PINC2: Cerâmica Nanoestruturada Infiltrada com Polímero, Versão Avançada

CO: Resina composta nanohíbrida

LP: Polida em laboratório

CA: Ajustada com broca diamantada

Ra: Rugosidade superficial

MZ: Zircônia monolítica

CM: Porcelana fundida ao metal

CR: Resina composta

p: *P-value*

CAR: CA + repolimento com instrumentos odontológicos específicos

RC: *Robocasting* (método de produção)

UC: Compressão unidirecional (método de produção)

G: Zircônia esmaltada

1. Introdução

O desgaste dentário é clinicamente observável, de natureza progressiva e multifatorial, caracterizado pela perda de tecido duro dentário, com causas fisiológicas ou patológicas, influenciado por fatores como pH oral, hábitos parafuncionais e materiais restauradores. Com a crescente demanda estética, as cerâmicas integrais, como zircônia monolítica e dissilicato de lítio, ganharam espaço como alternativas às tradicionais metalocerâmicas, aliando estética e resistência mecânica (1).

O esmalte sofre um desgaste fisiológico estimado entre 15–40 $\mu\text{m}/\text{ano}$. No entanto, esse valor pode aumentar, significativamente, quando há contato com restaurações, especialmente se as propriedades físicas dos materiais forem muito diferentes das do esmalte natural (2). Cada tipo de dente tem uma função específica e fatores anatômicos e funcionais devem ser considerados: os incisivos exercem, principalmente, a função de corte, com forças entre 100–150 N. Os pré-molares, que combinam funções de corte e trituração, operam com forças entre 200–400 N, enquanto os molares, principais responsáveis pela trituração, podem atingir forças mastigatórias acima de 500–700 N. O padrão de desgaste, portanto, é influenciado pela posição dentária e pela natureza do contato oclusal (3–5).

Apesar da alta resistência da zircônia, sua dureza exige atenção quanto à abrasividade contra o esmalte antagonista (6). O tipo de movimento (vertical, deslizante, excêntrico) e o perfil do paciente também influenciam. Em bruxomanos, onde forças mastigatórias podem chegar a 1000 N, há maior risco de desgaste agressivo se o material for inadequado (7). Além disso, usar um material com alto desempenho em uma boca com desgaste generalizado pode gerar desequilíbrio oclusal (8). Por isso, o clínico deve avaliar não apenas o tipo de material, mas também o antagonista, presença de parafunções, dieta e distribuição das forças mastigatórias (1, 6, 9).

Outro fator determinante é a superfície da restauração. A rugosidade está diretamente ligada à abrasividade. Superfícies esmaltadas, polidas ou desgastadas após ajuste oclusal mostram comportamentos diferentes no desgaste do dente oposto. Mesmo materiais com composição idêntica podem variar bastante no efeito abrasivo dependendo do acabamento final (1, 6, 9).

Estudos *in vitro* têm sido amplamente utilizados para simular essas interações. No entanto, os resultados nem sempre são comparáveis, pois variam em número de ciclos, força, meio lubrificante

e tipo de movimento. Além disso, muitos modelos não reproduzem com fidelidade o ambiente oral real (1, 6, 9). Estudos clínicos recentes vêm superando essa limitação com técnicas de digitalização intraoral, permitindo medições precisas do desgaste ao longo do tempo (6).

Nesse cenário, é fundamental investigar como diferentes cerâmicas e acabamentos afetam o desgaste do esmalte. A complexidade do fenômeno exige considerar variáveis como a topografia do contato, microestrutura do material, tipo de movimento oclusal e modo de acabamento. Nos estudos laboratoriais, o desgaste pode ser avaliado de forma linear ou volumétrica. O desgaste linear mede a profundidade máxima de material perdido, em micrômetros (μm), sendo útil para identificar pontos de contato mais agressivos, como nas cúspides (1, 2, 7–9). Já o desgaste volumétrico quantifica o volume total de material removido da superfície, em milímetros cúbicos (mm^3), sendo mais adequado para avaliar a perda funcional em áreas extensas (6, 8, 9).

Este estudo pretende chamar a atenção que tanto o tipo de medição quanto as variáveis mastigatórias devem ser, cuidadosamente, consideradas na escolha dos materiais restauradores, visando preservar a integridade funcional dos dentes antagonistas a longo prazo, mediante o caso clínico.

2. Objetivos

Esta revisão sistemática integrativa tem como objetivo avaliar e comparar, de forma sistemática, os estudos referentes ao desgaste do esmalte em oposição às restaurações fixas, principalmente, em zircônia monolítica e dissilicato de lítio, mas também materiais como compósito e metalocerâmica, considerando as diferentes condições superficiais e os diferentes padrões de contato oclusal e entender quais são as variáveis mastigatórias que podem modificar o desgaste.

Finalmente, comparar os materiais entre si considerar o seu campo de utilização fornecendo uma análise objetiva que possa contribuir para a escolha informada dos materiais restauradores com base nas suas implicações funcionais no dente natural antagonista a longo prazo.

3. Materiais e Método

3.1 Protocolo Desenvolvido

Para a elaboração desta revisão sistemática integrativa, foi desenvolvido um protocolo detalhado e de acordo com a declaração PRISMA 2020.

3.2 Foco na questão PICO:

Os critérios aplicados á questão Pico foram os seguintes:

Tabela 1 - Estratégia PICO

População	Pacientes com indicação para Protesses fixas ceramicas na zona posterior
Intervenção	Protese fixas ceramicas antagonicas a dente natural na zona posterior
Comparação	Dente natural em antagonismo com a protese fixa ceramicas (feldspato / dissilicato / zirconia / porcelana) e metal-ceramica
Desfecho	Desgate dentario / Abrasão / Desgaste oclusal

3.3 Questão PICO

Foi definida a seguinte questão norteadora de acordo com o desenho do estudo, população, intervenção, comparação e resultados:

“Qual material protético fixo cerâmico (Zircónia ou dissilicato de lítio ou resina composta ou ligas nobres ou cerâmica feldspática ou metal cerâmica), causa maior desgaste dentário num dente natural antagonista, na zona posterior oral e quais as variáveis mastigatórias podem modificar esse desgaste?”

3.4 Estratégia de pesquisa e mesh terms

A pesquisa bibliográfica foi realizada utilizando a base de dados da Pubmed (via *National Library of Medicine*) entre 2015 e o dia 1-3-2025, sendo incluídos os estudos dos últimos 10 anos.

Como estratégia de pesquisa foram utilizadas as palavras-chave em inglês usado para indexar artigos PubMed (*Medical Subject Headings - MeSH*):

(zirconium[MeSH Terms]) OR (lithium disilicate[Title/Abstract]) OR (feldspathic[Title/Abstract]) OR (ceramic[Title/Abstract])

(tooth crown[MeSH Terms]) OR (antagonist[Title/Abstract]) OR (enamel[Title/Abstract])

(tooth wear[MeSH Terms]) OR (enamel wear[Title/Abstract]) OR (abrasion[Title/Abstract])

3.5. Operadores de pesquisa avançada e seus termos de pesquisa

Para a pesquisa avançada na PubMed foram utilizados os termos booleanos *OR* e *AND*, com as seguintes conjugações *MeSH Terms*, conforme demonstrado no quadro 2 a seguir:

((zirconium[MeSH Terms]) OR ((lithium disilicate[Title/Abstract]) OR (feldspathic [Title/Abstract]) OR (ceramics[Title/Abstract]))) AND ((Tooth crown[MeSH Terms]) OR (antagonist[Title/Abstract]) OR enamel [Title/Abstract])) AND ((tooth wear[MeSH Terms]) OR (Abrasion[Title/Abstract]) OR (Enamel Wear[Title/Abstract]))

Limitação temporal de 10 anos: 123 resultados

Tabela 2 - Pesquisa avançada

<i>MeSH Terms</i>	Identificados
<i>((zirconium[MeSH Terms]) OR (lithium disilicate[Title/Abstract]) OR (feldspathic[Title/Abstract]) OR (ceramic[Title/Abstract])) AND ((tooth crown[MeSH Terms]) OR (antagonist[Title/Abstract]) OR (enamel[Title/Abstract])) AND ((tooth wear[MeSH Terms]) OR (enamel wear[Title/Abstract]) OR (abrasion[Title/Abstract]))</i> <i>Filters: from 2015 - 2025</i>	123
TOTAL	123

3.6 Critérios de inclusão e de Exclusão

Foram definidos os seguintes critérios de inclusão:

- Artigos que analisam o desgaste do esmalte dentário em dentes posteriores causado por materiais protéticos cerâmicos em antagonismo.
- Artigos experimentais, in vitro, prospetivos, retrospectivos, coorte, longitudinais, etc.
- Artigos publicados desde março de 2015 a março de 2025, por serem mais representativos da realidade mais recente.
- Os artigos de revisão da literatura foram utilizados apenas para introdução e discussão.

Os critérios de exclusão:

- Estudos que não analisam o desgaste do esmalte dentário causado por materiais protéticos.
- Revisões da literatura e revisões de casos não foram consideradas para a tabela de resultados, mas apenas para introdução e discussão.
- Artigos publicados antes de março de 2015.
- Artigos sobre dentes decíduos.
- Artigos em que os dados foram expressos em percentuais de desgaste sobre o volume total.
- Artigos que expressavam o desgaste do esmalte na área ou no peso.
- Artigos cujos simuladores de mastigação não eram comparáveis com a maioria dos outros artigos.
- Artigos cujos dados não são expressos de forma que possa ser analisada por uma tabela de forma homogênea com os demais.

3.7 Seleção de estudos

A seleção dos artigos foi feita:

1º remoção dos que não se enquadraram no limite temporal;

2º remoção dos que não cumprem com os critérios de inclusão por leitura do título e resumo;

3º remoção dos que foram descartados por leitura completa pois não abordaram o tema nem o objetivo do trabalho;

4º remoção dos que não se encaixavam nos critérios de comparabilidade com a maioria dos outros na tabela.

3.8 Extração de dados da amostra

Foi desenvolvida uma tabela de extração de dados. Nesta tabela (Tabela 4), constam informações como:

- Referência: nome do artigo, autor, ano, tipo de estudo.
- Amostra: total das amostras analisadas e subdivisão nos diferentes grupos.
- Característica da amostra: Para cada grupo da amostra, são indicadas a espessura, o nome comercial e o acabamento.
- Metodologia: Métodos de mastigação (ou seja, como a mastigação é simulada), Tipo de desgaste (ou seja, como é medido o desgaste das várias amostras)
- Resultados – Desgaste do esmalte: é para cada par de materiais relacionados especificados para a quantidade de desgaste e o valor p é indicado.
- Conclusão: Os materiais analisados são correlacionados, ordenados desde o material que mais desgasta até aquele que menos desgasta o esmalte dentário.

4. Resultados

4.1 Resultados da Pesquisa

A pesquisa inicial resultou em 189 artigos:

Tabela 3 - Resultados obtidos da expressão de pesquisa

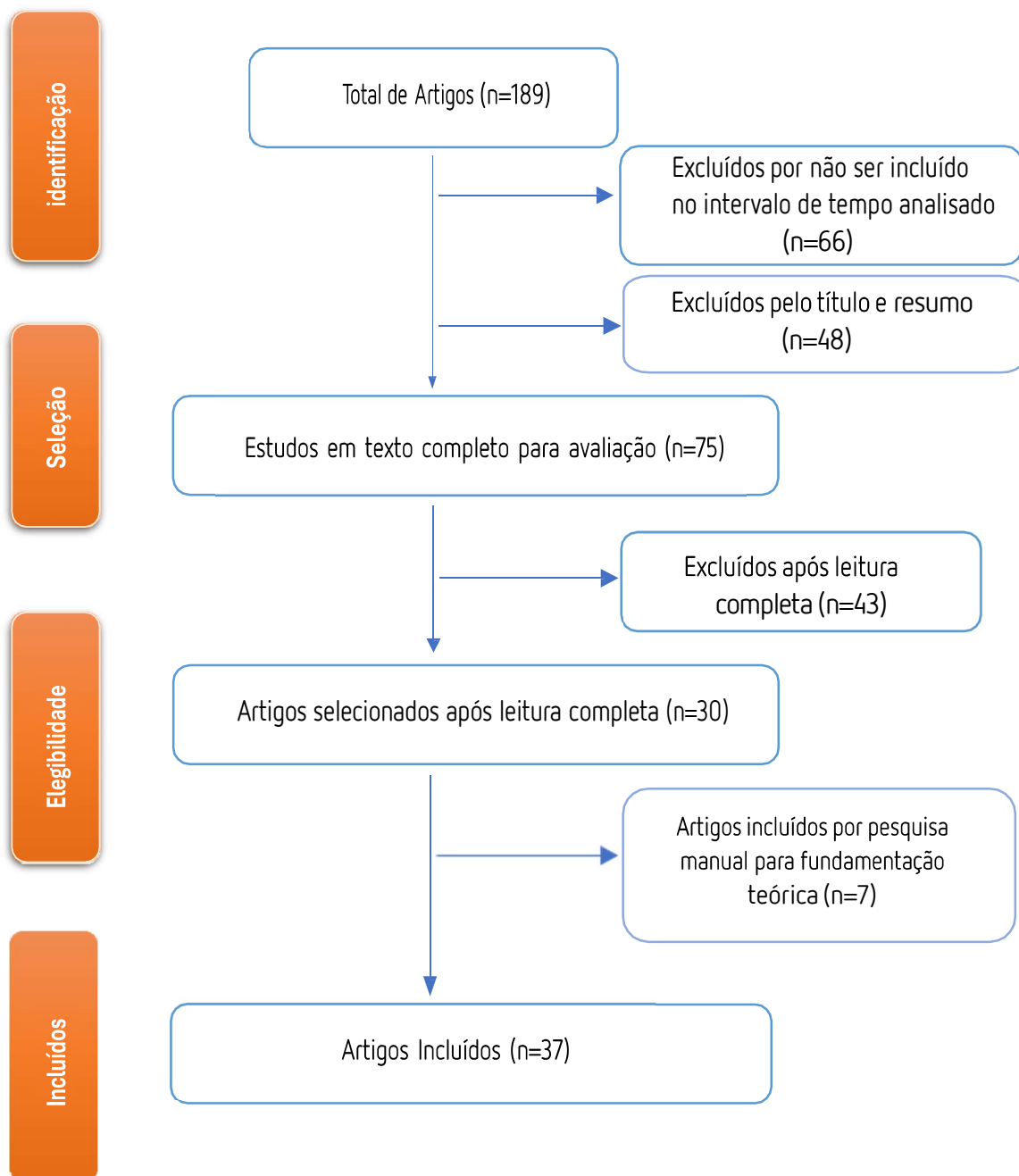
Base de Dados	Estratégia de busca	Artigos encontrados	Artigos últimos 10 anos
PubMed	<i>((zirconium[MeSH Terms]) OR (lithium disilicate[Title/Abstract]) OR (feldspathic[Title/Abstract]) OR (ceramic[Title/Abstract])) AND ((tooth crown[MeSH Terms]) OR (antagonist[Title/Abstract]) OR (enamel[Title/Abstract])) AND ((tooth wear[MeSH Terms]) OR (enamel wear[Title/Abstract]) OR (abrasion, dental[Title/Abstract]))</i>	189	123

Destes 189 foram eliminados 66 por não ser incluído no intervalo de tempo analisado. Dos 123 artigos restantes, 48 foram eliminados pela leitura do título e resumo por não obedecerem aos critérios de elegibilidade. Apenas 75 artigos foram selecionados para seleção através da avaliação do texto completo. Após a leitura total dos artigos apenas 48 artigos foram selecionados aplicando os conteúdos definidos pelos critérios de inclusão e exclusão na pesquisa avançada de dados na *PubMed* utilizando as conjugações das palavras-chave. Destes 48 artigos, após a criação da tabela, apenas 30 se revelaram comparáveis entre si por possuírem dados compatíveis e métodos adequados de recolha de dados.

Foram usados mais 7 artigos utilizados para fundamentação teórica. Os artigos foram encontrados em pesquisa manual na bibliografia dos artigos primários considerados relevantes para a fundamentação teórica. O resultado da seleção resultou em 37 artigos (Figura 1 - fluxograma).

4.2 Fluxograma

Figura 1 - Fluxograma da estratégia de pesquisa usada neste estudo



4.3 Características dos estudos

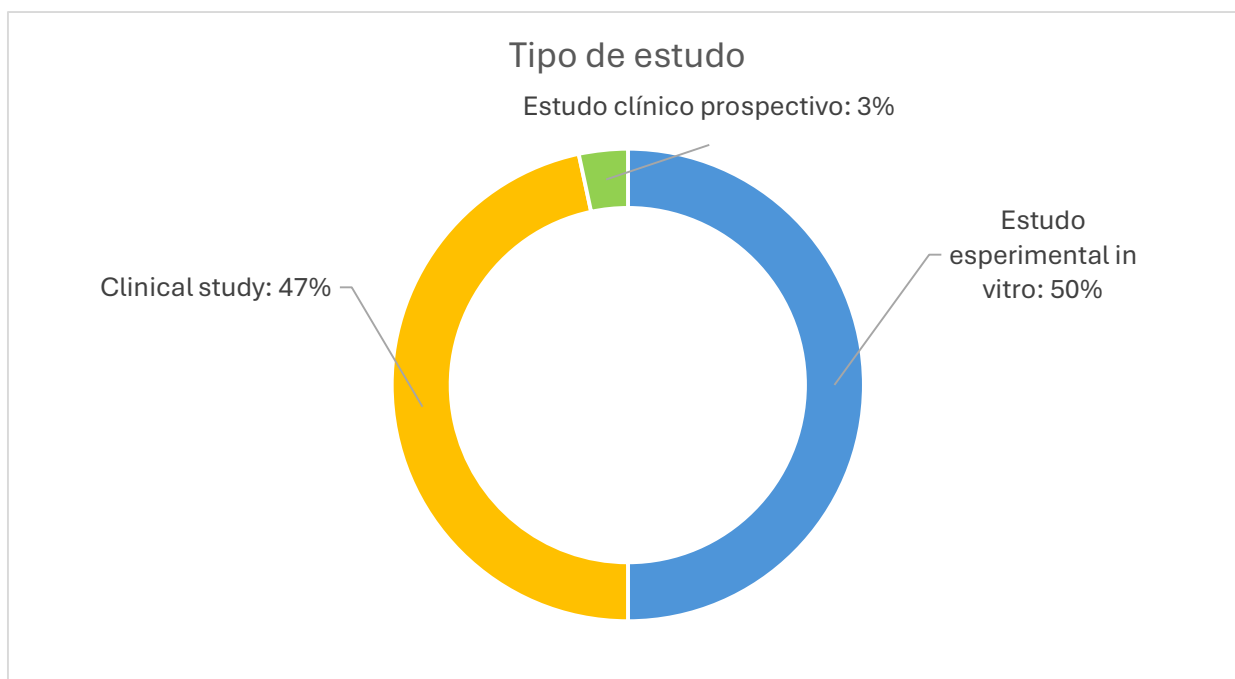
Os estudos selecionados para responder à questão PICO são 30.

As percentagens do tipo de estudos analisados dividem-se da seguinte forma:

- Estudo experimental in vitro: 53%
- *Clinical study*: 44%
- Estudo clínico prospetivo: 3%

A figura 2, representa a distribuição da amostra dos estudos, por classificação. Foram acrescentados 7 estudos de revisão de apoio à fundamentação teórica.

Figura 2 - Diagrama da classificação por tipo de estudo incluído



Elaborou-se uma tabela de resultados que sumariza a informação recolhida da amostra. Nessa tabela é possível encontrar: Referência (nome do artigo, autor, ano, tipo de estudo), Amostra, Característica da amostra, Metodologia (Métodos de mastigação, Tipo de desgaste), Resultados e Conclusão.

4.4 Tabela de Resultados e Extração de dados da amostra que irá caracterizar o estudo

Tabela 4 - Resultados

Referência	Amostra	Característica Da Amostra	Metodologia		Resultados - Desgaste do esmalte	Conclusão
			Métodos de mastigação	Tipo de desgaste		
(1) Tachibana K. <i>et al.</i> (2021) Estudo experimental I in vitro	192 amostras totais: - 32 zircônia (Zr) - 32 dissilicato de lítio (LD) - 32 ouro tipo 3 (Au) - 32 esmalte humano (E) (dividido em 2 grupos: polido vs. não polido, n=8 por material/condição)	- Zr: zircônia de alta translucidez (inCoris TZI®), polida com pontos de diamante (CERASHAIN 112C®) ou polida (TR-14®) - LD: CAD e.max®, polido ou amaciado - Au: ouro K18, polido (pontos M2/M3®) ou amaciado - E: Esmalte humano, polido ou amaciado	Simulador mastigatório, 49 N, 2 Hz, 3 experimentos: 1. Movimento vertical + horizontal (ciclos de 300k) 2. Movimento Horizontal (450k ciclos) 3. Movimento vertical repetido (ciclos de 900k)	Medição com microscópio a laser (VK-X250/260®) da rugosidade superficial (Ra) e volume de desgaste (mm³) dos antagonistas do esmalte.	Experimento 1 (vertical + horizontal): - Esmalte/Zr polido: 0,12 mm³ (p<0,05 vs. polido) - Esmalte/Au polido: 0,08 mm³ (mínimo, p<0,05) - Esmalte/Zr: 0,25 mm³ (p<0,05 vs. polido) Experimento 2 (horizontal): - Esmalte/Zr polido: 0,15 mm³ (p<0,05 vs. polido)	Ordem de desgaste Esmalte Antagonista: 1. Ouro polido (desgaste mínimo) 2. Zircônia polida 3. Esmalte humano 4. Dissilicato de lítio 5. Zircônia (aumento do desgaste). O polimento reduz significativamente o desgaste do esmalte antagonista, especialmente para Zr.
(2) Hatanaka A. <i>et al.</i> (2022) Estudo experimental I in vitro	40 amostras totais - 10 zircônia - 10 dissilicato de lítio - 10 resina composta - 10 esmalte humano	- Zircônia: Cercon ht® (Dentsply Sirona), sinterizado e polido com polimento - Dissilicato de lítio: e.max® CAD (Ivoclar Vivadent), cristalizado e polido	Máquina de mascar (K236®, Tokyo Giken Inc.), 30.000 ciclos, 4,9 N, 2,5 Hz, largura do curso 5 mm	Medição com perfilômetro a laser, análise tridimensional da perda de volume do esmalte	- Esmalte/Zircônia: 0,07 mm³ (p<0,05) - Esmalte/Dissilicato de Lítio: 0,03 mm³ (p>0,05) - Esmalte/Resina Composta: 0,02 mm³ (p<0,05) - Esmalte/Esmalte: 0,26 mm³ (p<0,05)	Resina composta (desgaste mínimo) < Dissilicato de lítio < Zircônia < esmalte bovino (maior desgaste)

		<ul style="list-style-type: none"> - Resina composta: Gradia Forte® (GC Corp.), polimerizada e polida - Esmalte bovino: polido com pontas de diamante 				
(6) Woraganjan aboon P. <i>et al.</i> (2024) <i>Clinical study</i>	<p>24 participantes (n = 12 por grupo)</p> <ul style="list-style-type: none"> - Zircônia: 5 mol% Y-TZP - Dissilicato de lítio: IPS e.max CAD LT® 	<ul style="list-style-type: none"> - Zirconia: Lava Esthetic Fluorescent FC® (polido) - Dissilicato de lítio: IPS e.max CAD LT® (polido) 	Utilização clínica durante 12 meses	Scanner intraoral (3Shape TRIOS 3®), software GOM Inspect® para medição de desgaste vertical e volume, SEM (JSM-6610®) para análise de superfície.	<ul style="list-style-type: none"> - Esmalte/zircônia: 40,28 ± 9,11 µm, 0,04 ± 0,02 mm³ (p > 0,05) - Esmalte/dissilicato de lítio: 47,81 ± 9,41 µm, 0,04 ± 0,02 mm³ (p > 0,05) - Esmalte/esmalte (controle): 38,91 ± 7,09 µm, 0,04 ± 0,02 mm³ 	A zircônia e o dissilicato de lítio apresentam desgaste semelhante ao esmalte natural (sem diferença significativa). A zircônia provoca um desgaste ligeiramente menor do que o dissilicato de lítio.
(7) Turker I. <i>et al.</i> (2021) Estudo experimental in vitro	<p>70 amostras totais:</p> <ul style="list-style-type: none"> - 10 zircônia (IPS® e.max ZirCAD) - 10 dissilicato de lítio (Celtra Duo®) - 10 resina composta (GC Cerasmart®) - 40 esmalte humano 	<ul style="list-style-type: none"> - Zirconia: IPS® e.max ZirCAD (Ivoclar Vivadent), sinterizado e polido - Dissilicato de lítio: Celtra Duo® (Dentsply Sirona), cristalizado e polido - Resina composta: GC Cerasmart® (GC Corp.), curada e polida - Esmalte humano: dissecado e polido 	Máquina mastigatória (Dent- Arge®/ACS 8.1), 1.200.000 ciclos, 120 N, 1 Hz, movimento lateral 0,7 mm	Medição com scanner 3D (LAS-20®) e SEM (volumétrico)	<ul style="list-style-type: none"> - Esmalte/Zircônia: 0,29 mm³ (p>0,05) - Esmalte/Dissilicato de Lítio: 0,82 mm³ (p=0,007) - Esmalte/Resina Composta: 0,19 mm³ (p=0,007) - Esmalte/Esmalte: 0,60 mm³ 	Resina composta (desgaste mínimo) < Zircônia < esmalte humano < Dissilicato de lítio (maior desgaste)
(9) Baldi <i>et al.</i> (2022) Estudo	<p>Total de amostras 192:</p> <ul style="list-style-type: none"> - 96 molares - 16 PINC (GrandioBlocks®) - 16 PINC2 (Cerasmart®) 	<ul style="list-style-type: none"> - PINCs: 86% de cargas nanohíbridas em matriz polimérica (UDMA + DMA®) 	- Simulador mastigatório (CS-4.4®):	- Scanner a laser (LAS-20®):	Desgaste de smalto antagonista (média ± DP, mm ³):	<p>1. Dissilicato de lítio (LS): Maior desgaste do esmalte (0,0439 mm³)</p> <p>2. Zircônia cúbica (ZR):</p>

<p>experimenta l in vitro</p>	<ul style="list-style-type: none"> - 16 CO (resina composta nanohíbrida) - 16 ZR (zircônia cúbica) - 16 LS (dissilicato de lítio) - 16 E (esmalte saudável, controle) 	<ul style="list-style-type: none"> - PINC2: 71% nanopartículas de sílica/vidro (Bis-MEPP[®], UDMA) - CO: Resina composta (59% TCD-DI-HEA[®], UDMA) - ZR: 88% ZrO₂, 9% Y₂O₃ (Katana STML[®]) - LS: Dissilicato de lítio (IPS e.max CAD[®]) - E: Mecanicamente polido (sem <i>glaze</i>) 	<ul style="list-style-type: none"> - Carga: 80 N (8 kg) - Movimento: semicircular (6 mm de diâmetro, 3 mm de profundidade) - Frequência: 1,2 Hz - Ciclos: 500.000- Termociclos: 3.000 (5°C – 55°C) - Contato: 3 mm² de área de contato padronizada 	<ul style="list-style-type: none"> - Resolução: 10 µm (horizontal), 0,8 µm (vertical) - Software: Geomagic Control[®] para sobreposição 3D e cálculo de perda volumétrica (mm³) - SEM: Análise morfológica de superfície (×5000/×10.000) 	<ul style="list-style-type: none"> - Smalto/LS: 0,0439 ± 0,009 (p ≤ 0,01 vs PINC/CO/PINC2/EN) - Smalto/ZR: 0,0314 ± 0,008 (p ≤ 0,01 vs CO; p = 0,05 vs PINC2) - Smalto/PINC: 0,0171 ± 0,005 - Smalto/PINC2: 0,0128 ± 0,007 - Smalto/CO: 0,009 ± 0,004 - Smalto/EN: 0,0211 ± 0,007 	<p>Desgaste intermediário do esmalte (0,0314 mm³), mas resistente ao próprio desgaste</p> <p>3. PINC/PINC2: Desgaste mínimo do esmalte (0,0171/0,0128 mm³), mas alto desgaste do próprio material</p> <p>4. Resina composta (CO): Menos desgaste do esmalte (0,009 mm³)</p>
<p>(10) Tang <i>et al.</i> (2021) <i>Clinical study</i> (in vivo)</p>	<p>Total de amostras: 86 dentes (43 pares de antagonistas)</p> <ul style="list-style-type: none"> - 43 corone em zirconia monolítica Y-TZP[®] (Zenostar Zr Translucent) - 43 dentes antagonistas naturais (esmalte humano) - 43 dentes contralaterais naturais (esmalte humano, usado como controle) 	<p>Nome comercial: Zenostar Zr Translucent (3Y-TZP[®])</p> <p>Características:</p> <ul style="list-style-type: none"> - Superfície polida (rugosidade ≤ 0,2 µm) - Polimento com diamantes (Shofu Dura Polish Dia) 	<ul style="list-style-type: none"> - Uso clínico em pacientes por 1 ano (carga oclusal natural) - Força mastigatória descontrolada 	<ul style="list-style-type: none"> - Digitalização 3D (InEos X5[®], precisão de 2,1 µm) - Medição de desgaste com Geomagic Control[®] (profundidade/mé dia) e Materialise Magics (volume) 	<ul style="list-style-type: none"> - Esmalte/zircônia monolítica: 81,57 ± 25,49 µm (profundidade), 0,61 ± 0,16 mm³ (volume) em 1 ano (p < 0,0001) - Esmalte/esmalte (contralateral): 36,13 ± 11,23 µm (profundidade), 0,47 ± 0,14 mm³ (volume) (p < 0,0001 vs zircônia) 	<p>A zircônia monolítica causa mais desgaste no esmalte antagonista do que no esmalte natural (p < 0,0001)</p> <p>2. O desgaste aumenta ao longo do tempo (período de execução)</p>

				- Análise SEM e microscópio estereoscópico		
(11) Woraganjan aboon P. <i>et al.</i> (2025) <i>Clinical study</i>	24 participantes (n=12 por grupo): - 12 coroas em 5Y-TZP [®] (Lava Esthetic Fluorescent Zirconia) - 12 coroas em dissilicato de lítio (IPS [®] e.max CAD) - Esmalte natural como controle	- 5Y-TZP: Lava Esthetic Fluorescent Zirconia [®] (5 mol Y-TZP), sinterizada e polida. - Dissilicato de lítio: IPS [®] e.max CAD, cristalizado e polido. - Esmalte natural: superfícies oclusais não restauradas.	Uso clínico por 2 anos, com avaliações a cada 6 meses.	- Scanner intraoral (TRIOS 3 [®]) para medir o desgaste vertical e volume. - SEM e microscópio laser 3D para rugosidade da superfície	- Esmalte/5Y-TZP [®] (zirconia): 45,2 ± 4,8 µm (desgaste vertical), 0,042 ± 0,005 mm ³ (desgaste volumétrico) (p>0,05 vs. controle). - Esmalte/ Dissilicato de lítio: 53,6 ± 5,6 µm, 0,048 ± 0,006 mm ³ (p>0,05 vs. controle). - Esmalte/esmalte (controle): 41,6 ± 4,5 µm, 0,046 ± 0,004 mm ³ .	1. Esmalte natural vs esmalte natural (desgaste fisiológico). 2. 5Y-TZP [®] polido ≈ Dissilicato de lítio polido (sem diferença significativa no desgaste antagonista). 3. Rugosidade superficial não relacionada com o desgaste (p>0,05).
(12) Aladag A. <i>et al.</i> (2019) <i>Clinical study</i>	Total de amostras: 48. - 24 coroas: 6 Dissilicato de lítio (IPS e.max [®] CAD); 6 silicato de lítio reforçado com zircónia (Vita Suprinity CAD [®]); 6 Cerâmica com matriz de resina (Cerasmart [®] , GC). 6 Cerâmica de malha dupla curada (Vita Enamic [®] CAD)	IPS [®] e.max CAD: Dissilicato de lítio vitrocerâmico, cristalizado pós-moinho. Vita Suprinity [®] CAD: Silicato de lítio + 8-12% de zircónia, cristalizado. Cerasmart [®] : Matriz de resina (Bis-MEPP, UDMA) + enchimento inorgânico	Estudo in vivo (24 pacientes, seguimento de 6 meses).	Medição: Scanner intraoral (Cerec 3D Bluecam [®]) no início do estudo, 3 e 6 meses. Software: Sobreposição digital (David-Laserscanner [®]) e cálculo volumétrico (Siemens NX 10 [®]).	Desgaste (mm ³ ± DP) Esmalte/ Cerâmica com matriz de resina - Cerasmart [®] (GC) 0,45 ± 0,18. Pvalue < 0,05 (vs. vitrocerâmica) Esmalte/ Cerâmica de malha dupla curada - Vita Enamic [®] (VE) 0,39 ± 0,18. Pvalue < 0,05 (vs. vitrocerâmica)	Encomende materiais para o desgaste do esmalte antagonista (de mais para menos): - Cerasmart [®] (resina) - Vita Enamic [®] (resina infiltrada) - IPS [®] e.max (Dissilicato de Lítio) - Vita Suprinity [®] (silicato + zircónia)

	- 24 dentes (controle) Antagonista do esmalte humano	de 71% (vidro de sílica/bário). Vita Enamic CAD [®] : Malha cerâmica infiltrada com polímero (86% cerâmica feldspato + 14% UDMA). Tratamentos de superfície: Polimento mecânico para resinas (Cerasmart, Enamic). Cristalização e <i>glaze</i> para vitrocerâmica (IPS [®] e.max, Suprinity [®]).		Parâmetros medidos: Perda volumétrica (mm ³) do esmalte antagonista e coroas.	Esmalte/ Dissilicato de lítio - IPS [®] e.max (EM) 0,26 ± 0,16. Pvalue > 0,05 (vs. controle) Esmalte/silicato de lítio reforçado com zirconia - Cintura Suprinity [®] (VS) 0,14 ± 0,14. Pvalue > 0,05 (vs. controle) Esmalte/esmalte (controle) 0,42 ± 0,09	
(13) Bora P.V. <i>et al.</i> (2025) Estudo experimental I in vitro	32 amostras totais: - 8 resina impressa em 3D (50% de enchimento) - 8 dissilicato de lítio - 16 Esmalte humano (antagonista)	- Resina 3D: Coroa Cerâmica (SprintRay [®]), light-cured - Dissilicato de lítio: IPS e.max [®] CAD, cristalizado e polido	Testador de desgaste (20 N, lâmina de 2 mm, 400.000 ciclos, 1 Hz, glicerina 33%)	Perfilômetro (VR-6100 [®]) para medir o desgaste volumétrico (mm ³) a cada ciclos de 100k. SEM para análise do mecanismo de desgaste.	- Esmalte/Resina 3D: 0,19 mm ³ (p<0,001) - Esmalte/Dissilicato de Lítio: 0,41 mm ³ (p<0,001)	Resina 3D (desgaste mínimo) < Dissilicato de lítio (maior desgaste). A resina 3D causa menos desgaste devido à menor dureza e maior ductilidade.
(14) Lawson <i>et al.</i>	Total: 140 amostras - 10 e.max [®] CAD (dissilicato de lítio)	- CAD [®] e.max: Dissilicato de lítio cristalizado (Ivoclar Vivadent), polido	Dispositivo de desgaste UAB, 400.000 ciclos, força 20 N,	Profilometria ótica (medição volumétrica do desgaste).	- Esmalte/e.max [®] CAD: 0,329 ± 0,18 mm ³ (p < 0,01)	Ordem de desgaste do esmalte antagonista (do mais alto para o mais baixo):

<p>(2016) Estudo experimenta l in vitro</p>	<ul style="list-style-type: none"> - 10 Celtra Duo[®] (5 tratados em forno, 5 não tratados) - 10 Enamic[®] (polímero infiltrado cerâmico) - 10 Cerasmart[®] (resina composta) - 10 Lava Ultimate[®] (resina composta) - 10 Paradigma MZ100[®] (resina composta) - 70 Esmalte Humano (Antagonistas) - 10 Esmalte Humano (Controle) 	<ul style="list-style-type: none"> - Celtra Duo[®]: silicato de lítio reforçado com zircônia (Sirona Dentsply), polido - Enamic[®]: Cerâmica feldspato infiltrada em polímero (VITA), polida - Cerasmart[®]: Resina composta nano-cheia (GC America), curada - Lava Ultimate[®]: Resina composta nano-cheia (3M ESPE), curada - Paradigm MZ100[®]: Resina composta (3M ESPE), curada 	<p>distância de deslizamento 2 mm, frequência 1 Hz, lubrificação com glicerina 33%.</p>		<ul style="list-style-type: none"> - Esmalte/Celtra Duo[®] tratado: 0,220 ± 0,05 mm³ (p < 0,01) - Smalto/Enámico: 0,241 ± 0,09 mm³ (p < 0,01) - Smalto/Cerasmart: 0,180 ± 0,07 mm³ (p < 0,01) - Esmalte/lava ultimate: 0,152 ± 0,04 mm³ (p < 0,01) - Smalto/Paradigma MZ100: 0,182 ± 0,06 mm³ (p < 0,01) - Controle (esmalte/esmalte): 0,420 ± 0,09 mm³ 	<ul style="list-style-type: none"> - e.max[®] CAD (dissilicato de lítio) - Celtra Duo[®] (silicato de lítio + zircônia) - Enamic[®] (polímero infiltrado cerâmico) - Composto de resina (Paradigm MZ100[®] > Cerasmart[®] > Lava Ultimate[®])
<p>(15) Taira Y. <i>et al.</i> (2015) Estudo experimenta l in vitro</p>	<p>32 amostras totais:</p> <ul style="list-style-type: none"> - 8 Ag-Pd-Au liga - 8 e.max[®] Press (dissilicato de lítio) - 8 Gradia[®] (resina composta) - 8 esmalte bovino 	<ul style="list-style-type: none"> - Liga Ag-Pd-Au: Novo Kinpalladium[®] (Morita Corp.), polido com pontas M2 e M3 - Dissilicato de lítio: e.max Press (Ivoclar Vivadent[®]), polido com Zircon-Brite[®]-Resina composta: Gradia[®] (GC Corp.), polida com Zircon-Brite[®] - Esmalte bovino: polido com pontas M2 e M3 	<p>Máquina de mascar (Higuchi Corp. [®]), 100.000 ciclos, 75 N, 1,2 Hz, rotação de 15°</p>	<p>Medição do volume de esmalte perdido com microscópio laser 3D VK-8500 e software VK-H1W</p>	<ul style="list-style-type: none"> - Esmalte/Ag-Pd-Au liga: 0,06 mm³ (p<0,0001) - Esmalte/Resina composta: 0,46 mm³ (p=0,8280) - Esmalte/dissilicato de lítio: 0,41 mm³ (p=0,7300) - Esmalte/Esmalte: 0,48 mm³ (p=0,9978) 	<p>Liga Ag-Pd-Au (desgaste mínimo) < dissilicato de lítio < resina composta < esmalte bovino (maior desgaste)</p>

<p>(16) Mehzabeen <i>et al.</i> (2020) Estudo in vitro</p>	<p>24 amostras totais: - 6 zircônia - 12 esmaltes humanos (molares/pré-molares) - 6 esmaltes (incisivos, controle)</p>	<p>- Zirconia LP: Polida em laboratório (Ra=0,1058 µm) - Zirconia LP+CA: Polida + ajustada com broca diamantada (Ra=0,7174 µm)</p>	<p>Simulador biomimético de 2 eixos, 120.000 ciclos, 49N, 1,6Hz, movimento lateral de 1mm, água a 22-24°C</p>	<p>Scansione 3D (Rexcan DS[®]), software Geomagic Quality, SEM. Desgaste vertical e volumétrico medido</p>	<p>- Esmalte/Zircônia LP: 0,2426 mm (vertical), 0,2357 mm³ (volumetrica) (p>0,05 vs LP+CA) - Esmalte/Zircônia LP+CA: 0,2252 mm, 0,3228 mm³ - Esmalte/Esmalte (controllo): 0,4481 mm, 1,4873 mm³ (p<0,05 vs zircônia)</p>	<p>Esmalte/Esmalte > Zirconia LP+CA ≈ Zirconia LP(Não há diferença significativa entre zircônia polida e clinicamente ajustada)</p>
<p>(17) Chong BJ. <i>et al.</i> (2015) Estudo experimental in vitro</p>	<p>Total de amostras: 120. - 48 zircônia Y-TZP[®] (dividida em 4 grupos: LP, G, CA, CAR) - 12 esmalte humano (controle de esmalte/esmalte) - 60 esmalte humano</p>	<p>- Zirconia Y-TZP[®] (Vita Zahnfabrik, EC4YZ205) - LP: Polimento metalográfico padronizado - G: LP + esmaltação (Vita Akzent[®]) - CA: Ajuste com broca diamantada (46 µm) - CAR: CA + repolimento com instrumentos odontológicos específicos</p>	<p>- Simulador de mastigação de eixo duplo (120.000 ciclos) - Força: 49 N - Movimento lateral: 1 mm - Velocidade: 50 mm/s - Água destilada como lubrificante</p>	<p>- Scanner a laser 3D (Rexcan DS[®]) - Software Geomagic para análise volumétrica/vertical</p>	<p>- CA/esmalte: 309 µm (vertical), 0,34 mm³ (volumetrico) (p < 0,05 vs CAR) - Controle de esmalte/esmalte: 299 µm (vertical), 0,34 mm³ (volumetrico) - CAR/esmalte: 162 µm (vertical), 0,10 mm³ (volumetrico) (p < 0,05 vs CA e controle) - LP/G vs esmalte: Desgaste semelhante (~200 µm vertical, ~0,15 mm³ volumétrico)</p>	<p>(do mais ao menos desgastante) 1. CA (Zircônia Clinicamente Regulada) 2. Controle de esmalte/esmalte 3. G (zircônia esmaltada) 4. LP (Zircônia Polida) 5. CAR (Zircônia Regulada e Repolida)</p>
<p>(18) Mundhe K. <i>et al.</i></p>	<p>10 participantes (20 coroas no total):</p>	<p>Zircônia: LAVA[®] (3M ESPE), polida. Metal-cerâmica: liga Ni-Cr</p>	<p>Uso clínico durante 1 ano</p>	<p>Scanner 3D a luce bianca</p>	<p>- Esmalte/esmalte (controle): Premolar: 17,30 ± 1,88 µm</p>	<p>1. Metalocerâmica (aumento do desgaste) 2. Zircônia monolítica</p>

<p>(2015) <i>Clinical study</i></p>	<ul style="list-style-type: none"> - 10 zircónias monolíticas (Y-TZP[®]) - 10 metalocerâmicas (Ni-Cr + porcelana feldspática) - Esmalte antagonista natural (pré-molares e molares) 	<p>(Bellabond Plus[®]) + porcelana feldspática (Ceramco 3[®]), vitrificada.</p>	<p>(carga oclusal natural).</p>	<p>(SmartSCAN³ HE[®], ±9 µm). Desgaste linear (vertical) máximo (µm) após 1 ano. Software Polyworks[®] para sobreposição de imagem.</p>	<p>Molar: 35,10 ± 2,60 µm - Esmalte / zircônia: Pré-molar: 42,10 ± 4,30 µm (p<0,001) Molar: 127,00 ± 5,03 µm (p<0,001) - Esmalte / metal-cerâmica: Pré-molar: 69,20 ± 4,10 µm (p<0,001) Molar: 179,70 ± 8,09 µm (p<0,001)</p>	<p>3. Esmalte / esmalte natural (desgaste mínimo). Conclusão: A zircônia causa menos desgaste do que a metalocerâmica, mas mais do que o esmalte natural. A região molar apresenta um desgaste significativamente maior</p>
<p>(19) Selvaraj U. <i>et al.</i> (2021) <i>Clinical study</i></p>	<ul style="list-style-type: none"> - 14 participantes - 28 coroas totais (14 GZ, 14 PZ) - Esmalte antagonista natural (molares e pré-molares) 	<ul style="list-style-type: none"> - Zirconia <i>glazeada</i> (GZ): LAVA (3M ESPE), <i>glaze</i> com IPS[®] Ivocolor Glaze Paste - Zirconia polida (PZ): LAVA[®] (3M ESPE), polimento com ferramentas diamantadas (Dialite ZR[®]) 	<p>- Uso clínico durante 1 ano (carga oclusal natural).</p>	<p>- Medição com scanners 3D (SmartSCAN 3D HE[®]) e software Polyworks. Desgaste linear (µm) medido em modelos basais vs modelos de seguimento.</p>	<ul style="list-style-type: none"> - Esmalte / zircônia <i>glazeada</i> (molar): 113 ± 33 µm (p < 0,001) - Esmalte / zircônia polida (molar): 63 ± 22 µm (p = 0,004) - Esmalte / esmalte (controle molar): 34 ± 3 µm - Esmalte / zircônia <i>glazeada</i> (pré-molar): 69 ± 21 µm (p < 0,001) - Esmalte / zircônia polida (pré-molar): 44 ± 18 µm (p < 0,001) - Esmalte / esmalte (controle pré-molar): 13 ± 1 µm 	<p>1. Zircônia <i>glazeada</i> (GZ) > 2. Zircônia polida (PZ) > 3. Natural Antagonist Enamel (Minimal Wear). - A zircônia polida causa menos desgaste do esmalte antagonista do que a zircônia fosca.</p>

(20) Hartkamp O. <i>et al.</i> (2017) Clinical study	13 coroas monolíticas de zircônia em 9 pacientes. Antagonistas: esmalte humano e cerâmica	Zircônia monolítica polida.	Utilização clínica durante 24 meses, exames intraorais (Lava C.O.S.®) no início do estudo, 12 e 24 meses	Medição digital da perda vertical de altura (µm) com Qualidade Geomagic.	- Esmalte/zircônia: 86 ± 23 µm aos 12 meses, 103 ± 39 µm aos 24 meses. - Cerâmica/zircônia: 107 ± 22 µm aos 12 meses, 120 ± 27 µm aos 24 meses.	Cerâmica vs zircônia (ligeiramente mais desgaste). > Esmalte vs Zircônia (Menos Desgaste).
(21) Dondani <i>et al.</i> (2023) <i>Clinical study</i>	- 60 coroas de zircônia (30 <i>glazeada</i> , 30 polidas) - 30 pessoas com dentes antagonistas não tratados (pré-molares / molares humanos)	- Zircônia <i>glazeada</i> . Tratamento superficial com esmalte - Zircônia polida: Polimento com protocolo clínico	Utilização clínica durante 6 e 12 meses	Digitalização 3D (scanner ótico), sobreposição com AutoCAD (vertical)	- Esmalte/zircônia <i>glazeada</i> : 42,80 µm (6 méis), 81,87 µm (12 méis) (p<0,05 em 12 méis) - Esmalte/zircônia polida: 42,50 µm (6 mesi), 71,43 µm (12 mesi)	Zircônia <i>glazeada</i> > Zircônia Polida (Diferença significativa após 12 meses)
(22) Pathan <i>et al.</i> (2018) Estudo clínico prospectivo	120 amostras: - 60 coroas MZ - 60 dentes antagonistas (esmalte humano)	- MZ: DGStar® (<i>glazeada</i> e polido)	- Uso clínico durante 12 meses	- Digitalização 3D (REXCAN CS+®) para medir o desgaste vertical	- Desgaste esmalte a 12 meses: 16,3 µm (p<0,05 vs linha de base)	- A zircônia monolítica provoca um desgaste moderado (dentro dos limites fisiológicos).
(23) Esquivel-Upshaw J.F. <i>et al.</i> (2017) <i>Clinical study (randomized controlled trial)</i>	30 coroas totais: - 16 zircônias monolíticas - 14 metalocerâmicas - Controlos: esmalte humano (2 dentes não restaurados por paciente)	- Zircônia monolítica: Lava® Plus (3M ESPE), polida com diamantes (Dialite, Brassler). - Metal-cerâmica: GC Initial® (GC America), superfície não <i>glazeada</i> polida.	- Uso clínico em pacientes por 1 ano. - Impressões basais, 6 meses, 1 ano.	- Scanner 3D (CS2, Straumann®, precisão de 20 µm). - Sobreposição digital para calcular a perda vertical máxima (µm).	- Esmalte/zircônia: 70,3 µm (1 ano). - Esmalte/metal-cerâmica: 68,0 µm (1 ano). - Esmalte/esmalte (controle): 61,6 µm (1 ano). - p > 0,05 (sem diferença significativa entre os grupos).	Metalocerâmica ≈ zircônia monolítica ≈ Esmalte natural

<p>(24) Nazirkar GS. <i>et al.</i> (2020) Estudo experimental in vitro</p>	<p>Total: 30 pacientes - Grupo 1: 15 coroas feitas de zircônia tetragonal polida estabilizada com ítrio (Y-TZP[®]) - Grupo 2: 15 coroas feitas de dissilicato de lítio polido - Antagonistas: Esmalte humano natural</p>	<p>Zirconia: Blocos de zircônia branca Sagemax[®] (Y-TZP), polidos mecanicamente Dissilicato de lítio: IPS e.max[®] Press (Ivoclar Vivadent), polido de acordo com protocolo clínico</p>	<p>Uso clínico natural durante 12 meses (não simulado)</p>	<p>- Scanner 3D (ZirkonZannSagoo Arti[®], Alemanha) com precisão de 14 μm - Sobreposição de imagem de linha de base vs. 12 meses via software Polyworks[®] - Medição de desgaste vertical (μm)</p>	<p>Esmalte/Y-TZP[®]: 42,0 \pm 6,66 μm Esmalte/LiDi: 40,06 \pm 7,03 μm Esmalte/Esmalte (controle): 34,68 \pm 6,49 μm - Diferença entre Y-TZP[®] e LiDi: $p = 0,446$ (não significativo) - Diferença entre Y-TZP[®] e controle: $p = 0,017$ (significativo) - Diferença entre LiDi e controle: $p = 0,031$ (significativo)</p>	<p>1. Zircônia Y-TZP[®] polida (maior desgaste do esmalte antagonista) 2. Dissilicato de lítio polido (desgaste ligeiramente inferior, mas estatisticamente não significativo) 3. Esmalte natural/esmalte, natural (desgaste mínimo)</p>
<p>(25) Bömicke W. <i>et al.</i> (2024) <i>Clinical study</i></p>	<p>Total da amostra: 24 itens - 8 dentes com zircônia (monolítico 3Y-TZP[®]), - 16 dentes naturais</p>	<p>- Zirconia 3Y-TZP[®] monolítico Cercon ht (DeguDent GmbH[®]) - Superfície de oclusão Lucidata (kit de polimento Zenostar[®])</p>	<p>- Uso clínico natural (5 anos)</p>	<p>- Digitalização digital (D2000, 3Shape[®]) - Alinhamento do modelo com o software Geomagic Design X[®] - Medição vertical da profundidade/área de desgaste (Matlab[®])</p>	<p>Esmalte/Zircônia: - Desgaste médio/anual: 77 μm ($p < 0,045$) - Desgaste máximo: 229 μm Esmalte/Esmalte (controle): - Desgaste médio/anual: 54 μm - Desgaste máximo: 135 μm</p>	<p>(do mais ao menos desgastante) 1. Zircônia monolítica polida. 2. Controle de esmalte-esmalte (Sem desgaste detetado em zircônia)</p>

<p>(26) Cardelli P. <i>et al.</i> (2016) <i>Clinical study</i></p>	<p>Total: 47 dentes - Zircônia monolítica (Y-TZP[®]): 23 dentes - Esmalte humano: 12 dentes - Resina composta nano-híbrida: 12 dentes</p>	<p>- Zirconia: NexxZr[®] (Y-TZP pré-sinterizado, colorido e sinterizado) - Cerâmica: Lava Ceram[®] (CTE adequado, aplicado em superfícies bucais) - Superfície em zircônia: polida e <i>glazeada</i></p>	<p>1 ano de acompanhamento clínico com pacientes reais (sem máquina mastigadora).</p>	<p>Réplicas em resina de poliuretano adquiridas em T0 e T1; Digitalização 3D (Echo2 Scanner[®]) e medição de distância vertical (Hausdorff[®]) com MeshLab[®].</p>	<p>- Esmalte/Zirconia-E: 76 ± 29 µm (p < 0,05, significativo) - Zirconia-CR/Resina Composta: 19 ± 4 µm (p < 0,05, significativo) - Desgaste da Resina posterior: 101 ± 19 µm</p>	<p>1. Resina composta (desgaste do esmalte: 70 ± 38 µm) 2. Esmalte natural (desgaste mútuo: 76 ± 29 µm) 3. Zircônia monolítica (desgaste mínimo: 19 ± 4 µm)</p>
<p>(27) T. Stober <i>et al.</i> (2016) <i>Clinical study</i></p>	<p>20 pacientes com: - 20 coroas monolíticas de zircônia - Antagonistas naturais (esmalte humano) - 2 antagonistas contralaterais naturais (controle, esmalte humano)</p>	<p>Zirconia: Zenostar Zr Translucent[®] (Wieland Dental), polida e com <i>glaze</i></p>	<p>Utilização clínica durante 24 meses</p>	<p>Medição com scanner 3D (Laserscan 3D[®]) de réplicas de gesso. Avaliação da perda vertical média e máxima (µm) em áreas de contato oclusal</p>	<p>- Esmalte/zircônia: 46 µm (média), 151 µm (máx) - Esmalte/esmalte (controle): 19-26 µm (média), 75-115 µm (máx) - Zircônia propriamente dita: 14 µm (média), 60 µm (máx.) (p < 0,05 para todas as diferenças entre esmalte/zircônia e esmalte/esmalte)</p>	<p>1. Zircônia monolítica (maior desgaste do esmalte antagonista) 2. Esmalte natural (desgaste fisiológico)</p>
<p>(28) Rupawala A. <i>et al.</i> (2017) Estudo experimental in vitro</p>	<p>Total de amostras: 120. 60 discos protéticos: - 15 zircônias <i>glazeada</i> monolíticas (polimento vidro). - 15 zircônias monolíticas polidas (mecanicamente polidas, sem esmalte).</p>	<p>Zirconia: LAVA[®] Frame Zirconia (3M ESPE), esmalte aplicado com LAVA[®] Ceram <i>Glaze</i>. Metal-cerâmica: lega 4All[®] (Ivoclar Vivadent) + porcellana IPS[®] d.SIGN.</p>	<p>Simulador de desgaste de dois corpos. Carico: 5 kg (49 N). Ciclos: 10.000.</p>	<p>Perfilômetro ótico (perda de altura vertical do esmalte). Análise de fase: difratômetro XRD (verificação da transformação</p>	<p>Smalto/Zirconia monolítica <i>glazeada</i>. Perda média: 0,2716 ± 0,1409 mm Significativtà: p = 0,004 (<i>glazeada</i> / polido). Smalto/Zirconia monolítica polida:</p>	<p>Zircônia <i>glazeada</i> monolítica (desgaste máximo). Dissilicato de lítio <i>glazeado</i>. Metalocerâmica.</p>

	<p>- 15 metalocerâmicas (ligas metálicas + porcelana feldspato). - 15 dissilicato de lítio <i>glazeada</i>.</p> <p>60 pré-molares humanos extraídos (antagonistas, divididos em 4 grupos).</p>	Dissilicato de lítio: IPS e.max® Press (Ivoclar Vivadent), com <i>glaze</i> .	Ambiente: saliva artificial (37°C).	tetragonal → monoclínica).	<p>Perda média: 0,1240 ± 0,0625 mm Significativtà: p = 0,038 (polido / <i>glazeada</i>).</p> <p>Esmalte / metal-cerâmica: Perda média: 0,1567 ± 0,0996 mm Significância: p = 0,220 (metalocerâmico / dissilicato).</p> <p>Esmalte de lítio / dissilicato <i>glazeada</i>: Perda média: 0,2377 ± 0,1350 mm Significância: p = 0,040 (dissilicato / zircônia polida).</p>	Zirconia monolitica polida (desgaste minimo).
(29) Frasnelli <i>et al.</i> (2023) Estudo experimental in vitro	<p>60 campioni totali: - 10 GDis® (dissilicato de lítio) - 10 GSil® (silicato de lítio reforçado com zircônia) - 10 GZir® (zircônia monolítica) - 30 Pré-molares mandibulares</p>	<p>- GDis®: dissilicato de lítio (IPS e.max Press) - GSil®: silicato de lítio reforçado com zircônia (Celtra Duo) - GZir®: zircônia monolítica (3Y-TZP) - Esmalte: pré-molares humanos</p>	Máquina mastigatória, 300.000 ciclos, 30 N, 1 Hz, movimento lateral de 5 mm, termociclagem (5°C – 55°C).	Micro-CT (SkyScan 1176®) para análise de desgaste 2D/3D (vertical) (µm).	<p>- Dissilicato de lítio / esmalte: 0,801 mm (2D), 50,66% de perda de volume (p<0,05) - Silicato de lítio reforçado com zircônia / esmalte: 0,409 mm (2D), 18,58% de perda de volume (p<0,05) - Esmalte / zircônia monolítica: 0,277 mm</p>	GDis® (dissilicato de lítio) > GSil® (silicato de lítio reforçado com zircônia) ≈ GZir® (zircônia monolítica). A zircônia monolítica causa um desgaste mínimo do esmalte.

					(2D), 10,78% de perda de volume ($p > 0,05$ vs GSil®)	
(30) Deval P. <i>et al.</i> (2021) <i>Clinical study</i>	30 doentes no total com coroas bilaterais, portanto 60 coroas no total: - 30 zircónias monolíticas - 30 metalocerâmicas	- Zircónia monolítica - Metalocerâmica com feldspato	Utilização clínica durante 1 ano.	As digitalizações digitais com o AutoCAD medem o desgaste linear (μm).	- Esmalte / metal-cerâmica: $87,1 \pm 18,3 \mu\text{m}$ - Esmalte / zircônia: $59,4 \pm 13,6 \mu\text{m}$ - Esmalte / esmalte: $14,8 \pm 1,3 \mu\text{m}$ ($P < 0,05$ para zircônia vs. metal-cerâmica).	1. Metalocerâmica > 2. Zircônia monolítica > 3. Esmalte natural. <i>A zircônia monolítica causa menos desgaste do que o feldspato.</i>
(31) Ashtiani <i>et al.</i> (2017) Estudo experimental in vitro	40 amostras no total: - 10 amostras de cerâmica infiltrada (Vita Enamic®) - 10 porcelana feldspato (Vita VMK 95®) - 20 pré-molares humanos (antagonistas)	- Cerâmica infiltrada: blocos Vita Enamic® (18x14x4 mm), polidos com kit Vita Enamic® - Porcelana Feldspato: VMK 95® em cilindros metálicos	Simulador Mastigatório (Williytec®), 120.000 ciclos, 49N, 1.6Hz, movimento lateral de 1mm	Microscópio estéreo (SF-100B®), software Motic Image Plus 2.0, medição de abrasão através de sulcos de referência (vertical)	- Esmalte / Porcelana feldspática: $377,294 \mu\text{m} \pm 210,24$ ($p = 0,002$) - Esmalte / Polímero infiltrado cerâmico: $101,755 \mu\text{m} \pm 43,69$	Porcelana feldspática > Cerâmica infiltrada em polímero (desgaste significativamente maior do que a porcelana feldspato)
(32) Branco AC. <i>et al.</i> (2020) Estudo experimental in vitro	Total de amostras: 32 - 16 campioni (8 zirconia RC, 8 zirconia UC) - 16 Cuspidi Dentali Umane	- Zirconia RC: rugosidade superficial 241 nm, porosidade 3,9% - Zirconia UC: rugosidade 62 nm, porosidade 0,3% - Polimento com pasta de diamante 3 μm	- Máquina de mascar (CS-4.2 SD Mechatronik®) - 360.000 ciclos (simular 1,5 anos) - Carga vertical: 49 N - Velocidade: 40 mm/s (vertical),	- Digitalização 3D (scanner SG00®) + Autodesk Netfabb para volume / altura - SEM/EDS, AFM, profilometria ótica	Esmalte / Zirconia RC: $126 \pm 44 \mu\text{m}/\text{ano}$ Esmalte / Zirconia UC: $151 \pm 33 \mu\text{m}/\text{ano}$ <i>p-valor: 0,245 (não significativo)</i>	Zirconia RC e UC mostram desgaste semelhante no esmalte antagonista. Não há diferença significativa entre os dois materiais.

			20 mm/s (horizontal)			
(33) Lohbauer U. <i>et al.</i> (2016) <i>Clinical study</i>	Total de amostras: 40 - 14 coroas monolíticas de zircônia - 26 antagonistas (7 esmaltes, 10 cerâmicos, 2 misto esmalte+cerâmica)	Zircônia monolítica: - Material: LAVA Plus® (3M ESPE) - Acabamento: Polimento de diamante (grão fino) + polimento (pasta de diamante Zirkopol®) - Sem <i>glaze</i> Antagonistas: - Esmalte natural: superfícies oclusais não restauradas - Cerâmica: restaurações pré-existentes (tipo não especificado)	Utilização clínica durante 24 meses	- Técnica: Réplicas de resina epóxi (AlphaDie®) a partir de impressões de silicone - Scanner 3D: Perfilômetro ótico (CT 100) com resolução de 200 nm (Z), 5 µm (XY) - Parâmetros: • Perda de volume (mm ³) • Perda vertical máxima (mm) - Comparação: Linha de base vs. 24 meses (correspondência digital)	- Esmalte/Zircônia: perda de volume de 0,361 mm ³ - Cerâmica/Zircônia: perda de volume de 0,333 mm ³ (Sem diferença significativa, p>0,05: p=0,690 por volume)	1. A zircônia monolítica (LAVA Plus®) causa desgaste clinicamente aceitável no antagonista esmalte cerâmico. 2. Não há diferença significativa entre o desgaste do esmalte vs. cerâmica. 3. A própria zircônia não apresenta desgaste detetável após 2 anos.
(34) Habib <i>et al.</i> (2019) Estudo experimental in vitro	As amostras contam 32 discos: - 8 MZ (zircônia monolítica) - 8 LD (dissilicato de lítio) - 8 CM (metal cerâmico) - 8 CR (resina composta) - 32 pré-molares humanos	- MZ: Zolid fx preshade® (Amann Girrbach) (<i>glaze</i>) - LD: IPS e.max (polido) (Ivoclar Vivadent) - CM: porcelana fundida ao metal (Ivoclar Vivadent)	- Máquina de mascar (CS-4.8, SD Mechatronik®) - 240.000 ciclos (simulação de 1 ano)	- Medição: perfilômetro 3D (CONTOUR-GT-X®), MICROSCÓPIO DIGITAL (HIROX KH-7700)	Perda de altura do esmalte: - Esmalte /Zircônia Monolítica (MZ): 0,46 mm (p < 0,05, significativo)	(do mais ao menos desgastante) 1. Zircônia monolítica (MZ) 2. Ceramometal (CM) 3. Dissilicato de lítio (LD)

		<ul style="list-style-type: none"> - CR: Nanocompósito (Fitek Z250[®]) (3M ESPE) 	<ul style="list-style-type: none"> - Força: 49 N (5 kg) - Frequência: 0,8 Hz - Termociclismo: 5°C/55°C 	<ul style="list-style-type: none"> - Parâmetros avaliados: rugosidade superficial (SR), perda de peso, perda de altura vertical 	<ul style="list-style-type: none"> - Esmalte/Ceramo-metal (CM): 0,20 mm (p < 0,05, significativo) - Dissilicato de Lítio/Esmalte (LD): 0,22 mm (p < 0,05, significativo) - Esmalte/Resina Composta (CR): 0,14 mm (p < 0,05, significativo) 	4. Resina Composta (CR)
--	--	--	---	--	--	-------------------------

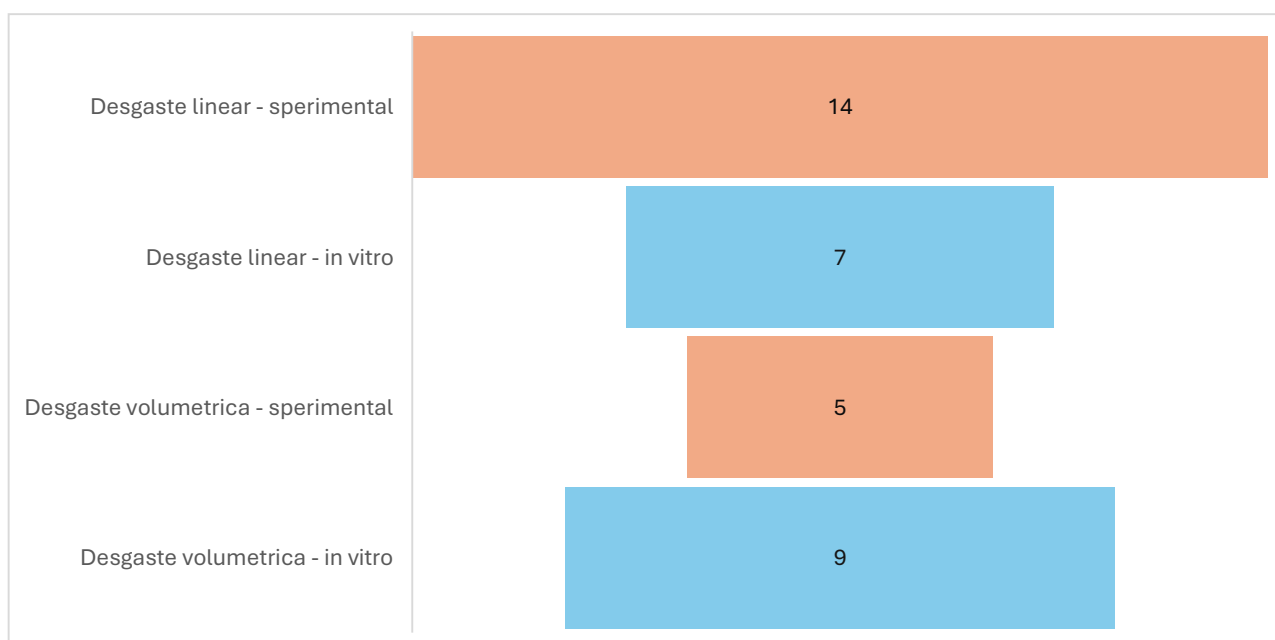
4.5 Caracterização e distribuição da Amostra

A tabela considera 30 estudos no total, que podem ser divididos como:

1. 14 estudos experimentais considerando o desgaste de dentes antagonistas naturais causado por coroas cimentadas diretamente na boca do paciente. As comparações entre o estado inicial e o estado de seguimento foram feitas por meio de varreduras digitais da boca do paciente antes e depois e por software de comparação por sobreposição de imagens digitais em 11 amostras; em 3 estudos, por outro lado, a impressão digital foi obtida em gessos fundidos após impressões de silicone,
2. 16 Estudos in vitro que consideram o desgaste de amostras de esmalte causado por blocos de vários materiais protéticos ocorreram através da simulação de máquinas de emulação mastigatória com força, frequência e número de ciclos definidos e comparáveis. As comparações entre a amostra no início e após o teste foram feitas para 2 estudos com microscópio a laser, 4 estudos de perfilômetro a laser, 9 scanners 3D e SEM e 1 perfilômetro ótico.

Os valores de desgaste medidos podem ser divididos em lineares ou volumétricos segundo a figura 3.

Figura 3 - Distribuição gráfica dos estudos por tipo de desgaste analisado



Nos artigos experimentais, foram envolvidas 334 pessoas; 300, em estudos que verificaram desgaste dentário linear e 34, em estudos que verificaram o desgaste dentário volumétrico. As amostras analisadas nos estudos experimentais podem ser divididas segundo a tabela 5.

Tabela 5 – Distribuição da amostra experimentais

Material de amostra	Nº amostra linear	Nº amostra volumétrico
Dissilicato de lítio polido	27	12
Metal-cerâmica	54	
Zircónia monolítica	83	
Zircónia monolítica com <i>glaze</i>	104	20
Zircónia monolítica polida	100	26
Pessoas total	300	34

Em estudos in vitro, as amostras analisadas podem ser divididas segundo a tabela 6.

Tabela 6 - Distribuição da amostra in vitro

Material de amostra	Nº amostra linear	Nº amostra volumétrico
Ag-Pd-Au		8
Cerâmica feldspato infiltrada em polímero polida	10	10
Dissilicato de lítio polido	18	82
Dissilicato de lítio polido com <i>glaze</i>	15	16
Esmalte bovino polido		8
Metal cerâmica	23	
Ouro polido		32
PINC		16
PINC2		16
Porcelana feldspática	10	
Resina com enchimento cerâmico		14
Resina composta nano híbrida	12	36
Resina composta polida	8	38

Silicato de lítio reforçado com zircónia polido	10	16
Zircónia monolítica	16	
Zircónia monolítica ajustada com broca		14
Zircónia monolítica polida	39	82
Zircónia monolítica polida + ajustada com broca		14
Zircónia monolítica polida com <i>glaze</i>	46	14
Esmalte humano não polido	94	16
Esmalte humano polido	110	375

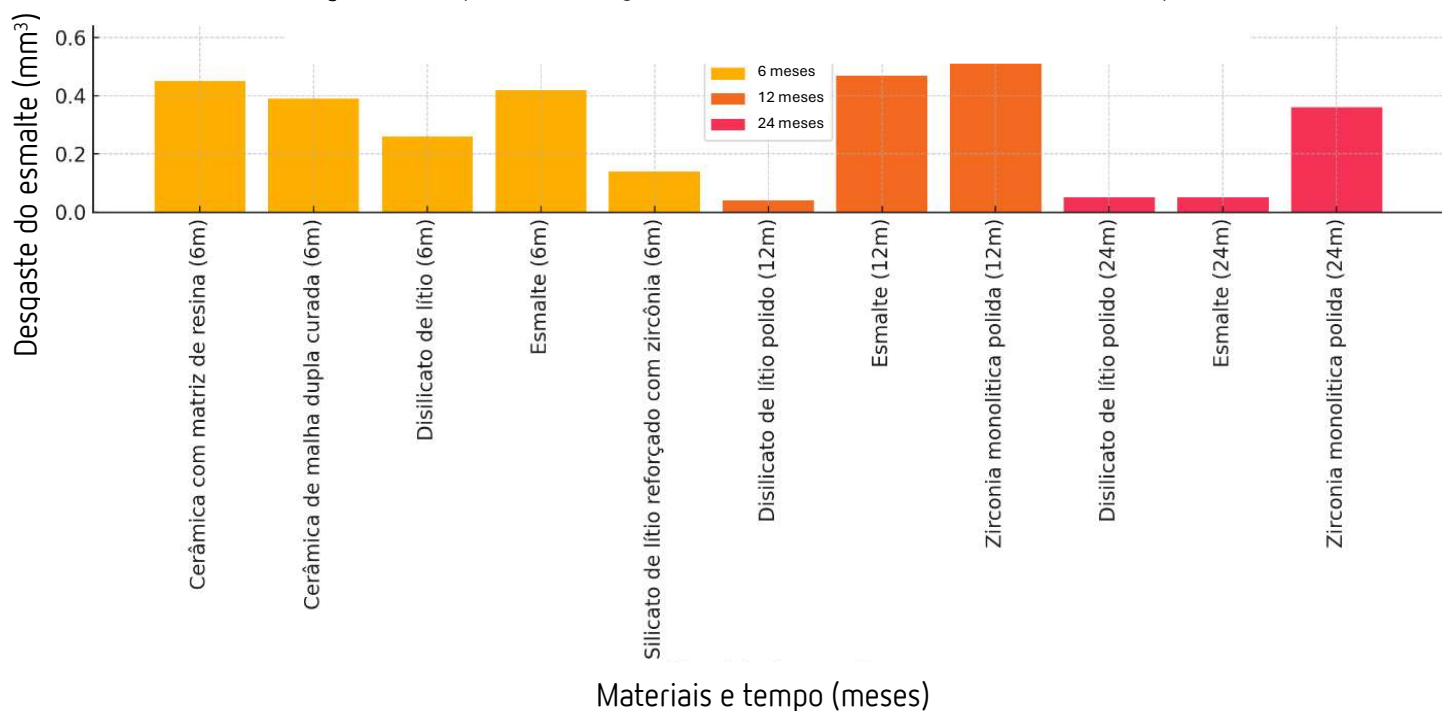
4.6 Resumo e compilação dos dados da Amostra

4.6.1 Tabela resumo com desgaste volumétrico experimental

Tabela 7 – Resumo com desgaste volumétrico experimental

Nº de estudo	Material que desgasta o esmalte	Desgaste volumétrico esmalte (mm ³)	± ΔV (mm ³)	Tempo (meses)
6	Dissilicato de lítio polido	0,04	0,02	12
6	Esmalte	0,04	0,02	12
6	Zircónia monolítica polida	0,04	0,02	12
10	Esmalte	0,47	0,14	12
10	Zircónia monolítica polida	0,61	0,16	12
11	Dissilicato de lítio polido	0,048	0,006	24
11	Esmalte	0,046	0,004	24
11	Zircónia monolítica polida	0,042	0,005	24
33	Zircónia monolítica polida	0,361		24
12	Cerâmica com matriz de resina	0,45	0,18	6
12	Cerâmica de malha dupla curada	0,39	0,18	6
12	Dissilicato de lítio	0,26	0,16	6
12	Esmalte	0,42	0,09	6
12	Silicato de lítio reforçado com zircónia	0,14	0,14	6

Figura 5 - Comparação do desgaste do esmalte em relação com o materiais e tempo



Materiais com menor desgaste volumétrico:

- Dissilicato de lítio polido: Apresenta o menor desgaste volumétrico (0,04 mm³ em 12 meses e 0,048 mm³ em 24 meses). O dissilicato de lítio é uma cerâmica vítrea com uma estrutura fina e homogênea. Quando polida, a superfície lisa reduz o atrito, minimizando a abrasão no esmalte oposto. A sua dureza moderada (cerca de 6 GPa) torna-o biocompatível com o esmalte dentário.
- Zircônia monolítica polida (6, 11): Desgaste mínimo (0,04–0,042 mm³), comparável ao controle de esmalte contra esmalte (0,04–0,046 mm³). Isso indica que o dissilicato de lítio e a zircônia polida estão entre os materiais mais gentis para o esmalte, especialmente quando polidos.

Materiais com maior desgaste volumétrico:

- Zircônia monolítica polida (10): Desgaste elevado (0,61 mm³ em 12 meses), discrepante em relação a outros estudos 6 e 11.
- Cerâmica com matriz de resina: Desgaste de 0,45 mm³ em 6 meses. Desgaste rápido e significativo logo aos 6 meses. Deve-se considerar que a resina é um material polimérico menos duro (2–3 GPa) e mais suscetível ao desgaste. Com o tempo, a degradação da resina expõe cargas cerâmicas ou vítreas, criando uma superfície áspera que acelera a abrasão do esmalte antagonista.

Comparando as duas cerâmicas tratadas no estudo 12 vemos como a cerâmica com matriz de resina tem propriedades mais semelhantes às do compósito, portanto também mais abrasivas, se comparadas com uma cerâmica com malha dupla curada que, possuindo uma malha cerâmica real, que pode ser feldspato ou vitrocerâmica, é mais resistente, mais facilmente polida, portanto, desgastando ainda menos o esmalte.

Tendências temporais:

- Materiais polidos (Dissilicato de lítio/Zircônia): Aumento leve do desgaste com o tempo (Dissilicato polido: 0,04 mm³ em 12 meses; 0,048 mm³ em 24 meses).
- Esmalte (controle): Desgaste estável (0,04-0,047 mm³), indicando consistência nas medições.

Esmaltes contra outros materiais:

- Esmalte *versus* esmalte também causa desgaste significativo, especialmente aos 12 meses (0,47 mm³), por isso não é o material ideal em termos absolutos.

Inconsistências e dados ausentes:

- Estudo 11 (Zircônia): ΔV não presente no artigo.

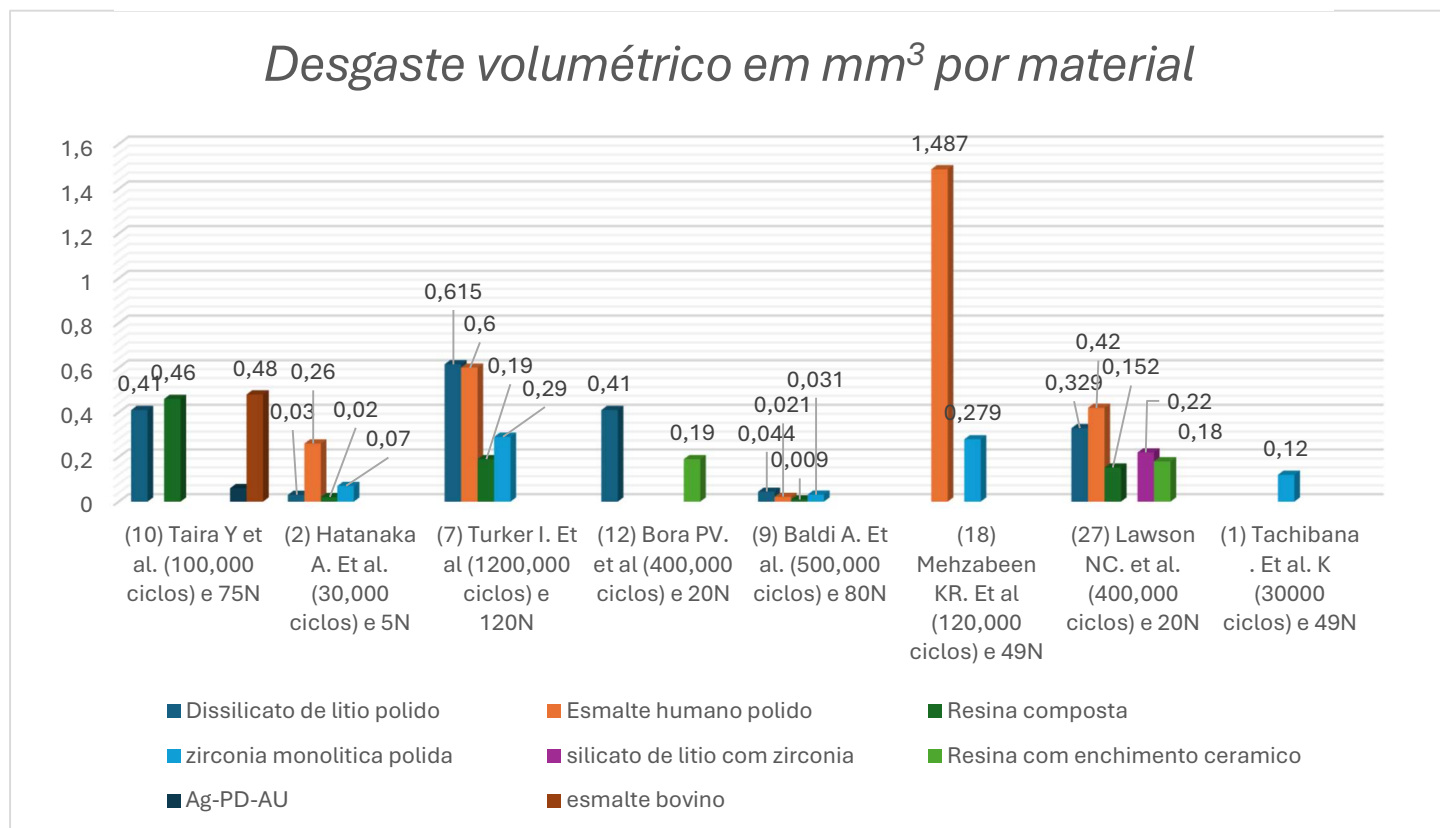
4.6.2 Tabela resumo com desgaste volumétrico in vitro

Tabela 8 - Resumo com desgaste volumétrico in vitro

Nº de estudo	Material que desgasta o esmalte	Nº ciclos	Força (N)	Frequência (Hz)	Desgaste volumétrico esmalte (mm ³)
15	Ag-Pd-Au	100.000	75	1,2	0,060
15	Dissilicato de lítio polido	100.000	75	1,2	0,410
15	Esmalte bovino polido	100.000	75	1,2	0,480
15	Resina composta polida	100.000	75	1,2	0,460
2	Dissilicato de lítio polido	30.000	5	2,5	0,030
2	Esmalte humano polido	30.000	5	2,5	0,260
2	Resina composta polida	30.000	5	2,5	0,020
2	Zircónia monolítica polida	30.000	5	2,5	0,070
7	Dissilicato de lítio polido	1.200.000	120	1,0	0,820
7	Esmalte humano polido	1.200.000	120	1,0	0,600
7	Resina composta polida	1.200.000	120	1,0	0,190
7	Zircónia monolítica polida	1.200.000	120	1,0	0,290
13	Dissilicato de lítio polido	400.000	20	1,0	0,410
13	Resina com enchimento cerâmico	400.000	20	1,0	0,190
1	Ouro polido	300.000	49	2,0	0,080
1	Zircónia monolítica	300.000	49	2,0	0,250
1	Zircónia monolítica polida	300.000	49	2,0	0,120
9	Dissilicato de lítio polido	500.000	80	1,2	0,044
9	Esmalte humano polido	500.000	80	1,2	0,021
9	PINC	500.000	80	1,2	0,017
9	PINC2	500.000	80	1,2	0,013
9	Resina composta nano híbrida	500.000	80	1,2	0,009
9	Zircónia monolítica polida	500.000	80	1,2	0,031
18	Esmalte humano polido	120.000	49	1,6	1,487
16	Zircónia monolítica polida	120.000	49	1,6	0,236

16	Zircónia monolítica polida + ajustada com broca	120.000	49	1,6	0,323
14	Cerâmica feldspato infiltrada em polímero polida	400.000	20	1,0	0,241
14	Dissilicato de lítio polido	400.000	20	1,0	0,329
14	Esmalte humano polido	400.000	20	1,0	0,420
14	Resina com enchimento cerâmico	400.000	20	1,0	0,180
14	Resina composta nano híbrida	400.000	20	1,0	0,152
14	Silicato de lítio reforçado com zircónia polido	400.000	20	1,0	0,220
17	Esmalte humano polido	120.000	49		0,340
17	Zircónia monolítica ajustada com broca	120.000	49		0,340
17	Zircónia monolítica polida + ajustada com broca	120.000	49		0,100

Figura 6 – Gráfico de comparação do desgaste do esmalte por diferente materiais em relação ao estudo



Materiais que causam mais desgaste no esmalte:

- Esmalte humano polido (16):
Desgaste máximo: 1,487 mm³ (120.000 ciclos, 49 N, 1,6 Hz).
Contexto: Valor extremamente alto em comparação com outros testes no mesmo material (por exemplo, 0,133–0,420 mm³). Pode ser um ponto *outer* ou estar relacionado com condições experimentais não especificadas.
- Dissilicato de lítio polido:
Artigo 7: 0,820 mm³ (1.200.000 ciclos, 120 N, 1,0 Hz).
- Resina composta polida: Consegue estar presente ao mesmo tempo tanto nos materiais que causam maior desgaste (estudo 15, 0,480 mm³) como naqueles que causam menor desgaste (artigo 2: 0,020 mm³).

Materiais que desgastam menos o esmalte:

- Resina composta nano híbrida, polida, com enchimento cerâmico: todos apresentam valores de desgaste muito baixos: Entre 0,009 mm³ e 0,193 mm³, mesmo com ciclos de até 500.000. Vantagem: Material menos abrasivo, ideal para aplicações a longo prazo. Deve-se avaliar que a resina composta nano híbrida consegue estar presente ao mesmo tempo tanto nos materiais que causam maior desgaste (artigo 10: 0,480 mm³) como naqueles que causam menor desgaste (artigo 2: 0,020 mm³).
- PINC e PINC2 (Materiais compósitos): Ambos apresentam baixos valores de desgaste (0,093 e 0,101 mm³). Fiabilidade: Excelente desempenho mesmo sob cargas elevadas.
- Ag-Pd-Au (Liga metálica): Desgaste mínimo: 0,060 mm³ (artigo 15).

Fatores que afetam o desgaste:

- Número de ciclos:
 - Dissilicato de lítio polido: Ao aumentar os ciclos de 30.000 para 1.200.000, o desgaste aumenta de 0,030 mm³ para 0,820 mm³.
 - Zircónia polida: Com 1.200.000 ciclos, o desgaste chega a 0,290 mm³, mas permanece inferior a muitos outros materiais.
- No entanto, alguns materiais apresentam alto desgaste, mesmo em menos ciclos:
 - Esmalte humano polido: 1,487 mm³ em apenas 120.000 ciclos (16).
 - Dissilicato de lítio: 0,410 mm³ aos 100.000 ciclos (13, 15).
- Força (N):
 - Resina composta polida: Em 75 N e 100.000 ciclos, o desgaste é de 0,460 mm³, enquanto em 120 N e 1.200.000 ciclos é 0,190 mm³. Pode indicar um *outer*.

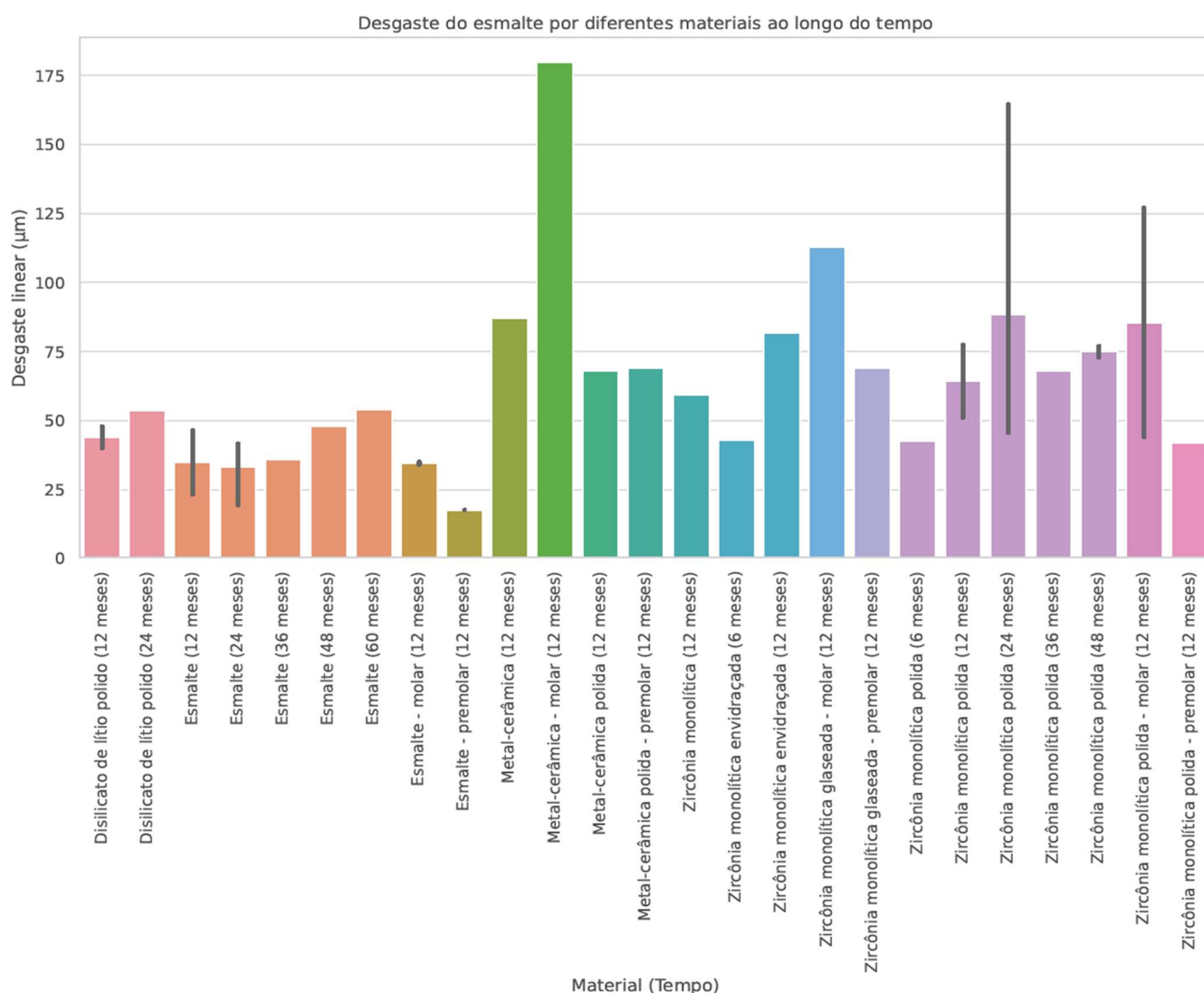
4.6.3 Tabela resumo com desgaste linear experimental

Tabela 9 - Resumo com desgaste linear experimental

Nº de estudo	Material que desgasta o esmalte	Desgaste linear (μm)	$\pm \Delta L$ (μm)	Tempo (meses)
20	Zircónia monolítica polida	86	23	12
20	Zircónia monolítica polida	103	39	24
6	Zircónia monolítica polida	40,28	9,11	12
6	Dissilicato de lítio polido	47,81	9,41	12
6	Esmalte	38,91	7,09	12
21	Zircónia monolítica com <i>glaze</i>	42,8		6
21	Zircónia monolítica com <i>glaze</i>	81,87		12
21	Zircónia monolítica polida	42,5		6
21	Zircónia monolítica polida	71,43		12
30	Zircónia monolítica	59,4	13,6	12
30	Metal-cerâmica	87,1	18,3	12
30	Esmalte	14,8	1,3	12
22	Zircónia monolítica polida	16,3		12
10	Zircónia monolítica polida	81,57	25,49	12
10	Esmalte	36,13	11,23	12
11	Zircónia monolítica polida	45,2	4,8	24
11	Dissilicato de lítio polido	53,6	5,6	24
11	Esmalte	41,6	4,5	24
19	Zircónia monolítica <i>glaze</i> - molar	113	33	12
19	Zircónia monolítica polida - molar	63	22	12
19	Esmalte - molar	34	3	12
19	Zircónia monolítica <i>glaze</i> - pré-molar	69	21	12
19	Zircónia monolítica polida - pré-molar	44	18	12
19	Esmalte - pré-molar	13	1	12

27	Zircónia monolítica polida	46		24
27	Esmalte	19		24
18	Esmalte - pré-molar	17,3	1,88	12
18	Esmalte - molar	35,1	2,6	12
18	Zircónia monolítica polida - pré-molar	42,1	4,3	12
18	Zircónia monolítica polida - molar	127	5,03	12
18	Metal-cerâmica polida - pré-molar	69,2	4,1	12
18	Metal-cerâmica - molar	179,7	8,09	12
23	Zircónia monolítica polida	70,3		12
23	Metal-cerâmica polida	68		12
23	Esmalte	61,6		12
24	Zircónia monolítica polida	42	6,66	12
24	Dissilicato de lítio polido	40,06	7,03	12
24	Esmalte	34,68	6,49	12
25	Zircónia monolítica polida	77		60
25	Esmalte	54		60
25	Zircónia monolítica polida	57	41	12
25	Esmalte	23	16	12
25	Zircónia monolítica polida	59	34	24
25	Esmalte	39	22	24
25	Zircónia monolítica polida	68	35	36
25	Esmalte	36	17	36
25	Zircónia monolítica polida	73	39	48
25	Esmalte	48	26	48
26	Zircónia monolítica polida	76	29	12

Figura 7 - Gráfico de comparação do desgaste do esmalte por diferentes materiais ao longo do tempo



Materiais com maior desgaste no esmalte (aos 12 meses):

- Metal-cerâmica - molar (18) mostra o maior desgaste linear.
- Zircônia monolítica com *glaze* - molar (19) regista um valor elevado: 113 µm aos 12 meses.

Materiais com desgaste moderado:

- Zircônia monolítica polida:
 - Média de 12 meses: ~ 61,39 µm.
 - Apresenta um desgaste crescente ao longo do tempo: 6 meses 42,5, 12 meses 61,39 µm, 24 meses 63,3 µm, 36 meses 68 µm, 48 meses 73 µm, 60 meses 77 µm.

- É interessante ver como desgaste permanece quase estável ao longo do tempo, a diferença entre 1 ano e 5 anos é 15,61 μm .
- Dissilicato de lítio polido:
 - Média: ~ 47,16 μm (43,94 μm aos 12 meses, 53,6 μm aos 24 meses).
 - Menos abrasivo que a Metal-cerâmica e a Zircónia polida, mas mais que o esmalte.
 - É interessante ver como a maior parte do desgaste ocorre no primeiro ano, e depois diminui de $\frac{3}{4}$ no segundo ano.

Materiais com menor desgaste:

- Esmalte:
 - Média de 12 meses: ~34,85 μm .
 - Desgaste progressivo ao longo do tempo: 54 μm aos 60 meses (25).
 - As variantes "pré-molares" têm valores mais baixos (13–17,3 μm), comparativamente com os molares.

Andamento temporal:

- Todos os materiais em análise apresentam um aumento gradual do desgaste do esmalte antagonista, onde os valores sobem de forma constante, mas nunca duplicam, assumindo desgaste cumulativo, exceto no caso das metalo-cerâmicas.

Variação de dados entre molares e pré-molares

- Observa-se diferenças significativas no desgaste entre coroas colocadas em **molares ou pré-molares** que são observadas nos estudos 19 e 18:

Tabela 10 – Comparação do desgaste entre molares e pré-molares em relação com os materiais (estudo 19)

Materiais	Molar	Pré-molar	Diferença percentual (Molares versus Pré-molares)
Zircónia <i>glaze</i>	113	69	+64% (Molar mais desgastado)
Zircónia polida	63	44	+43% (Molar mais desgastado)

Tabela 11 - Comparação de desgaste entre molares e pré-molares (*Glaze* ou Polida)

Tipo de dente	<i>Glaze</i>	Polida	Diferença percentual (<i>Glaze</i> vs polida)
Molar	113	63	+79% (<i>Glaze</i> mais desgastado)
Pré-molar	69	44	+57% (<i>Glaze</i> mais desgastado)

Tabela 12 - Comparação de desgaste entre molares e pré-molares (estudo 18)

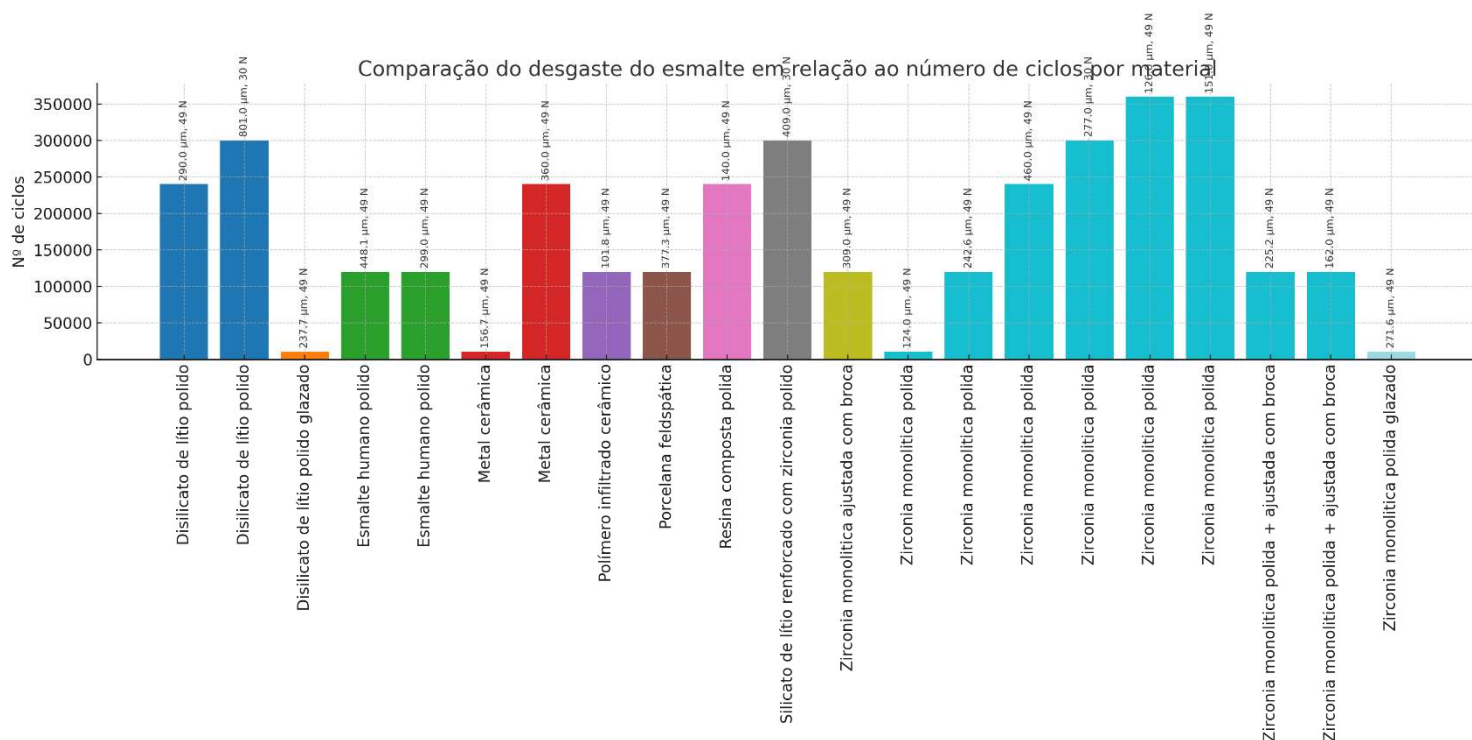
Materiais	Molar	Pré-molar	Diferença percentual (Molares vs Pré-molares)
Zircônia polida	127.0	42.1	+201.7% (Os molares desgastam-se muito mais)
Metal-cerâmica	179.7	69.2	+159.7% (os molares desgastam-se mais)

4.6.4 Tabela resumo com desgaste linear in vitro

Tabela 13 - Resumo com desgaste linear in vitro

Nº de estudo	Material que desgasta o esmalte	Nº ciclos	Força (N)	Frequência (Hz)	Desgaste linear (µm)
29	Zircónia monolítica polida	300000	30	1,0	277,0
29	Silicato de lítio reforçado com zircónia polido	300000	30	1,0	409,0
29	Dissilicato de lítio polido	300000	30	1,0	801,0
31	Polímero infiltrado cerâmico	120000	49	1,6	101,8
31	Porcelana feldspática	120000	49	1,6	377,3
16	Zircónia monolítica polida + ajustada com broca	120000	49	1,6	225,2
16	Zircónia monolítica polida	120000	49	1,6	242,6
16	Esmalte humano polido	120000	49	1,6	448,1
34	Resina composta polida	240000	49	0,8	140,0
34	Dissilicato de lítio polido	240000	49	0,8	290,0
34	Metal cerâmica	240000	49	0,8	360,0
34	Zircónia monolítica polida	240000	49	0,8	460,0
28	Zircónia monolítica polida	10000	49		124,0
28	Metal cerâmica	10000	49		156,7
28	Dissilicato de lítio polido <i>glaze</i>	10000	49		237,7
28	Zircónia monolítica polida <i>glaze</i>	10000	49		271,6
17	Zircónia monolítica polida + ajustada com broca	120000	49		162,0
17	Esmalte humano polido	120000	49		299,0
17	Zircónia monolítica ajustada com broca	120000	49		309,0
32	Zircónia monolítica polida	360000	49		126,0
32	Zircónia monolítica polida	360000	49		151,0

Figura 8 – Gráfico do desgaste do esmalte em comparação com o materiais e o nº de ciclos



Materiais com desgaste mínimo:

- Polímero infiltrado cerâmico – 101,8 µm (120k ciclos, 49 N, ~6 meses/1 ano clínico).
Material menos abrasivo para o esmalte. Elasticidade Biomimética, compatível com esmalte natural.
- Resina composta polida (140,0 µm a 240k ciclos). Boa resistência mesmo a ciclos elevados.
Sujeito a maior degradação ao longo do tempo.
- Zircónia monolítica polida (124,0 µm a 10k ciclos). Ideal para cargas baixas. O desgaste depende dos ciclos e das condições da superfície: de 124 µm (10.000 ciclos) a 460 µm (240.000 ciclos), com um desgaste médio entre os estudos de 220,7 µm. Apresenta bom desempenho quando bem polido, mas torna-se abrasivo se não for bem acabado. O ajustado com broca aumenta o desgaste em 30-50%.

Materiais com Desgaste Moderado:

- Dissilicato de lítio polido esmaltado (237,7 µm) e Zircónia com *glaze* (271,6 µm). Os *glaze* pioram o desempenho.

Materiais de alto desgaste:

- Dissilicato de lítio (polido + com *glaze*) – 237,7–801,0 µm. Alto desgaste médio (545,5 µm), com grande variabilidade. Mais estético, mas muito abrasivo a longo prazo (801 µm a 300.000 ciclos, apesar da força relativamente baixa de 30N). Mais adequado para elementos dentários frontais se bem polido.
- Metal-cerâmica (Varia de 156,7 µm a 10K ciclos – baixo; a 360,0 µm a 240k ciclos). Discreto como material, mas inferior à zircónia. Varia consoante a superfície cerâmica exposta. Comportamento moderadamente abrasivo.
- Cerâmica feldspática (377,3 µm). Excelente estética, mas alta abrasividade para o esmalte antagonista.
- Silicato reforçado com zircónia – 409,0 µm. Material novo, boa resistência, mas muito abrasivo.

Efeito dos ciclos e força:

- À medida que os ciclos aumentam:
 - Zircónia polida: +22% de desgaste 10k a 360k ciclos (124,0 vs 151,0 µm).
 - Dissilicato de lítio: Desgaste quádruplos em ciclos de 300k (237,7 vs 801,0 µm).
- À medida que a força diminui:
 - Zircónia a 30 N: 277,0 µm (vs. 49 N: 124,0–460,0 µm).
 - Dissilicato a 30 N: 801,0 µm (vs. 49 N: 290,0 µm).

Comparação entre Zircónia e Dissilicato de Lítio:

- Resistência a ciclos elevados:
 - Zircónia: O desgaste aumenta gradualmente (124,0 até 460,0 µm em ciclos de 240k).
 - Dissilicato: Colapso a ciclos de 300k (801,0 µm).
- Impacto do tratamento:
 - Zircónia com broca: +100% Em desgaste (225,2 µm vs. zircónia polida pura).

Materiais para aprofundar em próximos estudos:

- Polímero infiltrado cerâmico (101,8 µm): Desgaste moderado, potencial para restaurações estéticas.

- Silicato de lítio reforçado com zircónia (409,0 μm): Desempenho decepcionante apesar de dar maior resistência.

Correspondência ciclo-tempo (estimativa):

- 120k ciclos \approx 1 ano (assumindo 328 ciclos/dia).
- Zircónia polida: 151,0 μm a 3 anos: Aceitável.
- Dissilicato de lítio: 801,0 μm a 300k ciclos: Provavelmente um *outer*.

Recomendações clínicas:

- Escolha:
 - Zircónia polida (sem *glaze* ou processamento agressivo).
 - Resina composta polida para restaurações temporárias ou pequenas.
- Evitar:
 - Porcelana feldspática e dissilicato de lítio em áreas de alta carga.
- Ter cuidado:
 - Processamentos com brocas ou *glaze*. Aumenta o desgaste de 50-100%.

5. Discussão

5.1 Avaliação descritiva e sistemática e comparação de estudos analisando todos os materiais em análise.

A partir da análise dos dados da tabela 7 sobre o desgaste volumétrico experimental do esmalte antagonista podem ser feitas as seguintes considerações. Os resultados numéricos variam muito ao nível da ordem de grandeza entre os diferentes estudos, observando por exemplo o estudo de Tang Z. *et al.* em que a zircônia tem desgaste no esmalte antagonista 15× maior (10) que no estudo de Woraganjanaboon P. *et al.*, num estudo de 2024 sugeriu diferenças metodológicas ou de preparo do material. Este autor não encontrou diferenças entre todos os materiais analisados, sendo que o valor de desgaste no esmalte antagonista é o mesmo (6). O mesmo autor num estudo de 2025 encontrou que o dissilicato de lítio desgasta 0,006 mm³ mais o esmalte antagonista do que a zircônia, e desgasta mais nos primeiros 6 meses, e menos do que os outros 18 meses no estudo, comparativamente, com a zircônia (11). Para Tang Z. *et al.* a zircônia desgasta o esmalte antagonista mais do que o esmalte natural (10).

No artigo de Aladağ A. *et al.* nota-se que o Silicato de lítio reforçado com zircônia é o material que menos desgasta o esmalte antagonista, seguido pelo dissilicato, cerâmica e, finalmente, o esmalte (12).

A partir da análise dos dados da tabela 8 sobre os estudos que analisaram o desgaste volumétrico *in vitro* podem ser feitas as seguintes considerações:

A zircônia monolítica, se não estiver bem polida, tende a desgastar mais o esmalte antagonista, principalmente a longo prazo. Isto observa-se no estudo de Tachibana K. *et al.*, em que a zircônia monolítica, se polida, consome metade de uma não polida no mesmo período de tempo (1). O dissilicato de lítio tem comportamento variável, mas pode causar desgaste significativo no esmalte antagonista. As resinas compostas e híbridas são as soluções mais conservadoras, com desgaste mínimo do esmalte antagonista. Nos estudos 2, 9, 13, 14 as resinas compostas (incluindo resinas PINC E PINC2) apresentam desgaste menor no esmalte do que o próprio esmalte e, em geral, menos do que qualquer outro material com o qual são comparadas, exceto no estudo de Taira Y *et al.*, onde se nota que desgasta mais do que o dissilicato de lítio (15).

O esmalte natural pode ser surpreendentemente abrasivo para o esmalte oposto, sob certas condições. Nos estudos (1, 14 - 16) que se enquadram no número de ciclos entre 30.000 e 400.000, o esmalte de todos os materiais observados foi o que mais causar desgaste no próprio esmalte antagonista. Apenas no estudo de Chong BJ *et al.* (17) o desgaste causado pelo esmalte foi o mesmo causado pela zircônia. Nos dois estudos (7, 9) em que foram excedidos mais de 500.000 ciclos do simulador de mastigação, o dissilicato foi mais abrasivo no esmalte antagonista.

Ligas nobres como Au-Pd-au do estudo de Taira Y *et al.* (15), ou o ouro polido do estudo de Tachibana K *et al.* (1) apresentaram capacidade de desgaste mínimo no esmalte antagonista.

No estudo 2 e 9 a zircônia é mais abrasiva do que o dissilicato de lítio no esmalte do antagonista, o estudo 7 apresenta menos desgaste. Também podemos ver na tabela 9 que não é necessário aumentar muito o número de ciclos para que exista desgaste volumétrico no esmalte. O desgaste volumétrico existe mesmo em ciclos pequenos de 30.000 e 5N de força, seja em Dissilicato de lítio seja em esmalte humano. Quando o número de ciclos aumenta, exponencialmente, também aumenta o desgaste volumétrico na maioria dos materiais.

A partir da análise dos dados da tabela 9 sobre os estudos que analisaram o desgaste linear experimental podem ser feitas as seguintes considerações. Os materiais mais agressivos no esmalte antagonista são na seguinte ordem: metal-cerâmica em molar (18) > Zircônia monolítica polida em molares (19) > Zircônia *glaze* em molares (19) > Zircônia monolítica polida (média: 63,34 µm aos 12 meses) (6, 20, 21, 22, 10, 19, 18, 23, 24, 25, 26) > Dissilicato de lítio (média: 43,94 µm aos 12 meses) (6, 24).

Os materiais mais conservadores do esmalte antagonista foram o dissilicato de lítio ~ media de 43,9 µm no primeiro ano (6, 24), e sendo que depois atinge 53,6 µm no segundo ano (11); a zircônia monolítica polida ~ 60,1 µm no primeiro ano, que depois atinge 63,3 µm no segundo ano (1, 11, 20, 27). Segundo a análise de follow-up a zircônia aumenta ao longo do tempo, mas após um desgaste inicial significativo, abranda após 6 meses (20, 21)

Nota-se que no estudo de Chong BJ *et al.* a Zircônia com *glaze* comporta-se de forma semelhante á polida no primeiro ano, mas no segundo ano desgasta mais o esmalte antagonista (21). No estudo de Selvaraj U. *et al.* apresentou um desgaste muito maior no primeiro ano (19). Nas mesmas condições e tempo, a zircônia desgasta sempre mais o esmalte, comparativamente com o dissilicato de lítio (tabela 9). Podemos observar a ausência de estudos experimentais que

monitorizem o desgaste do dissilicato de lítio no esmalte antagonista por até 5 anos, como a zircônia, perdendo-se, desta forma, a comparação entre os dois.

O desgaste do dissilicato de lítio no esmalte antagonista é sempre muito semelhante ao do esmalte contra o esmalte: a diferença nunca vai além dos 12 μm (6, 11, 24).

Os dados referentes a Metal-cerâmica variam muito entre os estudos em que o valor médio de desgaste do esmalte antagonista é de 74,76 μm em 12 meses (18, 23, 30) e um estudo em que é de 179,7 μm (18), embora seja considerado o mesmo período de tempo, mas em dentes molares.

A partir da análise dos dados da tabela 13 sobre a análise, do desgaste linear, *in vitro*, podem ser feitas as seguintes considerações: Ashtiani AH *et al.* observaram como a resina, é normalmente pouco abrasiva no esmalte, se usada como infiltrada na cerâmica, diminuindo o seu desgaste em comparação com uma cerâmica feldspática (31); A zircônia desgasta menos o esmalte antagonista do que o próprio esmalte (16, 17); No estudo de Rupawala A *et al.* verifica-se que o *glaze* aumenta a abrasividade dos materiais (28). A partir dos dados verifica-se que a zircônia assume um comportamento estável a longo prazo, e apesar dos anos passarem, o desgaste que provoca no esmalte não cresce, exponencialmente, como se pode observar em estudos que analisaram zircônia monolítica polida (16, 27, 28, 32) submetida à mesma força; O dissilicato de lítio polido criou menos desgaste no esmalte antagonista do que a zircônia monolítica polida em todos os estudos em que são comparados (28, 34), exceto no estudo de Frasnelli GD *et al.*, em que no longo período simulado (ciclos de 3000K) o dissilicato desgasta quase três vezes mais do que a zircônia(29). Também se observou na amostra que a metal-cerâmica desgasta menos o esmalte antagonista que a zircônia (34) e que o dissilicato de lítio com *glaze* (28).

A interação entre materiais restauradores cerâmicos e o esmalte do antagonista é altamente dependente do tipo de material, sua microestrutura e a condição da superfície no momento do contato. De modo geral, na maioria dos estudos analisados neste revisão integrativa, a zircônia monolítica polida apresenta menor abrasividade sobre o esmalte humano do antagonista: em particular, existem 6 estudos (6, 7, 11, 24, 28, 29, 33) (um, no entanto, está presente na análise de desgaste volumétrico e linear; 11) em que o dissilicato de lítio polido desgasta a superfície do esmalte do antagonista mais do que a zircônia monolítica polida, em comparação com 3 estudos (2, 9, 34) em que desgasta menos. Em termos de desgaste linear temos 3 estudos experimentais, *in vitro*, em que o dissilicato de lítio desgasta mais (6: zircônia = 0,41 mm^3 vs dissilicato = 0,75

mm³; 11; 24) e 2 estudos sobre desgaste linear *in vitro* (29: Zircônia - 277 µm *vs* Dissilicato - 801 µm; 28). Por outro lado, em termos de desgaste volumétrico temos um artigo experimental (11) em que o dissilicato desgasta mais do que zircônia o esmalte do antagonista, e um artigo *in vitro* (7) em que o dissilicato desgasta mais do que zircônia o esmalte do antagonista.

Os estudos em que se afirma o contrário, que o zircônio monolítico polido desgasta mais do que o dissilicato de lítio polido, nos esmaltes dos antagonistas podem-se dividir da seguinte forma: 2 análises volumétricas, *in vitro* (2, 9), e 1 análise linear, *in vitro*, de Habib SR *et al.* (no estudo 34 a zircônia causou 460 µm de desgaste linear, e o dissilicato de lítio 290 µm, em condições semelhantes: 49 N, 240k ciclos).

De acordo com Mehzabeen KR *et al.* e Branco AC *et al.*, a zircônia monolítica polida por vezes é também abrasiva, até mesmo mais que o próprio esmalte (desgaste linear) no esmalte do antagonista (16,17).

A estrutura policristalina da zircônia, sem fase vítrea, aliada a um acabamento polido adequado, contribui para uma superfície mais lisa e menos propensa à abrasividade. Por outro lado, o dissilicato de lítio, devido à sua matriz vítrea, tende a liberar partículas durante o contato, aumentando sua agressividade ao esmalte do antagonista, especialmente quando mal acabado ou esmaltado. Além disso, é importante destacar que a aplicação de *glaze* demonstrou amplificar o desgaste em diversos estudos. No estudo de Aladağ A *et al.*, por exemplo, a zircônia polida causou 124,0 µm de desgaste linear no esmalte do antagonista, enquanto a versão com *glaze* chegou a 271,6 µm. Situação similar foi observada com o dissilicato de lítio com *glaze* (237,7 µm), sugerindo que a adição de *glaze*, em vez do polimento mecânico, pode ser deletéria do ponto de vista biomecânico (28).

Ainda que a zircônia tenha demonstrado comportamento favorável em muitos estudos, também foi observado no estudo de Branco AC *et al.* que sua versão ajustada com broca (sem polimento posterior) causou 309 µm de desgaste no esmalte do dente antagonista, mais do que o dissilicato de lítio em algumas condições. Portanto, o modo de acabamento é um fator crítico (17).

O dissilicato de lítio, por outro lado, apesar de sua boa estética e popularidade clínica, mostrou variações significativas de desgaste dependendo do estado superficial. No estudo de Hatch JP *et al.*, por exemplo, a versão polida sem *glaze* apresentou até 801 µm de desgaste do esmalte do antagonista após 300.000 ciclos, um dos valores mais altos da amostra, mesmo sob força

moderada (30 N). Este resultado destaca que o acabamento superficial (em *glaze* vs. polimento) é um fator crítico, com a tendência do *glaze* a aumentar a abrasividade (5).

Os materiais compósitos abrangem uma ampla categoria que inclui desde resinas compostas tradicionais até cerâmicas infiltradas por polímero (PINC, PINC2). De modo geral, esses materiais apresentam módulo de elasticidade e dureza mais próximos ao esmalte, o que favorece uma compatibilidade funcional superior quando em contato oclusal com estruturas dentárias naturais (9).

No estudo de Tang Z *et al.*, a resina composta polida apresentou desgaste linear de 140 µm no esmalte do antagonista, inferior à zircônia (460 µm), ao dissilicato de lítio (290 µm) e à metalocerâmica (360 µm) (34). Já no estudo de de Ashtiani AH *et al.*, o polímero infiltrado cerâmico apresentou 101,8 µm de desgaste no dente antagonista, sendo um dos menores valores registrados, embora com menos ciclos (120k) (31). Estes estudos indicam que compósitos modernos, especialmente aqueles com matriz cerâmica reforçada, podem proporcionar excelente desempenho biomecânico, especialmente em pacientes com oclusão natural ou desgaste moderado. A tendência observada é que esses materiais, por serem menos rígidos, tendem a se desgastar de forma semelhante ao esmalte, evitando desníveis ao longo do tempo, mas também adaptando-se, mais facilmente, no caso de maloclusões, a sobrecargas oclusais ou pré-contactos, moldando-se e sem criar situações de tensão excessiva ao longo da restauração. Contudo, sua resistência estrutural inferior limita sua indicação para áreas de alta carga, principalmente em pacientes bruxomanos. São também indicados em situações estéticas, por sua facilidade de escultura e polimento, e em tratamentos minimamente invasivos (31, 34).

Outros materiais, como metalocerâmica e cerâmicas infiltradas por polímeros, apresentaram desempenho intermediário. No estudo de Ashtiani AH *et al.* a metalocerâmica mostrou resultados variáveis, com o desgaste do antagonista dependente da exposição da camada cerâmica e da topografia da superfície, enquanto o compósito cerâmico revelou desempenho interessante, com desgaste linear do antagonista de apenas 101,8 µm, próximo ao da zircônia (31).

As metalo-cerâmicas, apresentaram comportamentos variáveis nos estudos analisados (18, 23, 28, 30, 34). Há dois estudos que aparecem na análise de desgaste linear *in vitro* do antagonista: o estudo de Aladağ A *et al.* que registrou um desgaste de 156 µm, valor próximo ao da zircônia polida (124 µm) e inferior ao dissilicato de lítio (237 µm) o que, no entanto, deve ser considerado

com *glaze*(28); e no estudo de Tang Z *et al.*, a metalo-cerâmica apresentou um desgaste do antagonista de 360 μm , valor superior ao do compósito e ao do dissilicato nesse mesmo estudo, e inferior apenas à zircônia (460 μm) (34). Depois, há três estudos que fazem parte da avaliação do desgaste linear do esmalte do dente antagonista em pacientes (18, 23, 30). Todos os três consideram um período de um ano. No estudo de Pathan MS *et al.*, as metalo-cerâmicas não polidas apresentaram um desgaste linear do antagonista de 87,1 μm (valor maior que todas as outras amostras que fizeram parte do estudo, ou seja, esmalte e zircônia não polida) (30). O mesmo aconteceu no estudo de Esquivel-Upshaw JF *et al.* que registou, também, maior desgaste do antagonista do que todos os outros materiais, ou seja, esmalte e zircônia. Neste estudo, ele diferenciou entre o desgaste do dente molar, no qual registou 179,7 μm , e o desgaste do dente pré-molar, no qual registou 69,2 μm (18). Num outro estudo de Nazirkar GS *et al.* observou-se desgaste de 68 μm , menor que o valor da zircônia (70,3 μm), mas maior que o desgaste do esmalte (23).

Quase sempre o metal cerâmico é o material que produz mais desgaste do antagonista de entre todos (18, 30) e em dois estudos, a zircônia é quem produz mais desgaste no antagonista (estudo 34 – por quase 100 μm ; e estudo 23 por 2 μm), mas há também três outros estudos (18, 28, 30) em que a zircônia é menos desgastante. Depois, há o estudo de Aladağ A *et al.* (28) em que o dissilicato é mais desgastante no dente antagonista, mas deve-se considerar que era um dissilicato com *glaze*. Então, no geral, a metal-cerâmica não tem um comportamento que a torne avaliável para ser considerada como um material para restaurações protéticas. O esmalte desgasta menos o esmalte antagonista do que a metal-cerâmica, o dissilicato de lítio bem polido e sem *glaze* desgasta menos. Apesar de ser um material que tem uma boa adaptabilidade marginal ao preparo protético, apresentam limitações estéticas, por isso o classificaria como não elegível.

A cerâmica feldspática, analisada no estudo de Turker I. *et al.*, apresentou 377,3 μm de desgaste linear no esmalte antagonista, sendo uma das mais abrasivas entre os materiais da amostra. Isso corrobora com a literatura que associa porcelanas vítreas não reforçadas a maior agressividade oclusal, especialmente quando não estão bem polidas (31).

Em síntese, os materiais compósitos e híbridos cerâmico-poliméricos apresentam-se como opções viáveis com comportamento funcional semelhante ao esmalte. Já as ligas metálicas podem ser vantajosas em longevidade, mas apresentam limitações estéticas, abrasivas e custo elevado. A cerâmica feldspática, apesar de esteticamente satisfatória, mostrou alto potencial abrasivo do

esmalte antagonista. A seleção do material deve, portanto, considerar não apenas as propriedades mecânicas, mas também fatores estéticos, o custo, a técnica laboratorial envolvida e o perfil funcional do paciente.

5.2 Fatores que influenciam as propriedades dos materiais e impacto no desgaste

Entre os principais fatores que influenciam o comportamento abrasivo dos materiais restauradores estão a topografia de contato, a microestrutura do material, o tipo de movimento oclusal e o modo de acabamento superficial. Os resultados mostram que superfícies irregulares ou rugosas, como após ajustes com brocas rotatórias, aumentam, significativamente, a taxa de desgaste do esmalte antagonista. A literatura revela que superfícies rugosas, obtidas por ajustes oclusais com broca sem repolimento posterior, aumentam, significativamente, o desgaste do antagonista. Como se pode ver no estudo de Chong BJ *et al.* em que a zircônia ajustada com broca causou 309 μm de desgaste do antagonista, contra 242,6 μm na versão polida: aumento de aproximadamente 27% (17).

Em termos de microestrutura, cerâmicas com fase vítrea, como o dissilicato de lítio, embora resistente e estético, tendem a apresentar maior abrasividade quando não polidas adequadamente. Já a zircônia composta por cristais tetragonais densos, mesmo sendo mais dura, é menos abrasiva no esmalte do antagonista por não apresentar partículas vítreas soltas. No entanto, como observado no estudo de Aladağ A *et al.*, a adição de *glaze* à zircônia (271,6 μm) aumentou sua abrasividade no antagonista em relação à versão polida (124,0 μm), evidenciando que tratamentos superficiais mal indicados comprometem a biocompatibilidade oclusal (28).

O movimento oclusal simulado (vertical, rotacional, combinado) também influencia o resultado. Estudos que utilizaram movimentos rotacionais ou com maior amplitude de excursão lateral apresentaram maiores índices de desgaste no esmalte do antagonista. Este fato pode ser correlacionado ao bruxismo, cujas características incluem alta frequência, força excessiva e movimentos repetitivos – fatores que foram reproduzidos nos estudos com 240k-360k ciclos e força de 49N (32, 34). Por exemplo, no estudo de Habib SR *et al.*, a zircônia polida causou 460,0 μm de desgaste (34) do antagonista, enquanto no estudo de Branco AC *et al.*, a mesma zircônia polida variou entre 126 e 151 μm , sugerindo diferenças no preparo ou nas condições do teste (32).

5.3 Variáveis mastigatórias que modificam o desgaste

Os fatores mastigatórios que mais impactaram os níveis de desgaste do antagonista foram: força de carga, frequência dos ciclos e tipo de antagonista. A força aplicada mostrou-se diretamente proporcional ao desgaste do antagonista, com valores mais altos em forças acima de 49 N. Além disso, o número de ciclos foi determinante, o desgaste do dissilicato de lítio nos antagonistas quadruplicou de 237,7 µm para 801 µm ao passar de 100k a 300k ciclos (28, 29).

A frequência de 1,6 Hz simulou uma condição mais próxima da mastigação fisiológica e foi usada em estudos com maior validade comparativa. Já os antagonistas também afetaram os resultados: zircônia contra esmalte produziu menos desgaste do que esmalte contra esmalte em alguns estudos, desafiando a visão tradicional sobre a abrasividade dos materiais cerâmicos (16, 31, 34).

Outro fator é o uso de lubrificantes nas máquinas de simulação de mastigação. Nos estudos analisados nesta revisão integrativa, foram utilizados: água destilada como meio lubrificante (16, 17), com a justificativa de simular o ambiente oral húmido. O estudo 28 emprega soluções de saliva artificial que mais fielmente reproduzem as propriedades tribológicas do meio oral, como viscosidade, presença de proteínas e pH levemente ácido. No estudo 13 e 14 foi usada glicerina a 33%. A presença ou ausência de lubrificação tem implicações cruciais: a lubrificação reduz o atrito direto entre as superfícies, diminuindo o desgaste do antagonista por adesão, aumentando o componente de deslizamento. Além disso, simula a ação tamponante da saliva e o seu papel na dissipação de calor e limpeza da superfície oclusal. A ausência de lubrificante tende a superestimar o desgaste, especialmente em cerâmicas vítreas ou materiais mais frágeis à abrasão seca (37).

5.4 Comparação geral dos materiais e considerações para uso clínico

A zircônia monolítica polida é o material restaurador que melhor equilibra durabilidade e respeito ao esmalte antagonista, sendo indicado para áreas de carga posterior e pacientes com bruxismo leve (16, 17, 28, 29, 31, 32, 34). O dissilicato de lítio, embora estético, deve ser usado com cautela em pacientes com alto risco de desgaste dentário no antagonista. Ideal para regiões anteriores (6, 11, 28, 29, 34). Compósitos e cerâmicas infiltradas por polímeros oferecem bom desempenho estético e menor abrasividade, mas têm limitação em durabilidade estrutural (16, 18, 34). A

metalocerâmica, embora confiável, é superada pela zircônia em estética e, em alguns casos, apresentaram comportamento abrasivo (18, 23, 30, 34).

Essas considerações devem orientar uma escolha informada do material restaurador, considerando as necessidades funcionais a longo prazo e o perfil de desgaste do paciente.

5.5 Considerações sobre a diferença de desgaste superficial entre materiais restauradores e esmalte dentário contíguo.

Yip KH et al. e Bömicke W. et al. tem chamado a atenção para um aspeto, muitas vezes negligenciado, em estudos laboratoriais de desgaste do antagonista: o descompasso no padrão de desgaste entre materiais restauradores e o esmalte natural adjacente. Essa diferença se torna particularmente relevante em reabilitações parciais, como *inlays* ou *onlays*, nas quais apenas uma parte da superfície oclusal é recoberta pelo material restaurador, enquanto o restante permanece como estrutura dentária natural. Estes estudos mostraram que materiais de alta resistência ao desgaste, como a zircônia polida, provocaram um desgaste diferencial, significativo, no esmalte do antagonista quando comparados ao esmalte natural contíguo. Em outras palavras, enquanto o esmalte sofria um desgaste fisiológico progressivo, o material restaurador mantinha sua morfologia praticamente inalterada. Isso levava à formação de um "degrau" ou desnível na superfície oclusal, criando zonas de concentração de tensão na interface entre o *inlay* e o dente. Como se pode ver na tabela 13, após 24 meses, o esmalte antagonista da coroa de zircônia monolítica sofreu uma perda vertical média de 46 μm , com picos de até 151 μm (35, 36). Para Branco AC. *et al.*, a própria zircônia apresenta uma perda média, de apenas, 14 μm . Esta discrepância pode levar à formação de um degrau entre a superfície restaurada e o esmalte adjacente, especialmente se a incrustação não cobrir toda a superfície oclusal (32). Esse desnível pode ser ainda mais crítico em pacientes com bruxismo, nos quais as cargas mastigatórias podem ultrapassar 1000 N. Sob tais condições, os autores observaram propagação de microfissuras, delaminação do cimento resinoso, e até mesmo fissuras radiculares associadas à concentração de *stress* mecânico gerado pelo desajuste funcional (28).

Essa diferença de comportamento que pode causar um desnível na topografia oclusal que não apenas compromete a estética e o conforto mastigatório, mas também pode criar zonas de concentração de tensão nos limites da restauração. Essas zonas estão associadas a um aumento

do risco de formação de microfissuras no esmalte adjacente (36). Além disso, o degrau criado entre esmalte e o material restaurador pode favorecer o acúmulo de placa bacteriana, dificultar a higienização e aumentar a chance de desenvolvimento de cárie secundária nos limites da restauração. Em casos mais severos, essa descontinuidade funcional pode evoluir para delaminações do cimento resinoso, fraturas marginais e necessidade de retratamento restaurador (35, 36).

Do ponto de vista clínico, torna-se evidente que, ao optar por materiais como a zircônia, é recomendável cobrir toda a superfície funcional do dente, quando possível, para garantir uma distribuição homogênea das forças mastigatórias e prevenir diferenças de desgaste que possam comprometer a integridade estrutural da reabilitação. Alternativamente, materiais com propriedades mecânicas mais compatíveis com o esmalte, como compósitos reforçados ou cerâmicas híbridas, podem ser indicados em situações, onde parte da superfície oclusal permanece natural, proporcionando uma transição funcional mais suave. O dissilicato de lítio, apesar de ser mais abrasivo ao esmalte antagonista, demonstra um padrão de desgaste mais compatível com o esmalte natural adjacente, favorecendo uma transição mais homogênea ao longo do tempo. Os autores concluem que, embora a zircônia ofereça longevidade e resistência, sua utilização em restaurações parciais pode ser contraindicada em pacientes bruxomanos ou em regiões de carga intensa, justamente, pelo risco de descontinuidade funcional e falhas estruturais (23, 24).

Essas observações reforçam a necessidade de uma abordagem individualizada na seleção dos materiais restauradores, considerando não apenas a sua abrasividade, mas também sua capacidade de se integrar, dinamicamente, ao comportamento biomecânico do esmalte remanescente.

5.6 Limitações do estudo

Heterogeneidade metodológica: muitos estudos utilizam protocolos distintos (força, número de ciclos, tipo de antagonista), o que dificulta a comparação direta.

Parâmetros de medida variados: desgaste linear vs. volumétrico, ferramentas de medição distintas (perfilômetro, scanner 3D, SEM), e unidades diversas limitam a padronização.

Não existem estudos únicos comparando muitos materiais há muito tempo, para entender o desempenho do material. É, portanto, necessário confiar em diferentes estudos, realizados por pessoas diferentes, que embora, talvez, usem técnicas semelhantes, é sempre possível encontrar alguma pequena diferença no método ou medição, ou espécimes preparados de uma maneira ligeiramente diferente, o que torna a análise dos dados enganosa, que às vezes realmente variam por décimos de um micrômetro.

Também seria necessário investigar a questão do desgaste, diferenciando as características dos espécimes entre molares e pré-molares e, possivelmente, também incisivos. Porque os estudos que o fazem são poucos, mas pelos resultados que se podem ver as diferenças estão lá, e até são significativas.

Estudos *in vitro* predominantes: muitos testes laboratoriais não simulam completamente o ambiente oral (presença de saliva, pH, biofilme, variações térmicas).

Em certos estudos, não houve menção clara ao lubrificante utilizado, o que compromete a reprodutibilidade e a interpretação dos dados. Portanto, para avaliar, comparativamente, os resultados entre diferentes estudos, é indispensável considerar se os ensaios foram realizados em ambiente seco ou lubrificado, e qual tipo de lubrificante foi utilizado. Essa variável experimental tem impacto significativo na validade ecológica dos dados obtidos (37).

Necessidade de mais ensaios clínicos longitudinais para validação dos dados laboratoriais, mais fontes primárias com maior qualidade e variedade de materiais substancialmente analisados.

Seria desejável, no futuro, uma padronização dos protocolos com uso de antagonistas fixos, força de padrão e ciclos definidos, para aumentar a comparabilidade e a robustez dos resultados.

6. Conclusões

- O dissilicato de lítio apresentou-se como um dos materiais que mais desgastam o esmalte antagonista, sobretudo quando não é submetido a polimento adequado. Apesar de sua boa estética e resistência, o risco de induzir desgaste excessivo e micro-fraturas o limita em pacientes com alta carga oclusal ou bruxismo.
- A zircônia monolítica, especialmente se polidas, dependendo do protocolo, mostrou-se uma alternativa mais segura em termos de abrasividade, com desgaste do esmalte do antagonista dentro dos limites fisiológicos. Quando com *glaze* ou ajustada sem repolimento, sua abrasividade aumenta significativamente.
- As resinas compostas e os materiais híbridos (PINC, PINC2, Enamic) provocam menor desgaste no esmalte do antagonista e são indicados em zonas de baixa carga (como os pré-molares), mas apresentam desgaste próprio elevado e menor resistência a longo prazo.
- A metalo-cerâmica mostrou abrasividade relevante e um comportamento inferior tanto ao dissilicato quanto à zircônia polida. Considerando os avanços atuais, sua utilização deve ser descontinuada nas reabilitações estéticas e funcionais modernas.
- O ouro, quando polido, demonstrou ser o material que menos desgasta o esmalte antagonista. Ainda que pouco usado por razões estéticas, continua sendo o material mais biocompatível e funcional, especialmente em pacientes com bruxismo severo ou em reabilitações posteriores unitárias.
- As porcelanas feldspáticas e cerâmicas vítreas (como o feldspato ou leucita) apresentam alto potencial abrasivo, associado a maior fragilidade estrutural. Seu uso deve ser restrito a reabilitações anteriores unitárias onde a carga mastigatória é menor e a estética é prioritária.
- As incrustações em cerâmica vítrea (como a zircônia) podem gerar concentrações de tensão nas margens e propensão à formação de fissuras, especialmente em dentes vitais e em zonas de alta carga. Por esse motivo, é recomendável avaliar a substituição por restaurações adesivas em compósito nestes casos.
- Em relação aos tratamentos de superfície, a incorporação de *glaze*, embora crie inicialmente uma superfície lisa e brilhante, tende a se deteriorar rapidamente com o uso clínico, expondo a cerâmica subjacente mais áspera e aumentando o potencial abrasivo. Este efeito pode ser ainda mais acentuado em casos de ajuste oclusal com broca sem repolimento adequado. Dessa forma, a prática clínica mais indicada consiste em evitar o *glaze* em áreas de contato

funcional e priorizar o polimento mecânico minucioso, que proporciona uma superfície estável, menos agressiva ao esmalte antagonista e com durabilidade superior. O *glaze* pode continuar a ser usado com finalidade puramente estética em zonas não funcionais, mas deve ser aplicada com plena consciência de sua limitada resistência ao desgaste mastigatório com o antagonista. Além disso, é fundamental respeitar protocolos clínicos de acabamento adequados, pois superfícies mal polidas tendem a ser mais abrasivas e comprometem a estabilidade oclusal a longo prazo.

- A seleção do material restaurador deve considerar, cuidadosamente, a localização na arcada dentária. Nas regiões posteriores, onde as cargas mastigatórias são mais intensas, materiais como a zircônia monolítica polida ou o ouro são as opções mais seguras. Em zonas anteriores, pode-se optar pelo dissilicato de lítio, desde que bem polido, ou pelo feldspato em situações de exigência estética e baixa carga. Já nos pré-molares, os materiais híbridos ou as resinas compostas são aceitáveis, desde que haja controle oclusal adequado e ausência de hábitos parafuncionais.
- O desgaste do esmalte antagonista não depende apenas do material restaurador utilizado, mas é fortemente condicionado por variáveis mastigatórias próprias de cada paciente. A força mastigatória, tende a ser maior em indivíduos jovens, atletas, ou com bruxismo, o que acarreta um desgaste acelerado, especialmente quando associado a movimentos oclusais excêntricos e deslizantes. Nestes casos, materiais com alta resistência e baixa abrasividade, como zircônia monolítica bem polida, são indicados para suportar as cargas sem provocar desgaste excessivo no antagonista.
- A quantidade de ciclos mastigatórios acumulados ao longo dos anos também é determinante: pacientes com alta expectativa de vida ou com outras reabilitações prévias devem receber materiais de maior estabilidade oclusal, como dissilicato de lítio polido ou cerâmicas infiltradas por polímero (PINC), especialmente em áreas de contato indireto, onde o desgaste cumulativo poderia alterar a oclusão.
- A lubrificação salivar é outro fator crítico: em pacientes com xerostomia, como idosos poli-medicados ou pacientes irradiados, o atrito entre as superfícies aumenta significativamente. Nesses casos, o uso de materiais com comportamento mais semelhante ao esmalte, como resinas compostas polidas ou cerâmicas híbridas, é preferível, evitando-se cerâmicas vítreas duras ou mal polidas, que poderiam acelerar a abrasão.

- A topografia de contato também influencia: pacientes com mordida cruzada, mordida profunda ou com guias oclusais fortes que devem receber restaurações com oclusão bem equilibrada e contatos amplos e estáveis. Nestes casos, a escolha da zircônia polida pode ser vantajosa, mas com atenção ao polimento. Já em casos de contatos deslizantes ou prematuros, materiais como compósitos reforçados ou PINC podem proteger melhor o antagonista.
- Além disso, a morfologia dos dentes adjacentes e antagonistas deve ser avaliada: em presença de antagonistas restaurados com compósito, pode ser desejável manter a mesma classe de material para garantir compatibilidade de desgaste e evitar desníveis oclusais com o tempo.
- A escolha do material restaurador ideal deve ser orientada por uma análise multifatorial que considere a força mastigatória, a presença de hábitos parafuncionais, o tipo de antagonista, o fluxo salivar e as necessidades estéticas do caso, a topografia e a qualidade dos contactos oclusais, a idade do paciente e os hábitos alimentares. O uso crescente de zircônia polida e de sistemas híbridos reflete uma tendência para a preservação do esmalte oposto, mas a adoção de protocolos clínicos padronizados é ainda necessária para garantir resultados previsíveis. Estudos clínicos longitudinais, com maior controlo das variáveis, serão essenciais. Na prática clínica, cabe ao profissional realizar uma avaliação cuidada do paciente, propondo soluções que respeitem a fisiologia mastigatória e promovam a longevidade funcional, salvaguardando as estruturas dentárias opostas.

7. Bibliografia

1. Tachibana K, Atsuta I, Tsukiyama Y, Kuwatsuru R, Morita T, Yoshimatsu H, Matsushita Y, Narimatsu I, Ayukawa Y, Sawae Y, Koyano K. The need for polishing and occlusal adjustment of zirconia prostheses for wear on antagonist teeth. *Dent Mater J*. 2021 May 29;40(3):650-656. doi: 10.4012/dmj.2020-190. Epub 2021 Jan 15. PMID: 33456027.
2. Hatanaka A, Sawada T, Sen K, Saito T, Sasaki K, Someya T, Hattori M, Takemoto S. Wear Behavior between Aesthetic Restorative Materials and Bovine Tooth Enamel. *Materials (Basel)*. 2022 Jul 28;15(15):5234. doi: 10.3390/ma15155234. PMID: 35955169; PMCID: PMC9369959.
3. Okeson JP. Management of temporomandibular disorders and occlusion. 7th ed. St. Louis: Mosby; 2013.
4. Nelson SJ. Wheeler's dental anatomy, physiology, and occlusion. 9th ed. St. Louis: Saunders Elsevier; 2010.
5. Hatch JP, Shinkai RS, Sakai S, Rugh JD, Paunovich ED. Determinants of masticatory performance in dentate adults. *Arch Oral Biol*. 2001 Jul;46(7):641-8.
6. Woraganjanaboon P, Anunmana C. 3D quantitative analysis and SEM qualitative analysis of natural antagonist enamel opposing CAD-CAM monolithic zirconia or lithium disilicate tooth-supported crowns versus enamel opposing natural enamel. *J Adv Prosthodont*. 2024 Feb;16(1):12-24. doi: 10.4047/jap.2024.16.1.12. Epub 2024 Feb 23. PMID: 38455676; PMCID: PMC10917629.
7. Turker I, Kursoglu P. Wear evaluation of CAD-CAM dental ceramic materials by chewing simulation. *J Adv Prosthodont*. 2021 Oct;13(5):281-291. doi: 10.4047/jap.2021.13.5.281. Epub 2021 Oct 27. PMID: 34777718; PMCID: PMC8558571.
8. León Velastegui M, Montiel-Company JM, Agustín-Panadero R, Fons-Badal C, Solá-Ruiz MF. Enamel Wear of Antagonist Tooth Caused by Dental Ceramics: Systematic Review and Meta-Analysis. *J Clin Med*. 2022 Nov 4;11(21):6547. doi: 10.3390/jcm11216547. PMID: 36362777; PMCID: PMC9657667.
9. Baldi A, Carossa M, Comba A, Alovise M, Femiano F, Pasqualini D, Berutti E, Scotti N. Wear Behaviour of Polymer-Infiltrated Network Ceramics, Lithium Disilicate and Cubic Zirconia against Enamel in a Bruxism-Simulated Scenario. *Biomedicines*. 2022 Jul 12;10(7):1682. doi: 10.3390/biomedicines10071682. PMID: 35884986; PMCID: PMC9313215.

10. Tang Z, Zhao X, Wang H. Quantitative analysis on the wear of monolithic zirconia crowns on antagonist teeth. *BMC Oral Health*. 2021 Mar 4;21(1):94. doi: 10.1186/s12903-021-01452-z. PMID: 33663477; PMCID: PMC7934252.
11. Woraganjanaboon P, Senawongse P, Anunmana C. A two-year clinical trial of enamel wear opposing 5Y-TZP and lithium disilicate crowns. *J Prosthet Dent*. 2025 Mar;133(3):747-755. doi: 10.1016/j.prosdent.2024.07.009. Epub 2024 Aug 12. PMID: 39138093.
12. Aladağ A, Oğuz D, Çömlekoğlu ME, Akan E. *In vivo* wear determination of novel CAD/CAM ceramic crowns by using 3D alignment. *J Adv Prosthodont*. 2019 Apr;11(2):120-127. doi: 10.4047/jap.2019.11.2.120. Epub 2019 Apr 26. PMID: 31080573; PMCID: PMC6491363.
13. Bora PV, Lawson NC, Givan DA, Arce C, Roberts H. Enamel wear and fatigue resistance of 3D printed resin compared with lithium disilicate. *J Prosthet Dent*. 2025 Feb;133(2):523.e1-523.e9. doi: 10.1016/j.prosdent.2024.10.024. Epub 2024 Nov 12. PMID: 39532621.
14. 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. Epub 2016 Sep 14. PMID: 27639808.
15. Taira Y, Nakashima J, Sawase T, Sakihara M. Wear of tooth enamel against silver-palladium-gold alloy and two other restorative materials in vitro. *J Prosthodont Res*. 2015 Jul;59(3):210-2. doi: 10.1016/j.jpor.2015.03.004. Epub 2015 May 14. PMID: 25980549.
16. Mehzabeen KR, Boughton P, Kan WH, Ruys AJ, Guazzato M. Two-body wear test of enamel against laboratory polished and clinically adjusted zirconia. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2020 Aug;108:103760. doi: 10.1016/j.jmbbm.2020.103760. Epub 2020 Apr 7. PMID: 32469712.
17. Chong BJ, Thangavel AK, Rolton SB, Guazzato M, Klineberg IJ. Clinical and laboratory surface finishing procedures for zirconia on opposing human enamel wear: A laboratory study. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2015 Oct;50:93-103. doi: 10.1016/j.jmbbm.2015.06.007. Epub 2015 Jun 12. PMID: 26116957.
18. Mundhe K, Jain V, Pruthi G, Shah N. Clinical study to evaluate the wear of natural enamel antagonist to zirconia and metal ceramic crowns. *J Prosthet Dent*. 2015 Sep;114(3):358-63. doi: 10.1016/j.prosdent.2015.03.001. Epub 2015 May 16. PMID: 25985742.
19. Selvaraj U, Koli DK, Jain V, Nanda A. Evaluation of the wear of glazed and polished zirconia crowns and the opposing natural teeth: A clinical pilot study. *J Prosthet Dent*. 2021 Jul;126(1):52-57. doi: 10.1016/j.prosdent.2020.04.007. Epub 2020 Jul 19. PMID: 32665120.

20. Tang Z, Zhao X, Wang H. Quantitative analysis on the wear of monolithic zirconia crowns on antagonist teeth. *BMC Oral Health*. 2021 Mar 4;21(1):94. doi: 10.1186/s12903-021-01452-z. PMID: 33663477; PMCID: PMC7934252.
21. Chong BJ, Thangavel AK, Rolton SB, Guazzato M, Klineberg IJ. Clinical and laboratory surface finishing procedures for zirconia on opposing human enamel wear: A laboratory study. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2015 Oct;50:93-103. doi: 10.1016/j.jmbbm.2015.06.007. Epub 2015 Jun 12. PMID: 26116957.
22. Pathan MS, Kheur MG, Patankar AH, Kheur SM. Assessment of Antagonist Enamel Wear and Clinical Performance of Full-Contour Monolithic Zirconia Crowns: One-Year Results of a Prospective Study. *J Prosthodont*. 2019 Jan;28(1):e411-e416. doi: 10.1111/jopr.12960. Epub 2018 Sep 26. PMID: 30256495.
23. Esquivel-Upshaw JF, Kim MJ, Hsu SM, Abdulhameed N, Jenkins R, Neal D, Ren F, Clark AE. Randomized clinical study of wear of enamel antagonists against polished monolithic zirconia crowns. *J Dent*. 2018 Jan;68:19-27. doi: 10.1016/j.jdent.2017.10.005. Epub 2017 Oct 16. PMID: 29042241; PMCID: PMC5828514.
24. Nazirkar GS, Patil SV, Shelke PP, Mahagaonkar P. Comparative evaluation of natural enamel wear against polished yttrium tetragonal zirconia and polished lithium disilicate - An *in vivo* study. *J Indian Prosthodont Soc*. 2020 Jan-Mar;20(1):83-89. doi: 10.4103/jips.jips_218_19. Epub 2020 Jan 27. PMID: 32089603; PMCID: PMC7008616.
25. Bömicke W, Haas J, Awounvo S, Rammelsberg P, Rues S. Prospective clinical study of enamel wear caused by monolithic zirconia resin-bonded inlay-retained and wing-retained fixed partial dentures over 5 years. *Clin Oral Investig*. 2024 Dec 13;29(1):15. doi: 10.1007/s00784-024-06103-5. PMID: 39672934; PMCID: PMC11645306.
26. 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. Epub 2016 Sep 14. PMID: 27639808.
27. Nakamura Y, Yamamoto T, Shigeta Y, Ogawa T. In vitro investigation of human enamel wear by dental porcelain. *Biomed Mater Eng*. 2019;30(4):365-374. doi: 10.3233/BME-191059. PMID: 31476141.
28. Rupawala A, Musani SI, Madanshetty P, Dugal R, Shah UD, Sheth EJ. A study on the wear of enamel caused by monolithic zirconia and the subsequent phase transformation compared to

- two other ceramic systems. *J Indian Prosthodont Soc.* 2017 Jan-Mar;17(1):8-14. doi: 10.4103/0972-4052.194940. PMID: 28216839; PMCID: PMC5308066.
29. Frasnelli GD, Leoni GB, Cassani R, Faria ACL, Gomes EA, Moris ICM. Effect of different ceramic systems on antagonist dental structure by microtomographic analysis. *Dent Mater.* 2024 Jan;40(1):118-123. doi: 10.1016/j.dental.2023.10.021. Epub 2023 Nov 7. PMID: 37940499.
30. Deval P, Tembhurne J, Gangurde A, Chauhan M, Jaiswal N, Tiwari DK. A Clinical Comparative Evaluation Of The Wear Of Enamel Antagonist To Monolithic Zirconia And Metal-Ceramic Crowns. *Int J Prosthodont.* 2021 November/December;34(6):744–751. doi: 10.11607/ijp.6598. Epub 2021 Mar 18. PMID: 33750998.
31. Ashtiani AH, Azizian M, Rohani A. Comparison the degree of enamel wear behavior opposed to Polymer-infiltrated ceramic and feldspathic porcelain. *Dent Res J (Isfahan).* 2019 Mar-Apr;16(2):71-75. PMID: 30820199; PMCID: PMC6364353.
32. Branco AC, Silva R, Jorge H, Santos T, Lorenz K, Polido M, Colaço R, Serro AP, Figueiredo-Pina CG. Tribological performance of the pair human teeth vs 3D printed zirconia: An in vitro chewing simulation study. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2020 Oct;110:103900. doi: 10.1016/j.jmbbm.2020.103900. Epub 2020 Jun 11. Erratum in: *J Mech Behav Biomed Mater.* 2023 Nov;147:106041. doi: 10.1016/j.jmbbm.2023.106041. PMID: 32957205.
33. Lohbauer U, Reich S. Antagonist wear of monolithic zirconia crowns after 2 years. *Clin Oral Investig.* 2017 May;21(4):1165-1172. doi: 10.1007/s00784-016-1872-6. Epub 2016 Jun 9. PMID: 27277661.
34. Habib SR, Alotaibi A, Al Hazza N, Allam Y, AlGhazi M. Two-body wear behavior of human enamel versus monolithic zirconia, lithium disilicate, ceramometal and composite resin. *J Adv Prosthodont.* 2019 Feb;11(1):23-31. doi: 10.4047/jap.2019.11.1.23. Epub 2019 Feb 26. PMID: 30847046; PMCID: PMC6400707.
35. Bömicke, W., Haas, J., Awounvo, S. et al. Prospective clinical study of enamel wear caused by monolithic zirconia resin-bonded inlay-retained and wing-retained fixed partial dentures over 5 years. *Clin Oral Invest* 29, 15 (2025). <https://doi.org/10.1007/s00784-024-06103-5>
36. Yip KH, Smales RJ, Kaidonis JA. Differential wear of teeth and restorative materials: clinical implications. *Int J Prosthodont.* 2004 May-Jun;17(3):350-6. PMID: 15237885.
37. Lin Wang, Yihong Liu, Wenjie Si, Hailan Feng, Yongqing Tao, Zhizuo Ma. Friction and wear behaviors of dental ceramics against natural tooth enamel. *Journal of the European Ceramic*

