

# ZIRCÔNIA VERSUS DISSILICATO DE LÍTIO COMO MATERIAL RESTAURADOR EM PROTESE FIXA

---

## RELATÓRIO DE ESTÁGIO

Eu, Victor Garcia Vives, estudante do Curso de Mestrado Integrado em Medicina Dentária do Instituto Universitário de Ciências da Saúde, declaro ter atuado com absoluta integridade na elaboração deste Relatório de Estágio intitulado: "Zircônia versus Dissilicato de Lítio como material restaurador em prótese fixa"

Confirmando que em todo o trabalho conducente à sua elaboração não recorri a qualquer forma de falsificação de resultados ou à prática de plágio. Mais declaro que todas as frases que retirei de trabalhos anteriores pertencentes a outros autores foram referenciados ou redigidos com novas palavras, tendo neste caso colocado a citação da fonte bibliográfica.

Relatório apresentado no Instituto Universitário de Ciências da Saúde.

Orientador: Mestre Catarina Calamote

---

## Aceitação do Orientador

Eu, Catarina Calamote, com a categoria profissional de Professor convidado do Instituto Universitário de Ciências da Saúde, tendo assumido o papel de Orientador do Relatório Final de Estágio intitulado “Zircônia versus Dissilicato de Lítio como material restaurador em protese fixa” do aluno de Mestrado Integrado em Medicina Dentária, Victor Garcia Vives, declaro que sou de parecer favorável para que este relatório final possa ser presente ao júri para admissão a provas conducentes para obtenção do grau de Mestre.

Gandra,

O Orientador

---

## Agradecimentos

À minha orientadora, Professora Doutora Catarina Calamote, por todo o apoio, disponibilidade e interesse que sempre demonstrou, foi uma ajuda muito importante na realização deste relatório final de estágio.

À toda a minha família, aos meus pais, à minha irmã, pois eles sempre me ajudaram na superação de meus objetivos e com quem compartilho a minha paixão pela odontologia.

À minha esposa, Nuria, que me apoiou nestes anos difíceis de viajar, trabalhar e estudar, tirando o tempo à minha família. Sem você isso não teria sido possível.

E especialmente à minha filha, Paula, que nasceu durante estes anos de carreira, espero ser um exemplo para você.

---

## RESUMO

**INTRODUÇÃO:** A utilização de coroas metalo-cerâmicas na reabilitação oral foi o "gold-standard" em protese fixa, devido, principalmente, à sua previsibilidade. No entanto, e com o objetivo de melhorar os resultados estéticos, foram desenvolvidos diversos sistemas de cerâmica, usando diferentes materiais, como resultado das exigências, tanto de pacientes, como de clínicos. Quer o  $LS_2$ , quer o  $ZrO_2$ , são um bom exemplo destes materiais, demonstrando boas propriedades físicas, biológicas e estéticas

**OBJETIVOS:** Analisar e comparar na literatura existente no que se refere à resistência, à fratura, adaptação marginal, estética, cimentação e biocompatibilidade, bem como as aplicações clínicas do  $LS_2$  e do zircônio.

**MATERIAIS E MÉTODOS:** Foi realizada uma pesquisa nas bases de dados PubMed, ScribD, ResearchGate, Wolters Kluwer, Elsevier, de artigos científicos publicados nos últimos 5 anos em língua inglesa, utilizando as seguintes palavras-chave: "lithium disilicate fracture resistance", "lithium disilicate translucency", "lithium disilicate ceramic", "lithium disilicate adaptation", "zirconia", "zirconia adaptation", "zirconia fracture resistance", "zirconia translucency"

**DISCUSSÃO:** Quanto à resistência os resultados mostram-nos valores clínicos mais que aceitáveis para ambos os casos, sendo maiores na zircônia que no dissilicato. Ter em conta que é necessário respeitar espessuras mínimas, sobretudo em oclusal. Quanto à cimentação, há que avaliar o caráter ácido resistente da zircônia e ácido sensível do dissilicato, o que faz com que a cimentação seja mais crítica neste último. Falando de estética, ambos os materiais são muito sensíveis tanto à cor da cimento usado como à cor do dente remanescente, determinantes na cor final. Quanto ao ajuste, ambos os materiais mostram níveis muito elevados de ajuste, quando comparado com o metal-cerâmica tradicional, se bem que os métodos de prensagem superam os trabalhos em CAD-CAM. Por último, quanto à biocompatibilidade, ambos os materiais são adequados e não possuem toxicidade.

CONCLUSÃO: Podemos concluir que ambos os materiais são clinicamente aceitáveis e são uma excelente alternativa às coroas metal-cerâmicas tradicionais. Em ambos os casos, é fundamental respeitar as espessuras mínimas, especialmente em oclusal, são materiais muito sensíveis ópticamente, devido ao substrato do dente e do cimento utilizado, pelo que é um parâmetro a ter em conta. Quanto à cimentação, o LS<sub>2</sub> é mais sensível e, se não for cimentado de forma adesiva, as suas prestações baixam muito. Quanto ao ajuste, qualquer uma das opções são válidas, mas o dissilicato injetado apresenta níveis de ajuste superiores às alternativas de CAD-CAM, e o método de ceramização também é relevante, já que todos pioram o ajuste original, sendo a estratificação tradicional a pior das opções. Por último, a biocompatibilidade está totalmente garantida em ambos os materiais.

APLICAÇÕES CLÍNICAS: Através de uma correta seleção do caso clínico, tanto o LS<sub>2</sub> como a zircónia podem ser um bom material cerâmico para usar em prótese fixa

PALAVRAS-CHAVE: "lithium disilicate fracture resistance", "lithium disilicate translucency", "lithium disilicate ceramic", "lithium disilicate adaptation", "zirconia", "zirconia adaptation", "zirconia fracture resistance", "zirconia translucency"

---

## ABSTRACT

**INTRODUCTION:** The use of metallo-ceramic crowns in oral rehabilitation has been the gold-standart mainly due to its predictability. However, and with the aim of improving aesthetic results, various ceramic systems, using different materials have been developed as a result of the demands of both patients and clinicians. Both lithium disilicate and zirconium are a good example of these materials, demonstrating good physical, biological and aesthetic properties

**OBJECTIVES:** Analyze and compare existing literature regarding fracture resistance, marginal adaptation, esthetics, cementation and biocompatibility as well as clinical applications of disilicate and zirconium

**MATERIAIS E METHODS:** A search was made in the PubMed, ScribD, ResearchGate, Wolters Kluwer, Elsevier databases of scientific articles published in the last 5 years in English using the following keywords: "lithium disilicate fracture resistance", "lithium disilicate translucency "" Lithium disilicate ceramic "," lithium disilicate adaptation "," zirconia "," zirconia adaptation "," zirconia fracture resistance "," zirconia translucency"

**DISCUSSÃO:** In resistance the results show clinical values more than acceptable for both cases, being superior in the zirconia than in the disilicate. Take into account to respect minimum thicknesses, especially in occlusal. In terms of cementation, the acid resistant character of zirconia and sensitive acid of the disilicate must be evaluated, which makes the cementation more critical in the latter. Speaking of aesthetics, both materials are very sensitive both to the color of the cementation and to the color of the remaining tooth, because they will be decisive in the final color. In terms of fit, both materials show very high levels of adjustment, improving the traditional metal-ceramic, although the pressing methods surpass the CAD-CAM. Finally, in terms of biocompatibility, both materials are suitable and lack toxic capacity.

CONCLUSION: We can conclude that both materials are clinically acceptable and are an excellent alternative to traditional ceramic metal crowns. In both cases it is crucial to respect minimum thicknesses, especially in occlusal, they are very sensitive matrices to change optically for the substrate of the tooth and the cement used, so it is a parameter to be taken into account. In terms of cementation the disilicate is more sensitive and if it is not cemented adhesively its benefits go down a lot. Regarding adjustment, any of the options are valid, but the injected disilicate has higher adjustment levels than the CAD-CAM alternatives, and the ceramization method is also relevant, since all worsen the original adjustment, with the traditional stratification being the worst of the options. Finally, biocompatibility is fully guaranteed in both materials.

APLICAÇÕES CLÍNICAS: Through a correct selection of the clinical case, both the disilicate and zirconia can be a good ceramic material for use in fixed prostheses

PALAVRAS-CHAVE: "lithium disilicate fracture resistance", "lithium disilicate translucency", "lithium disilicate ceramic", "lithium disilicate adaptation", "zirconia", "zirconia adaptation", "zirconia fracture resistance", "zirconia translucency"



## Índice

### **CAPÍTULO I - ZIRCÔNIA VERSUS DISSILICATO DE LÍTIU COMO MATERIAL RESTAURADOR EM PRÓTESE FIXA**

1. Introdução .....	1
1.1 Definição e classificação das cerâmicas .....	1
1.2 Cerâmicas em Medicina Dentária .....	4
1.2.1 Zircônia .....	4
1.2.2 Dissilicato de lítio .....	9
2. Objetivos .....	11
3. Materiais e Métodos .....	12
3.1. Critérios de Inclusão e de Exclusão.....	12
4. Estado atual do tema.....	12
4.1. Cimentação .....	12
4.2 Estética .....	15
4.3 Resistência à fractura .....	18
4.4 Ajuste .....	20
4.5 Biocompatibilidade.....	22
5. Conclusão .....	24
6. Referências Bibliográficas .....	26

### **CAPÍTULO II – Relatório das Atividades Práticas das Disciplinas de Estágio Supervisionado**

1. Estágio em Clínica Geral Dentária .....	34
2. Estágio em Clínica Hospitalar .....	35
3. Estágio em Saúde Oral e Comunitária .....	36

## Índice de abreviaturas

BL	Branquear
CAD	Desenho guiado por computador
CAM	Manufatura guiada por computador
CTE	Coeficiente de Expansão Térmica
HO	Alta opacidade
HT	Alta translucidez
MO	Media opacidade
MPa	megapascais
N	Newton
LT	Baixa translucidez
UTML	Multi camada ultra translúcida
Y-TZP	Zircônia tetragonal estabilizado com ítia
ZR	Zircônia
$\Delta E$	Delta E

### 1.Introduccion

---

#### 1.1 Definição e classificação das cerâmicas

O termo cerâmica e porcelana são muitas vezes usados indistintamente em odontologia. A cerâmica vem do termo grego "keramus" e significa "ceramica", referindo-se à capacidade de aquecer argila para formar cerâmica. Diz-se que a palavra porcelana foi inventada por Marco Polo no século XIII, da palavra italiana porcellana, ou "cowrie shell". Marco Polo usou "cowrie shell" para descrever a porcelana chinesa, porque era de igual modo forte e dura, sendo fina e translúcida. [1]

Uma cerâmica é um composto de elementos metálicos (por exemplo, alumínio, cálcio, lítio, magnésio, potássio, sódio, estanho, titânio, zircônio) e elementos não-metálicos (por exemplo, silício, flúor, boro, oxigênio), enquanto que a porcelana é uma cerâmica que consiste numa fase de matriz de vidro e numa ou mais fases cristalinas (p. ex., leucita). Todas as porcelanas são cerâmicas, mas nem todas as cerâmicas são porcelanas. Por exemplo, uma coroa de zircônia é conhecida como cerâmica de alta resistência, mas não tem uma matriz de vidro; portanto, não é uma porcelana. [1]

O uso da cerâmica em odontologia data de 1889, quando Charles H. Land patenteou a coroa de porcelana chamada coroa "Jacket" . Foi restaurado um dente colocando uma cobertura de porcelana ou "Jacket" à sua volta. Melhorias posteriores nos materiais possibilitaram o seu uso até à década de 1950. O maior problema que tinham eram as microfissuras nas estruturas, pelo que, para reduzir o risco dessas fissuras, o Dr. Abraham Weinstein desenvolveu a coroa de porcelana fundida com metal (PFM) no final dos anos 50. [1]

Em 1965, houve um ressurgimento das restaurações de cerâmica sem metal com a adição de porcelana aluminosa industrial (> 50%) com a porcelana feldspática. McLean e Hughes desenvolveram uma nova versão de coroa de Jacket de porcelana, com um núcleo interno de porcelana aluminosa que continha 40% a 50% de cristais de alumina. Apesar de ter o dobro da força de um PFM (metalo-cerâmica), esta restauração de cerâmica em bicamada foi usada apenas na região anterior devido à sua menor resistência. [1]

Alguns sistemas cerâmicos dentários chegaram a um ciclo completo com a eliminação da estratificação dupla, realização de copings e o "renascimento" de restaurações monolíticas. A classificação de materiais cerâmicos pode ajudar os médicos dentistas e os técnicos de prótese dentária a entender melhor as diferentes composições, como se processam e onde devem ser utilizados. [1]

A classificação clássica de cerâmicas dentárias baseava-se na temperatura de fusão, sem ter em conta muitos outros aspetos. Desta forma, no seu artigo, Alvarez-fernandez, M. A. mostra-nos uma classificação na qual se diferenciam as cerâmicas em alta, média, baixa, muito baixa ou ultra-baixa e a temperatura ambiente. [2] (Figura 1)

DENOMINAÇÃO	Tº	INDICACOES	VANTAGENS	DESVANTAGENS	COMPOSIÇÃO
<b>Alta fusão</b>	1300-1370°C	Produção industrial	> resistência > estética < solubilidade	Gasto energético elevado	
<b>Media fusão</b>	1100-1300°C	Nucleo coroaas Jacket	< intervalo de fusão < alteração dimensional < porosidade < porosidade superficial	A porcelana se deforma durante reparações repetidas	Dioxido silicie, oxido borico, oxido potásico, oxido de aluminio, óxido de lítio, óxido de magnesio, pentóxido de fósforo
<b>Baixa fusão</b>	850-1100°C	Recobrimiento estético	< intervalo de fusão < alteração dimensional < porosidade < porosidade superficial	A porcelana deforma-se durante reparações repetidas	
<b>Muito baixa o utraabaixa fusão</b>	<850°C	Cerâmica titanio ou rectificação	Melhores propiedades cerâmicas media e baixa fusão		
<b>Temp ambiente</b>		Processo directo em clinica	Evita laboratorio de protese	Não se conhecem dados a médio prazo	

Figura 1: Classificação das cerâmicas dentárias [2]

Este tipo de classificação tornou-se completamente obsoleto, dado que não abrange todas as cerâmicas atuais do mercado, nem reflete fielmente as diferenças entre elas. Deste modo, vão surgindo novas classificações das cerâmicas disponíveis. Por um lado, encontramos o estudo de Helvey GA, o qual apresenta um artigo onde classifica as cerâmicas através de vários parâmetros, ampliando classificações anteriores. Diferencia as cerâmicas por composição (baseadas em vidro ou não), métodos de fabricação (estratificação, prensagem, cad-cam...), temperatura de fusão (alta, média, baixa, ultra-baixa...), microestrutura, translucidez, resistência à rutura ou abrasão com o antagonista. [1]

Talvez a classificação mais adequada e mais completa na atualidade, já que representa todos os materiais restauradores atuais, seja a que nos apresenta Gracis S no seu estudo. Neste estudo, Gracis realiza uma classificação moderna e completa, em função da composição do material, com a qual consegue cobrir todas as opções atuais do mercado. A classificação contempla 3 grandes grupos, subdivididos, por sua vez, noutros subgrupos. [3] (Figura 2)



Figura 2: classificação das cerâmicas dentárias segundo Gracis [3]

- A. "Glass-Matrix Ceramics": são todas aquelas cerâmicas inorgânicas não metálicas que contêm materiais com fase cristalina. Temos as feldspáticas, as sintéticas (baseadas em leucitas, fluorapatitas ou dissilicato de lítio) e as infiltradas (aluminas) [3]
- B. "Polycrystalline ceramics": são as que têm componentes inorgânicos não metálicos que não apresentam fase cristalina. Subdivide-se em Aluminas, Zircônios estabilizados e a mistura de ambos. [3]
- C. "Resin-Matrix Ceramics": são aquelas com matrizes de polímeros que contêm materiais inorgânicos, incluindo cristais, porcelanas e cerâmicas. [3]

---

## 1.2 Cerâmicas em Medicina Dentária

---

### 1.2.1 Zircônia

O zircônio puro (Zr) é um metal brilhante, prateado e dúctil, oticamente semelhante ao aço inoxidável, produzido na natureza apenas como mineral, sobretudo como "zircão" (um mineral da classe 9 - nesossilicatos-)[4], segundo a classificação de Strunz [5] é um silicato de zircônio de fórmula química  $ZrSiO_4$ , de cor variável e, muito raramente, como Zircônia (dióxido de zircônio  $ZrO_2$ , é um óxido cristalino branco de zircônio) [6]. Estes dois minerais são usados para produzir metal de zircônio e outros compostos de zircônio, através de processos complexos de produção e purificação. [70]

Para a zircônia dentária só se usam componentes de pó sintético e não minerais naturais. A matéria-prima para a zircônia dentária é derivada do zircão, que se purifica quimicamente e se converte num sintético precursor do zircônio, que se transforma em  $ZrO_2$  através de mecanismos térmicos e processos mecânicos. A maioria dos compostos de zircônio contêm háfnio (Hf) como impureza, a qual é muito difícil separar do zircônio durante o processo de purificação, devido à sua semelhança com o mesmo. Outras impurezas incluem traços de tório, que podem causar radioatividade menor em óxido de zircônio. No entanto, isso não constitui um problema, já que a cerâmica dentária deve ser produzida de acordo com a norma EN ISO 6872 [7], que especifica o nível aceitável de radioatividade do zircônio ( $ZrO_2$ ), um óxido do metal, que é usado desde o final do século XIX como retardador de chama na fabricação do vidro. Hoje em dia é usado para facas, cabeças de taco de golfe e é famoso na sua fase de cristal cúbico como pedra preciosa para joalheria. A zircônia tem sido utilizada desde a década de 1970 em medicina e odontologia, devido às suas propriedades favoráveis, tais como a baixa citotoxicidade, baixo potencial de corrosão e baixa propensão à adesão bacteriana. [8]

Embora a matéria-prima da zircônia dentária seja sintética, a estrutura cristalina e os processos de cristalografia podem resultar do Óxido de Zircônio mineral natural. A zircônia é polimórfica, o que significa que os mesmos elementos existem em três estruturas de cristal diferentes, dependendo da temperatura e da pressão. [9]

As estruturas ou fases cristalinas são monocíclicas (m), tetragonais (t) e cúbicas (c) (Figura 3).

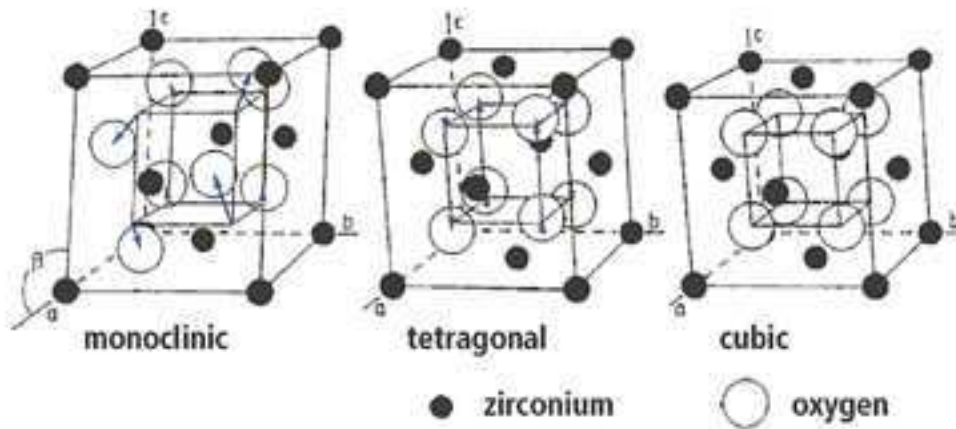


Figura 3: Fases de cristal da cerâmica Zircônia [9]

À temperatura ambiente, a zircônia pura está presente na forma mais estável, a monocíclica. À medida que a temperatura aumenta até cerca de 1170 °C, a fase monocíclica transforma-se na fase tetragonal, acompanhado por uma contração no volume de cerca de 4-5%. A fase tetragonal converte-se na fase cúbica a cerca de 2370 °C, com apenas um mínimo de alterações no volume. [10] (figura4)

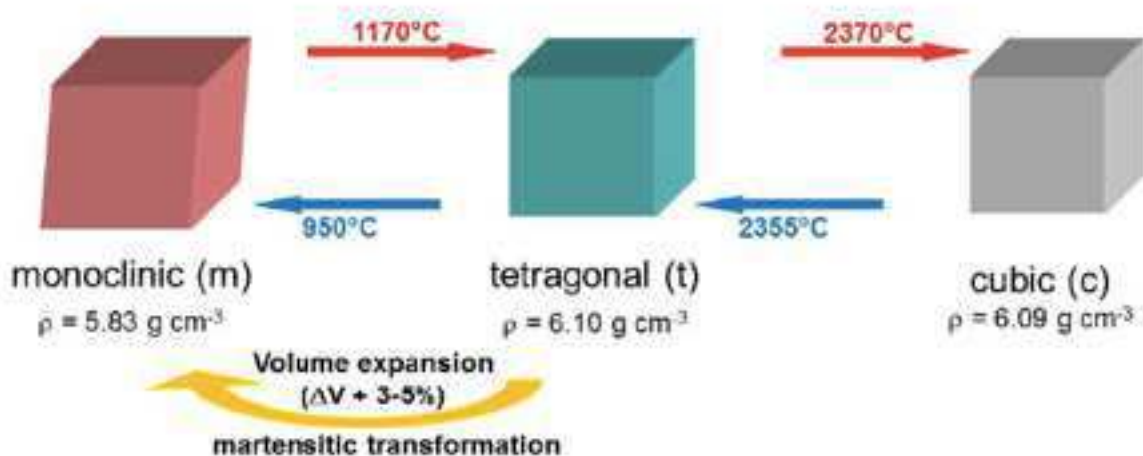


Figura 4: Efeito da variação da temperatura nas cerâmicas de zircônia [10]

O arrefecimento produz uma expansão de volume, especialmente para a transformação de tetragonal a monoclínica. É, portanto, impossível usar zircônia pura para aplicações biomédicas, nas quais as estruturas não danificadas são imperativo. O processo de arrefecimento em si mesmo leva a um aumento do stress, causado pela rigidez da estrutura, que não consegue ajustar-se ao aumento abrupto associado do volume. Seja por dano/fratura imediato da cerâmica sinterizada ou por stress residual, o que promoveria a formação de fissuras ao longo do tempo. No entanto, descobriu-se que mediante a incorporação de componentes como o óxido de ítrio (Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub>), óxido de cálcio (CaO) ou óxido de magnésio (MgO) na estrutura ZrO<sub>2</sub>, a fase monocíclica não é favorecida à temperatura ambiente. Estes estabilizadores estabilizam a fase tetragonal e a fase cúbica à temperatura ambiente e são, por isso, fases metaestáveis. [10] (figura 5)

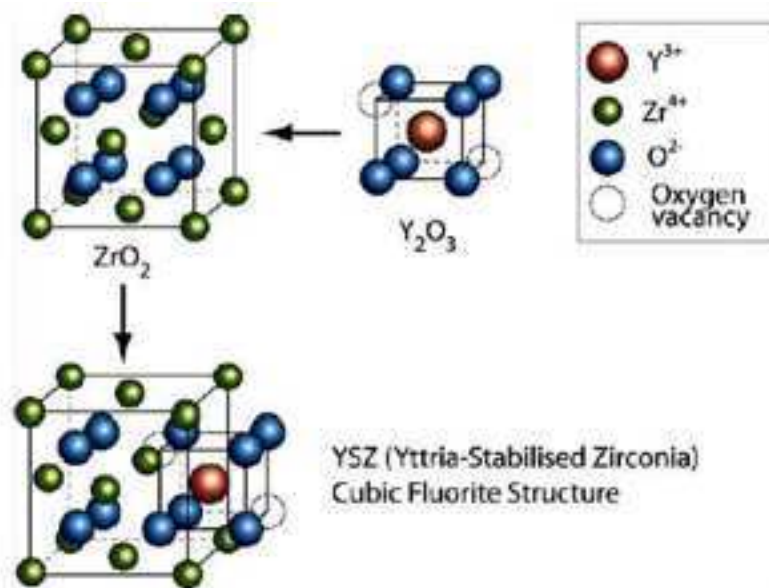


Figura 5: Composição da molécula de zircônia com incorporação de estabilizantes (TSP)[10]



O material sinterizado de policristal de zircônia tetragonal estabilizado com ítria (Y-TZP), consiste principalmente em (~ 98%) da fase tetragonal metaestável com 96-99.8% de densidade teórica. As cerâmicas TZP são feitas, na sua maioria, de pós de matérias-primas finas ultrapuras. A quantidade de aditivo utilizado é mencionada à frente da abreviatura, ou seja, 3Y-TZP quando se usa 3% de Y2O3. Verificou-se que as altas resistências são acompanhadas por um alto conteúdo de fase tetragonal, enquanto que uma grande quantidade de fase monocíclica conduz a baixas resistências. A capacidade de transformação e a temperatura correspondente é controlada pelo tamanho de grão. O ajuste do tamanho do grão é, portanto, essencial. Se o tamanho do grão é pequeno, abaixo de um tamanho crítico, o material perde a sua capacidade para a transformação de t-to-m desenvolvendo fendas e, por conseguinte, a sua dureza diminui. O estabilizador e a sua concentração controlam estes efeitos dependentes do tamanho. A ítria surge como o estabilizador mais forte numa concentração específica de tamanho de grão [10]

Para restaurações de prótese fixa de cerâmica totalmente odontológica, utilizam-se diferentes tipos de zircônia de grau médio que podem ser distinguidos pela sua composição química e, principalmente, pelo conteúdo do estabilizador Y2O3. Até 2014, só se utilizou 3Y-TZP de alta resistência para a fabricação de restaurações: desde coroas individuais até pontes com múltiplas unidades suportadas por implantes. Atualmente, são usados vários tipos de zircônia que oferecem translucidez aprimorada para um contorno estético completo (monolítico), mas com certas limitações em relação às indicações, espessura da parede e dimensões do conector. [8] (Figura 6)

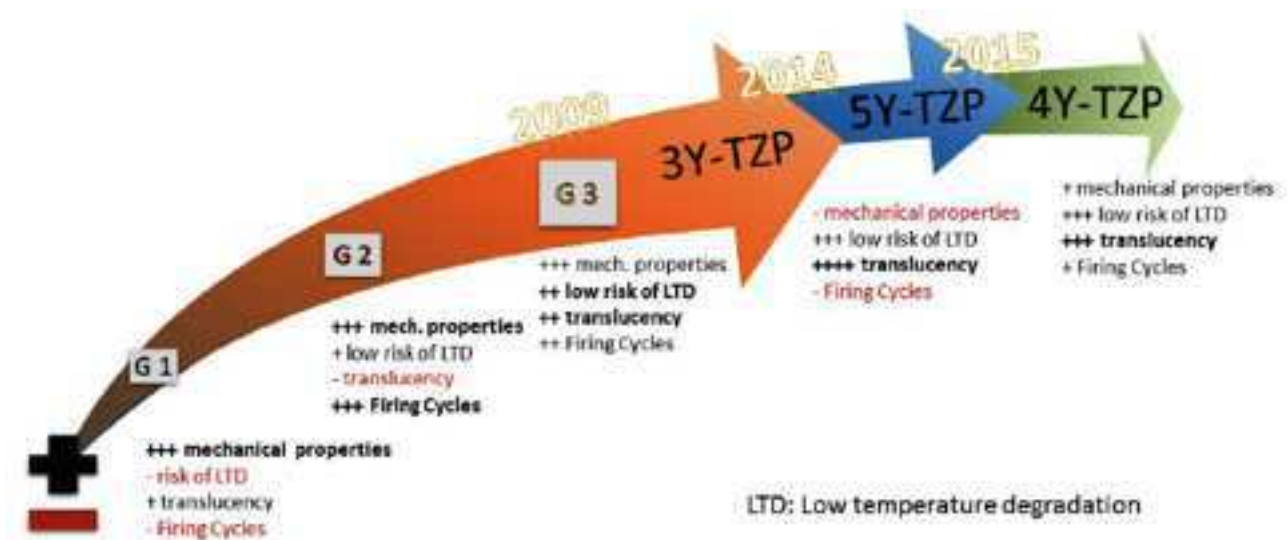


Figura 6: Evolução das propriedades da zircônia dentária ao longo dos anos [8]

As primeiras gerações de zircônia dentária basearam-se no 3Y-TZP. Ytria estabilizado-tetragonal, o policristal de zircônia é feito de zircônia de grão fino, com pequenas quantidades de Y2O3 como aditivo. Estas cerâmicas 3Y-TZP totalmente cristalinas (IPS e.max® ZirCAD LT e MO) têm a seguinte composição. Em comparação com a cerâmica de vidro, a zircônia tem, em geral, certas desvantagens óticas, devido ao seu índice de refração relativamente alto, o que provoca um alto grau de reflexão total. Para evitar inconvenientes, como a alta opacidade e o risco de lascamento, foram necessárias novas gerações de ZrO2. As novas zircônias dentárias translúcidas implicam o aumento do teor de Y2O3, dando como resultado dois materiais cristalinos: 4Y-TZP (4% molar de Y2O3) e 5Y-PSZ (5% molar de Y2O3). Devido ao conteúdo aumentado de Y2O3, a fase cúbica ocorre junto da fase tetragonal metaestável. [8]

A quantidade da fase cúbica aumenta em cerca de 25% em materiais 4Y-TZP e até 50% em materiais 5Y-TZP. Este último, por vezes, contém a fase cúbica como fase principal (mais de 50%), pelo que algumas vezes se faz referência ao 5Y-TZP como zircônia parcialmente estabilizada (5Y-PSZ). Os grãos do 4Y-TZP e do 5Y-TZP são maiores do que no 3Y-TZP, o que resulta em menos limites de grão, menos bifracção e dispersão da luz. O material é, portanto, mais translúcido que o 3Y-TZP. Uma certa desvantagem destes novos materiais translúcidos de ZrO2 é a menor tenacidade à fratura, em comparação com o 3Y-TZP. Os materiais translúcidos possuem quantidades mais pequenas de fase tetragonal (75% em 4Y-TZP e ~ 50% em 5Y-TZP), o que conduz a uma possibilidade reduzida de transformação t-to-m e, portanto, menos endurecimento da transformação. Além disso, o CTE diminui, aumentando o teor de Y2O3. A variedade resultante de valores de CTE para os diferentes produtos de zircônia pode causar problemas com os materiais de revestimento que não estão especificamente projetados para um tipo de zircônia, em termos de diferenças de CTE ajustadas entre a moldura e o revestimento. [8] (figura7)

Material	LS2	3Y-TZP	4Y-TZP	5Y-TZP
<b>Biaxial força à Flexão [MPa]</b>	500±60	1000±200	750±100	600±50
<b>Resistência à fractura [MPa√m]</b>	2.25±0.25	5.00±0.25	3.75±0.25	2.40±0.25
<b>Expansão termica [μm/m*K]</b>	10.15±0.25	10.50±0.25	10.40±0.25	9.95±0.25

Figura 7: Variação das propriedades (flexão, dureza ou resistência e expansão) de acordo com vários tipos de zircônia [8]

### 1.2.2 Dissilicato de lítio

A microestrutura de IPS e.max® Press consistem em cristais de dissilicato de lítio (aproximadamente 70%),  $LS_2$ , incorporados numa matriz vítrea. O dissilicato de lítio é a fase cristalina principal e consiste em cristais em forma de agulha (Fig. 3). Os cristais medem 3 a 6  $\mu m$  de comprimento. IPS e.max® Press são lingotes que consistem em vidro de dissilicato de lítio e cerâmica ( $LS_2$ ) em diferentes graus de opacidade (HT, LT, MO, HO). Os lingotes são adequados para a fabricação de molduras ou restaurações completamente anatómicas (e parcialmente reduzidas). [11] (figura 8)



Figura 8: Microscopia electrónica (2mm) IPS e.max® Press de dissilicato de lítio [11]

Estes lingotes foram desenvolvidos com base numa cerâmica de vidro de silicato de lítio. Devido ao uso de novas tecnologias e parâmetros de processamento otimizados, evitam-se falhas na maior parte do lingote. [11] (figura9)

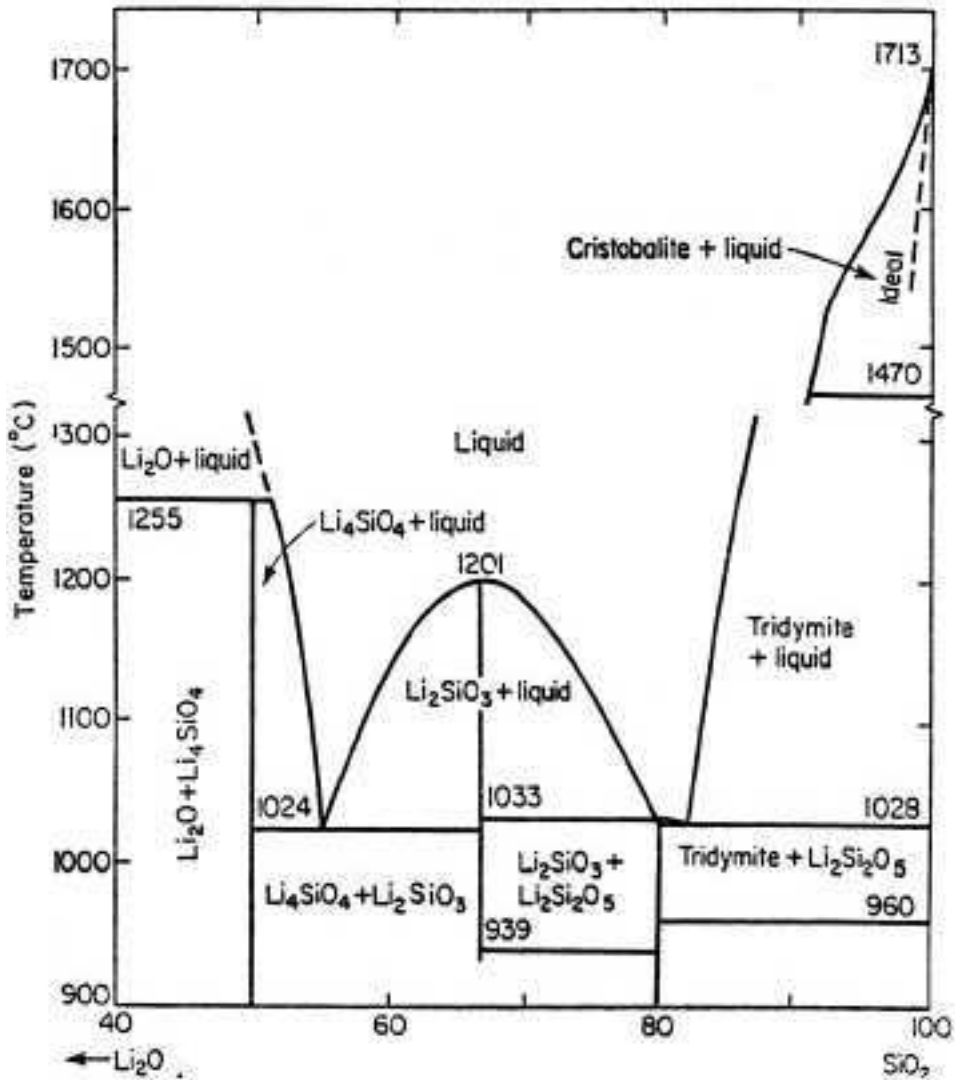


Figura 9: formação da molécula de dissilicato de lítio [11]

A coloração é baseada nos requisitos do utilizador. O esquema de coloração foi mantido o mais simples possível para garantir que o sistema seja simples e fácil de usar. No entanto, são necessários diferentes graus de translucidez para cumprir com os requisitos de indicações específicas. Em geral, os lingotes MO exibem um maior nível de opacidade e são esteticamente chapeados com IPS E.max®Ceram. O grupo MO de 4 cores que compreende MO 1 a MO 4 e o ecrã adicional Bleach MO 0 são aptos para satisfazer todos os requisitos. [11]

Os iões polivalentes, que se dissolvem no vidro, são utilizados para alcançar a cor desejada. A vantagem de utilizar um mecanismo de coloração baseado em iões é que os iões libertadores de cor podem ser distribuídos uniformemente no material monofásico. Os lingotes LT mais translúcidos são adequados para restaurações parcialmente prensadas que se chapeiam individualmente com IPS e.max®Ceram (técnica de cut-back) e reconstruções prensadas totalmente anatômicas. Estão disponíveis em nove cores A-D e quatro cores Bleach idealmente combinadas (BL). Pigmentos de cor especiais, que são altamente compatíveis com a matriz vítrea, são utilizados nestes lingotes para fornecer a sombra desejada. Como resultado, o alto brilho do material e o elevado croma são alcançados simultaneamente. A ligeira opalescência do material proporciona restaurações com um aspeto particularmente "vibrante", especialmente se as suas margens forem ligeiramente apertadas. Um branco, muito opaco. O lingote de HO está disponível, sendo especialmente adequado para mascarar núcleos de dentes descolorados. Além disso, a Ivoclar Vivadent® oferece um material de cerâmica ideal para incrustações inlays e onlays, com lingotes HT altamente transparentes. Esses lingotes contam com o que é conhecido como o efeito camaleão, o que significa que a cerâmica reflete os efeitos de sombra da estrutura do dente circundante [11]

Como a vitrocerâmica de dissilicato de lítio (LS<sub>2</sub>) e o óxido de zircónio (IPS.max® ZirCAD) apresentam um coeficiente de expansão térmica muito semelhante, a mesma cerâmica de estratificação (IPS.max® Ceram) pode ser usada juntamente com todos os componentes do sistema IPS e.max®. IPS.max®Press é processado no laboratório dentário usando a famosa técnica da cera perdida. Esta técnica diferencia-se por fornecer uma alta precisão de ajuste [11]

---

## 2. Objetivos

Analisar e comparar a Zircônia e o Dissilicato de lítio quanto à resistência, à cimentação, à estética, ao ajuste marginal, à biocompatibilidade e quanto à aplicação clínica, na literatura existente.

---

### 3. Materiais e métodos

Foi realizada uma pesquisa nas bases de dados PubMed, ScribD, ResearchGate, Wolters Kluwer, Elsevier, de artigos científicos publicados nos últimos 5 anos em língua inglesa, utilizando as seguintes palavras-chave: "lithium disilicate fracture resistance", "lithium disilicate translucency", "lithium disilicate ceramic", "lithium disilicate adaptation", "zirconia", "zirconia adaptation", "zirconia fracture resistance", "zirconia translucency"

---

### 4. Estado atual do tema

Com o objetivo de melhorar os resultados estéticos têm vindo a ser melhorados os materiais e também os diversos sistemas cerâmicos. A exigência clínica impõe a procura de materiais excelentes com propriedades de cimentação, estética, resistência, ajuste marginal e biocompatibilidade cada vez mais aperfeiçoados.

---

#### 4.1 Cimentação

O primeiro parâmetro a ter em conta é a técnica de cimentação da restauração, o que vai influenciar ativamente na estética e na resistência, principalmente. Para decidir sobre essa técnica, há que ter em conta se a restauração cerâmica é ácido-resistente (Zr), a qual requer uma cimentação tradicional, ou é ácido-sensível (LS<sub>2</sub>) e poderá ser cimentadas de forma adesiva. [12]

#### RESTAURAÇÕES DE CERÂMICA ÁCIDO-SENSÍVEIS

A ligação resina-cerâmica contribui para a longevidade da restauração e isso é conseguido através da união micromecânica e química. Para o tratamento da superfície cerâmica deve ser aplicado ácido fluorídrico, que reage com a matriz de vidro que contém sílica e forma hexafluorossilicatos (Fig. 1). [12]

O resultado é uma superfície que apresentará microscopicamente o aspeto de um favo de mel de abelhas. A matriz de vidro seletivamente retirada deixa exposta a estrutura cristalina para a retenção micromecânica da cerâmica. O objetivo de modificar a superfície da porcelana antes do cimentado, é aumentar a área de superfície disponível para a união e criar retenções que aumentam a resistência desta união. Essa superfície gravada também ajuda a fornecer mais energia superficial antes de colocar o silano e o sistema adesivo. [12]

Os silanos orgânico-funcionais favorecem a humidabilidade e união das cerâmicas através do depósito de grupos metacrilatos, que vão juntar-se aos das resinas, favorecendo, assim, a união química entre o orgânico e o inorgânico. Uma correta adesão fornece a alta retenção, melhora a adaptação marginal, impede a microfiltração e aumenta a resistência à fratura, tanto do dente, como da restauração. [12]

As cerâmicas ácido-sensíveis requerem uma concentração de ácido fluorídrico e tempo de gravação de acordo com a sua composição, por isso é imperativo agir em cada instância, de acordo com as indicações do fabricante. Se o tempo ou a concentração forem excessivas, promove-se a dissolução da matriz vítrea em torno dos cristais, afetando a resistência à flexão da cerâmica e as propriedades da adesão. [12]

#### RESTAURAÇÕES DE CERÂMICAS ÁCIDO-RESISTENTES

São cerâmicas policristalinas de densidade muito alta e que não contêm vidro de sílica amorfa na sua composição. As suas matrizes são basicamente de óxido de alumínio ou óxido de zircônio e, portanto não reagem aos protocolos de gravação com ácido fluorídrico. Nem as restaurações de base de óxido de zircônio, nem as de óxido de alumínio têm indicação para ser cimentadas adesivamente por causa da resistência, e, nesse sentido, são equiparadas às restaurações metálicas convencionais, podendo-se usar até mesmo cimento de oxifosfato de zinco, ionómero de vidro convencional ou modificado com resina. É claro que também podem ser utilizados cimentos resinosos. Para otimizar qualquer um desses substratos para a cimentação adesiva, recomenda-se a sua silicatização ou tratamento químico, que é o jateamento com partículas de alumina modificadas com sílica, que impactam a área a alta velocidade e penetram nos substratos até 15 microns. [12]

No seu artigo, Nakamura estudou a resistência à fratura que a cimentação trouxe com diferentes tipos de cimentos. Sobre núcleos pré-fabricados cimentou coroas com diferentes tipos de cimento, de fosfato de zinco, ionómero de vidro, cimentos resinosos e cimentos resinosos autoadesivos. A força de compressão dos cimentos resinosos revelou-se muito mais forte do que a dos fosfato de zinco e do ionómero de vidro, mas isso não se traduzia numa maior resistência. Concluiu, portanto, que, apesar da resistência não se modificar muito, a força de cimentação era muito maior nos cimentos resinosos que nos ionómeros de vidro ou no fosfato de zinco. [13]

No artigo de Ernst chega-se a conclusões semelhantes. Neste estudo concluiu-se que a força de retenção de estruturas de Zr cimentadas com 4 agentes diferentes de cimentação, (que são compómeros, agentes resinosos, ionômero de vidro, ionômero de vidro modificado com resina e resina autoadesiva) têm a mesma força de união que os cimentos resinosos. [14]

Na sua recente revisão de literatura, dos últimos 10 anos, Gargari estuda as diferentes opções de cimentação de Zircônia. Ele destaca a natureza ácido-resistente do Zr, para o qual conclui que, após sua revisão, que a forma mais fiável e forte de cimentação de Zr é a combinação de um areado prévio do interior da estrutura com óxido de alumínio  $Al_2O_3$  de  $50\mu m$ , juntamente com uma cimentação com cimento resinoso contendo monômero fosfato 10-metacrilocydiethyl.dihydrogenphosphate (MDP), obtendo valores de cimentação de 6,9 MPa, semelhantes aos obtidos com coifas de ouro. [15]

Johnson, por outro lado, estuda a cimentação de  $LS_2$  com diferentes agentes resinosos. Realizaram preparações de dentes humanos extraídos, e dividiram-nos em 3 grupos, cimentados com Relyx® ultimate com Scotchbond® universal, Multilink® automix com Multilink® primer e NX3® Nexus com Optibond® XTR. Observou que, para os dois primeiros cimentos não verificava apenas variações, sendo os dados do Relyx® de 3,9 MPa e 522N e do Multilink® de 3,7 MPa e 511N. Por outro lado, os dados caíram drasticamente no terceiro cimento, o Nexus®, com valores de 2,9 MPa e 387N. Concluiu, portanto, que os cimentos com um bonding como primeiro cerâmico tiveram mais sucesso do que os que têm agentes silano. [16]

No seu artigo de 2015, Mobilio estudou os efeitos que o uso de diferentes agentes adesivos tinham sobre a força de adesão. Para isso, prepararam pré-molares mandibulares extraídos, e cimentaram  $LS_2$  com dois diferentes agentes, compósito autocurado e cimento de ionômero de vidro. Após o estudo dos dados obtidos, chegou-se à conclusão que o  $LS_2$  cimentado com compósito tem uma maior resistência à fratura do que os cimentados com ionômeros de vidro, por outro lado, possuem menor força de adesão e, portanto, maiores descimentações. [17]



Finalmente, Lim fez uma comparação dos benefícios com os quais a cimentação adesiva contribuía para diferentes materiais, entre os quais o Zr e o LS<sub>2</sub>. Realizou coifas de LS<sub>2</sub> e de Zr Y-TPZ e cimentos com diferentes técnicas e agentes de cimentação. Os dados revelaram que a cimentação adesiva proporcionava uma resistência extra à fratura de 26% para o LS<sub>2</sub>, mas apenas 2% para os Zr. Concluiu que, tendo em conta os dados, o valor acrescentado de cimentação adesiva era justificável no LS<sub>2</sub>, mas não valia a pena no caso do Zr [18]

---

## 4.2 Estética

A estética é, atualmente, um dos fatores mais importantes no momento de selecionar um material restaurador, em grande parte devido à demanda cada vez maior dos nossos pacientes, o que nos leva, no dia a dia, a aproximarmo-nos de um resultado mais biomimético. A estética de um material baseia-se quase exclusivamente na translucidez do mesmo, o que permitirá aos técnicos de laboratório imitar as propriedades e características internas dos dentes naturais. Medir esta translucidez não é nada fácil. Para tal, em todos os artigos referenciados, têm-se usado espectrofotómetros para medir as características das amostras e o protocolo ANOVA ou análise de variância para comparar e medir os resultados obtidos. [19]

Quando falamos de estética, há que ter em conta se é intrínseca ou extrínseca. No primeiro grupo, características intrínsecas dos materiais, podemos destacar as seguintes leituras:

No seu estudo, Baldissara propôs comparar a translucidez de diferentes tipos de Zr disponíveis no mercado, usando LS<sub>2</sub> como grupo de controlo. Usou 8 grupos, Lava® frame (copings de 0.5 e 0.3), IPS Emax® Zircad, VITA YZ®, Procera AllZircon®, DigoZircon®, DC Zircon® e Cercon Base®. O material mais translúcido dos estudados foi o LAVA®(0,3 e 0.5mm) com valores de  $3.572 \pm 0.18 \times 10^{-3}$  lx e  $3.181 \pm 0.13 \times 10^{-3}$  lx), o que, comparado com o grupo de controlo de Emax®, estes valores representam apenas 71,7% e 63,9% do referido Emax®. Concluiu que existem diferentes níveis de translucidez nos Zr atuais do mercado, mas todos eles têm alguns valores estéticos inferiores ao LS<sub>2</sub>. [20]

Em linhas semelhantes se expressa Yilmaz no seu artigo. Compara 3 Zr presentes no mercado (In-Cerma® YZ, ICE Zirkon® e Katana®) com uma espessura de 0,5mm e sendo todos eles pré-colorados, com um grupo de controlo de LS<sub>2</sub>, neste caso Emax® Press. Concluiu, de forma semelhante a Baldissara, que os Zr têm uma translucidez menor para o grupo de controlo de LS<sub>2</sub>. [21]

Juriscic, no seu artigo, fez uma comparação direta de LS<sub>2</sub> (emax ®press) com Zr (Ceramill ZI®), antes e depois da aplicação do material de revestimento. Para isso, realizou amostras quadradas de 11x11mm e 0.5 mm de espessura e fez as medições antes e depois de estratificação. Os resultados obtidos são semelhantes a estudos anteriores, onde demonstra que a translucidez é superior em LS<sub>2</sub>, acrescentando que também o é após a estratificação, mas ressalta que a translucidez de ambos os sistemas baixa bastante após a camada de revestimento. [22]

É introduzido um novo parâmetro no artigo de Sulamain, que é o polimento superficial do material. Para levar a cabo o seu estudo sobre Zr monolítico, realizou amostras com diferentes espessuras (0,5mm, 0.7mm, 1.2mm, 1.5mm e 2.0mm) de 4 marcas de Zr disponíveis no mercado (Pretauu®, BruxZir®, Zenostar® e Katana®). Mediu a translucidez antes e depois do polimento de alto brilho superficial, obtendo um resultado antes do polimento de 5,65-20,4 e de 5,1-19,9 após o polimento. Concluiu que há uma diminuição evidente de translucidez ao realizar o polimento de alto brilho, seja qual for o Zr ou a espessura. [23]

Della Bona, no seu artigo, realiza uma comparação da translucidez, entre outras características, de vários materiais, dos quais, o Emax® press HT e LT. Para isso, realizou amostras destes materiais em pastilhas de 10x20mm com 1mm de espessura para as cores A1, A2, A3, fabricados em CAD-CAM. Após a execução de todas as amostras, as mesmas foram polidas com pasta de alto brilho. Os resultados foram evidentes, dando valores de translucidez mais altos para as pastilhas de HT (0.20-3.53), à frente das amostras de LT (0,14-1,18). [24]

Kim apresenta-nos um artigo onde se propõe comparar as propriedades óticas dos novos Zr monolíticos pré-coloridos com Zr estratificada e LS<sub>2</sub>. Para isso, realizou várias amostras de 17x17mm e uma espessura de 1,5 mm e comparou os resultados entre as amostras. Concluiu que as diferenças de cromas entre Zr monolíticos pré-coloridos e estratificados, bem como com LS<sub>2</sub>, embora sejam evidentes, são aceitáveis do ponto de vista clínico. [25]

O último dos artigos selecionados quanto à estética intrínseca dos materiais é o estudo de Tuncel. Ele pesquisou sobre a influência dos líquidos de infiltração. Realizou várias amostras de 12x12mm e 1,5 mm de espessura e infiltrou várias cores com vários parâmetros de tempos. Notou pouca diferença de translucidez em líquidos para A2, A3, C2 e D2, no entanto, obteve-se uma mudança muito significativa em B1. Concluiu que a infiltração de líquidos é muito importante e evidencia uma descida na translucidez do material. [26]

Um segundo grupo de artigos são aqueles que fazem referência ao comportamento do material quando é cimentado, ou seja, os parâmetros extrínsecos. Dede estuda a influência da cimentação com resina na cor final do LS<sub>2</sub>. Realizou amostras de Emax® em Mo (média de opacidade) e Ht (alta translucidez) cimento-a a vários discos de compósito com diferentes cimentos resinosos. Concluiu que ambas as pastilhas de LS<sub>2</sub> se comportavam de maneira semelhante, e tanto o substrato como o cimento resinoso tinham um papel fundamental para o resultado final da restauração. [27]

Muito semelhante ao anterior é o artigo de Miu, sobre o efeito do cimento nas restaurações de LS<sub>2</sub>. Como variação, avalia também a espessura da referida cimentação e a influência no resultado final. Realizou blocos de amostras em A1 LT, que cimentou com 5 cimentos (Multilink Automix White® opaque, Multilink Automix Yellow®, Nexua 3® white opaque, Nexus whites®, Nexus3 Yellow®) com 3 espessuras diferentes (300mm, 100mm, 50mm). Como resultados, obteve algumas alterações muito significativas, antes e após a cimentação, sobretudo com o Nexus 3 white opaque®. Concluiu, assim que o resultado clínico da côr é totalmente influenciado pela cimentação. [28]

Pires também realiza um estudo de LS<sub>2</sub>, comparando estes materiais, mas neste caso também valorizou a espessura das restaurações e a possível estratificação, deixando fixo o parâmetro do cimento, Variolink® 2. Realizou amostras em LT (espessuras de 1,5 e 2mm) e HO em espessura 0,5 e estratificado (1 e 1,5 mm). Comparando o  $\Delta E$  dos materiais concluiu que a alteração mais baixa, antes da cimentação, foi o HO de 2mm e a mais alta foi o LT de 1,5 mm. Contudo uma vez cimentado o  $\Delta E$  mais baixo foi o HO 1,5 mm e o mais alto o LT de 1,5 mm. Por outro lado, depois de cimentado o  $\Delta E$ , o mais baixo foi o HO 1,5 mm e o mais alto o LT de 1,5 mm. Chegou à conclusão que o material e a espessura do LS<sub>2</sub> é totalmente dependente para o resultado final. [29]

Por último, Malkondu realizou um artigo semelhante, mas neste caso, o objetivo do seu estudo é o zircônio monolítico. Fresou vários Zircônios em 2 espessuras (0,6 mm e 1 mm), foram cimentados com diferentes tipos de cimentos. Em ambas as espessuras, o resultado final da restauração sofreu alterações muito significativas, sendo a combinação de Zircônia com cimentos de resina os que mais foram afetados quanto a alterações de cores. [30]

---

### 4.3 Resistência

Convém esclarecer que, em relação à resistência, podemos falar de resistência intrínseca do material ou de resistência extrínseca, que é a que conseguimos com a cimentação, transmitindo forças ao núcleo. Nesses termos documenta Johansson no seu artigo, que estuda a resistência intrínseca da fratura de diferentes materiais, entre os quais o Zr E-TZP monolítico (E-TZP4-5) e estratificado (E-TZP3) e o DiLi2. Os resultados obtidos são muito reveladores, mostrando resultados mais elevados para o grupo de monolíticos de Zr (Z-YZP4-5), com valores de 2795N-3038N, em seguida o grupo de Zr estratificado (E-TZP3) com valores de 2229N, seguido muito de perto pelo LS<sub>2</sub> com valores de 1856N. Conclui que, em vista dos resultados, qualquer um dos materiais obtidos têm uma ampla margem de segurança, sendo todos clinicamente aceitáveis. [31]

Em termos semelhantes, Yu Zhang expressa-se no seu artigo, no qual compara a resistência à fratura de materiais monolíticos com materiais estratificados. Os resultados são semelhantes a outros estudos, onde se observa uma resistência à fratura em monolíticos superior à dos estratificados, sendo o Zr monolítico o que apresenta melhores resultados. [32]

Interessante é também o artigo de Lopez-Suarez, o qual acrescenta aos artigos anteriores o estudo de pontes de 3 unidades de Zr monolíticas e estratificadas, cimentadas com ionômero de vidro sobre modelos principais de 2 núcleos, e muito importante, documenta não só a resistência à fratura, mas também o padrão desta fratura. Os resultados são muito reveladores, mostrando que o Zr monolítico apresenta valores de 2181,67 +- 303,99 N e o Zr estratificado valores de 1966 +- 397,86 N. Ambos os materiais estão dentro de valores clínicos sobejamente aceitáveis e que o problema do "chipping", ou fractura da cerâmica fica resolvido usando Zr monolítico. [33]

So-yeun Kim fez um estudo semelhante, comparando Zr monolítico, Zr estratificado, LS<sub>2</sub> monolítico e estratificado, cimentando coroas a um núcleo metálico, utilizando um cimento resinoso, mas, obviamente, sem beneficiar das vantagens de adesão por ser metal. Os resultados obtidos são bastante na linha de artigos semelhantes, obtendo-se como melhores valores Zr monolíticos 9240 +-887N, Zr com prensagem de cerâmica de dissilicato 9117+-727, e por último LS<sub>2</sub> monolítico 4137+-877N. Conclui que todos os materiais estão dentro de valores clinicamente aceitáveis. [34]

No seu artigo, Scriwer compara diferentes tipos de Zr presentes no mercado, cimentando coroas com ionómero de vidro a núcleos de resina epóxi. No seu estudo tem parâmetros diferentes, e, quanto à resistência à fratura, acrescenta o padrão de rotura em relação a outros artigos consultados. Conclui que o padrão de rotura inicia na cervical e propaga-se para oclusal, de forma semelhante ao observado clinicamente. [35]

Sung Joon, no seu estudo, vai um pouco além e compara os novos Zr E-TPZ3 com Zr E-tPZ5 e LS<sub>2</sub>. A literatura é muito ampla no estudo de Zr, mais opacos e resistentes que os últimos que surgiram no mercado. Para isso usa o Zr Katana UTML® (5Y-ZP) com Katana HT® (3Y-ZP) e Emax®(LS<sub>2</sub>). Os seus resultados estão na linha de estudos vistos anteriormente, dando valores de 1194+-111N para Zr Katana HT®, 688+-159N para Katana UTML® e 450+-53N para Emax®. Mais uma vez, mostra valores clinicamente aceitáveis em qualquer dos materiais. [36]

Um parâmetro que poucos artigos têm em conta é a espessura das restaurações. Não é o caso de Nakamura, que aprofunda este aspeto no seu estudo. Comparou grupos de Zr monolítico e de LS<sub>2</sub> prensagem e CAD-CAM. Cimentou todos eles para registar as medidas de fratura. Observou que a redução da espessura da estrutura em oclusal afeta negativa e muito significativamente a fratura, coisa que não ocorria se houvesse a redução de espessura nas paredes das reconstruções. Conclui-se que para obter valores clinicamente aceitáveis precisamos de uma espessura mínima de 0.5 mm na área oclusal. [37]

Na mesma linha, Sasse limita o seu artigo a LS<sub>2</sub>. Realizou a adesão de 72 restaurações a molares naturais em diferentes grupos, comparando resultados. Os grupos eram adesão ao esmalte, à dentina e ao esmalte e à dentina, e todos eles com dois subgrupos de espessuras de 0.3 mm, 0.6 mm, 0,7 mm e 1 mm, respetivamente. Observou-se, após simular 600.000 ciclos de 10kg, que apenas o grupo de espessuras de 0,7-1 mm aderido ao esmalte sobreviveu sem qualquer dano. Conclui, como aplicação clínica, que a melhor opção de tratamento é fazer restaurações com espessuras mínimas de 0,7 mm em fissuras, e 1mm em cúspides e com cimentação adesiva ao esmalte. [38]

Por último, Yildiz compara a resistência à fratura de restaurações feitas em LS<sub>2</sub> e fabricadas por injeção ou por CAD-CAM. No seu caso realizaram-se 20 onlays prensados com LS<sub>2</sub> e 20 CAD-CAM e compararam-se os resultados com diferentes cimentos. Concluiu que a resistência à fratura do LS<sub>2</sub> prensado vem a ser maior que a do produzido por técnicas de CAD-CAM. [39]

---

#### 4.4 Ajuste ou adaptação marginal

Em relação ao ajuste, podemos citar o artigo de Song, o qual realiza um estudo interessante sobre o ajuste marginal de pontes de 3 unidades de Zircónia fabricadas com diferentes sistemas CAD-CAM. Para isso preparou dentes artificiais de resina e dividiu-os em três grupos de 15 cada um, usando o sistema Everest® da Kavo®, El Lava® da 3M® e um grupo de controlo de metal-cerâmica fabricado com cera perdida. Os resultados obtidos foram bastante claros, mostrando um gap marginal de 60,46 mm para a Everest, 78,71 mm para a Lava e 81,32 mm para o metal-cerâmica. Como resultado obteve-se que, embora qualquer sistema seja clinicamente aceitável, o melhor ajuste marginal é obtido pelo sistema Everest, deixando em valores tecnicamente iguais a Lava em relação ao metal-cerâmica tradicional de cera perdida. [40]

No seu trabalho, Azar avalia o ajuste marginal das coroas de dissilicato de lítio, comparando os diferentes métodos de fabricação, isto é, prensado com a técnica de cera perdida ou por CAD-CAM. Para isso, preparou 20 terceiros molares inferiores extraídos e dividiu-os em 2 grupos de 10 cada um. Para o primeiro realizou por injeção 20 Emax® press e num outro fez 10 Emax® CAD. Mediu o ajuste marginal com um microscópio ótico de 200x. Os resultados revelados deram uns gaps de 38 +-12mm para a Emax® press e 45+-12mm para Emax® CAD. A conclusão a que chega é que a técnica tradicional de cera perdida e prensagem dá um ajustes maiores que a emax® CAD, se bem que ambas estão em parâmetros clínicos aceitáveis. [41]

Uma comparação direta entre ambos os materiais quanto ao ajuste é apresentada por Ji no seu artigo, no qual também avalia o ajuste com diferentes acabamentos. Para tal, preparou primeiros pré-molares superiores e dividiu-os em 3 grupos, um deles Pratau® de Zirconanh®, outro Zenostar® e o último, Emax® press. Dividiu todos estes grupos em subgrupos de preparação em chanfro e outro de preparação em ombro e mediu os resultados, analisando-os com o protocolo ANOVA. Os resultados obtidos para ombro foram de 118,8+-78,2 mm para Pratau, 91,5+-43,7 mm para Zenostar e 41,2+-31,0 mm para Emax® press. Para um chanfro os resultados foram 109,0+-83,3 mm para Pratau®, 84,7+-41,5 mm para Zenostar® e 40,5+-42,9 mm para Emax® press. Conclui o artigo, determinando que a preparação em chanfro apresenta melhores definições que o ombro para os materiais estudados. O Emax® press obtém melhores resultados em qualquer das preparações e, na linha dos artigos anteriores, todos se encontram em parâmetros clínicos aceitáveis. [42]

Vojdani realiza um estudo muito interessante, no qual não só avalia o ajuste de copings de zircónia, com diferentes linhas de acabamento, como também avalia o ajuste desses copings depois de lhes aplicar cerâmica com técnicas de estratificação tradicionais. Para isso, fez um núcleo metálico com ombro e outro com chanfro e depois de os digitalizar (usando 3shape®), fabricou com disco de zirconium blanks® da VITA® (10 unidades por grupo). Realizou as medições com microscopia e 18 pontos de controlo, obtendo resultados de 35,20+-6,15µm para ombro e 49,87+-3,62µm para chanfro. Após uma cozedura básica da cerâmica, os resultados obtidos foram de 68,24+-13,84 µm e 63,06+-5,59µm para chanfro e ombro, respetivamente. Concluiu que o gap marginal é muito menor no ombro do que no chanfro e que a estratificação cerâmica afeta ambas as preparações igualmente, produzindo um gap evidente nas estruturas. Finalmente, indica que em qualquer uma das preparações, após a estratificação, os parâmetros são clinicamente aceitáveis. [43]

O último dos artigos desta série vai na linha do anterior, sobre o efeito da ceramização nas estruturas de zircónia, mas vai um pouco mais além e compara diferentes técnicas de ceramização, medindo o ajuste prévio para compará-lo com o resultado final. Realizou 30 coifas divididas em 3 grupos, no primeiro grupo estratificou-as de forma tradicional, num segundo grupo realizou uma injeção sobre a estrutura, e, no último, uma técnica de CAD-on. Os resultados antes da ceramização foram  $35,20\pm 6,15\mu\text{m}$ ,  $34,12\pm 3,80\mu\text{m}$  e  $35,51\pm 2,80\mu\text{m}$  para estratificação, prensagem e CAD-on, respetivamente. Após a ceramização os resultados foram, na mesma ordem, de  $63,06\pm 5,59\mu\text{m}$ ,  $50,64\pm 4,36\mu\text{m}$  e  $51,50\pm 2,76\mu\text{m}$ . Concluiu que a técnica tradicional de estratificação é a que mais altera o ajuste das estruturas de zircónia, situando-se as outras duas técnicas em valores tecnicamente iguais. Como para o resto dos autores, destaca-se que os valores obtidos para todas as técnicas estão dentro do intervalo clinicamente aceitável. [44]

---

#### 4.5 Biocompatibilidade

A biocompatibilidade pode dividir-se em 3 áreas, a Citotoxicidade (capacidade de danificar células), a Genotoxicidade (capacidade de danificar ou alterar o material genético das células) e, por último, a Radioatividade do material. A citotoxicidade da zircónia tem sido estudada por vários autores, como fez Josset no seu estudo. No referido artigo, pesquisou-se a biocompatibilidade de dois materiais de implantes de zircónia e óxido de alumínio em culturas de células de osteoblastos. Não encontrou potencial tóxico em nenhum dos materiais. [45]

Apesar da literatura independente, as casas comerciais realizam testes específicos dos materiais, como ocorre no caso da Ivoclar Vivadent®. Neste caso, destacam-se os testes "in vitro" de citotoxicidade de corantes de infiltração e do seu zircónio ZirCad® examinados com teste XTT. Para estes estudos colocaram o pior cenário possível, concluindo que não é possível determinar o potencial citotóxico à IPS.max® ZirCAD. [46-54]

Em termos semelhantes, encontramos testes específicos de citotoxicidade para Emax press®, encomendados pela casa comercial Ivoclar Vivadent®. Com eles conclui-se que não existe risco citotóxico do dissilicato de lítio. [55-61]



Quanto à genotoxicidade da zircônia, também podemos encontrar uma referência no artigo de Josset, o qual investigou a capacidade de causar dano ao DNA de dois tipos de materiais para implantes, zircônia e óxido de alumínio, usando-se para isso culturas de células de osteoblastos. Não foi encontrado material genotóxico para nenhum dos materiais estudados, por isso podemos concluir que a zircônia não tem capacidade genotóxica. [45]

Em termos similares referem-se os Ames test independentes encomendados pela Ivoclar Vivadent®. Concluíram que segundo o teste para medir a mutagenicidade dos seus materiais de zircônia, neste caso Zir-CAD®, que tais materiais não têm capacidade mutagénica. [62-68]

A genotoxicidade ou mutotoxicidade, da mesma forma que com a zirconia, é estudada através de testes independentes encomendados por empresas comerciais. Neste caso, a Ivoclar Vivadent ® encomendou estudos para Emax® press, dando como resultado, tal como para a zircônia, a ausência de capacidade mutagénica o mesmo verificado no dissilicato de lítio. [69-70]

Quanto à radioatividade, o artigo de Rieger é muito específico ao pesquisar  $^{238}\text{U}$  em amostras de Zircônia, medindo os níveis e comparando-os com valores permitidos, tudo isso medido com espectrometria. Os resultados obtidos são mostrados na fig 10. Desta forma, pode-se concluir que os limites radioativos estão muito abaixo a valores de referência das norma ISO [71,7] (figura 10)

	$^{238}\text{U}$ [Bq/g]	$^{232}\text{Th}$ [Bq/g]
IPS e.max ZirCAD MO 4	< 0.03	< 0.03
IPS e.max ZirCAD LT A3	< 0.03	< 0.03
IPS e.max ZirCAD MT Multi A3 (Incisal)	< 0.03	< 0.03
Threshold value according to ISO 6872:2015	1.000	

Figura 10: Limites radioactivos de IPS E.max®, Zir CAD® MO4, IPS E.max® Zir CAD Multi A2

Por último, o estudo de Brunot-Gohin estuda a biocompatibilidade da zircônia e do LS<sub>2</sub> para abutments dentários. Este artigo compara a resposta biológica do tecido epitelial cultivado em ambos os materiais. Observou que a maior migração de células foi observada na zircônia. Concluiu que o LS<sub>2</sub> tem maior condutividade para criar variações nas reações teciduais. Conclui também que qualquer uma das opções são clinicamente aceitáveis, mas em ambos os casos é recomendável fazer um ultrapolimento da superfície. [72]

---

## 5. Conclusão

Apesar das limitações desta pesquisa bibliográfica, podemos dizer que, em relação a resistência, tanto o Zr monolítico, estratificado, como o LS<sub>2</sub> monolítico e estratificado, do ponto de vista da resistência, tanto intrínseca como extrínseca são clinicamente aceitáveis. A maioria dos autores concordam que fatores determinantes em relação à resistência é que a espessura oclusal mínima deve ser respeitada, pois é totalmente determinante, enquanto que a espessura das paredes é menos crítica. Igualmente concordam que os materiais monolíticos evitam o problema do "chipping" cerâmico, e em todos os estudos aqui vistos se demonstra que o Zr monolítico apresenta os valores mais elevados de resistência à fratura, incluindo os novos 3Y-ZP, que superam o LS<sub>2</sub> em relação à resistência.

Se falarmos de protocolo de cimentação, e após a revisão de vários artigos, fica demonstrado o benefício da cimentação adesiva em LS<sub>2</sub>, já que contribui com um extra relativamente à retenção e quanto à resistência à fratura, desde que o protocolo de cimentação seja respeitado. Isto deve-se à propriedade intrínseca do material ser ácido-sensível. Por outro lado, em relação ao Zr, não se justifica a cimentação adesiva, obtendo-se valores muito semelhantes com cimentação de compómeros ou ionómeros de vidro, devido à propriedade ácido-resistente dos Zr. Não obstante, recomenda-se, segundo alguns estudos, o tratamento com Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> de 50mm antes da cimentação.

Do ponto de vista da estética, a maioria dos autores demonstram uma translucidez maior e, portanto, uma estética superior do LS<sub>2</sub> em relação ao Zr, seja qual for a sua apresentação, embora seja verdade que os Zr translúcidos apresentam valores de translucidez desconhecidos até agora. Também se demonstra que a infiltração dos líquidos adquire um papel determinante no resultado final das restaurações. Por último, fica demonstrado que o tipo de cimento, espessura do mesmo e a espessura da restauração são determinantes no resultado final, bem como o substrato do qual partimos.

Falando de ajuste, e em virtude dos artigos estudados, chegamos à conclusão de que o material que nos apresenta melhores resultados é o dissilicato prensado com a técnica da cera perdida, em relação aos silicatos ou zircônias por CAD-CAM. Por outro, também chegamos a conclusão que as diferentes máquinas de fresagem aproximam ou afastam os valores de ajuste de CAD-CAM ao sistema de prensagem. Também é necessário ter em conta que a aplicação de cerâmica afeta o ajuste final da restauração. A pior das opções é a estratificação tradicional, aconselhando ceramizar através de técnicas de prensagem CAD-on. Por último, em relação à linha de preparação, há discrepância de resultados, pois um artigo apresenta como melhores resultados a terminação em ombro e outro em chanfro. É necessário lembrar que o chanfro é a preparação recomendada pelos fabricantes, tanto de Zr como de LS<sub>2</sub>.

Em referência à biocompatibilidade, tanto os estudos independentes como os encomendados por casas comerciais evidenciam que ambos os materiais não têm capacidade mutagênica e genotóxica, além de cumprirem amplamente com as normas ISO quanto à radioatividade. Por último, segundo os artigos consultados, é aconselhável realizar um elevado polimento da superfície dos materiais que não se revestem de porcelana, para diminuir ao máximo as já baixas reações teciduais que possam produzir.

Aplicações clínicas: As condições orais ou dentárias podem condicionar a seleção de um ou outro material. É responsabilidade do clínico avaliar, de acordo com o caso clínico e as expectativas do paciente qual é o material restaurador mais apropriado.

---

## 6. Referencias Bibliográficas

1. Helvey GA. Classifying dental ceramics: numerous materials and formulations available for indirect restorations. *Compend Contin Educ Dent*. 2014 Jan;35(1):38-43.
2. Alvares-fernandez M.A., Peña-Lopez JM, Gonzalez-Gonzalez IJ. General features and properties of metal-free ceramics *RCOE*, 2003 vol 8 N5, 525-546
3. Gracis S, Thompson VP, Ferencz JL, Silva NR, Bonfante EA. A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. *Int J Prosthodont*. 2015 May-Jun;28(3):227-35. doi: 10.11607/ijp.4244.
4. Zircón. (2018, 25 de enero). Wikipedia, La enciclopedia libre. Fecha de consulta: 21:06, abril 9, 2018 desde <https://es.wikipedia.org/w/index.php?title=Zirc%C3%B3n&oldid=105135353>.
5. Clasificación de Strunz. (2017, 22 de noviembre). Wikipedia, La enciclopedia libre. Fecha de consulta: 21:10, abril 9, 2018 desde [https://es.wikipedia.org/w/index.php?title=Clasificaci%C3%B3n\\_de\\_Strunz&oldid=103627206](https://es.wikipedia.org/w/index.php?title=Clasificaci%C3%B3n_de_Strunz&oldid=103627206)
6. Dióxido de zirconio. (2017, 5 de octubre). Wikipedia, La enciclopedia libre. Fecha de consulta: 21:09, abril 9, 2018 desde [https://es.wikipedia.org/w/index.php?title=Di%C3%B3xido\\_de\\_zirconio&oldid=102360651](https://es.wikipedia.org/w/index.php?title=Di%C3%B3xido_de_zirconio&oldid=102360651).
7. Norma Internacional ISO 6872:2015. Dentistry -- Ceramic materials <https://www.iso.org/standard/59936.html>
8. Stawarczyk B, Keul C, Eichberger M, Figge D, Edelhoff D, Lümke N. Three generations of zirconia: From veneered to monolithic. *Part International* 2017;48:369-380.
9. CRheev nM Ye-dW D, eMvoicuesss i2 J0,1 D6r;1u3ry:9 J4L5, -W96a3ta. ha JC. Zirconia in biomedical applications. *Expert*
10. K20e0II8y ;J2R4;2 D8e9n-2ry9 8l.. Stabilized zirconia as a structural ceramic: an overview. *Dent Mater*
11. Ivoclar Vivadent. Scientific report Vol. 02/2011-2013
12. Corts, P., Abella, R. Cementation Protocols for ceramic restorations. *Actas Odontológicas*, revista ECU, Volumen X / Número 2 / Diciembre 2013
13. Nakamura K1, Mouhat M2, Nergård JM2, Læg Reid SJ2, Kanno T3, Milleding P4, Örtengren U5. Effect of cements on fracture resistance of monolithic zirconia crowns. *Acta Biomater Odontol Scand*. 2016 Jan 1;2(1):12-19. Epub 2016 Jan 26.

14. Ernst CP1, Cohnen U, Stender E, Willershausen B. In vitro retentive strength of zirconium oxide ceramic crowns using different luting agents. *J Prosthet Dent.* 2005 Jun;93(6):551-8.
15. Gargari M1, Gloria F, Napoli E, Pujia AM. Zirconia: cementation of prosthetic restorations. Literature review. *Oral Implantol (Rome).* 2010 Oct;3(4):25-9. Epub 2011 Jan 23.
16. Johnson GH1, Lepe X2, Patterson A3, Schäfer O4. Simplified cementation of lithium disilicate crowns: Retention with various adhesive resin cement combinations. *J Prosthet Dent.* 2017 Sep 27. pii: S0022-3913(17)30504-8.
17. Mobilio N1, Fasiol A2, Mollica F3, Catapano S4. Effect of Different Luting Agents on the Retention of Lithium Disilicate Ceramic Crowns. *Materials (Basel).* 2015 Apr 7;8(4):1604-1611.
18. Lim MJ1, Lee KW1. Effect of adhesive luting on the fracture resistance of zirconia compared to that of composite resin and lithium disilicate glass ceramic. *Restor Dent Endod.* 2017 Feb;42(1):1-8.
19. Análisis de la varianza. (2017, 26 de noviembre). Wikipedia, La enciclopedia libre. Fecha de consulta: 21:11, abril 9, 2018 desde [https://es.wikipedia.org/w/index.php?title=An%C3%A1lisis\\_de\\_la\\_varianza&oldid=103714322](https://es.wikipedia.org/w/index.php?title=An%C3%A1lisis_de_la_varianza&oldid=103714322).
20. Baldissara P1, Llukacej A, Ciocca L, Valandro FL, Scotti R. Translucency of zirconia copings made with different CAD/CAM systems. *J Prosthet Dent.* 2010 Jul;104(1):6-12. doi: 10.1016/S0022-3913(10)60086-8.
21. Kurtulmus-Yilmaz S1, Ulusoy M1. Comparison of the translucency of shaded zirconia all-ceramic systems. *J Adv Prosthodont.* 2014 Oct;6(5):415-22. doi: 10.4047/jap.2014.6.5.415. Epub 2014 Oct 21.
22. Jurišić S1, Jurišić G1, Zlatarić DK2. In Vitro Evaluation and Comparison of the Translucency of Two Different All-Ceramic Systems. *Acta Stomatol Croat.* 2015 Sep;49(3):195-203. doi: 10.15644/asc49/3/1.
23. Sulaiman TA1, Abdulmajeed AA2, Donovan TE3, Ritter AV3, Vallittu PK4, Närhi T05, Lassila LV4. Dent Optical properties and light irradiance of monolithic zirconia at variable thicknesses. *Mater.* 2015 Oct; 31(10):1180-7. doi: 10.1016/j.dental.2015.06.016. Epub 2015 Jul 18.
24. Della Bona A1, Nogueira AD2, Pecho OE2. Optical properties of CAD-CAM ceramic systems. *J Dent.* 2014 Sep;42(9):1202-9. doi: 10.1016/j.jdent.2014.07.005. Epub 2014 Jul 12.
25. Kim HK1, Kim SH2. Optical properties of pre-colored dental monolithic zirconia ceramics. *J Dent.* 2016 Dec;55:75-81.
26. Tuncel I1, Eroglu E2, Sari T1, Usumez A1. The effect of coloring liquids on the translucency of zirconia framework. *J Adv Prosthodont.* 2013 Nov;5(4):448-51. doi: 10.4047/jap.2013.5.4.448. Epub 2013 Nov 28.

- 27.** Dede DÖ1, Sahin O2, Özdemir OS3, Yilmaz B4, Celik E1, Köroğlu A2. Influence of the color of composite resin foundation and luting cement on the final color of lithium disilicate ceramic systems. *J Prosthet Dent.* 2017 Jan;117(1):138-143. doi: 10.1016/j.prosdent.2016.05.016. Epub 2016 Sep 9.
- 28.** Niu E1, Agustin M2, Douglas RD3. Color match of machinable lithium disilicate ceramics: Effects of cement color and thickness. *J Prosthet Dent.* 2014 Jan;111(1):42-50. doi: 10.1016/j.prosdent.2013.09.005. Epub 2013 Nov 8.
- 29.** Pires LA1, Novais PM2, Araújo VD3, Pegoraro LF4. Effects of the type and thickness of ceramic, substrate, and cement on the optical color of a lithium disilicate ceramic. *J Prosthet Dent.* 2017 Jan; 117(1):144-149. doi: 10.1016/j.prosdent.2016.04.003. Epub 2016 Jul 25.
- 30.** Malkondu O1, Tinastepe N2, Kazazoglu E3. Influence of type of cement on the color and translucency of monolithic zirconia. *J Prosthet Dent.* 2016 Dec;116(6):902-908. doi: 10.1016/j.prosdent.2016.05.001. Epub 2016 Jul 14.
- 31.** Johansson C1, Kmet G, Rivera J, Larsson C, Vult Von Steyern P. Fracture strength of monolithic all-ceramic crowns made of high translucent yttrium oxide-stabilized zirconium dioxide compared to porcelain-veneered crowns and lithium disilicate crowns. *Acta Odontol Scand.* 2014 Feb;72(2):145-53. doi: 10.3109/00016357.2013.822098. Epub 2013 Jul 18
- 32.** Zhang Y1, Mai Z2, Barani A3, Bush M3, Lawn B4. Fracture-resistant monolithic dental crowns. *Dent Mater.* 2016 Mar;32(3):442-9. doi: 10.1016/j.dental.2015.12.010. Epub 2016 Jan 11.
- 33.** Lopez-Suarez C1, Rodriguez V1, Pelaez J1, Agustin-Panadero R2, Suarez MJ1. Comparative fracture behavior of monolithic and veneered zirconia posterior fixed dental prostheses. *Dent Mater J.* 2017 Nov 29;36(6):816-821. doi: 10.4012/dmj.2016-391. Epub 2017 Aug 25.
- 34.** Kim SY, Choi JW, Ju SW, Ahn JS, Yoon MJ, Huh JB. Fracture Strength After Fatigue Loading of Lithium Disilicate Pressed Zirconia Crowns. *Int J Prosthodont.* 2016 Jul-Aug;29(4):369-71. doi: 10.11607/ijp.4602.
- 35.** Schriwer C1, Skjold A2, Gjerdet NR2, Øilo M2. Monolithic zirconia dental crowns. Internal fit, margin quality, fracture mode and load at fracture. *Dent Mater.* 2017 Sep;33(9):1012-1020. doi: 10.1016/j.dental.2017.06.009. Epub 2017 Jun 26.
- 36.** Kwon SJ1, Lawson NC2, McLaren EE3, Nejat AH4, Burgess JO5. Comparison of the mechanical properties of translucent zirconia and lithium disilicate. *J Prosthet Dent.* 2018 Jan 5. pii: S0022-3913(17)30556-5. doi: 10.1016/j.prosdent.2017.08.004. [Epub ahead of print]

- 37.** Nakamura K1, Harada A, Inagaki R, Kanno T, Niwano Y, Milleding P, Örtengren U. Fracture resistance of monolithic zirconia molar crowns with reduced thickness. *Acta Odontol Scand.* 2015;73(8):602-8. doi: 10.3109/00016357.2015.1007479. Epub 2015 Jan 30.
- 38.** Sasse M1, Krummel A2, Klosa K2, Kern M2. Influence of restoration thickness and dental bonding surface on the fracture resistance of full-coverage occlusal veneers made from lithium disilicate ceramic. *Dent Mater.* 2015 Aug;31(8):907-15. doi: 10.1016/j.dental.2015.04.017. Epub 2015 Jun 4.
- 39.** Yildiz C1, Vanlıoğlu BA2, Evren B2, Uludamar A3, Kulak-Ozkan Y4. Fracture resistance of manually and CAD/CAM manufactured ceramic onlays. *J Prosthodont.* 2013 Oct;22(7):537-542. doi: 10.1111/jopr.12037. Epub 2013 Jun 12.
- 40.** Song TJ1, Kwon TK, Yang JH, Han JS, Lee JB, Kim SH, Yeo IS. Marginal fit of anterior 3-unit fixed partial zirconia restorations using different CAD/CAM systems. *J Adv Prosthodont.* 2013 Aug;5(3):219-25. doi: 10.4047/jap.2013.5.3.219. Epub 2013 Aug 31.
- 41.** Azar B1, Eckert S2, Kunkela J3, Ingr T4, Mounajjed R1. The marginal fit of lithium disilicate crowns: Press vs. CAD/CAM. *Braz Oral Res.* 2018;32:e001. doi: 10.1590/1807-3107/2018.vol32.0001. Epub 2018 Jan 22.
- 42.** Ji MK1, Park JH1, Park SW2, Yun KD1, Oh GJ3, Lim HP1. Evaluation of marginal fit of 2 CAD-CAM anatomic contour zirconia crown systems and lithium disilicate glass-ceramic crown. *J Adv Prosthodont.* 2015 Aug;7(4):271-7. doi: 10.4047/jap.2015.7.4.271. Epub 2015 Aug 18.
- 43.** Vojdani M1, Safari A2, Mohaghegh M2, Pardis S3, Mahdavi F4. The effect of porcelain firing and type of finish line on the marginal fit of zirconia copings. *J Dent (Shiraz).* 2015 Jun;16(2):113-20.
- 44.** Torabi K1, Vojdani M2, Giti R3, Taghva M3, Pardis S4. The effect of various veneering techniques on the marginal fit of zirconia copings. *J Adv Prosthodont.* 2015 Jun;7(3):233-9. doi: 10.4047/jap.2015.7.3.233. Epub 2015 Jun 23.
- 45.** Josset Y1, Nasrallah F, Jallot E, Lorenzato M, Dufour-Mallet O, Balossier G, Laurent-Maquin D. Influence of physicochemical reactions of bioactive glass on the behavior and activity of human osteoblasts in vitro. *J Biomed Mater Res A.* 2003 Dec 15;67(4):1205-18.
- 46.** Roth M. Cytotoxicity assay in vitro (XTT-Test). Envigo Report No. 1716001. 2015.8
- 47.** Roth M. Cytotoxicity assay in vitro (XTT-Test). Envigo Report No. 1716007. 2015.8
- 48.** Roth M. Cytotoxicity assay in vitro (XTT-Test). Envigo Report No. 1716005. 2015.8
- 49.** Roth M. Cytotoxicity assay in vitro (XTT-Test). Envigo Report No. 1716003. 2015.8
- 50.** Roth M. Cytotoxicity assay in vitro (XTT-Test). Envigo Report No. 1734305. 2016.8
- 51.** Roth M. Cytotoxicity assay in vitro (XTT-Test). Envigo Report No. 1734303. 2016.8

52. Roth M. Cytotoxicity assay in vitro (XTT-Test). Envigo Report No. 1734301. 2016.8
53. Mteestu)r. eRr CKC. C-CyCtoRto Rxiecpityo rat sNsoay 1 inO 1v5it5ro0:0 E. v2a0lOu6a.t8io n of materials for medical devices (XTT-
54. Heppenheimer A. Cytotoxicity assay in vitro: Evaluation of materials for medical devices (XTT-Test). RCC-CCR Report No. 1120101. 2007.
55. RCC Report In vitro cytotoxicity test evaluation of materials for medical devices (direct cell contact assay) CCR Project 571100 (28 October 1996)
56. RCC Report In vitro cytotoxicity test evaluation of materials for medical devices (direct cell contact assay) CCR Project 590001 (24 June 1997)
57. RCC Report In vitro cytotoxicity test evaluation of materials for medical devices (direct cell contact assay) CCR Project 590002 (24 June 1997)
58. RCC Report Cytotoxicity Assay in vitro: Evaluation of materials for Medical Devices) RCC-devices with e.max Press (XTT Test) RCC-CCR study number 1165602 (March 2008)
59. NIOM; Test Rep.; #012/04 (4 March 2004)
60. NIOM; Test Rep.; #004/04 (4 February 2004)
61. Grall, F. Toxicon Final GLP Report: 10-1251-G1. Agar Diffusion Test – ISO. April 2010
62. SEnokviogloo wRsekpi oAr.t NSoal.m 1o7n1e6l0la0 9ty. p2h0i1m5u.8r ium and Escherichia coli reverse mutation assay.
63. SEnokviogloo wRsekpi oAr.t NSoal.m 1o7n1e6l0la1 5ty. p2h0i1m5u.8r ium and Escherichia coli reverse mutation assay.
64. SEnokviogloo wRsekpi oAr.t NSoal.m 1o7n1e6l0la1 3ty. p2h0i1m5u.8r ium and Escherichia coli reverse mutation assay.
65. Sokolowski A. Salmonella typhimurium and Escherichia coli reverse mutation assay. Envigo Report No. 1716011. 2015.8
66. Sokolowski A. Salmonella typhimurium and Escherichia coli reverse mutation assay. Envigo Report No. 1734313. 2016.8
67. Sokolowski A. Salmonella typhimurium and Escherichia coli reverse mutation assay. Envigo Report No. 1734315. 2016.8
68. Senokviogloo wRsekpi oAr.t NSoal.m 1o7n3e4l3la1 7ty. p2h0i1m6u.8r ium and Escherichia coli reverse mutation assay
69. RCC Report Salmonella Typhimurium and Escherichia Coli Reverse Mutation Assay with e.max Press (Ames Test) RCC – CCR study number 1165601 (May 2008)



- 70.** Devaki S, Toxikon Final GLP Report: 10-1251-G3: Salmonella typhimurium and Escherichia coli reverse mutation assay - ISO. April 2010.
- 71.** Rieger W. Studies of Biocompatibility of ZrO<sub>2</sub> and Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> ceramics. Contribution, 6th Biomaterial Symposium, Göttingen 1994:1-35.
- 72.** Brunot-Gohin C, Duval JL, Verbeke S, Belanger K, Pezron I, Kugel G, Laurent-Maquin D, Gangloff S, Egles C. Biocompatibility study of lithium disilicate and zirconium oxide ceramics for esthetic dental abutments. J Periodontal Implant Sci. 2016 Dec;46(6):362-371. doi: 10.5051/jpis.2016.46.6.362. Epub 2016 Dec 27.

---

## Capítulo II - Relatório das Atividades Práticas das Disciplinas de Estágio Supervisionado

---

### 1. Estágio em Clínica Geral Dentária

O Estágio em Clínica Geral Dentária decorreu na Clínica Universitária Filinto Baptista - Gandra – Paredes, num período compreendido entre Setembro de 2017 e Julho de 2018, perfazendo um total de 180h.

Foi supervisionado pela prof. Doutora Filomena Salazar, prof. doutora Maria do Prato Braz, prof. Doutora Cristina Coelho, Mestre João Batista, Mestre Luis Santos, onde foram aplicados os conhecimentos teóricos adquiridos durante os anos anteriores, tendo este estágio contribuído para adquirir mais conhecimentos para a minha formação como futuro médico dentista.

Os atos clínicos realizados neste estágio estão discriminados na seguinte tabela:

<b>Ato clínico</b>	<b>Operador</b>	<b>Assistente</b>	<b>Total</b>
<b>Triagem</b>	5	3	
<b>Dentisteria</b>	15	16	31
<b>Endodontia</b>	5	3	8
<b>Exodontia</b>	15	13	28
<b>Destartarização</b>	4	8	12
<b>Outros</b>	14	15	29
<b>Total</b>	53	55	108

---

## 2. Estágio em Clínica Hospitalar

O Estágio em Clínica Hospitalar foi realizado no Hospital Padre Américo em peñafiel entre Setembro 2017 e junho 2018, com uma carga total de 120h, sob a supervisão do Professor Doutor Rui Bezerra.

Este estágio foi uma mais-valia, pois contactei com uma diversidade de pacientes (pacientes polimedicados, portadores de doenças sistémicas, pacientes com problemas psicológicos, entre outros) proporcionando ferramentas que me tornaram mais autónomo e com capacidade de agir perante as mais diversas situações clínicas.

Os atos clínicos realizados neste estágio estão discriminados na seguinte tabela:

<b>Ato clinico</b>	<b>Operador</b>	<b>Asistente</b>	<b>Total</b>
<b>Triagem</b>	1	0	
<b>Dentisteria</b>	23	25	48
<b>Endodontia</b>	4	7	11
<b>Exodontia</b>	30	28	58
<b>Destartarização</b>	8	5	13
<b>Outros</b>	8	10	18
<b>Total</b>	73	75	148

---

### 3. Estágio em Saúde Oral e Comunitária

O Estágio em Saúde Oral e Comunitária decorreu á Quinta-feira, entre es 9h e as 12.30h num período de Setembro 2017 a Junho de 2018, num total de 120h e sob a supervisão do Professor Doutor Paulo Rompante.

Numa primera fase de Setembro a dezembro de 2017, decorreu no Instituto Superior de Ciências da Saúde do Nórte, foi organizado e desenvolvido o plano de atividades e presentadas nas aulas.

Em uma segunda fase foi implementado na Escola Nova de Valongo no periodo de Janeiro a Junho 2018.

Para além das atividades inseridas no Programa Nacional de Promoção e saúde Oral (PNPSO), realizou-se um levantamento de dados epidemiológico recorrendo a inquéritos fornecidos pela OMS, apresentações em PowerPoint, jogos didáticos e realização de uma atividade prática de escovagem dentária para os alunos.

Todas as atividades tiveram o objetivo a promoção e informação de saúde oral.