



INSTITUTO UNIVERSITÁRIO EGAS MONIZ

MESTRADO INTEGRADO EM MEDICINA DENTÁRIA

**EFEITOS DO ZIRCÓNIO NO DESGASTE EM DENTES
NATURAIS**

Trabalho submetido por
Leonor Carrasqueiro Dias Madeira
para a obtenção do grau de Mestre em Medicina Dentária

setembro de 2020



INSTITUTO UNIVERSITÁRIO EGAS MONIZ

MESTRADO INTEGRADO EM MEDICINA DENTÁRIA

**EFEITOS DO ZIRCÓNIO NO DESGASTE EM DENTES
NATURAIS**

Trabalho submetido por
Leonor Carrasqueiro Dias Madeira
para a obtenção do grau de Mestre em Medicina Dentária

Trabalho orientado por
Prof. Doutor Paulo Maurício

e coorientado por
Prof. Doutor José Reis

setembro de 2020

Agradecimentos

Ao meu orientador, Prof. Doutor Paulo Maurício por ter aceitado orientar este trabalho e pelo apoio, disponibilidade, boa disposição e tranquilidade com que orientou.

Ao meu co-orientador, Prof. Doutor José Alexandre Reis pela ajuda pelos materiais que foi disponibilizando, interesse pelo tema e apoio fornecido ao longo da realização do trabalho.

Aos meus Pais pela oportunidade dada em frequentar este curso e por serem um pilar ao longo da minha vida.

À restante família, principalmente, irmã, cunhado, sobrinhos pelo apoio incondicional e compreensão de muitas vezes não conseguir estar presente.

Aos meus colegas de box e amigos, Isabel e Tiago pela serenidade, amizade e conhecimentos partilhados.

A todos os meus amigos, em especial a um, que me têm acompanhado nesta luta e que muitas vezes são a inspiração e motivação para continuar em frente.

A todos um MUITO OBRIGADO!

Resumo

O zircônio típico e, que serve de referência como material cerâmico em dentisteria, é o 3Y-TZP, pelas excelentes propriedades mecânicas. No entanto revela-se relativamente opaco em relação a outras cerâmicas, como o caso do dissilicato de lítio. Zircônio mais translucido tem surgido no mercado, com mais conteúdo em ítrio, que resulta numa estabilização parcial ou total da fase cúbica, mas com piores propriedades mecânicas. É o caso de 4Y-TZP e 5Y-TZP que, respetivamente e numa abordagem teórica, terão 4 e 5 mol%. O envelhecimento do zircônio caracteriza-se por ser uma transformação da fase tetragonal para monolítica, quando sujeito a temperatura moderada e ambiente húmido e que conduz à redução da resistência, aumento da rugosidade e conseqüente aumento da atrição. O zircônio 3Y-TZP, por conter mais fase tetragonal é mais suscetível ao processo de envelhecimento. Das várias formas de tratamento de superfície, como sejam o polimento, o acabamento com brocas, o jateamento com alumina e o tratamento térmico não se revelaram efetivos na prevenção deste tipo de envelhecimento. Das formas de acabamento, a que se manifesta como a mais vantajosa é o polimento, que segundo os estudos provoca menos desgaste em dentes oponentes. O zircônio 4Y e 5Y-TZP, considerados de 3ª geração, se por um lado apresentam uma considerável diminuição das suas propriedades mecânicas, por outro lado resultaram em melhorias consideráveis na translucidez. Apesar de não conseguirem níveis de translucidez equivalentes ao dissilicato de lítio, como as suas propriedades mecânicas são melhores, conseguem-se confeccionar restaurações capazes de suportar o stress em função com menor espessura, sendo por essa razão mais conservadores em termos de preparação dentária e apresentando-se como uma boa alternativa a restaurações em dissilicato de lítio.

Palavras-chave: “zircônio”, “monolítico”, “contorno total”, “degradação baixa temperatura”

Abstract

The typical zirconium, which is a reference in ceramic materials in dentistry, is 3Y-TZP, due to its excellent mechanical properties. However, it is relatively opaque in contrast to other ceramics, such as the case of lithium disilicate. More translucent zirconia has appeared on the market, with more yttrium content, which results in partial or total stabilization of the cubic phase, but with worse mechanical properties. This is the case of 4Y-TZP and 5Y-TZP, which, respectively and in a theoretical approach, owes 4 and 5 mol%. The LTD of zirconium stands out for being a transformation of the tetragonal to monolithic phase, when subjected to moderate temperature and humid environment, which leads to a reduction in strength, an increase in roughness and a consequent increase in attrition. The 3Y-TZP, because it contains more tetragonal phase, is more susceptible to the aging process. Of the various forms of surface treatment, such as polishing, ground, sandblasting and heat treatment have not proved effective in preventing this type of aging. Of the finishing forms, the one that manifests itself as the most advantageous is polishing, which according to studies causes less wear on opposing teeth. Zirconium 4Y and 5Y-TZP, considered to be 3rd generation, if on the one hand has a decrease in its mechanical properties, on the other hand have resulted in considerable improvements in translucency. Although they are not able to achieve translucency of lithium disilicate, as their mechanical properties are better, it is possible to make restorations for function and stress with less thickness, and for this reason they are more conservative in terms of dental preparation and presents as a alternative to lithium disilicate.

Keywords: “zirconium”, “monolithic”, “full contour”, “low temperature degradation”

Índice

<i>1 - Índice de siglas</i>	4
<i>2 - Introdução</i>	5
<i>3 - Zircónio – Estado de arte</i>	9
3.1 Processamento industrial	10
3.2 - Fresagem.....	13
<i>4 - Desenvolvimento do zircónio</i>	15
4.1 - 1ª Geração (3Y-TZP).....	15
4.2 – 2ª Geração (3Y-PSZ)	15
4.3 – 3ª Geração (4Y e 5Y-PSZ).....	15
<i>5 – Pesquisa por um material reabilitador anterior</i>	17
<i>6 - Propriedades do Zircónio</i>	19
6.1 - Resistência	19
6.2 - Translucidez	21
6.3 – Características óticas.....	23
6.4 - Opacidade	25
6.5 - Coloração.....	26
6.6 – Classificação	28
<i>7 – Rugosidade, acabamento e atrição</i>	31
7.1 - Atrição	35
<i>8 - LTD – degradação/envelhecimento do zircónio</i>	41
8.1 – Teste de envelhecimento do zircónio.....	45
<i>9 – Comparação de zircónios comerciais</i>	51
9.1 - Conclusões da tabela:	55
<i>10 – Sugestão de classificação de tipos de zircónio comercial</i>	57
<i>11 - Conclusão</i>	59
<i>12 - Bibliografia:</i>	61

1 - Índice de siglas

Al_2O_3 – Óxido de Alumínio

Bi_2O_3 – Óxido de Bismuto

CAD-CAM - computer-aided design/ computer-aided manufacturing

CeO_2 - Óxido de Cério

CTE – Coeficiente de expansão térmica

Fe_2O_3 – Óxido de ferro

LTD – Low Temperature Degradation (Degradação a baixa temperatura/envelhecimento/degradação)

mm - milímetros

MPa – Megapascal

nm – Nanómetro

μm – Micrómetro

PPF – Prótese parcial fixa

PTT - phase transformation toughening (Transformação martensítica)

SiO_2 - Óxido de silício

TP – Translucency Parameter

t- ZrO_2 – Fase tetragonal do zircónio

UT – Ultra translúcido

Y-TZP – zircónio policristalino tetragonal estabilizado por óxido de ítrio

Y-PSZ – Zircónio parcialmente estabilizado

Y-FSZ – Zircónio totalmente estabilizado

Y_2O_3 – Óxido de ítrio

2 - Introdução

Uma das preocupações enquanto Médicos Dentistas, é conhecer os materiais que utilizamos na nossa prática diária bem como os materiais que são usados em laboratório, para a confecção de restaurações e o seu comportamento depois de colocados em função, tanto a nível de resistência e durabilidade como também, em efeitos iatrogênicos causados aos dentes remanescentes (adjacentes e antagonistas). Em relação à prótese fixa há inúmeras opções de materiais entre as quais, restaurações em metalo-cerâmica e as chamadas cerâmicas puras com base em zircônio ou totalmente em zircônio.

As restaurações metalo-cerâmicas têm sido o “gold standard” por várias décadas, mas não conseguem replicar a translucidez natural do esmalte dentário (Kozmacs et al., 2017). Têm propriedades físicas superiores e, a adaptação marginal e interna que as torna aceitáveis clinicamente. No entanto, a reflexão da luz na cerâmica opaca usada para mascarar o metal, especialmente no terço cervical, causa uma aparência acinzentada no tecido gengival adjacente à restauração (Malkondu et al., 2016). Com o aumento da exigência estética e com o aparecimento de tecnologia digital, houve uma busca pela melhoria dos materiais cerâmicos (Kozmacs et al., 2017).

O zircônio ganhou um especial interesse em ciências biomédicas pelas suas boas propriedades físicas, mecânicas, biológicas e químicas. Foi introduzido por volta de 1990 na área de Medicina Dentária e ficou amplamente disponível através da tecnologia CAD-CAM (computer-aided design/ computer-aided manufacturing) (Guess et al., 2012).

Recentemente, restaurações monolíticas em Y-TZP têm sido usadas para evitar o risco de delaminação ou fratura da cerâmica de recobrimento. Tornaram-se populares devido à sua alta resistência à flexão e propriedades mecânicas, atrição mínima dos dentes oponentes, tempo de fabricação curto, sem a necessidade de recobrimento com cerâmica, diminuição dos custos de produção e a possibilidade de realização de próteses com uma reduzida espessura (cerca de 0,5mm). Outra vantagem das coroas de contorno total é que podem ser fabricadas com desenhos híbridos (aplicação de cerâmica de recobrimento apenas em zonas estéticas, tal como a face vestibular) ou como coifas para recobrimento total contribuindo para uma melhor estética (Pekkan et al., 2019).

De início e porque o zircônio apresentava alta opacidade, eram feitas coifas em zircônio que eram recobertas com cerâmica de silicato ou cerâmica feldspática. Em vários estudos foi constatada que a cerâmica que recobria lascava principalmente em molares (Kozmacs

et al., 2017), sendo a principal falha apontada. Estas taxas foram reportadas entre 2% e 9% em coroas unitárias após 2-3 anos em função e 3% a 36% em prótese parcial fixa (PPF) posterior, após 1-5 anos (Malkondu et al., 2016).

Para evitar este problema várias técnicas foram utilizadas, como por exemplo cerâmica prensada sobre uma estrutura de zircônio (técnica press-on) e em adição a esta recobria-se com cerâmica (técnica de duplo recobrimento) (Aboushelib et al., 2008). Mais recentemente começaram-se a fabricar restaurações em zircônio monolítico, ou seja, restaurações num único material.

Para melhorar a translucidez e estética destas restaurações, foram experimentadas algumas modificações tais como, introdução de óxido de ítrio em várias percentagens, alteração da temperatura e/ou tempo de sinterização do zircônio e aplicação de líquidos de coloração (Malkondu et al., 2016). Têm-se estudado diversas formas de preparar o zircônio; a nível industrial com a disponibilização de blocos de zircônio com vários níveis de translucidez, em branco para serem corados através de líquidos corantes, outros já corados com uma única cor e outros com a cor estratificada.

Em vários estudos tem-se verificado que apesar do zircônio ser um material duro e com grande resistência à flexão, é um material que apresenta menos desgaste em dentes naturais como oponentes quando comparado com a atrição que a cerâmica feldspática provoca. Recentemente, verificou-se que o zircônio apresenta uma certa degradação a baixa temperatura (LTD) ou envelhecimento do zircônio estabilizado. Este fenómeno consiste na transformação da fase tetragonal para a fase monolítica e acontece em ambiente quente (<500°C) ou temperatura húmida (Ghodsi & Jafarian, 2018). Este fenómeno começa na superfície do material e vai progressivamente aumentando em profundidade, até que altera as propriedades do zircônio.

Objectivo:

O objetivo deste trabalho é atualizar o estado de arte relativo ao zircônio/ zircônio translúcido, qual o problema do envelhecimento deste material e de que forma vai influenciar no desgaste em dentes naturais.

Método:

Foi realizada uma primeira pesquisa da literatura na biblioteca eletrónica PubMed, Medline, Google Scholar para procurar artigos que tinham citado “Review in translucent

Zirconia”. Pelo PubMed e MedLine resultou em 10 artigos e pelo Google Scholar, depois de ordenados por publicações recentes e por ordem de relevância obteve-se 59 resultados. Destes, após a leitura de título, do resumo e verificar a disponibilidade de artigo completo, foram selecionados 14 artigos. Numa segunda pesquisa, utilizou-se igualmente biblioteca eletrónica PubMed, Medline, B-On e Google Scholar com termos, “phase transformation”, “Monolithic” full contoured”, “zirconia”, “zirconium”, yttrium tetragonal zirconia polycrystalline”, “Y-TZP”, “classification”, “low temperature degradation”, LTD”, com os termos mesclados “and” e “or”. Foram elegíveis para este trabalho estudos clínicos, meta análises e revisões sistemáticas, estudos randomizados, estudos prospetivos de coorte e trabalhos *in vivo* e *in vitro*. Os artigos não tinham relevância para o título e temas abordados neste trabalho ou que não estava disponível os artigos completos foram excluídos. Foram revistos 96 artigos e incluídos 49 artigos nesta revisão. Para remoção de artigos duplicados e organização das referências bibliográficas foi usado o software gestor de citações Mendeley.

3 - Zircónio – Estado de arte

O zircónio como material biomédico foi introduzido na década de 80 para resolver o problema da fragilidade da alumina (Chevalier, 2005), em próteses ortopédicas. Na década de 90 passou a ser usado na área da Medicina Dentária, pelas suas propriedades físicas, químicas, mecânicas e pela sua biocompatibilidade. A sua utilização foi ampliada com a introdução dos sistemas CAD-CAM (Guess et al., 2012). Caracteriza-se por ser um material denso, homogeneidade monocristalina, baixa condução térmica, baixo potencial de corrosão e boa radiopacidade. Y-TZP apresenta alta resistência à flexão (900-1200 MPa) e à fratura ($9-10 \text{ Mpa}\cdot\text{m}^{0.5}$) (Guess et al., 2012).

Como matéria-prima, o zirconium (Zr) (figura 1) é um metal relativamente macio, dúctil, brilhante e prateado.



Figura 1 - zircónio - retirado de <https://www.infoescola.com/wp-content/uploads/2011/03/zirconio-metalico.jpg>

O zircónio é um material polimórfico que existe na natureza em três formas alótropas: fase monolítica (m) que é estável a temperatura ambiente até 1170°C. A esta temperatura transforma-se para fase tetragonal (t), que é estável até 2370°C (Prado et al., 2019). Após esta temperatura altera-se para a fase cúbica (c) que permanece inalterada até à sua temperatura de fusão de 2680°C (figura 2) (Gracis et al., 2015) (Prado et al., 2019) (Y. Zhang & Lawn, 2017) (Bogna Stawarczyk et al., 2017) (Zarone et al., 2019).

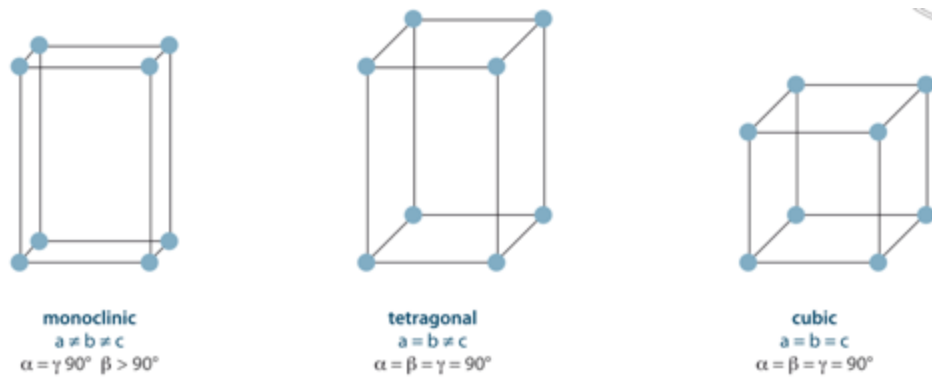


Figura 2 - As três fases do zircônio (imagem retirada de Stawarczyk et al, 2017)

Durante o processo de arrefecimento, a massa fundida de zircônio puro, a fase cúbica primeiro cristaliza à temperatura de 2680°C, passa depois para a fase tetragonal a 2370°C e finalmente à temperatura de 1170°C dá-se a transformação para a fase monolítica, até à temperatura ambiente, na qual o zircônio está disponível. (Bogna Stawarczyk et al., 2017)

A última transformação de tetragonal para monolítica, é também descrita como transformação martensítica e é caracterizada por um aumento de volume na ordem dos 4% (Bogna Stawarczyk et al., 2017).

Este aumento de volume durante o arrefecimento, torna impossível sintetizar cerâmicas a partir de zircônio puro, porque este aumento de volume leva a um excesso de tensão e ao desenvolvimento de cracks na estrutura da cerâmica. A transformação martensítica durante o arrefecimento pode ser prevenida pela adição de óxidos estabilizantes, que são incorporados na rede cristalina do zircônio. Com isto, a estrutura é arrefecida até à temperatura ambiente, na forma tetragonal ou na nova forma cúbica tetragonal. O zircônio mais encontrado no mercado é o estabilizado com óxido de ítrio (Y-TZP)(Bogna Stawarczyk et al., 2017).

3.1 Processamento industrial

O material usado em Medicina Dentária é o Óxido de Zircônio, vulgarmente chamado de Zircônio (em inglês – Zirconia), geralmente obtido por um processo extenso e dispendioso de produção e purificação e fica disponível na forma de um pó cristalino branco de alta fusão (Bogna Stawarczyk et al., 2017).

A este pó são adicionados dopantes e agentes estabilizadores (figura3) que são industrialmente prensados e pré-sinterizados a altas temperaturas; os agentes de ligação são queimados nesta fase, mas o material pouco endurece por este processo de pré-tratamento. É assim que são fabricados os chamados blocos de zircônio pré-sinterizados, que são usados em laboratórios de prótese dentária no processo “soft-milling”.

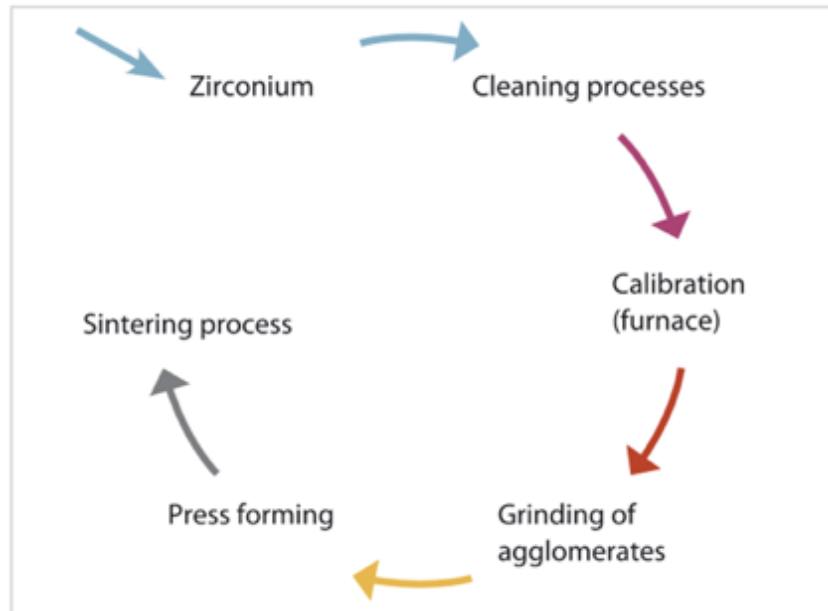


Figura 3 - Preparação do pó de zircônio (Stawarczyk et al, 2017)

Zircônio é conhecido pela sua estrutura polimórfica que existe na sua forma monolítica à temperatura ambiente e forma tetragonal em temperaturas entre os 1170°C e 2370°C, a partir da qual se transforma na sua forma cúbica. O arrefecimento do zircônio até à temperatura ambiente cria uma expansão volumétrica entre 3% e 4% (figura 4), que resulta na transformação da fase tetragonal para a fase monolítica (Zarone et al., 2019). Esta expansão gera stress que causa fendas e que se propagam dentro da cerâmica pura de zircônio tornando-a quebradiça. Vários óxidos de metal (dopantes) tais como ítrio, magnésio, cálcio, cério e lantânio (Miyazaki et al., 2013)(Gracis et al., 2015), têm sido adicionados ao zircônio puro para o estabilizar na sua forma tetragonal à temperatura ambiente (Sulaiman et al., 2017). Das três formas, o zircônio na forma tetragonal oferece as melhores propriedades mecânicas (Tong et al., 2015) (Sen & Isler, 2019). A reversão da fase tetragonal para a fase monolítica é ativada externamente pelo stress e resulta em expansão (figura 4) e alteração de forma de grãos individualmente. Dos vários dopantes

o óxido de ítrio demonstrou ser o mais eficaz em proporcionar uma combinação de alta resistência e tenacidade (Sulaiman et al., 2017).



Figura 4 - Passagem da fase tetragonal a monolítica e vice-versa (imagem retirada de Stawarczyk et al, 2017)

Sob efeito mecânico, térmico e/ou combinado com stress, a energia absorvida pode quebrar parte das ligações atômicas da estrutura policristalina, tornando os cristais tetragonais numa forma monolítica mais estável. Esta transformação espontânea e irreversível é conhecida como a fase de transformação de endurecimento ou martensítica e, é acompanhada por um aumento do volume dos cristais na ordem dos 4-5%, criando uma compressão significativa dentro do material. Pela perspectiva tecnológica e protética, esta transformação martensítica foi vista como uma importante vantagem, pois permite uma espécie de auto-reparação e, efetivamente permite bloquear ou pelo menos limitar a propagação das micro-fendas e fraturas dentro do material (Prado et al., 2019) (Y. Zhang & Lawn, 2017) (Zarone et al., 2019). Na realidade, o subsequente aumento de volume dos cristais gera “comses” na zona de fratura limitando a propagação da fenda. Esta foi uma excelente descoberta pois, à temperatura ambiente esta transformação é irreversível, localizada e centrada no local de stress (zona de carga oclusal, zona impacto traumático, etc). Uma vez que é atingida a propagação da fratura na zona limitada de ação na configuração monolítica, não será possível limitar a fenda. Pelo contrário, o aquecimento do zircônio monolítico até 900-1000°C (tratamento térmico) torna a transformação martensítica reversível, pelo processo de “regeneração”, ou seja, os cristais monolíticos podem voltar à forma tetragonal, dando-se o relaxamento do stress compressivo dentro do material. Para aproveitar as vantagens da transformação martensítica, na produção industrial, o zircônio cúbico e tetragonal é estabilizado com óxidos, conforme visto anteriormente. A percentagem destes dopantes varia de fabricante para fabricante, que contribuem para a estabilização do zircônio na forma cristalina tetragonal, que é

termodinamicamente metastável à temperatura ambiente, prevenindo a transformação espontânea para os cristais monolíticos mais estáveis. No entanto, estes dopantes podem ser perdidos após trauma ou modificações superficiais, tais como, ajustes oclusais, desgaste, polimento, etc. ou envelhecimento do material (Zarone et al., 2019).

“Zirconia’s ability to transform under mechanical stress represents one of the most remarkable findings in the field (Chevalier, Gremillard, Deville, 2007)” (Prado et al., 2019)

“A capacidade do zircónio se transformar sob stress mecânico, representa uma das descobertas mais notáveis no campo (Chevalier, Gremillard, Deville, 2007)” (Prado et al., 2019).

3.2 - Fresagem

Para a fresagem de restaurações em zircónio em laboratório, existem duas opções principais: a utilização de blocos de zircónio pré-sinterizados (soft milling) e blocos totalmente sinterizados (hard milling). Esta última tem como desvantagens o aumento do tempo de fresagem, a diminuição da duração das brocas, aumentando os custos de produção e, introdução de mais defeitos de superfície, que promove a degradação a baixa temperatura (Hee Kyung Kim & Kim, 2017); enquanto que na fresagem de blocos pré-sinterizados, o processo de fresagem requer menos tempo e há menos desgaste nas brocas (tornando o processo mais rentável em custo e tempo), e as peças são submetidas a um processo final de sinterização que diminui ou remove qualquer potencial stress residual introduzido durante a fresagem (Zucuni et al., 2017). Porque há mais vantagens na fresagem de blocos pré-sinterizados em relação aos totalmente sinterizados, a fresagem de blocos pré-sinterizados é a mais comum.

Os blocos pré-sinterizados de zircónio podem ser usados para confeccionar coifas, inlays, onlays, pilares, coroas, coroas telescópicas e próteses sobre implantes (Prado et al., 2019).

Muitos procedimentos são necessários para a produção de coroas em zircónio monolítico usando a tecnologia CAD/CAM. Primeiramente, as coroas são fresadas a partir de blocos de zircónio pré-sinterizados que depois são sinterizados a temperaturas entre 1350-1600°C. Durante a sinterização, as coroas reduzem de tamanho na ordem dos 18-20% devido à contração. As superfícies exteriores normalmente são polidas até terem uma aparência brilhante e pode-se fazer o tratamento de calor (Ban, 2019).

4 - Desenvolvimento do zircônio

4.1 - 1ª Geração (3Y-TZP)

A primeira geração de zircônio (policristais de zircônio tetragonal – 3Y-TZP) contém 0,25% de alumina (Al_2O_3), que ajuda à sinterização e 3 mol% de óxido de ítrio (Y_2O_3). Tem tamanho pequeno de grão (0.3-0.5 μm) e apresenta resistência à fratura de 9-10MPa/ m^2 e resistência à flexão acima de 1 Gpa. (Y. Zhang & Lawn, 2017)(Ahmed et al., 2019).

A melhoria do zircônio com grande opacidade, denominado como zircônio de primeira geração (Y-TZP) resultou no surgimento de zircônios com mais translucidez como é o caso dos de segunda e terceira geração. O aumento da translucidez deveu-se ao aumento da quantidade de ítrio (4-5 mol%), de forma a estabilizar este material na sua fase cúbica, que é mais estética. Estudos (McLaren et al., 2017)(Y. Zhang & Lawn, 2017) indicam também que a redução da quantidade de alumina, a otimização dos protocolos de sinterização, a redução de porosidades e o aumento da estrutura dos grãos contribuíram para a alteração da refração no material (Prado et al., 2019).

4.2 – 2ª Geração (3Y-PSZ)

A segunda geração de zircônio, zircônio parcialmente estabilizado (3Y-TZP), contém 3 mol% de Y_2O_3 , mas o Al_2O_3 foi eliminado e a temperatura e/ou a tempo de sinterização é aumentado. O tamanho do grão aumenta para 0,5 a 0,7 μm , e o conteúdo de fase cúbica aumenta de 6-12% para 20-30%. Como consequência, a aumenta a translucidez mas a força biaxial diminuiu para 900 a 1150MPa.(Y. Zhang & Lawn, 2017) (Ahmed et al., 2019).

Porque a segunda geração ainda tinha uma translucidez inferior às cerâmicas vítreas, surgiu a terceira geração de zircônio (Bogna Stawarczyk et al., 2017).

4.3 – 3ª Geração (4Y e 5Y-PSZ)

A terceira geração de zircônio, 4Y e 5Y-PSZ contém mais zircônio isotrópico cúbico ótico (50-80%), com maior tamanho de grão entre 1 a 4 μm e é produzida pelo aumento Y_2O_3 para 4 a 5 mol% e, pelo aumento da temperatura e/ou tempo de sinterização, mais do que na segunda geração. No entanto, como a fase cúbica é mais fraca e frágil do que a porção tetragonal, põe em risco a resistência do zircônio. Nesta terceira geração,

translucidez aumenta mas a força biaxial diminui para 450 a 700MPa.(Y. Zhang & Lawn, 2017) (Ahmed et al., 2019).

Esta 3ª geração também é descrita como totalmente estabilizada, não sendo só metaestável na fase tetragonal, mas também contém fase cúbica até 53%, sendo por isso uma mistura de estrutura tetragonal e cúbica (Bogna Stawarczyk et al., 2017).

Os grãos tetragonais são metastáveis na natureza e podem-se transformar espontaneamente na forma monolítica, induzindo stress e no limite conduzindo à fratura. As propriedades mecânicas de PSZ são em grande medida influenciadas pelo tamanho do grão e conteúdo em ítrio. Na tentativa de melhorar as propriedades óticas do zircônio monolítico, os fabricantes produziram zircônio estabilizado por ítrio pela adição de mais zircônio na forma cúbica e aumentando a quantidade de ítrio de 6 mol % para mol 8%, sendo esta estabilização em grande medida dependente da temperatura de sinterização. Este zircônio, denominado por zircônio totalmente estabilizado (FSZ), possui propriedades físicas e mecânicas inferiores ao parcialmente estabilizado (PSZ), com resistência à flexão abaixo dos 600 Mpa (Sulaiman et al., 2017).

Entre os materiais cerâmicos, o zircônio policristalino tetragonal estabilizado com 3 mol% de ítrio (3Y-TZP) passou a ser uma referência na dentisteria, devido às suas excelentes propriedades mecânicas e estética aceitável. Em termos de resistência à flexão, 3Y-TZP é a única cerâmica de óxido que garante valores acima de 1000Mpa, o que permite restaurações muito finas e múltiplas (Camposilvan et al., 2018).

O zircônio típico 3Y-TZP consiste em 5,18% do seu peso em ítrio (3% mol de ítrio) e 90% ou mais de zircônio na sua forma tetragonal. A 3M ESPE™ apresentou em 2014 um zircônio translucido experimental que continha 7,10% do seu peso em zircônio estabilizado com ítrio. O resultado foi que 75% era zircônio tetragonal e 25% zircônio na sua fase cúbica com uma média de 150 nm de tamanho de grão. Tosho Corporation© usou a mesma estratégia para produzir um novo zircônio translucido. Neste material mais concentrado em ítrio, foi usado para aumentar a fase cúbica. A fase tetragonal reduziu, mas com a diminuição da transformação martensítica a resistência à flexão e à fratura reduziu para metade ou dois terços do zircônio tetragonal parcialmente estabilizado. Numa abordagem teórica, 8% mol de ítrio resulta numa completa estabilização de fase cúbica e 4-5 mol% de conteúdo em óxido de ítrio (4Y-TZP e 5Y-TZP) resulta numa estabilização parcial de fase cúbica na ordem dos 50%. O zircônio contendo 8% mol de

ítrio foi comercializado com sendo zircônio ultra translúcido. O zircônio que contém 5 mol% de ítrio foi referido como sendo zircônio com alta translucidez. A denominação de diferentes tipos de zircônio com vários níveis de translucidez e com diferentes métodos de fabrico continua a ser confusa e seria necessário um sistema de classificação mais preciso (Ghodsi & Jafarian, 2018)

5 – Pesquisa por um material reabilitador anterior

O zircônio 3Y-TZP é um material que apresenta uma translucidez moderada e, torna-se necessária a aplicação de cerâmica estratificada, que é um processo sensível e consumidor de tempo e, acima de tudo aumenta o risco de lascas ou de delaminar.

As principais causas destas falhas são, diferenças no coeficiente de expansão térmica (CTE) entre o zircônio e a cerâmica de recobrimento, desenho inadequado da infraestrutura, arrefecimento rápido na sinterização das cerâmicas de recobrimento e baixa resistência à fratura e à flexão das cerâmicas de recobrimento em comparação com a infraestrutura de zircônio (Malkondu et al., 2016)

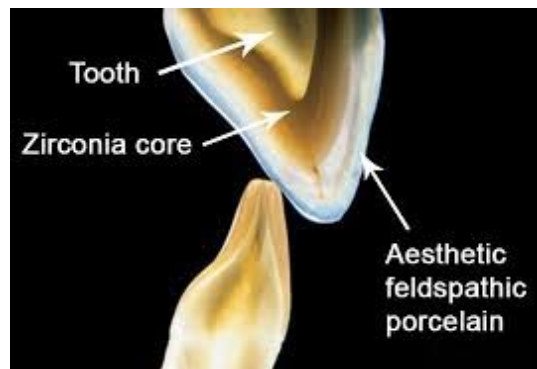


Figura 5- coroa em zircônio recoberta com cerâmica feldspática (retirado de: https://www.prestige-dental-care.com.my/blog/wp-content/uploads/2014/09/ceramic_layer.jpg)

Esta foi uma das razões pelo surgimento de outros materiais cerâmicos alternativos ao zircônio em dentes anteriores, tais como, cerâmicas de vidro reforçadas por leucite (primeira geração) e o dissilicato de lítio (segunda geração) (Camposilvan et al., 2018). Estes materiais apresentam uma resistência à flexão bastante inferior ao 3Y-TZP (350-400 Mpa no caso do dissilicato de lítio), no entanto podem ser usados em restaurações unitárias, apresentando performances comparáveis com zircônio em restaurações totais com a mesma espessura de parede (Camposilvan et al., 2018).

Recentemente, algumas cerâmicas de vidro de silicato de lítio reforçadas por zircônio foram introduzidas para confecção de restaurações monolíticas e que mostraram um incremento e significativo aumento da sua resistência com valores reportados superiores a 400 MPa (Camposilvan et al., 2018).

Na busca de restaurações em zircônio com alta translucidez, nos últimos anos foram desenvolvidos e comercializados novos tipos de zircônio. Surgem os blocos de zircônio pré-sinterizado em branco e pré-corados em várias tonalidades, com gradiente de croma em várias camadas e com vários graus de translucidez. Graças à melhoria da estética do zircônio, torna-se possível produzir restaurações sem necessidade de aplicação de cerâmica de recobrimento (pode ser aplicada uma fina camada de glaze em zonas visíveis) e com grande redução na sua espessura. São as chamadas restaurações monolíticas/ de contorno total, em que se diminui; o risco de lascas/ delaminar, o tempo de produção e custo laboratorial (Camposilvan et al., 2018) (Tabatabaian, 2018).

6 - Propriedades do Zircônio

6.1 - Resistência

Existem várias variantes nas cerâmicas de zircônio estabilizadas com óxido de ítrio, especialmente na quantidade deste óxido. O zircônio mais convencional e, de longe o mais utilizado é o óxido de zircônio tetragonal estabilizado com 3 mol % de óxido de ítrio 3Y-TZP, que se caracteriza por ter excepcionais características mecânicas. São elas a elevada resistência (capacidade de prevenir a formação de fendas) e tenacidade (capacidade de evitar a propagação de danos quando da formação de fendas). No entanto, este zircônio é opaco e é usado tipicamente em coifas e estruturas de próteses dentárias fixas (Fei Zhang et al., 2020)

A resistência e dureza do zircônio estabilizado com 5 mol % de ítrio pode baixar para metade, aproximando-se de valores da cerâmica vítrea e como consequência, é principalmente indicada para restaurações anteriores. Recordando, que o aumento do conteúdo de ítrio proporciona ao zircônio mais translucidez, melhor estabilidade quando submetido a baixa temperatura e humidade (envelhecimento), mas por outro lado piores propriedades mecânicas (Fei Zhang et al., 2020).

Takaki reportou que as propriedades mecânicas, tais como a resistência à flexão e resistência à fratura decrescem consideravelmente com o aumento da quantidade de ítrio de 2,5 para 5 mol %. As propriedades mecânicas do zircônio translúcido pode ser uma preocupação, pois o zircônio com alta translucidez pode ser produzido com estas composições (Harada et al., 2016).

No estudo “Effect of finishing/polishing techniques and low temperature degradation on the surface topography, phase transformation and flexural strength of ultra-translucent ZrO₂ ceramic”, (Vila-Nova et al., 2020) avaliaram a resistência à flexão do zircônio convencional (primeira geração) com um de terceira geração, a que chamaram de ultra-translúcido (UT) (Prettau® anterior). A resistência à flexão do zircônio convencional foi de 1398 MPa, enquanto que o UT foi de 528 MPa). Sugerem que estes resultados possam ser explicados pela alteração da microestrutura e composição do zircônio para melhorar a translucidez. O zircônio UT possui uma grande quantidade de óxido de ítrio comparativamente ao convencional e, a fase cúbica do zircônio ultra-translúcido

apresentou uma organização cúbica com comportamento isotrópico. Nesta estrutura a luz passa de grão para grão sem se disseminar, aumentando assim a translucidez.

Um recente estudo *in vitro* demonstrou que o zircônio monolítico suporta mais maior carga do que o dissilicato de lítio monolítico, zircônio estratificado ou metalo-cerâmicas. A resistência à fratura do zircônio monolítico com 1,0mm de espessura é equivalente ao das metalo-cerâmicas. A espessura de margem recomendada das ligas fundidas é aproximadamente 0,5mm. Assim, o zircônio com alta translucidez, em comparação com o zircônio usado em coifas e infraestruturas, pode ser considerado uma alternativa conservadora em segmentos posteriores em dentes pigmentados. Um vez que é recomendado apenas 1,0mm de espessura oclusal e 0,5mm de espessura de margem, este tipo de restaurações com zircônio monolítico pode ser uma solução estética e funcional (Harada et al., 2016).

Num estudo realizado por Nakamura et al (Nakamura et al., 2015), foi testado o efeito de espessura oclusal e axial de coroas em zircônio monolítico na sua resistência à fratura. Esta resistência com espessura reduzida foi comparada com coroas monolíticas em dissilicato de lítio de espessura regular. O teste de carga até à fratura revelou que as coroas em zircônio com espessura oclusal de 0,5mm foi significativamente mais elevado do que o dissilicato de lítio. Na generalidade, os testes *in vitro* mostram que as coroas em zircônio monolítico exibem uma elevada resistência à fratura mesmo com espessura mínima (Malkondu et al., 2016). As coroas em dissilicato de lítio necessitam de pelo menos 1,5 a 2,0mm de espessura oclusal para a sua sobrevivência e sucesso como demonstrado em estudos anteriores (Harada et al., 2016).

A resistência do zircônio translucido é marca dependente, ou seja, varia de fabricante para fabricante, no entanto é reportado como sendo metade do zircônio convencional 3Y-TZP (módulo elástico de 215 MPa e resistência à flexão de 1000MPa), mas três vezes superior ao material estratificado. Outros estudos mostraram resistência à fratura similar no zircônio translúcido em comparação com o zircônio opaco. A resistência à flexão neste material alega ser dois terços superior ao dissilicato de lítio e a resistência à fratura é igualmente superior ao dissilicato de lítio e restaurações com cerâmica estratificada (Ghodsí & Jafarian, 2018).

Apesar de ser sugerida em coroas de zircônio monolítico uma espessura de 0,5mm para resistência à fratura, um estudo sugeriu que fosse usada uma espessura de 0,9mm para uma cor aceitável. Também foi reportado que coroas totais em zircônio com espessura de 1,5mm têm maior probabilidade de sobrevivência do que coroas com espessura de 0,5mm. Coroas monolíticas em zircônio têm maior resistência à fratura do que coroas monolíticas em dissilicato de lítio, coroas estratificadas sobre zircônio e coroas em metalo-cerâmica. A resistência à fratura de coroas monolíticas em zircônio com uma espessura de 1,0mm pode ser equivalente a coroas em metalo-cerâmica (Turgut, 2019).

Em outro estudo realizado por Weigl et al (Weigl et al., 2018), foi reportado que as coroas monolíticas em zircônio com uma espessura de 0,5mm asseguram uma resistência aceitável independentemente do tipo de cimentação. No entanto, espessura de 0,2mm é demasiado baixa para ser estabelecida previsibilidade independentemente do tipo de cimentação. Ozer et al (Ozer et al., 2018) sugeriu que espessuras entre 0,7 e 1,3mm seriam ideais para a fabricação de coroas monolíticas em zircônio (Kontonasaki et al., 2019).

6.2 - Translucidez

Em relação à translucidez, é importante salientar que nos estudos, os espécimes são comparados com a mesma espessura. As restaurações monolíticas em dissilicato de lítio necessitam de uma espessura oclusal mínima de 1,5mm para ser capaz de suportar o stress em boca. Assim, pode-se dizer que o zircônio de terceira geração pode ser usado com sucesso em prática clínica, quando há indicação para restaurações monolíticas, sendo necessária menor redução dentária oclusal (Bogna Stawarczyk et al., 2017).

A translucidez da terceira geração de zircônio foi comparada por Harata et al (Harata et al., 2016) com a translucidez do dissilicato de lítio (figura 6). Com uma espessura de 0,5mm o dissilicato de lítio (IPS e.max CAD LT) apresentou uma translucidez significativamente mais alta do que o zircônio. Com 1mm de espessura, também chegaram à mesma conclusão. No entanto, as restaurações monolíticas com dissilicato de lítio necessitam de maior espessura (cerca de 1,5mm ou mais) para suportar o stress em boca. Apesar do zircônio ser menos translucido, é capaz de suportar cargas mastigatórias com menos espessura, tornando-o comparável ao dissilicato com a sua espessura mínima de resistência. Assim o zircônio de terceira geração pode ser usado na prática clínica em

indicações para restaurações monolíticas com uma menor redução dentária oclusal (Bogna Stawarczyk et al., 2017).

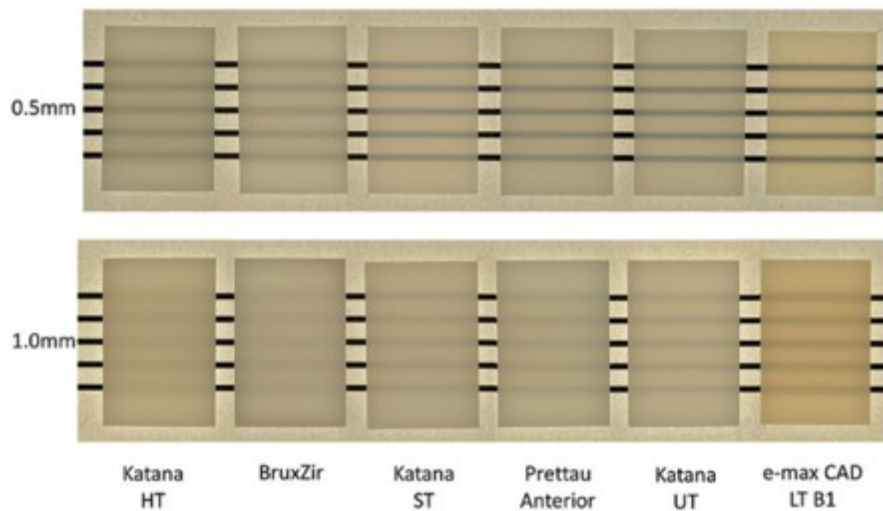


Figura 6 – Aparência das amostras (Harata, 2016)

Como visto anteriormente, o aumento da fase cúbica para aumentar a translucidez tem um efeito adverso na resistência do zircônio. Como tal, 5Y-TZP não é recomendado para restaurações múltiplas com mais de três elementos na zona posterior. O zircônio ultra-translucido tem como vantagem espessura mínima de 0,1 a 0,3mm em facetas que se torna mais conservador do que restaurações em cerâmica de vidro (Ghodsi & Jafarian, 2018).

Atualmente, a realização de coroas de contorno total usando zircônio monolítico tornou-se mais comum e com algumas vantagens, tais como, a reduzida espessura do material, a rápida fabricação e a redução da probabilidade de delaminação. Presentemente, as novas gerações para estruturas de zircônio 3Y-TZP estão disponíveis com quantidades e tamanhos de grão de Al_2O_3 mínimos, que conduzem a uma maior translucidez. No entanto, as melhorias nas propriedades óticas são insuficientes e a utilização de cerâmicas de recobrimento continuam a ser necessárias. Como os tamanhos dos grãos do zircônio 4Y-TZP são maiores, a translucidez é superior em relação ao 3Y-TZP (Turgut, 2019).

6.3 – Características óticas

A alumina atua com um efeito negativo na dispersão de luz. No zircónio de segunda geração em que eliminou todo o conteúdo de alumina, verificou-se que o zircónio não possuía grande translucidez. Isto deve-se à grande birrefringência (figura 7), que é um efeito da fase tetragonal do zircónio ($t\text{-ZrO}_2$). De facto, a fase tetragonal do zircónio e todos os cristais não cúbicos são opticamente anisotrópicos, fazendo com que a transmissão de luz, incluindo a reflexão e refração nos limites dos grãos se façam em diferentes direções (Fei Zhang et al., 2020).

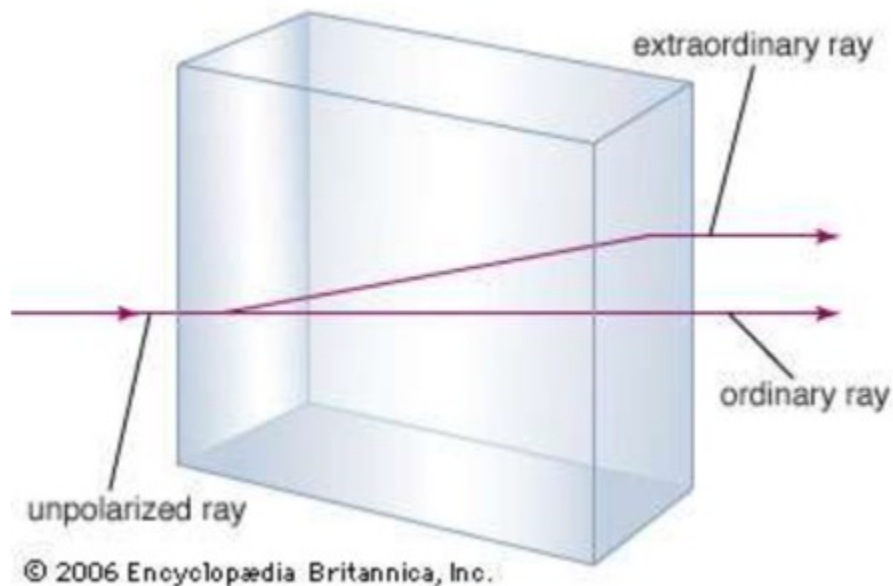


Figura 7 - Birrefringência - retirado de <http://www.geologo.com.br/icelandspar.asp>

Com o objetivo de diminuir a birrefringência, surgiram mais recentemente cerâmicas de óxido de zircónio parcialmente estabilizadas (PSZ) com maior conteúdo em ítrio, cerca de 4% a 5% e que foram consideradas as cerâmicas de zircónio de terceira geração (Fei Zhang et al., 2019)(Fei Zhang et al., 2020) em que a fração da fase cúbica torna-se mais elevada do que no zircónio convencional 3Y-TZP. Esta estratégia, de aumentar o conteúdo de ítrio foi considerada como uma via robusta para alcançar a translucidez do zircónio (Fei Zhang et al., 2020), pela introdução de mais fase cúbica que é opticamente isotrópica, menos fase tetragonal que é birrefringente (figura 8) , assim como a

minimização de transmissão de luz pelas fases secundárias como sejam as partículas de alumina e porosidades (Fei Zhang et al., 2019).



Figura 8 - efeito da birrefringência - retirada de <http://www.geologo.com.br/icelandspar.asp>

O zircônio cúbico é transparente e conseqüentemente uma quantidade mais alta desta fase resulta numa maior translucidez, mas como conseqüência a resistência à fratura diminui (Kvam et al., 2019)(Shen et al., 2019).

O zircônio 3Y-TZP contém tipicamente 80% de massa óxido de zircônio na forma tetragonal ($t\text{-ZrO}_2$) e 20% na forma cúbica ($c\text{-ZrO}_2$), enquanto de o zircônio parcialmente estabilizado (PSZ) com 4-6 mol % de óxido de ítrio contém 40-70% da sua massa em zircônio na sua forma cúbica, dependendo da quantidade de ítrio e da temperatura de sinterização. A importância de introduzir mais zircônio na sua forma cúbica é bem conhecida, pois o zircônio cúbico é pouco birrefringente e não se transforma sob stress e condições húmidas (Fei Zhang et al., 2020).

O zircônio opaco possui resistência à flexão significativamente alta e é indicado para restaurações na zona posterior da boca enquanto que, o zircônio translucido tem uma aparência estética mais natural, mas mais baixas propriedades mecânicas. A presença de fase cúbica no zircônio translucido é responsável pelo aumento das propriedades óticas, no entanto existe uma redução significativa das propriedades mecânicas, o que pode ser considerado um recuo (Kontonasaki et al., 2019).

A obtenção de um zircônio mais translucido pode ser alcançado com várias estratégias: pela redução de porosidades residuais (adicionando uma fase vítrea ou alguns aditivos de sinterização), refinamento da microestrutura para que os limites dos grãos não interfiram com a transmissão de luz, aumentando consideravelmente o tamanho dos grãos para que haja menos limites dos mesmos e/ou introdução de mais fase cúbica, que é mais isotrópica e não produz a birrefringência. Todas estas estratégias foram seguidas pelos fabricantes que anunciam uma melhoria na translucidez. Atualmente encontra-se no mercado zircônio estabilizado com ítrio, com mais conteúdo deste e que revela um maior conteúdo de fase cúbica. Estas modificações na microestrutura implicam melhorias nas propriedades óticas, mas também, se traduzem em modificações nas suas propriedades mecânicas e estabilidade a longo prazo (Camposilvan et al., 2018).

O maior tamanho dos grãos demonstra mais alta translucidez e, este tamanho também depende das condições de sinterização. Se a temperatura de sinterização aumenta, o tamanho dos grãos também aumenta. Geralmente o zircônio mais translucido é sinterizado entre 1450 e 1550°C e o zircônio convencional entre os 1200 e 1350°C (Harada et al., 2016).

6.4 - Opacidade

A opacidade aumenta quando o tamanho dos grãos é maior que o comprimento de onda da luz incidente e a diferente orientação dos grãos resulta na birrefringência nos limites dos grãos resultado da descontinuidade. O tipo e quantidade de dopantes e estabilizadores também afeta a translucidez. O aumento da quantidade de ítrio leva ao aumento do tamanho do grão com mais fase cúbica, que é isotrópico e que ao contrário das outras fases do zircônio, não produz birrefringência. Os grãos na sua forma cúbica não se transformam à temperatura ambiente, o que faz aumentar a resistência à degradação ou envelhecimento do zircônio (Sen & Isler, 2019). Materiais que contenham partículas com tamanhos até 0,1µm parecem menos opacos devido à menor refração e absorção quando expostos à luz no espectro do visível. Materiais com partículas maiores que 10µm têm uma reflexão, absorção e refração de superfície, e quando o número de partículas por unidade de volume é pequeno, a opacidade pode ser reduzida por menos reflexão (Pekkan et al., 2020).

A aparência opaca do zircônio deve-se à interação do tamanho dos grãos típico do zircônio (aproximadamente $0,4\mu\text{m}$) que em comparação com o comprimento de onda da luz ($0,1$ a $0,7\ \mu\text{m}$), é incompatível com o índice de refração entre os grãos e a matriz e, a presença das fases monolítica, tetragonal e cúbicas também diferem nos índices de refração. Estes fatores fazem com que a luz incidente seja mais dissipada do que a luz que atravessa o material resultando numa aparência mais opaca. Para resolver este problema, muitos esforços foram feitos com uma estratégia básica de alterar o tamanho dos grãos e fazer com que o índice de refração da parte cristalina e da matriz fossem idênticos. O primeiro método foi aumentar o tamanho do grão e, foi demonstrado que com este aumento o contraste também aumentou. No entanto esta alteração de estrutura levou a uma redução na resistência do material (Ghodsi & Jafarian, 2018).

O aumento ou diminuição do tamanho do grão afeta a resistência do zircônio. Tamanhos de $0,9$ a $1,4\ \mu\text{m}$ aumenta a resistência à fratura de $650\ \text{MPa}$ para $1000\ \text{MPa}$. Acima de $1,4\ \mu\text{m}$ a resistência à fratura diminui para $750\ \text{MPa}$ com uma média de $1,8\mu\text{m}$ (Ghodsi & Jafarian, 2018).

6.5 - Coloração

Zircônio deve ser corado para replicar as várias estruturas dos dentes.

Num estudo conduzido por Kim et al (H.K. Kim & Kim, 2014), em que avaliou a aplicação de líquidos de coloração, os autores concluíram que a repetição da aplicação de líquidos corantes fazia com que o zircônio ficasse mais escuro e amarelado. Além do mais, a opalescência do zircônio monolítico era reduzida com a aplicação destes líquidos. Também concluíram que a translucidez não pode ser controlada com o processo de coloração (Malkondu et al., 2016).

A coloração externa pode ser obtida pela imersão das peças em zircônio não sinterizado ou pré-sinterizado não corado em líquidos corantes ou, utilizando corantes de revestimento em zircônio sinterizado (stains). Na técnica de imersão, o tipo e a cor dos líquidos de coloração e o tempo de imersão deve ser considerado (Pekkan et al., 2019) conforme o tipo de zircônio e as indicações do fabricante.

Existem dois tipos de líquidos de coloração: os de base aquosa e os de base ácida. Os líquidos de base ácida diminuem a dureza do zircônio e assim os líquidos de base aquosa são os mais utilizados. A imersão normalmente demora de 3 a 10 segundos e em alguns casos pode ir até aos 60 segundos. O prolongamento da imersão (superior a 2 minutos) pode baixar a resistência e deteriorar a cor (Tabatabaian, 2018).

Três técnicas de coloração estão disponíveis para a coloração do zircônio em laboratório, que incluem a imersão de zircônio pré-sinterizado em líquidos de coloração, a aplicação destes líquidos com pincel, permitindo melhor caracterização da peça (figura 9) e a aplicação de corantes (stains) com pinceis em zircônio já sinterizado. Apesar aspetos negativos nas propriedades mecânicas reportados por alguns investigadores, Sedda et al (Sedda et al., 2015) não descobriu perda na resistência à flexão na sequência da sua utilização de um conjunto de líquidos corantes. Além disso, Nakamura et al (Nakamura et al., 2016) descobriram que o zircônio corado possuía uma resistência à flexão biaxial idêntica ao zircônio não corado e maior resistência à degradação do zircônio a baixa temperatura independentemente da técnica de coloração (Tabatabaian, 2018).



Figura 9 - exemplo de coloração extrínseca com pincel e corantes (WhitePeaks Dental Solutions)

Recentemente, os fabricantes começaram a produzir zircônio monolítico pré-corado, zircônio monolítico para coloração externa e zircônio monolítico corado em camadas, com diferentes níveis de translucidez, alta, super e ultra-translúcido. Os blocos pré-

corados são fabricados pela adição de pigmentos, que são óxidos metálicos, tais como Fe_2O_3 , CeO_2 e Bi_2O_3 , no pó de zircônio no processo de fabrico (Pekkan et al., 2019).

Mais recentemente, zircônio monolítico com alta translucidez e corado em camadas foi proposto como uma solução para melhorar as restaurações em zircônio. Estes blocos derivaram da conceção da produção de blocos com diferentes camadas e variados níveis de translucidez e tons. Ueda et al (Ueda et al., 2015) investigaram a transmissão de luz nas diferentes camadas deste blocos e descobriram diferentes transmissões de luz nas várias camadas e valores médios entre as camadas (Figura 10) (Pekkan et al., 2019).

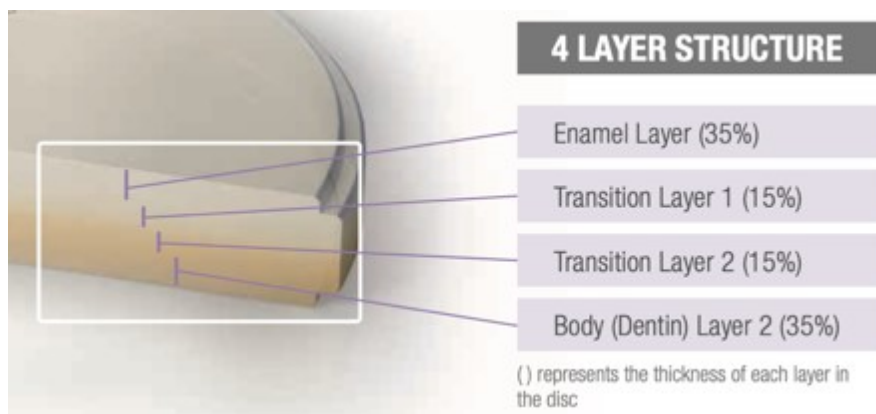


Figura 10 - estratificação multicamadas de um disco para CAD-CAM (Katana)

6.6 – Classificação

Devido ao elevado número de produtos disponíveis e velocidade com que são introduzidos no mercado, os clínicos encaram com um processo de decisão complexo quando é o momento de escolher um material restaurador para um caso particular. A seleção deveria ser feita com base no verdadeiro conhecimento e compreensão das características do material, mas frequentemente a escolha é feita por estudos de resistência *in vitro*, pelo grau de translucidez, pelas técnicas de fabrico, pela preferência do técnico de prótese dentária e até pelas reclamações. Classificar as cerâmicas de acordo com a sua composição é um passo lógico e na direção correta, porque compreender a composição das cerâmicas por parte de clínicos e técnicos de prótese dentária é essencial para se conseguir bons resultados, mas até agora tem se mostrado demasiado vago e pouco prático (Gracis et al., 2015). O exemplo é como as cerâmicas, incluindo o zircônio, estão

classificadas atualmente, que é de acordo com a norma ISO 6872:2015 para materiais cerâmicos usados na Dentisteria (2 tipos e 5 classes – Tabela 1)

Quanto ao tipo:

- Tipo I – produtos de cerâmica que são fornecidos em pós, pastas ou aerossóis;
- Tipo II – Outras formas de produtos de cerâmica

Class	Recommended clinical indications	Mechanical and chemical properties	
		Flexural strength [MPa] minimum value for mean (see 7.3.1.4)	Chemical solubility [µg/cm ²]
1	a) Monolithic ceramic for single-unit anterior prostheses, veneers, inlays, or onlays adhesively cemented.	50	<100
	b) Ceramic for coverage of a metal framework or a ceramic substructure.	50	<100
2	a) Monolithic ceramic for single-unit anterior or posterior prostheses adhesively cemented.	100	<100
	b) Partially or fully covered substructure ceramic for single-unit anterior or posterior prostheses adhesively cemented.	100	<2 000
3	a) Monolithic ceramic for single-unit anterior or posterior prostheses and for three-unit prostheses not involving molar restoration adhesively or non-adhesively cemented.	300	<100
	b) Partially or fully covered substructure for single-unit anterior or posterior prostheses and for three-unit prostheses not involving molar restoration adhesively or non-adhesively cemented.	300	<2 000
4	a) Monolithic ceramic for three-unit prostheses involving molar restoration.	500	<100
	b) Partially or fully covered substructure for three-unit prostheses involving molar restoration.	500	<2 000
5	Monolithic ceramic for prostheses involving partially or fully covered substructure for four or more units or fully covered substructure for prostheses involving four or more units.	800	<100

Tabela 1 - Classificação de cerâmicas para prótese fixa pela intenção da utilização, com propriedades mecânicas e químicas (ISO 6872:2015(E))

Anos atrás, foi proposta uma classificação do zircônio de acordo com a sua microestrutura, que era a seguinte: Zircônio totalmente estabilizado (FSZ), zircônio

parcialmente estabilizado (PSZ) e, policristais de zircônio tetragonal (TZP). No caso FSZ, o zircônio estaria na sua forma cúbica e continha mais de 8 mol % de óxido de ítrio. PSZ seria formado por nano-cristais tetragonais ou por partículas monolíticas numa matriz cúbica e TZP seria maioritariamente materiais monolíticos estabilizados na fase tetragonal com ítrio ou cério, na maioria. Atualmente todas as cerâmicas de zircônio são do tipo TZP e, normalmente estabilizadas com ítrio, pois esta forma tem a maior resistência depois de fresada e sinterizada (Gracis et al., 2015).

Hoje em dia, os fabricantes apresentam zircônios com vários níveis de translucidez a variar entre os 20 e 50%. Em geral, são referidos cinco níveis de translucidez. São eles, a baixa, média, alta, super e ultra translucidez. A translucidez baixa e média são essencialmente utilizadas para coifas e infraestruturas, enquanto que o zircônio com alta, super e ultra translucido (Pekkan et al., 2019) é usado em restaurações monolíticas (Tabatabaian, 2018). No entanto, o zircônio com baixa translucidez pode ser uma vantagem nos casos de dentes com descolorações, mas pode ser um problema para replicar a aparência natural das restaurações, essencialmente em casos com dentes naturais adjacentes que muitas vezes torna-se um desafio (Pekkan et al., 2019)

7 – Rugosidade, acabamento e atrição

O material restaurador ideal necessita de ser não apenas resistente ao desgaste mas também, não deve provocar desgaste excessivo aos dentes oponentes (Fei Zhang et al., 2019).

O efeito de diferentes tratamentos de superfície do zircónio monolítico tem sido bastante estudado nos últimos anos pois a sua utilização em restaurações de contorno total tem-se tornado bastante popular (Malkondu et al., 2016).

Em estudos recentes (R Amer et al., 2015),(Mundhe et al., 2015) verificou-se que a atrição do esmalte de dentes oponentes em oposição com zircónio polido era menor do que coroas revestidas com cerâmica feldspática e que, nestas últimas mostravam níveis equivalentes de desgaste ao zircónio glazeado. Além disso, em alguns estudos *in vitro* (B Stawarczyk et al., 2013),(Sripetchdanond & Leevailoj, 2014) , mostraram que a atrição do zircónio polido era semelhante às ligas de cromo-cobalto e que apresentavam menos atrição do que as cerâmicas de dissilicato de lítio (Harada et al., 2016).

A dureza de superfície e o módulo de elasticidade do zircónio é respetivamente duas e três vezes superior à da cerâmica feldspática. No entanto não existe uma correlação entre a dureza de um material e a atrição que provoca em oposição a dentes naturais (Ghodsi & Jafarian, 2018).

Seria espectável que materiais restauradores mais duros tivessem um potencial de atrição maior nos dentes oponentes no entanto, este potencial não depende apenas da dureza do material, mas também de outras propriedades tal como a rugosidade de superfície (Malkondu et al., 2016).

A atrição normal do esmalte durante um ano foi reportado como sendo cerca de 15-18 μ m em pré-molares e 29-38 μ m em molares(Ghodsi & Jafarian, 2018).

No estudo de Vila-Nova et al (Vila-Nova et al., 2020), em que avaliaram formas de acabamento/polimento de zircónio convencional e zircónio ultra-translúcido, na análise morfológica de superfície, verificaram que os cristais do zircónio convencional eram menores do que no zircónio ultra-translúcido. Esta característica tem uma importância relevante quando se avalia a rugosidade da superfície do material, pois quanto menores forem os grãos mais lisa será a superfície. No entanto, neste estudo o tipo de zircónio não

influenciou a rugosidade do material. Por outro lado, estudos indicaram que os sistemas de polimento influenciam a rugosidade.

Uma superfície suave é importante para a estética e sucesso a longo prazo de uma restauração em zircônio. Uma superfície polida com o mínimo de rugosidade pode minimizar a atrição e a adesão de biofilme bacteriano (Yang et al., 2020).

Tem sido observado que o zircônio monolítico translúcido polido possui o mínimo de abrasividade, ao contrário de quando é jateado com óxido de alumínio e depois glazeado, que causa maior atrição no esmalte dos dentes oponentes. Assim, comparando as propriedades de atrição em oponentes naturais, sugere que o zircônio monolítico provoca menor atrição quando comparado com as cerâmicas de recobrimento clássicas ou o dissilicato de lítio. Esta propriedade está relacionada com a dureza do material pois, a menor dureza do glaze ou do dissilicato de lítio provoca um aumento na delaminação de superfície. O desgaste da matriz vidrada e a exposição da fase cristalina vai aumentar a rugosidade superficial e conseqüente abrasão dos dentes naturais oponentes. Por outro lado, a distribuição e orientação homogênea, dos cristais no zircônio monolítico translúcido resulta numa superfície suave depois de polida e causa menos atrição. Foi também verificado, que ao contrário da cerâmica feldspática, o tratamento de superfície do zircônio translúcido tem um efeito significativo na atrição dos dentes naturais oponentes (Ghodsi & Jafarian, 2018).

O fator “acabamento e polimento” influencia na resistência à fratura do zircônio. No estudo de Vila-Nova et al (Vila-Nova et al., 2020), em que prepararam 300 amostras, que foram divididas em 20 grupos (15 amostras por grupo), distribuídos da seguinte forma: dois níveis de acordo com o “fator cerâmica” (zircônio convencional e zircônio ultra-translúcido); cinco níveis de acordo com o fator “acabamento e polimento” (C-grupo de controle, P-Brocas, B-borrachas diamantadas, PB-brocas + borrachas diamantadas, PG-brocas + glaze) e dois níveis de acordo com o fator “Degradação a Baixa Temperatura”. No estudo em que se avaliou o fator “acabamento e polimento”, o grupo C não sofreu qualquer tratamento; o grupo P as amostras foram acabadas com brocas diamantadas ultrafinas utilizando um motor de alta rotação e refrigerado com água; no grupo B as amostras foram polidas a 12000 rpm com borrachas de poliuretano impregnadas com diamante, até obterem uma superfície lisa e brilhante; no grupo PB usaram a combinação de brocas com borrachas diamantadas com o mesmo protocolo descrito acima; no grupo

PG após a utilização de brocas foi aplicada uma única camada de glaze aplicado com pincel e sinterizado.

O grupo que apresentou maior resistência à fratura foi o grupo em que apenas se poliu com borrachas de polimento para zircônio. As borrachas com diamante impregnado em borracha de poliuretano promovem uma superfície mais uniforme devido à fase de transformação monolítica, gerando uma camada de stress residual na superfície o que faz aumentar a resistência à fratura. Adicionalmente, o ligeiro aquecimento gerado pelas borrachas durante o polimento pode também induzir esta transformação. O aquecimento na superfície do zircônio durante o polimento pode promover a transformação da fase tetragonal para a fase monolítica e afetar assim a resistência à fratura do material. Ainda neste estudo verificaram que o grupo das amostras que foram glazeadas, apresentou maior rugosidade que o grupo que foi polido com borrachas. O glazeamento também parece contribuir para maior adesão do biofilme.

No que respeito à rugosidade (tabela 2), os grupos polimento (0,0356) e brocas + polimento (0,0508) foram os que apresentaram a menor rugosidade e que foi estatisticamente diferente dos restantes grupos. As amostras que apenas foram acabadas com brocas apresentaram maiores valores de rugosidade, estatisticamente diferente dos outros grupos.

Acabamento e Polimento	Ra (μm)
Brocas	0,5360 ^A ±0.15
Brocas + glaze	0.3948 ^B ±0.30
Grupo de controlo	0.3419 ^B ±0.12
Brocas + Polidores borracha impregnados com diamante	0.0508 ^C ±0.03
Polidores borracha impregnados com diamante	0.0356 ^C ±0.03
*As letras correspondem a diferenças estatísticas entre grupos	

Tabela 2 – Valores (μm) médios de rugosidade (Ra) com derivações para os vários grupos experimentais (Vila-Nova et al, 2020)

Na análise da morfologia superficial obtida por perfilometria ótica (Figura 11), para cada um dos grupos de “acabamento e polimento”, o grupo em foram usadas brocas para o polimento foi o que apresentou altos e baixos mais pronunciados em relação aos demais. O grupo em que se poliu com borrachas diamantadas apresentou uma superfície mais uniforme. Ilhas de glaze foram encontradas no grupo onde a superfície foi acabada com

brocas e depois glazeada e que, demonstrou que a aplicação de glaze não foi suficiente para cobrir toda a superfície.

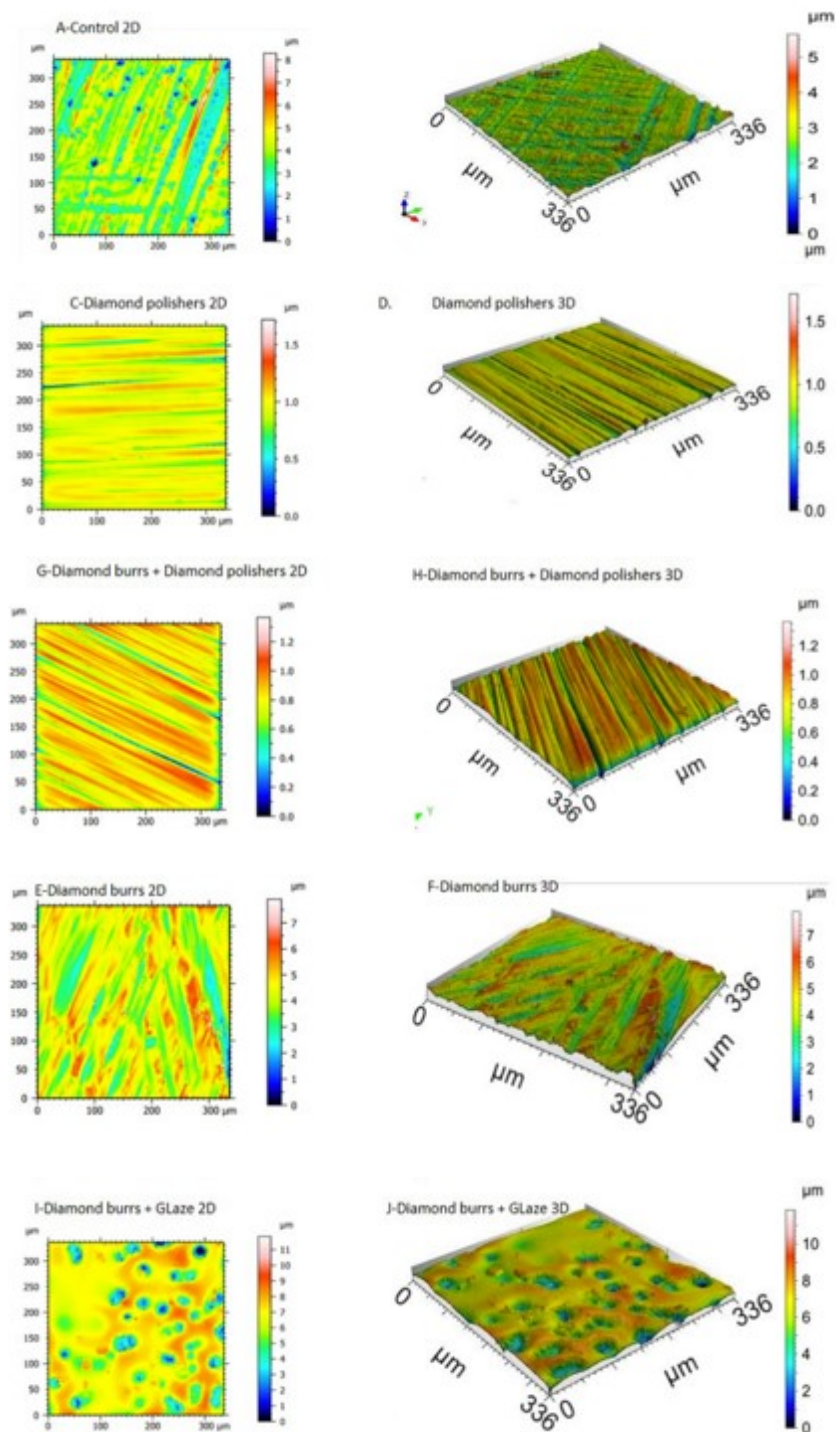


Figura 11 - Imagens de tomografia de superfície a 2D(esquerda) e 3D (direita) dos diferentes grupos com acabamento/polimento diferentes (Vila-Nova et al., 2020)

7.1 - Atrição

De uma forma geral o tipo de acabamento das peças em zircônio vai afetar a atrição que irá provocar em dentes antagonistas naturais. Este assunto tem sido bastante estudado nos últimos anos, como já foi referido. No estudo de Malkondu et al (Malkondu et al., 2016) (Resumo na tabela 3), fazem referência a vários desses estudos. Por exemplo, no estudo feito por Sabrah et al (Sabrah et al., 2013), mostraram que o zircônio polido produzia menos desgaste na hidroxiapatite sintética num teste de atrição de rotação de dois corpos do pino no disco, que foi comparado com o zircônio glazeado e zircônio maquinado (os resultados foram 1,3; 2,7 e 2,7mm³ respectivamente). Já Janyavula et al (Janyavula et al., 2013) avaliaram o desgaste do zircônio polido, glazeado, zircônio polido e depois reglazeado, esmalte e esmalte recoberto com cerâmica e usaram um aparelho de teste de desgaste Alabama. Os autores relataram que o volume de esmalte perdido no grupo do zircônio polido era o menor (0,11±0,04mm³ depois de 200.000 ciclos e 0,21±0,05mm³ depois de 400.000 ciclos). O grupo do zircônio polido e do zircônio polido e depois reglazeado mostrou um desgaste significativo no esmalte (0,59±0,1mm³ e 0,87±0,21mm³ depois de 200.000 ciclos e 0,88±0,12mm³ e 1,19±0,2mm³ depois dos 400.000 ciclos respetivamente). O grupo que apresentou um nível de desgaste de esmalte mais pronunciado foi o da cerâmica de recobrimento (1,45±0,5mm³ ao fim de 200.000 ciclos e 2,15±0,5mm³ depois de 400.000 ciclos). Estes autores concluíram que o zircônio polido apresentava menos desgaste para o esmalte de dentes oponentes.

Kontos et al (Kontos et al., 2013) testaram a capacidade de desgaste do zircônio após vários tratamentos de superfície e, usaram também tal como Janyavula et al, o aparelho de teste de Alabama. O zircônio polido mostrou o mais baixo efeito de desgaste (66±23µm) numa bola de esteatite usada como antagonista ao contrário do zircônio glazeado que mostrou o mais alto efeito de desgaste (85±33µm).

No estudo de Sripetchdanond and Leevailoj (Sripetchdanond & Leevailoj, 2014), a média de profundidade de esmalte desgastado pelo zircônio monolítico foi substancialmente mais baixo (1,82±0,75mm) do que o desgastado pela cerâmica (7,32±2,06mm) e pelo próprio esmalte (10,72±6,31 e 8,81±5,16mm). Outro estudo de Junge et al (Jung et al., 2010) foi reportado que o zircônio polido produzia menos desgaste (0,031±0,033mm³) quando testado com um simulador de mastigação, do que o zircônio glazeado (0,078±0,063mm³).

Em concordância com resultados anteriores, Amer et al (Rafat Amer et al., 2014) descobriu que o cristal de zircônio polido resultava em menos desgaste para o esmalte de dentes antagonistas que a superfície glazeada, depois de teste de três corpos. No teste de desgaste de dois corpos do zircônio monolítico os resultados foram semelhantes. Um rácio mais baixo de desgaste em esmalte de dentes naturais foi encontrado no grupo de zircônio monolítico polido (tanto polimento manual como mecânico) em comparação com o glazeado. No entanto, foram encontradas mais fraturas de esmalte. O zircônio polido mostrou um resultado idêntico contra esteatite* como antagonista no teste de dois corpos realizado por Preis et al (Preis et al., 2013). Noutro estudo (Mormann et al., 2013) em que usaram o teste de dois corpos, o zircônio monolítico não mostrou nenhum desgaste e o esmalte como oponente revelou pouco desgaste.

Noutro estudo de Zurek et al (Zurek et al., 2019), verificaram que o zircônio monolítico polido e glazeado apresentava menos desgaste de volume do que o zircônio monolítico glazeado. Baseado em resultados de vários estudos a camada de glaze que reveste o zircônio (Y-TZP) pode ser perdida com o tempo e a restauração entrará em contacto com dente oponente ou restauração. Assim, o acabamento/estado da superfície do zircônio monolítico torna-se mais importante para a meta estabilidade do material (Pekkan et al., 2019).

*Esteatite também chamada de pedra de talco ou pedra-sabão, é uma rocha com baixa dureza (dureza 1 na escala de Mohs), por conter grandes quantidades de talco na sua constituição e é usada como substituto de esmalte em testes de simulação de mastigação, normalmente em forma de esfera.

Tabela 3 - Resumo de artigos descritos sobre ababamento e desgaste do zircônio na revisão Malkondu et al, 2016

Autor	Teste	Material	resultados	conclusões
Sabrah et al, 2013	Rotação de 2 corpos (pino no disco)	Hidroxiapatite sintética contra: Zircônio polido Zircônio glazeado Zircônio maquinado	1,3mm ³ 2,7mm ³ 2,7mm ³	Zircônio polido produz menos desgaste
Janyavula et al, 2013	Aparelho de Alabama	Esmalte contra: Zircônio polido Zircônio polido, glazeado e reglazeado Esmalte Esmalte recoberto com cerâmica	Polido: 0,11±0,04mm ³ (200.000 ciclos) e 0,21±0,05mm ³ (400.000 ciclos) Zircônio glazeado e polido: 0,59±0,1mm ³ (200.000 ciclos) e 0,88±0,12mm ³ (400.000 ciclos) Zircônio glazeado, polido e reglazeado: 0,87±0,21mm ³ (200.000 ciclos) e 1,19±0,2mm ³ (400.000 ciclos) Esmalte recoberto com cerâmica: 1,45±0,5mm ³ ao fim de (200.000 ciclos) e 2,15±0,5mm ³ depois de (400.000 ciclos)	Zircônio polido apresenta menos desgaste contra esmalte de dentes oponentes
Kontos et al, 2013	Aparelho de Alabama	Bola esteatite contra: Zircônio polido Zircônio glazeado	66±23µm 85±33µm	Zircônio polido produz menos desgaste
Sripetchdanond and Leevailoj, 2014		Esmalte contra: Zircônio monolítico Cerâmica Esmalte	1,82±0,75mm 7,32±2,06mm 10,72±6,31 e 8,81±5,16mm	Zircônio monolítico produz menos desgaste
Jung et al, 2010	Simulador de mastigação	Zircônio polido Zircônio glazeado	0,031±0,033mm ³ 0,078±0,063mm ³	Zircônio polido produz menos desgaste
Amer et al, 2013	Teste de 3 corpos	Zircônio polido Zircônio glazeado		Zircônio polido produz menos desgaste
Amer et al, 2013	Teste de 2 corpos	Esmalte contra: Zircônio glazeado Zircônio monolítico polido manualmente Zircônio monolítico polido mecanicamente		Zircônio monolítico polido manualmente ou mecanicamente produz menos desgaste
Preis et al, 2013		Esteatite contra: Zircônio polido		Zircônio polido produz menos desgaste
Zurek et al, 2019		Zircônio polido e glazeado Zircônio glazeado		Zircônio polido e glazeado produz menos desgaste

Outros estudos mostram que ao fim de cerca de 6 meses a camada de glaze pode sofrer desgaste com a consequente exposição da camada superficial de zircônio. Alguns estudos mostraram que o glazeamento do zircônio não melhorou a resistência à flexão e tornou o zircônio mais suscetível ao envelhecimento (LTD). O acabamento e polimento com uma série de instrumentos rotatórios e borrachas de polimento pode ser uma técnica alternativa mas que não é normalmente usada pelos clínicos (Mohammadi-Bassir et al., 2017). Na tabela 4 estão o resumo de alguns artigos sobre o comportamento do desgaste do zircônio translúcido, publicado no estudo de (Ghodsi & Jafarian, 2018).

Tabela 4 - Demonstração de resultados de artigos disponíveis sobre o comportamento do zircônio translúcido no desgaste (Ghodsi & Jafarian, 2018)

Autor	Método de medição	Material	Conclusão
Park J. H et al 2014	Superfície de desgaste no dente medido com microscópio eletrônico de varredura por emissão de campo (FE-SEM)	Prettau Zirkozahn (ploido) (PRT, Zirkozahn) Prettau Zirkozahn (com stains) (PRT, Zirkozahn) Prettau Zirkozahn (Com stain e glaze) (PRT, Zirkozahn) ZirBlank (Acu cera Inc) ZenoZr (WielandDental) Cerabien ZR (Noritake) (feldspathic veneering)	Todos os grupos zircônio mostraram menos desgaste do que o grupo de cerâmica feldspática Zircônio com stain e glaze mostrou mais desgaste que o zircônio polido
Stober T. et al. 2014	Avaliação do desgaste do esmalte por réplicas de gesso e digitalização 3D a laser	Pre-shaded, yttrium-stabilised zirconia (Zenostar Zr Translucent)	A quantidade de desgaste em antagonistas do esmalte após 6 meses é comparável ou inferior à causada por outros materiais cerâmicos
Stawarczyk B. et al. 2013	Teste de dois corpos com antagonistas de esmalte e zircônio medido com perfilômetro 3D e microscopia eletrônica de varrimento	zircônio com recobrimento zircônio Glazeado usando uma cerâmica de glaze zircônio glazeado usado um spray de glaze Zircônio polido manualmente Zircônio polido mecanicamente Liga de base monolítica Todos (DentaNEM, WielandDental, Technik, Pforzheim, Germany)	Zircônio monolítico translúcido polido mostrou menor taxa de desgaste nos antagonistas em esmalte, bem como no próprio material Zircônio monolítico translúcido polido desenvolveu taxas mais altas de fendas no esmalte
Hara M. et al. 2014	Desempenho de desgaste do esmalte dentário bovino usando um simulador experimental de desgaste, SEM e microanalisador de sonda de elétrons	Translucent TZP (Zpex100, Tosoh) Feldspar porcelain (VITA VMK Master Translucent, VITA Zahnfabrik)	O desgaste dos substratos de esmalte de dente bovino contra os abrasivos de zircônio translúcido foi menor do que o abrasivo de porcelana de feldspato
Kwon S et al. 2017	Simulador de mastigação. O volume perdido foi medido usando um perfilômetro sem contato	Katana UTML shade A1 (Kuraray Noritake Dental) (5Y-TZP) Katana HT shade HT10 (3Y-TZP) E.max CAD LT shade A1 (Ivoclar Vivadent AG)	Nenhum material detetável ou registro de desgaste no esmalte oponente

O comportamento de desgaste/atrição da cerâmica de zircônio de “alta resistência” 3Y-TZP fornecido por diferentes fabricantes com características microestruturais diferentes tem sido largamente investigado. Hoje em dia, não há dúvida relativamente à sua grande resistência ao desgaste com poucos ou praticamente negligenciáveis traços de desgaste em testes de simulação da mastigação, não havendo registros de reclamações de desgaste do zircônio por parte de clínicos. Devido à alta dureza do zircônio, o desgaste de dentes naturais antagonistas foi inicialmente questionada, especialmente em restaurações monolíticas. No entanto, com o incremento e a vasta utilização de restaurações em zircônio, muitos estudos não provaram que a cerâmica 3Y-TZP, quando as peças são devidamente acabadas/polidas não provocam desgaste na dentição oponente em diversos materiais. No entanto, o zircônio polido mostrou o menor desgaste contra os antagonistas

em comparação com o zircônio jateado, maquinado, glazeado e recoberto com cerâmica (Fei Zhang et al., 2019).

8 - LTD – degradação/envelhecimento do zircónio

O “PTT - phase transformation toughening” ou endurecimento de transformação de fase, a trás denominada por transformação martensítica, caracteriza-se pela passagem da fase tetragonal para a fase monolítica durante o arrefecimento do zircónio depois de sinterizado, está intimamente relacionado com um fenómeno negativo a que se chama de “LTD – Low Temperature Degradation” e é responsável pelo envelhecimento do zircónio.

À temperatura ambiente, o material pode entrar numa transformação espontânea e irreversível para a fase monolítica, mesmo na ausência de stress mecânico. Este fenómeno piora as propriedades mecânicas, sendo possível até o surgimento de fraturas espontâneas. O envelhecimento do zircónio é um fenómeno multifactorial e é afetado por várias variáveis, tais como, o tamanho dos cristais, temperatura, defeitos de superfície, técnicas de fabrico, percentagem e distribuição dos óxidos estabilizantes, stress mecânico e humidade, em particular os dois últimos fatores que podem acelerar significativamente o envelhecimento do zircónio. O envelhecimento do zircónio é conhecido como a causa da degradação das suas características, contribuindo para a iniciação de micro-fendas, redução da resistência, aumento da atrição e rugosidade, que contribui para a acumulação de placa bacteriana, até uma severa degradação de superfície que afeta ambas as propriedades mecânicas e óticas (Zarone et al., 2019).

Relativamente à estabilidade a longo prazo, há que salientar que até ao momento o 3Y-TZP é conhecido como sendo suscetível à “degradação hidrotérmica”, um fenómeno de degradação superficial que pode acontecer, dependendo da microestrutura, composição e stress, quando a superfície fica exposta a ambiente húmido e a temperaturas moderadas, incluindo o que se encontra no corpo humano. Este processo de envelhecimento consiste numa transformação lenta da fase tetragonal para a fase monolítica dos grãos à superfície em contacto com as moléculas de água. Esta transformação de superfície está associada à formação de elevações na superfície e eventuais micro fendas e remoção de grãos, que induz a uma progressiva deterioração das propriedades mecânicas (Camposilvan et al., 2018)(Prado et al., 2019).

A estabilidade do zircónio tetragonal tem sido um ponto focal para 3Y-TZP nas suas aplicações biomecânicas. Influências externas tais como, aplicação de stress, temperaturas moderadas e ambientes húmidos são conhecidos por exacerbar a degradação

do 3Y-TZP. Várias estratégias, incluindo a utilização de pós ultrafinos de zircônio com a distribuição uniforme do dopante óxido de ítrio e relativas baixas temperaturas de sinterização para a produção de uma microestrutura com grãos finos, têm sido aplicadas para alcançar a resistência à degradação. Adicionalmente, tratamentos de temperatura, tal como a aplicação de cerâmicas de recobrimento a temperaturas superiores a 900°C podem provocar a transformação reversa de fase monolítica para a fase tetragonal. No entanto, o efeito de tratamento feito pela aplicação de cerâmica de recobrimento nas propriedades mecânicas do Y-TZP continua duvidosa (Tong et al., 2015).

Harata et al (Harada et al., 2016) relatou que a redução da transformação da fase tetragonal para a fase monolítica depois do envelhecimento pode ser conseguida pela utilização de zircônio translucido contendo uma reduzida quantidade de óxido de alumínio para desenvolver a transmissão de luz e pelo aumento do conteúdo em óxido de ítrio para diminuir o LTD. Assim, na prática clínica, para minimizar o efeito do envelhecimento é de crucial importância uma seleção criteriosa do zircônio monolítico (Pekkan et al., 2019).

A degradação a baixa temperatura ou envelhecimento do zircônio começa na superfície do material e vai gradualmente aumentando em profundidade até que altera as propriedades de massa do material. Independentemente do tipo de tratamento de superfície, o envelhecimento vai conduzir ao aumento da rugosidade, aumentando as microfendas e reduzindo as suas propriedades mecânicas (20-40% de redução da resistência à fratura). Fatores tais como o conteúdo em ítrio, tamanho do grão, conteúdo da fase cúbica, quantidade de Al_2O_3 e SiO_2 e o stress residual determinam a resistência do zircônio ao envelhecimento.

Foi demonstrado (F Zhang et al., 2015) que a quantidade de Al_2O_3 deverá ser superior a 0,15% do peso (intervalo entre 0,15-0,25%) para resistir ao envelhecimento. Ao reduzir o conteúdo de alumina para 0,14% com o objetivo de aumentar a translucidez pode levar ao aumento da suscetibilidade ao envelhecimento. Apesar do envelhecimento ocorrer principalmente com temperaturas entre 200-400°C, uma longa exposição à humidade e temperatura tal como acontece no ambiente oral também resulta no envelhecimento (Ghodsí & Jafarian, 2018).

Observações experimentais têm sido sumarizadas por Yoshimura et al. (Yoshimura et al., 1987). Em materiais de engenharia, o intervalo de temperatura 200-300°C é relativamente

baixo, por isso se utiliza o termo “degradação de baixa temperatura” na degradação do zircónio. Como este intervalo de temperatura é bastante alto para as condições fisiológicas do corpo humano, foi assumido inicialmente que este tipo de degradação no zircónio não ocorria. No entanto, verificaram-se falhas em prótese da anca feitas com zircónio que fraturaram num período relativamente curto de tempo, entre 1998 e 2000. Foi concluído que estes tipos de problemas se deveram a falhas num protocolo de sinterização. Isto quer dizer que o processo de envelhecimento do zircónio pode ocorrer à temperatura corporal se não se seguirem corretamente os protocolos de sinterização do zircónio (Ban, 2019).

Esta revisão de Ban, S (Ban, 2019), descreve a degradação do zircónio com alta translucidez, a descoloração e erosão e, examina a estabilidade química do zircónio, que foi comparada com outros materiais estéticos para CAD/CAM de utilização em dentária. No caso de restaurações monolíticas de zircónio com alta translucidez, uma vez que está diretamente exposto ao ambiente da cavidade oral, existe uma preocupação relativa à sua sobrevivência a longo prazo devido ao envelhecimento. Mas esta revisão mostra que esta preocupação era infundada.

Há várias teorias que apontaram para o oxigénio como a causa da deterioração do zircónio TZP pela água.

O cenário proposto frequentemente para o envelhecimento do zircónio tetragonal consiste nos seguintes passos:

Absorção química de H₂O na superfície do zircónio;

1. Reação de H₂O na superfície do zircónio sob a forma de um ião hidroxilo (OH);
2. Penetração do OH no interior pela difusão dos limites dos grãos;
3. Preenchimento das lacunas de oxigénio dentro dos grãos, seguido da formação de defeitos nos protões;
4. Ocorrência da transformação da fase tetragonal para a fase monolítica quando as lacunas de concentração de oxigénio são reduzidas de tal forma que a fase tetragonal deixa de ser estável.

Assim, o volume da rede de cristais aumenta devido à transformação da fase tetragonal para a monolítica, que resulta em micro e macro fendas. Depois de cimentadas em boca, estas superfícies ficam expostas ao ambiente da cavidade oral, onde contactam com

alimentos e bebidas, ambos quentes e frios sofrendo stress tanto devido à alimentação como ao próprio contacto com os antagonistas. Portanto, são vários os fatores que afetam o envelhecimento do zircônio usado na reabilitação oral.

O efeito da temperatura de sinterização no envelhecimento é primariamente dependente da microestrutura do zircônio, como seja o tamanho dos grãos, o conteúdo em ítrio e a densidade. Assim, a temperatura de sinterização é um dos fatores mais efetivos na prevenção do envelhecimento. Ban (Ban, 2019) avaliou o efeito da temperatura de sinterização no envelhecimento do zircônio, em três tipos de zircônio translúcido.

Sinterizaram três tipos de zircônio 3Y (Cercon ht, Zenostar, and inCoris TZI) a 1350, 1450 e 1500°C, que depois foram sujeitos ao envelhecimento a 134°C (Figura 12).

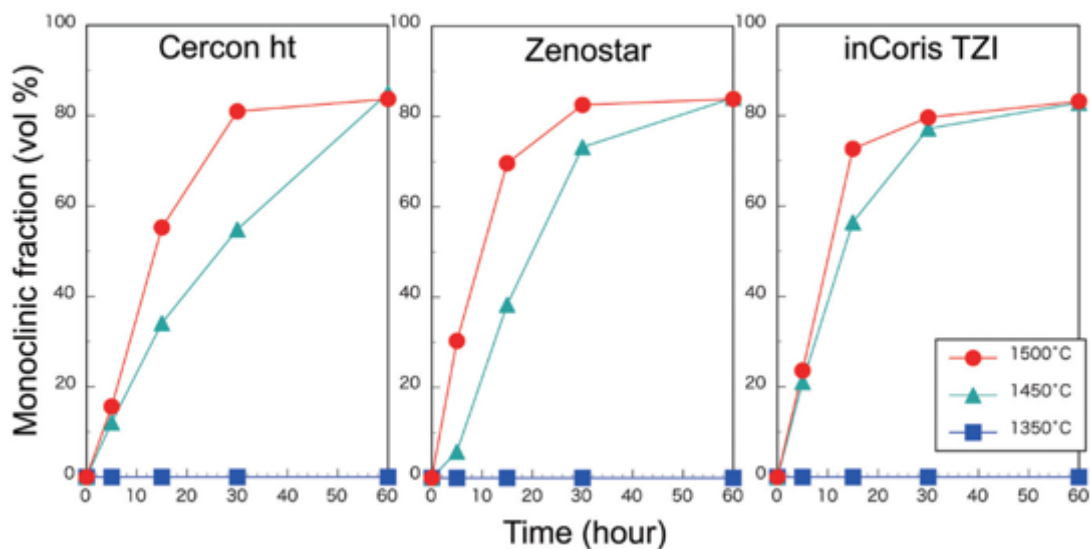


Figura 12 - Fração monolítica do zircônio com alta translucidez (3Y) (Cercon ht, Zenostar e inCoris TZI) sinterizados a 1350, 1450 e 1500°C e autoclavados a 134°C (Ban, 2019)

As amostras que foram sinterizadas a 1350°C não mostraram qualquer degradação, ao contrário das que foram sinterizadas a 1500°C que mostraram a mais alta taxa de porção monolítica, seguida das que foram sinterizadas a 1450°C. Uma temperatura mais alta de sinterização resulta na formação de um grão maior na fase cúbica se se aumentar a quantidade de ítrio, o que leva ao esgotamento do ítrio em redor dos grãos tetragonais em redor. Estes grãos atuaram como locais de transformação de fase tetragonal para a monolítica. Assim, uma temperatura de sinterização mais alta resulta numa maior suscetibilidade ao envelhecimento. Por outro lado, uma temperatura de sinterização mais baixa resulta numa diminuição da translucidez. Em caso de zircônio de alta translucidez

e na tentativa de equilibrar a translucidez com envelhecimento, a temperatura de sinterização mais usada é a de 1450°C por duas horas.

8.1 – Teste de envelhecimento do zircónio

O envelhecimento do zircónio usado quer em medicina quer em dentária deveria ser realizado a 37°C. No entanto, um teste acelerado é usado normalmente pois se fosse a 37°C seria necessário fazer o teste por um longo período de tempo, pois existe uma taxa de mudança significativamente baixa. O teste de envelhecimento especificado no ISO13356 “Implants for surgery-Ceramics materials based on yttria-stabilized tetragonal zirconia (Y-TZP)” é o seguinte: os espécimes são colocados num autoclave adequado e expostos ao vapor a $134\pm 2^\circ\text{C}$ sob uma pressão de 2 bar por 5 horas. A quantidade máxima da porção monolítica encontrada deverá ser inferior a 25%. O teste acelerado para o zircónio usado em Medicina Dentária não é especificado em nenhum ISO padrão. Assim sendo, o teste habitual é em autoclave a 134°C com vapor e sob uma pressão de 2 bar de acordo com ISO 13356, e a quantidade de transformação monolítica é determinada por difratometria por raio-X.

S. Ban, 2019 para verificar as alterações a baixas temperaturas, mediu as curvas de difração de raio-X de 6 tipos de zircónio usado em Medicina Dentária, que foram armazenadas a temperaturas de 134, 121, 105, 90, 60 e 37°C por um período de 5 anos. As cerâmicas de zircónio foram as seguintes: Cercon ht (Dentsply Sirona, Charlotte, NC, USA), Zenostar (Wieland, Ulm, Germany), inCoris TZI (Dentsply Sirona), and Upcera (Shenzhen Upcera Dental Technology, Shenzhen, China) classificadas como TZP com alta translucidez (3Y), Katana HT (Kuraray Noritake Dental, Tokyo, Japan) classificada como de alta resistência, e Nanozr (Yamakin, Osaka, Japan) que é um nanocomposito TZP estabilizado, composto com cério e alumina, que foi usado para comparação.

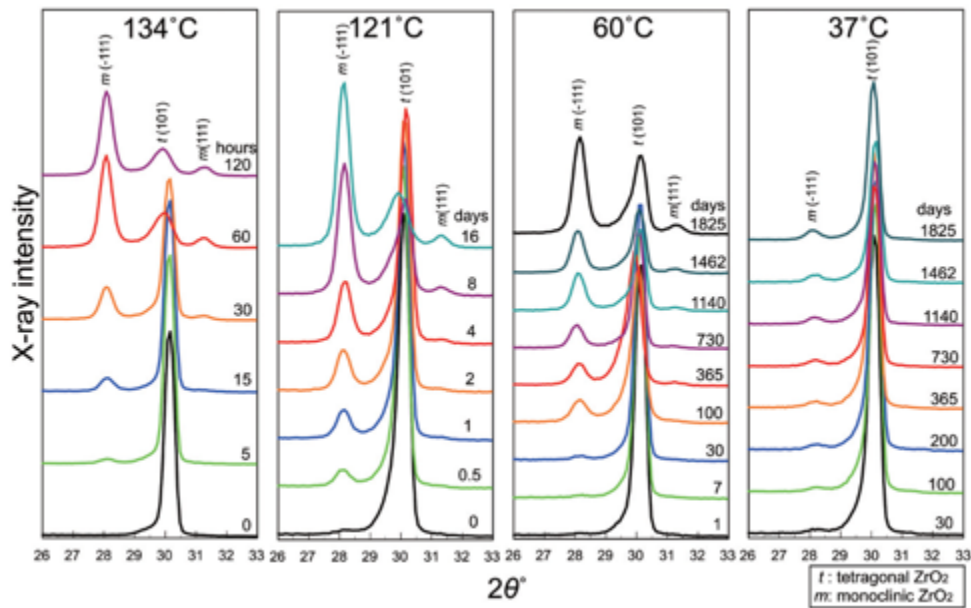


Figura 13 - Difração por raio-X de Cercon ht (3Y) polido depois de teste de envelhecimento a 134, 121, 60 e 37°C até 5 anos (Ban, 2019)

O padrão de difração do zircônio translúcido e polido Cercon ht, autoclavado a 134°C mostrou uns leves picos devido à transformação em fase monolítica às 5h, mas observou-se um amplo pico às 60h m (-111) de fase monolítica mais do que de fase tetragonal t (-101). O pico da fase monolítica manteve-se baixa mesmo depois dos 1825 dias (\approx 5 anos) à temperatura de 37°C (figura 13).

Das três formulas de zircônio de 3Y (Cercon ht, Zenostar, inCoris TZI, and Ucpcera) todos mostraram o mesmo tipo de resultado. A 134°C as porções das formas monolíticas estavam praticamente saturadas entre 80-83% ao fim de 30-60 horas. Com a diminuição das temperaturas de “armazenamento” as taxas de transformação também diminuem. Apesar das taxas de transformação de Katana HT (4Y) estarem próximas das de 3Y, os valores de saturação situaram-se perto dos 50%. Parece depender da fração tetragonal em 4Y que é mais baixa do que de 3Y e a estabilidade na fase tetragonal é melhorada pelo maior conteúdo de ítrio. No entanto Nanozr não mostrou transformações a qualquer temperatura. Assim, pode ser concluído que Nanozr é bastante estável porque TZP é suficientemente estabilizada pelo cério (figura 14).

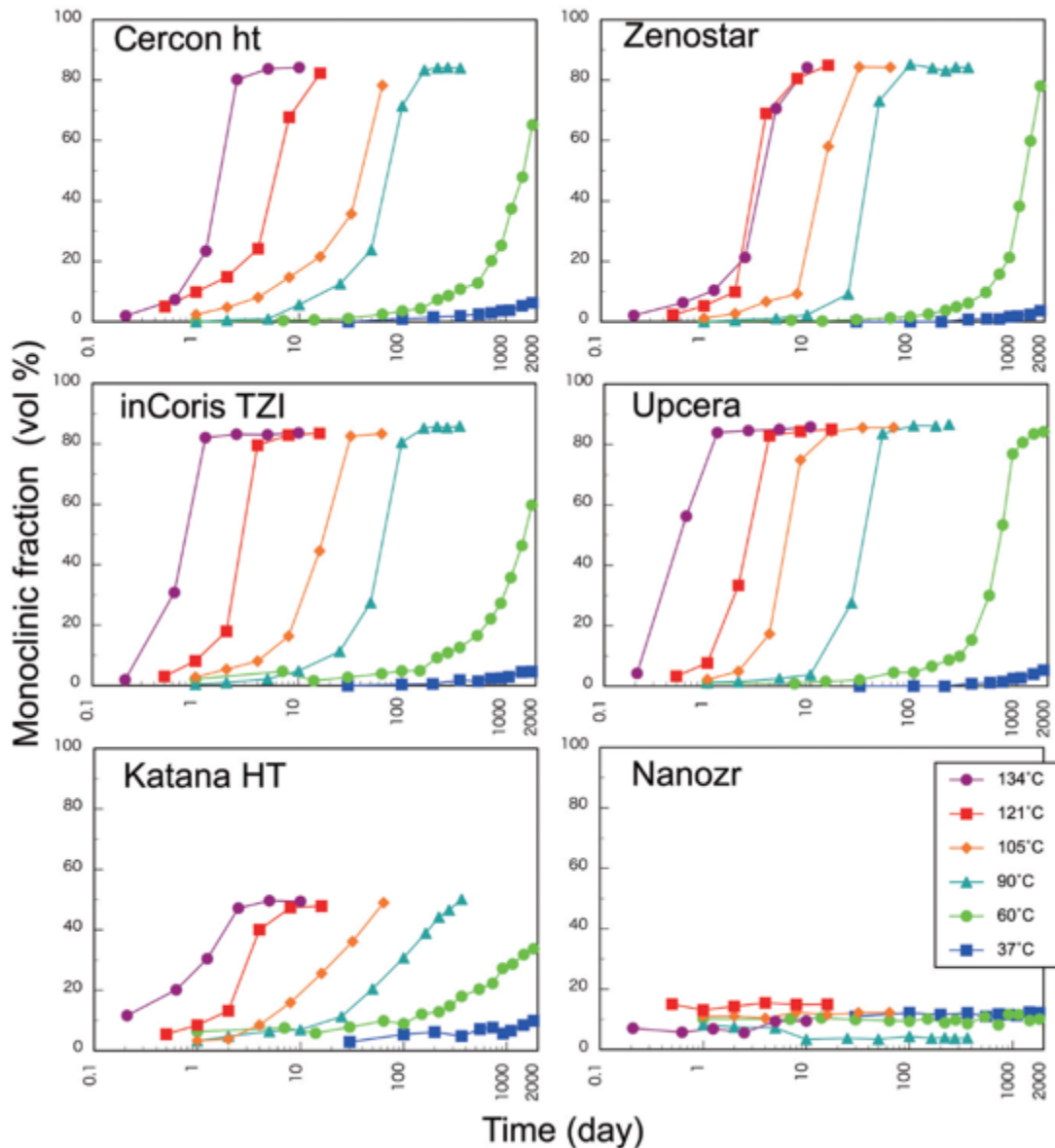


Figura 14 - Conteúdo de fase monolítica dos seis tipos de zircónio polido, depois de 5 anos de teste de envelhecimento a temperaturas de 134, 121, 105, 90, 60 e 37°C (Ban, 2019)

Como já mencionado anteriormente, um maior conteúdo de ítrio resulta numa transformação mais estável da fase tetragonal e cúbica. Na revisão de Ban, S (Ban, 2019), testaram o envelhecimento a 134°C com vários tipos de tratamento de superfície de três tipos de zircónio: 4Y zirconia (MY Zirconia NHT, Yamahachi, Aichi, Japan), 5Y zirconia (ceramill zolid fx, Amann Girrbach, Koblach, Austria), and 6Y zirconia (Nacera Pearl Q3, Duceram Medical Ceramics, Dortmund, Germany). Compararam com os resultados do envelhecimento de 3Y e verificaram que a porção monolítica nestes três tipos de zircónio, após envelhecimento foi significativamente mais baixa. Sugerem que este

resultado possa estar dependente de dois fatores. As porções tetragonais nos zircônios 4Y-6Y são inferiores aos dos zircônios 3Y e, que resulta numa diminuição da quantidade de material disponível para a transformação em forma monolítica. Por outro lado, a quantidade de ítrio nos grãos tetragonais é suficiente para resistir ao envelhecimento, mesmo após o tratamento de temperatura, como se pode ver nesta figura (figura 15).

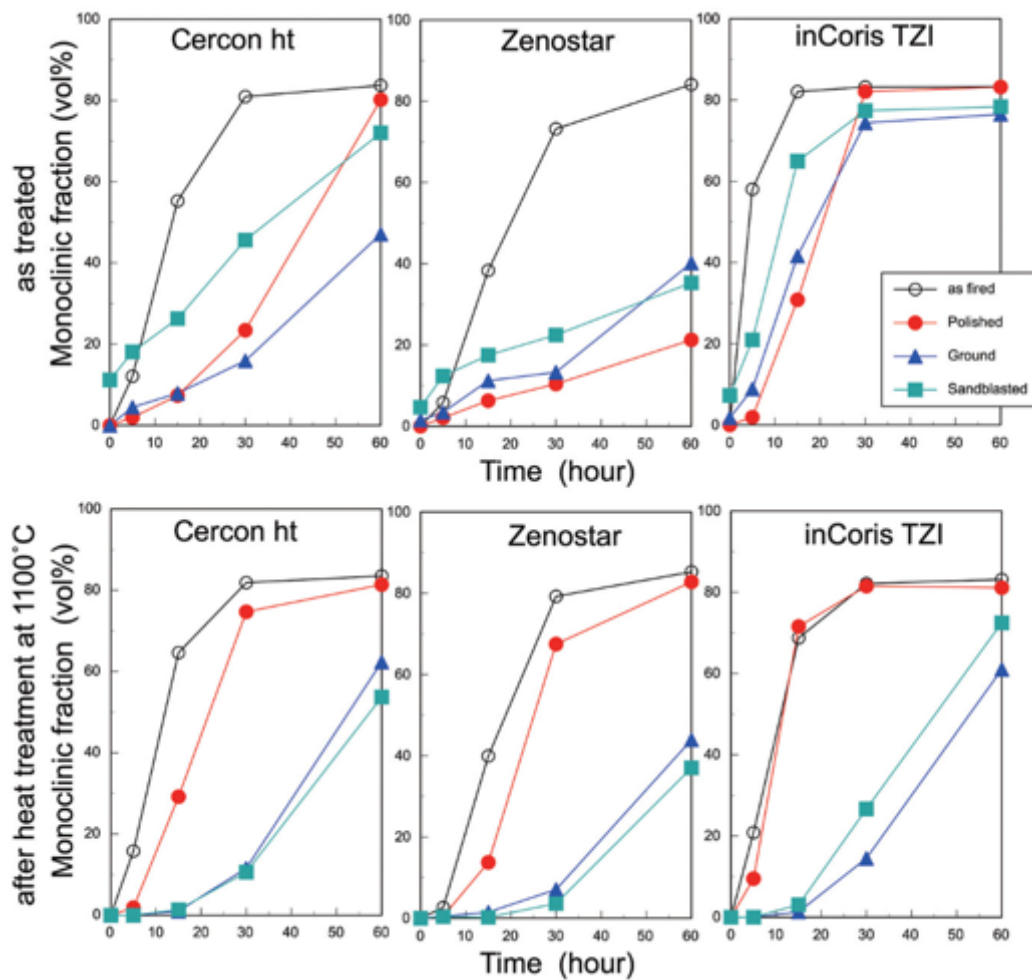


Figura 15 - Fração monolítica do zircônio com alta translucidez (3Y) (Cercon ht, Zenostar e inCoris TZI), sinterizado, polido, desgastado e jateado, depois de autoclavado a 134°C (em cima) e depois de tratamento de temperatura (1100°C, 30 min) e autoclavados a 134°C (em Baixo)

Portanto, o efeito de envelhecimento aumenta após o tratamento de temperatura em zircônio tipo 3Y (Figura 15), ao invés do 5Y e 6Y que não se altera (Figura 16).

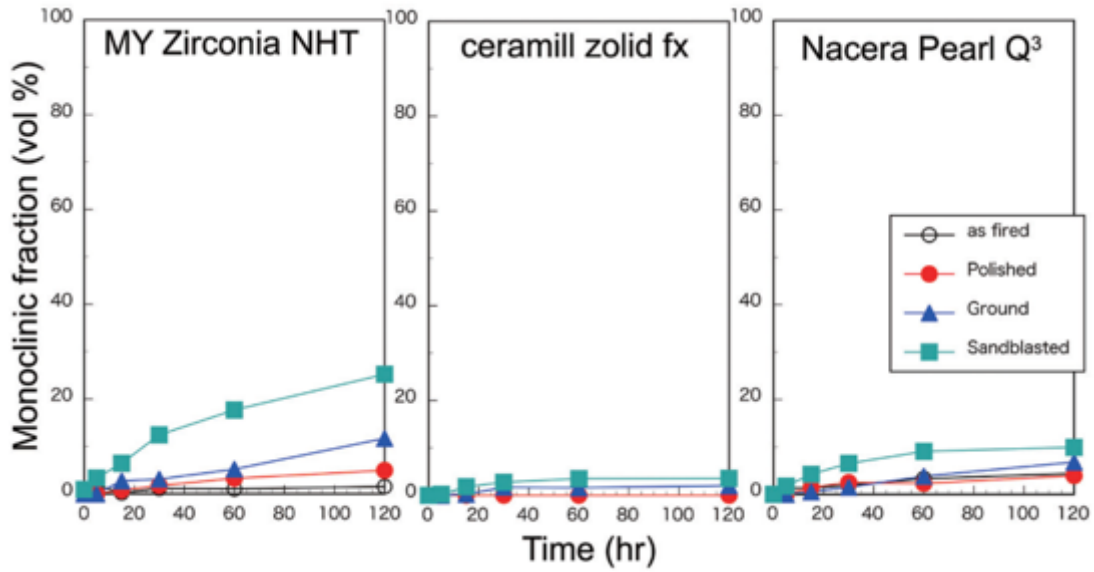


Figura 16 - Fração monoclítica do zircônio com altatranslucidez (MY zirconia NHT (4Y), ceramill zolid fx (5Y) e Nacera Perl Q3 (6Y) fresado, polido, acabado com brocas e jateado depois de autoclavado a 134°C

Apesar da quantidade de fração monoclítica no zircônio 4Y e 6Y tratado com jato de óxido de alumínio ser ligeiramente mais alta, o envelhecimento nos três tipos de tratamento de superfície são negligenciáveis. Concluíram que a influência do conteúdo em ítrio no envelhecimento é bastante superior e que a degradação é praticamente suprimida quando se excede as quatro moles de conteúdo em ítrio.

9 – Comparação de zircónios comerciais

Tabela 5 - comparação de zircónios comerciais

Marca	Nome	Classificação ISO 6872:2015	Ficha técnica/composição química	Tipo de zircónio	Temperatura de sinterização	Translucidez /%	Resistência à flexão	% Y2O3	Indicação	Acabamento recomendado
Zirkonzhan®	Prettau®	Não	Sim/Sim (geral para Prettau®)	Y-PSZ	1600°C	Alta translucidez **	1000-1200MPa ****	4-6%	Coroas unitárias até arcada completa; contorno total ou reduzido	Não especificado
	Prettau®2	Não	Não/Não	?	1600°C	“Particularmente altamente translúcido” ***	****	-	Coroas unitárias até arcada completa; contorno total ou reduzido	Glaze; polimento de alto brilho
	Prettau®4 Anterior	Não	Não/não	? Microestrutura otimizada	1500°C	“Zircónio o mais translúcido” *****	**	-	Coroas unitárias, inlays, onlays, factetas, pontes até 3 elementos; contorno total ou reduzido	Glaze; polimento de alto brilho
BruxZir®	BruxZir HT	Tipo II, Classe 6	Não/Não	3Y-TZP	1580°C	HT/?	>800MPa	-	Coroas e pontes 4 elementos ou mais; contorno total ou reduzido	Não especificado; ajustes com instrumentos de baixa pressão e refrigerado com água
	BruxZir Anterior	Tipo II, Classe 5	Não/Não		1530°C	?/?	650MPa	-	Coroas unitárias e pontes até 3 elementos	Técnicas básicas de polimento; glaze

Marca	Nome	Classificação ISO 6872:2015	Ficha técnica/composição química	Tipo de zircónio	Temperatura de sinterização	Translucidez /%	Resistência à flexão	% Y2O3	Indicação	Acabamento recomendado
Wieland	Zenostar®MO	Tipo II/Classe 5	Sim/Sim	?	1450°C/2h (Normal) 1520°C/0.5h (programa rápido)	Média opacidade/?	>900MPa	4,5-6,0%	Estruturas de coroas unitárias, onlays, pontes de 4 ou mais elementos; reduzido	Instrumentos em perfeitas condições e com grão < 30µm para retificação antes da sinterização
	Zenostar®MT	Tipo II/Classe 4	Sim/Sim	?	1450°C/2h (Normal) 1520°C/0.5h (programa rápido)	Média translucidez/?	>550MPa	6,5-8%	Restaurações monolíticas de coroas unitárias e pontes até 3 elementos	Instrumentos em perfeitas condições e com grão < 30µm para retificação antes da sinterização
	Zenostar®T	Tipo II/classe 5	Sim/Sim	?	1450°C/2h (Normal) 1520°C/0.5h (programa rápido)	Translucido/?	>900MPa	4,5-6%	Coroas unitárias, onlays, pontes até 4 ou mais elementos; contorno total ou reduzido	Instrumentos em perfeitas condições e com grão < 30µm para retificação antes da sinterização
Katana™	HT	Tipo II/classe 5	Sim/Não	5Y-TZP	1500°C/2h (normal) 1515°C/0,5H (Rápido)	Alta translucidez/31%	1125MPa	5,5 mol % (Consideram em estudos 4Y)	Coroas e pontes posteriores de contorno total e infraestruturas	Polir zonas de contacto com oponentes + glaze ou apenas polimento de toda a coroa
	ST	Tipo II/Classe 4	Sim/Não	4Y-TZP	1550°C/2h (Normal) 1560°C/0,5h (Rápido)	Super translucidez/38%	748MPa	7-10%	Coroas e pontes até 3 elementos de contorno total	Polir zonas de contacto com oponentes + glaze ou apenas polimento de toda a coroa
	UT	Tipo II/Classe 4	Sim/Não	5Y-TZP	1550°C/2h (Normal) 1560°C/0,5h (Rápido)	Ultra translucidez/43%	557MPa	5,4 mol %	Facetas, inlay/onlay, coroas unitárias de contorno total	Polir zonas de contacto com oponentes + glaze ou apenas polimento de toda a coroa

Comparação de zircônios comerciais

Marca	Nome	Classificação ISO 6872:2015	Ficha técnica/composição química	Tipo de zircônio	Temperatura de sinterização	Translucidez /%	Resistência à flexão	% Y2O3	Indicação	Acabamento recomendado
Osteotech	HT	Tipo II/Classe 5	Sim/Sim	?	1530°C/2h	Alta translucidez/39%	>1200MPa	4,5-6%	Coroas e pontes até 4 elementos e infraestruturas, inlay, pilares implantes	Ajustes com broca e polidor, jatear com aluminaD50µm a 2-2.5 bar, limpar com água (não usar jato de vapor) e cerâmica
	ST	Tipo II/Classe 5	Sim/Sim	?	1530°C/2h	Super Translucidez/43%	>1200MPa	4,5-6%	Coroas e pontes até 4 elementos e infraestruturas, inlay, pilares implantes	Ajustes com broca e polidor, jatear com aluminaD50µm a 2-2.5 bar, limpar com água (não usar jato de vapor) e cerâmica
	TT	Tipo II/Classe 4	Sim/Sim	?	1450°C/2h	“Top” translucidez / 49%	>600MPa	5,8-9,7%	Coroas e pontes contorno total, facetas	Ajustes com broca e polidor, jatear com aluminaD50µm a 2-2.5 bar, limpar com água (não usar jato de vapor) e cerâmica
WhitePeaks	Copran®Zri	Tipo2/classe 5	Sim/Sim	Y-TZP	1500°C/1,5h	Branco/?	1400MPa	4,95-5,35%	Infraestruturas para coroas e pontes até 16 elementos, barras e coroas telescópicas	Brocas diamantadas de grão médio e refrigerado com água
	CopraSupreme	Tipo2/classe 5	Sim/Sim	Y-TZP	1500°C/1,5h	Translúcido/?	1100MPa	6,93-6,97%	Coroas e pontes e Infraestruturas para coroas e pontes até 16 elementos, barras e coroas telescópicas, inlays, onlays, facetas	Brocas diamantadas de grão médio e refrigerado com água
	CopraSmile	Tipo2/classe 4	Sim/Sim	Y-TZP	1500°C/1,5h	Alta translucidez/?	600Mpa	9,32%	Coroas e pontes anteriores e posteriores até e elementos, facetas, inlays/onlays	Brocas diamantadas de grão médio e refrigerado com água

Marca	Nome	Classificação ISO 6872:2015	Ficha técnica/composição química	Tipo de zircônio	Temperatura de sinterização	Translucidez /%	Resistência à flexão	% Y2O3	Indicação	Acabamento recomendado
Denrsply Sirona Prosthetics	Cercon®ht	Tipo II/ Classe 5	Sim /Sim	3Y-TZP	1500°C	Alta translucidez/41%	1200MPa	5%	Coroas, coroas telescópicas e pontes até 6 unidades anteriores e posteriores de contorno total ou infraestrutura	Não especificado
	Cercon®XT	Tipo II/ Classe 4	Sim /Sim	5Y-TZP	1500°C	Tanslucidez extra/49%	750MPa	9%	Coroas e pontes até 3 unidades anteriores e posteriores de contorno total ou infraestrutura	Não especificado
	inCoris TZI	Tipo II/Classe 5	Não/Não	3Y-TZP	1510°C	Translucido	>900MPa	4.5-6%	Coroas e pontes anteriores e posteriores, coroas telescópicas, barras, attachments	Turbina com água e brocas diamantadas e polidores de diamante
Amann Girrbach	Ceramill Zolid fx	Tipo II/Classe 4	Sim/Sim	5Y-TZP	1450°C	Altamente translúcido	700 ±150MPa	8.5-9.5% (5mol%)	Coroas e pontes até 3 elementos, facetas, inlays, onlays	Turbina com água e polidores de diamante 40µm
Duceram Medical Ceramics	Nacera Pearl Q3	Tipo II/Classe 4	Sim/Sim	6Y-PSZ	1450°C	Altamente translúcido	600MPa	9,6%	Coroas e pontes até 3 elementos, anteriores e posteriores	Evitar qualquer desgaste Se efetuar desgaste: Brocas diamantadas e refrigeradas com água; Polimento de alto brilho

9.1 - Conclusões da tabela:

- Os dados foram recolhidos nos locais (“sites”) das marcas. Alguns dados foram complementados por artigos (Burgess, 2018) (Kontonasaki et al., 2019);
- Praticamente nenhuma das marcas se refere quanto ao tipo de zircónio;
- Classificam apenas segundo a norma ISO (porque não existe outra classificação);
- Quando se referem à translucidez ou à designação no nome do zircónio, não há um critério uniforme, o que suscita alguma confusão;
- Em todos os que revelam a composição química, a percentagem de alumina referem ser inferior a 1% (não revelam a quantidade exata) e vimos que deverá ser superior a 0,15% (intervalo entre 0,15-0,25%) para resistir ao envelhecimento, sendo que inferior a 0,14% pode levar ao aumento da suscetibilidade ao envelhecimento;
- O conteúdo em ítrio é mostrado em percentagem de peso e não mol % que seria mais fácil identificar o tipo de zircónio (3Y, 4Y ou 5Y)
- De todos os zircónios avaliados, apenas uma minoria refere no acabamento/polimento: o polimento “de alto brilho” das restaurações com polidores adequados;
- A maior parte revela a translucidez do material e todos revelam a resistência à flexão;
- Quanto a resistência à flexão os valores variam entre os 557MPa e os 1400MPa, valores acima do dissilicato de lítio (350-400MPa).

10 – Sugestão de classificação de tipos de zircónio comercial

Tabela 6 - Sugestão para classificação do zircónio comercial

Designação	Abreviatura	Tipo de estrutura	Resistência à flexão (MPa)	Conteúdo ítrio (mol %)	Conteúdo Alumina (%)	% fase tetragonal e Cúbica (%)	Indicações
Baixa translucidez	LT	3Y-TZP	1200-1500	3	0,15-1	85-90	Coifas e infraestruturas de pontes de 4 ou mais elementos
Média translucidez	MT	3Y-TZP	1000-1200	3	0,05-0,25	25-50	Coifas e infraestruturas de 4 ou mais elementos, inlays, onlays
Alta translucidez	HT	4Y-TZP	600-900	4	0,05-0,25	25-50	Coifas, infraestruturas, coroas monolíticas e pontes até 3 elementos, inlays, onlays, setor anterior e posterior
Super translucidez	ST	5Y-TZP	700-800	5	0,05-0,25	50	Coroas e pontes até 3 elementos, facetas, inlays, onlays, setor anterior e posterior
Ultra translucidez	UT	FSZ	450-600	8	0,05-0,25	100	Coroas e pontes até 3 elementos, facetas, inlays, onlays, setor anterior

11 - Conclusão

O zircónio típico e, que serve de referência como material cerâmico em dentisteria, é o 3Y-TZP (com 3 mol % de conteúdo em óxido de ítrio, 5,18% de peso), pelas excelentes propriedades mecânicas. No entanto revela-se relativamente opaco em relação a outras cerâmicas, como o caso do dissilicato de lítio.

Zircónio mais translucido tem surgido no mercado, com mais conteúdo em ítrio, o que resulta numa estabilização parcial ou total da fase cúbica. É o caso de 4Y-TZP e 5Y-TZP que, respetivamente e numa abordagem teórica, terão 4-5 mol%. No entanto estes últimos revelam piores propriedades mecânicas.

A degradação/ envelhecimento do zircónio caracteriza-se por ser uma transformação da fase tetragonal para a fase monolítica, quando sujeito a temperatura moderada e ambiente húmido e que conduz à redução da resistência, aumento da rugosidade e consequente aumento da atrição. O zircónio 3Y-TZP, por conter mais fase tetragonal é mais suscetível a este processo de envelhecimento. Das várias formas de tratamento de superfície, como sejam o polimento, o acabamento com brocas, o jateamento com óxido de alumínio e inclusivé o tratamento térmico não se revelaram efetivos na prevenção deste tipo de envelhecimento.

Das formas de acabamento, a que se manifesta como a melhor é o polimento, que segundo os estudos provoca menos desgaste em dentes oponentes. Nesta perspetiva, os vários fabricantes de zircónio deveriam descrever objetivamente protocolos de acabamento e polimento do zircónio, tanto na fase pré-sinterizado depois de fresadas as estruturas/coroas como após os ajustes depois de sinterizados.

Na fase de cimentação em boca e, quando são necessários ajustes também deveria ser protocolado uma fase final de polimento com borrachas impregnadas de diamante, com vários níveis de abrasividade, do mais grosso para o mais fino até obter uma superfície lisa e brilhante.

O zircónio 4Y e 5Y- TZP, considerados de 3ª geração, se por um lado apresentam uma considerável diminuição das suas propriedades mecânicas, por outro lado resultaram em melhorias consideráveis na translucidez.

Com esta pesquisa, podemos verificar qua a maior parte para não dizer a totalidade de estudos feitos nos diversos temas, são estudos *in vitro*, que é compreensível pelo menos na facilidade e rapidez de obtenção de resultados. No entanto, não nos podemos esquecer que as restaurações, quando colocadas em função sofrem stress durante a mastigação, pelo contato tanto com antagonistas como pelos próprios alimentos e bebidas, tanto quentes como frias, com uma série de condições que são difíceis de replicar em estudos *in vitro*. Portanto, seria uma mais valia

estudar como este tipo de materiais reabilitadores se comportam em condições naturais em estudos *in vivo*.

Da análise da pequena amostra de zircônios disponíveis no mercado, pude constatar da dificuldade de me situar quanto ao tipo de zircônio, pois não existe um sistema de classificação (apenas a ISO 6872:2015) preciso. Penso que uma classificação pelo nível de translucidez (em baixa, média, alta, super e ultra), em que tivessem em consideração as propriedades mecânicas, a quantidade de ítrio (em mol %) e de alumina, seria lógica.

12 - Bibliografia:

- Aboushelib, M. N., Kleverlaan, C. J., & Feilzer, A. J. (2008). Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations. Part 3: Double veneer technique. *Journal of Prosthodontics*, *17*(1), 9–13. <https://doi.org/10.1111/j.1532-849X.2007.00244.x>
- Ahmed, W. M., Troczynski, T., McCullagh, A. P., Wyatt, C. C. L., & Carvalho, R. M. (2019). The influence of altering sintering protocols on the optical and mechanical properties of zirconia: A review. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, *31*(5), 423–430. <https://doi.org/10.1111/jerd.12492>
- Amer, R., Kürklü, D., & Johnston, W. (2015). Effect of simulated mastication on the surface roughness of three ceramic systems. *J Prosthet Dent*, *114*, 260–265.
- Amer, Rafat, Kürklü, D., Kateeb, E., & Seghi, R. R. (2014). Three-body wear potential of dental yttrium-stabilized zirconia ceramic after grinding, polishing, and glazing treatments. *Journal of Prosthetic Dentistry*, *112*(5), 1151–1155. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2013.12.021>
- Ban, S. (2019). Chemical durability of high translucent dental zirconia. *Dental Materials Journal*, *39*(1), 12–23. <https://doi.org/10.4012/dmj.2019-109>
- Burgess, J. O. (2018). Zirconia: The Material, Its Evolution, and Composition. *Compendium of Continuing Education in Dentistry*, *39*(4).
- Camposilvan, E., Leone, R., Gremillard, L., Sorrentino, R., Zarone, F., Ferrari, M., & Chevalier, J. (2018). Aging resistance, mechanical properties and translucency of different yttria-stabilized zirconia ceramics for monolithic dental crown applications. *Dental Materials*, 1–12. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2018.03.006>
- Chevalier, J. (2005). What future for zirconia as a biomaterial? *Biomaterials*, *27*, 535–543. <https://doi.org/10.1016/j.biomaterials.2005.07.034>
- Ghodsi, S., & Jafarian, Z. (2018). A review on Translucent Zirconia. *The European Journal of Prosthodontics and Restorative Dentistry*, *26*, 62–74. <https://doi.org/10.1922/EJPRD>
- Gracis, S., Thompson, V. P., Ferencz, J. L., Silva, N. R. F. A., & Bonfante, E. A. (2015). A New Classification System for All-Ceramic and Ceramic-like Restorative Materials. *The International Journal of Prosthodontics*, *28*(3), 227–235. <https://doi.org/10.11607/ijp.4244>
- Guess, P. C., Att, W., & Strub, J. R. (2012). Zirconia in Fixed Implant Prosthodontics. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, *14*(5), 633–645. <https://doi.org/10.1111/j.1708-8208.2010.00317.x>
- Harada, K., Raigrodski, A. J., Chung, K. H., Flinn, B. D., Dogan, S., & Mancl, L. A. (2016). A comparative evaluation of the translucency of zirconias and lithium disilicate for monolithic restorations. *Journal of Prosthetic Dentistry*, *116*(2), 257–263. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2015.11.019>

- Janyavula, S., Lawson, N., Cakir, D., & Al, E. (2013). The wear of polished and glazed zirconia against enamel. *J Prosthet Dent*, *109*, 22–29.
- Jung, Y. S., Lee, J. W., Choi, Y. J., Ahn, J. S., Shin, S. W., & Huh, J. B. (2010). A study on the in-vitro wear of the natural tooth structure by opposing zirconia or dental porcelain. *Journal of Advanced Prosthodontics*, *2*(3), 111–115. <https://doi.org/10.4047/jap.2010.2.3.111>
- Kim, H.K., & Kim, S. H. (2014). Effect of the number of coloring liquid applications on the optical properties of monolithic zirconia. *Dent Mater*, *30*, 229–237.
- Kim, Hee Kyung, & Kim, S. H. (2017). Comparison of the optical properties of precolored dental monolithic zirconia ceramics sintered in a conventional furnace versus a microwave oven. *Journal of Advanced Prosthodontics*, *9*(5), 394–401. <https://doi.org/10.4047/jap.2017.9.5.394>
- Kontonasaki, E., Giasimakopoulos, P., & Rigos, A. E. (2019). Strength and aging resistance of monolithic zirconia: an update to current knowledge. *Japanese Dental Science Review*, *56*(1), 1–23. <https://doi.org/10.1016/j.jdsr.2019.09.002>
- Kontos, L., Schille, C., Schweizer, E., & Al, E. (2013). Influence of surface treatment on the wear of solid zirconia. *Acta Odontol Scand*, *71*, 482–487.
- Kozmacs, C., Hollmann, B., Arnold, W., Naumova, E., & Piwowarczyk, A. (2017). Polishing of Monolithic Zirconia Crowns—Results of Different Dental Practitioner Groups. *Dentistry Journal*, *5*(4), 30. <https://doi.org/10.3390/dj5040030>
- Kvam, K., Irkayek, A., Vangaeva, E., & El-Homsi, F. (2019). Comparison of sandblasted, ground and melt-etched zirconia crowns regarding adhesion strength to resin cement. *Biomaterial Investigations in Dentistry*, *6*(1), 1–5. <https://doi.org/10.1080/23337931.2019.1621179>
- Malkondu, Ö., Tinastepe, N., Akan, E., & Kazazoğlu, E. (2016). An overview of monolithic zirconia in dentistry. *Biotechnology and Biotechnological Equipment*, *30*(4), 644–652. <https://doi.org/10.1080/13102818.2016.1177470>
- McLaren, E. A., Lawson, N., Choi, J., Kang, J., & Trujillo, C. (2017). New high-translucent cubic-phase-containing zirconia: clinical and laboratory considerations and the effect of air abrasion on strength. *Compend. Contin. Educ. Dent.*, *38*, 13–16. <https://doi.org/10.2341/16-350-T>
- Miyazaki, T., Nakamura, T., Matsumura, H., Ban, S., & Kobayashi, T. (2013). Current status of zirconia restoration. *Journal of Prosthodontic Research*, *57*(4), 236–261. <https://doi.org/10.1016/j.jpor.2013.09.001>
- Mohammadi-Bassir, M., Babasafari, M., Rezvani, M. B., & Jamshidian, M. (2017). Effect of coarse grinding, overglazing, and 2 polishing systems on the flexural strength, surface roughness, and phase transformation of yttrium-stabilized tetragonal zirconia. *Journal of Prosthetic Dentistry*, *118*(5), 658–665. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2016.12.019>
- Mormann, W., Stawarczyk, B., Ender, A., & Al, E. (2013). Wear characteristics of current aesthetic dental restorative CAD/CAM materials: two-body wear, gloss retention, roughness and Martens hardness. *J Mech Behav Biomed Mater*, *20*, 113–125.

- Mundhe, K., Jain, V., Pruthi, G., & Shah, N. (2015). Clinical study to evaluate the wear of natural enamel antagonist to zirconia and metal ceramic crowns. *J Prosthet Dent*, *114*, 358–363.
- Nakamura, K., Harada, A., Inagaki, R., & Al, E. (2015). Fracture resistance of monolithic zirconia molar crowns with reduced thickness. *Acta Odontol Scand*, *73*, 602–608.
- Nakamura, K., Harada, A., Ono, M., & Al, E. (2016). Effect of low-temperature degradation on the mechanical and microstructural properties of tooth-colored 3Y-TZP ceramics. *J Mech Behav Biomed Mater*, *53*, 301–311.
- Ozer, F., Naden, A., Turp, V., Mante, F., Sen, D., & Blatz, M. B. (2018). Effect of thickness and surface modifications on flexural strength of monolithic zirconia. *Journal of Prosthetic Dentistry*, *119*(6), 987–993. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2017.08.007>
- Pekkan, G., Özcan, M., & Subaşı, M. G. (2019). Clinical factors affecting the translucency of monolithic Y-TZP ceramics. *Odontology*, *0123456789*, 41–46. <https://doi.org/10.1007/s10266-019-00446-2>
- Pekkan, G., Pekkan, K., Bayindir, B. Ç., Özcan, M., & Karasu, B. (2020). Factors affecting the translucency of monolithic zirconia ceramics: A review from materials science perspective. *Dental Materials Journal*, *39*(1), 1–8. <https://doi.org/10.4012/dmj.2019-098>
- Prado, P. H. C. O., Monteiro, J. B., Campos, T. M. B., Thim, G. P., & de Melo, R. M. (2019). Degradation kinetics of high-translucency dental zirconias: Mechanical properties and in-depth analysis of phase transformation. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2019.103482>
- Preis, V., Weiser, F., Handel, G., & Al, E. (2013). Wear performance of monolithic dental ceramics with different surface treatments. *Quintessence International*, *44*, 393–405.
- Sabrah, A., Cook, N., Luangruangrong, P., & et al. (2013). Full-contour Y-TZP ceramic surface roughness effect on synthetic hydroxyapatite wear. *Dent Mater.*, *29*, 666–673.
- Sedda, M., Vichi, A., Carrabba, M., & Al, E. (2015). Influence of coloring procedure on flexural resistance of zirconia blocks. *J Prosthet Dent*, *114*, 98–102.
- Sen, N., & Isler, S. (2019). Microstructural, physical, and optical characterization of high-translucency zirconia ceramics. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 1–8. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2019.05.004>
- Shen, J., Xie, H., Wu, X., Yang, J., Liao, M., & Chen, C. (2019). Evaluation of the effect of low-temperature degradation on the translucency and mechanical properties of ultra-transparent 5Y-TZP ceramics. *Ceramics International*, *46*(1), 553–559. <https://doi.org/10.1016/j.ceramint.2019.09.002>
- Sripetchdanond, J., & Leevailoj, C. (2014). Wear of human enamel opposing monolithic zirconia, glass ceramic, and composite resin: an in vitro study. *J Prosthet Dent*, *112*, 114–150.

- Stawarczyk, B., Özcan, M., Schmutz, F., Trottmann, A., Roos, M., & Hämmerle, C. (2013). Two-body wear of monolithic, veneered and glazed zirconia and their corresponding enamel antagonists. *Acta Odontol Scand*, *71*, 102–112.
- Stawarczyk, Bogna, Keul, C., Eichberger, M., Figge, D., Edelhoff, D., & Lümckemann, N. (2017). Three generations of zirconia: From veneered to monolithic. Part I. *Quintessence International (Berlin, Germany : 1985)*, *48*(5), 369–380. <https://doi.org/10.3290/j.qi.a38057>
- Sulaiman, T. A., Abdulmajeed, A. A., Shahramian, K., & Lassila, L. (2017). Effect of different treatments on the flexural strength of fully versus partially stabilized monolithic zirconia. *Journal of Prosthetic Dentistry*, *118*(2), 216–220. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2016.10.031>
- Tabatabaian, F. (2018). Color Aspect of Monolithic Zirconia Restorations: A Review of the Literature. *Journal of Prosthodontics*, *28*(3), 276–287. <https://doi.org/10.1111/jopr.12906>
- Tong, H., Tanaka, C. B., Kaizer, M. R., & Zhang, Y. (2015). Characterization of three commercial Y-TZP ceramics produced for their High-Translucency , High-Strength and High-Surface Area. *Ceramics International*, 1–9. <https://doi.org/10.1016/j.ceramint.2015.09.033>
- Turgut, S. (2019). Optical properties of currently used zirconia-based esthetic restorations fabricated with different techniques. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, *32*(1), 26–33. <https://doi.org/10.1111/jerd.12533>
- Ueda, K., Güth, J., Erdelt, K., Stimmelmayer, M., Kappert, H., & Beuer, F. (2015). Light transmittance by a multi-coloured zirconia material. *Dent Mater J*, *34*, 310–314.
- Vila-Nova, T. E. L., Gurgel de Carvalho, I. H., Moura, D. M. D., Batista, A. U. D., Zhang, Y., Paskocimas, C. A., Bottino, M. A., & de Assunção e Souza, R. O. (2020). Effect of finishing/polishing techniques and low temperature degradation on the surface topography, phase transformation and flexural strength of ultra-translucent ZrO₂ ceramic. *Dental Materials*, *36*(4), e126–e139. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2020.01.004>
- Weigl, P., Sander, A., Wu, Y., Felber, R., Lauer, H. C., & Rosentritt, M. (2018). In-vitro performance and fracture strength of thin monolithic zirconia crowns. *Journal of Advanced Prosthodontics*, *10*(2), 79–84. <https://doi.org/10.4047/jap.2018.10.2.79>
- Yang, H., Xu, Y. L., Hong, G., & Yu, H. (2020). Effects of low-temperature degradation on the surface roughness of yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystal ceramics: A systematic review and meta-analysis. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 1–9. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2020.01.005>
- Yoshimura, M., Noma, T., Kawabata, K., & Somiya, S. (1987). Role of H₂O on the degradation process of Y-TZP. *J Mater Sci Lett*, *6*, 465–467.
- Zarone, F., Di Mauro, M. I., Ausiello, P., Ruggiero, G., & Sorrentino, R. (2019). Current status on lithium disilicate and zirconia: A narrative review. *BMC Oral Health*, *19*(1), 1–14. <https://doi.org/10.1186/s12903-019-0838-x>
- Zhang, F., Vanmeensel, K., Inokoshi, M., & Al, E. (2015). Critical influence of alumina

- content on the low temperature degradation of 2–3 mol% yttria-stabilized TZP for dental restorations. *J Eur Ceram Soc*, 35, 741–750.
- Zhang, Fei, Spies, B. C., Vleugels, J., Reveron, H., Wesemann, C., Müller, W., Meerbeek, B. Van, & Chevalier, J. (2019). High-translucent yttria-stabilized zirconia ceramics are wear-resistant and antagonist-friendly. *Dental Materials*, 35(12), 1776–1790. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2019.10.009>
- Zhang, Fei, Van Meerbeek, B., & Vleugels, J. (2020). Importance of tetragonal phase in high-translucent partially stabilized zirconia for dental restorations. *Dental Materials*, 36(4), 491–500. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2020.01.017>
- Zhang, Y., & Lawn, B. R. (2017). Novel Zirconia Materials in Dentistry. *Journal of Dental Research*, 97(2), 140–147. <https://doi.org/10.1177/0022034517737483>
- Zucuni, C. P., Guilardi, L. F., Fraga, S., May, L. G., Pereira, G. K. R., & Valandro, L. F. (2017). CAD/CAM machining Vs pre-sintering in-lab fabrication techniques of Y-TZP ceramic specimens: Effects on their mechanical fatigue behavior. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 71, 201–208. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2017.03.013>
- Zurek, A., Alfaro, M., Wee, A., Yuan, J., Barao, V., Mathew, M., & Sukotjo, C. (2019). Wear characteristics and volume loss of CAD/ CAM ceramic materials. *J Prosthodont*, 28, e510-518.