



PUBLICATION DATA

Article received on July 01, revised on July 10,
accepted for publication on July 19 and
published on July 29

DOI: <https://doi.org/10.36557/2674-8169.2020v2n8p50-72>

Paulo Francisco Cesar. E-mail: paulofc@usp.br

AFFILIATED INSTITUTION

- 1- Universidade Cidade de São Paulo - Unicid, Faculdade de Odontologia, São Paulo, SP, Brasil.
- 2- Universidade de São Paulo - USP, Faculdade de Odontologia, Departamento de Biomateriais e Biologia Oral, São Paulo, SP, Brasil.
- 3- Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg - FAU, Clínica Dentária 1, Erlangen, Alemanha.

KEY WORDS

Cerâmica; Materiais dentários; Porcelana Dentária; Projeto Assistido por Computador; Resinas compostas.

Cerâmica dentária: uma revisão de novos materiais e métodos de processamento.

Authors: Lucas Hian da Silva (1), Erick de Lima (2), Ranulfo Benedito de Paula Miranda (2), Stéphanie Soares Favero (2), Ulrich Lohbauer (3), Paulo Francisco Cesar (2).

ARTIGO DE REVISÃO

ABSTRACT

A evolução dos sistemas informatizados para a produção de restaurações dentárias associadas ao desenvolvimento de novas microestruturas para materiais cerâmicos causou uma mudança importante no fluxo de trabalho clínico de dentistas e técnicos, bem como nas opções de tratamento oferecidas aos pacientes. Novas microestruturas também foram desenvolvidas pela indústria para oferecer materiais cerâmicos e compósitos com propriedades otimizadas, *ou seja*, boas propriedades mecânicas, comportamento adequado ao desgaste e características estéticas aceitáveis. O objetivo desta revisão de literatura é discutir as principais vantagens e desvantagens dos novos sistemas cerâmicos e métodos de processamento. O manuscrito está dividido em cinco partes: I) restaurações monolíticas de zircônia; II) próteses dentárias multicamadas; III) novas vitrocerâmicas; IV) cerâmica infiltrada por polímero; e V) novas tecnologias de processamento. As cerâmicas dentárias e as tecnologias de processamento evoluíram significativamente nos últimos dez anos, com a maior parte da evolução relacionada a novas microestruturas e métodos CAD-CAM. Além disso, uma tendência ao uso de restaurações monolíticas mudou a maneira como os médicos produzem próteses dentárias totalmente em cerâmica, uma vez que as restaurações mais estéticas em várias camadas, infelizmente, são mais propensas a lascas ou delaminar. Os materiais compósitos processados via CAD-CAM tornaram-se uma opção interessante, pois possuem propriedades intermediárias entre cerâmica e polímeros e são mais facilmente fresados e polidos.

Dental ceramics: a review of new materials and processing methods.

A evolução dos sistemas informatizados para a produção de restaurações dentárias associadas ao desenvolvimento de novas microestruturas para materiais cerâmicos causou uma mudança importante no fluxo de trabalho clínico de dentistas e técnicos, bem como nas opções de tratamento oferecidas aos pacientes. Novas microestruturas também foram desenvolvidas pela indústria para oferecer materiais cerâmicos e compósitos com propriedades otimizadas, *ou seja*, boas propriedades mecânicas, comportamento adequado ao desgaste e características estéticas aceitáveis. O objetivo desta revisão de literatura é discutir as principais vantagens e desvantagens dos novos sistemas cerâmicos e métodos de processamento. O manuscrito está dividido em cinco partes: I) restaurações monolíticas de zircônia; II) próteses dentárias multicamadas; III) novas vitrocerâmicas; IV) cerâmica infiltrada por polímero; e V) novas tecnologias de processamento. As cerâmicas dentárias e as tecnologias de processamento evoluíram significativamente nos últimos dez anos, com a maior parte da evolução relacionada a novas microestruturas e métodos CAD-CAM. Além disso, uma tendência ao uso de restaurações monolíticas mudou a maneira como os médicos produzem próteses dentárias totalmente em cerâmica, uma vez que as restaurações mais estéticas em várias camadas, infelizmente, são mais propensas a lascas ou delaminar. Os materiais compósitos processados via CAD-CAM tornaram-se uma opção interessante, pois possuem propriedades intermediárias entre cerâmica e polímeros e são mais facilmente fresados e polidos.

Keywords: Ceramics; Dental materials; Dental Porcelain; Computer Assisted Project; Composite resins

INTRODUÇÃO

A evolução dos sistemas informatizados para a produção de restaurações dentárias associadas ao desenvolvimento de novas microestruturas para materiais cerâmicos causou uma mudança importante no fluxo de trabalho clínico de dentistas e técnicos, bem como nas opções de tratamento oferecidas aos pacientes. Uma das mudanças mais importantes nesse cenário foi a introdução de restaurações monolíticas produzidas a partir de cerâmica de alta resistência, como a zircônia. Esse conceito em si não é novo, pois os materiais cerâmicos são utilizados há um tempo relativamente longo para a produção de restaurações monolíticas, mas foi somente quando a zircônia começou a ser usada para produzir coroas com contorno completo que os dentistas e técnicos ficaram mais confiantes em indicar um material cerâmico para coroas e pontes na região posterior.

De fato, ao oferecer próteses monolíticas, os médicos são capazes de superar um dos principais problemas associados às restaurações em várias camadas, que é a fratura da camada de revestimento de baixa resistência, geralmente feita de cerâmica dentária feldspática. No entanto, ao usar uma restauração monolítica de zircônia, outros problemas clínicos podem surgir e precisam ser resolvidos, como o desgaste da dentição antagonista e as características estéticas da dentição natural.

Devido ao problema de lascas na camada de revestimento, as restaurações multicamadas também evoluíram significativamente nos últimos dez anos. A maior parte da evolução desse sistema está associada a novas técnicas de processamento que visam melhorar a qualidade final do material de revestimento. A injeção de porcelana sobre a estrutura de zircônia é um exemplo de um novo método de processamento que elimina a porosidade na camada de revestimento e, portanto, melhora sua confiabilidade mecânica. Outras soluções também foram propostas, como CAD-on e técnicas de camada rápida. A técnica CAD-on envolve a produção de uma camada de revestimento mais forte à base de cerâmica de vidro dissilicada de lítio sinterizada na estrutura de zircônia usando uma solda de vidro de fusão, e a camada rápida usa a tecnologia CAD-CAM (projeto e fabricação auxiliados por computador) para fresar a camada de revestimento que é posteriormente cimentada na estrutura de zircônia. Esses novos métodos de processamento são relativamente novos e ainda precisam de mais ensaios clínicos para provar sua eficácia em relação às rotas tradicionais de processamento.

Novas microestruturas têm também sido desenvolvidas pela indústria, a fim de oferecer materiais cerâmicos e compósitos com propriedades otimizadas, *por exemplo*, boas propriedades mecânicas, comportamento de desgaste apropriado e características estéticas aceitáveis. Exemplos dessas novas microestruturas são a cerâmica de vidro com silicato de lítio reforçada com zircônia e um compósito constituído por uma cerâmica infiltrada por polímero. Este último utiliza uma técnica de processamento inovadora, na qual um bloco cerâmico poroso é infiltrado com um polímero à base de UDMA, em oposição aos compósitos de resina tradicionais produzidos por meio da adição de cargas cerâmicas a uma matriz polimérica. A principal vantagem deste material é que é mais fácil (mais rápido) ser usado

pelas técnicas de CAD-CAM, e seu módulo elástico é mais próximo do tecido dos dentes.

O objetivo desta revisão de literatura é discutir as principais vantagens e desvantagens dos novos sistemas cerâmicos e métodos de processamento mencionados acima. As descobertas clínicas e laboratoriais são discutidas minuciosamente para ajudar clínicos e técnicos a usar essas novas tecnologias. O manuscrito está dividido em cinco partes: 1) restaurações monolíticas de zircônia; 2) próteses dentárias multicamadas; 3) nova vitrocerâmica; 4) cerâmica infiltrada com polímero; e 5) novas tecnologias de processamento.

Restaurações monolíticas de zircônia

Entre as cerâmicas policristalinas, a zircônia policristalina tetragonal estabilizada com ítria (Y-TZP) para restaurações monolíticas (contorno completo) foi desenvolvida mais recentemente para superar problemas relacionados à lascagem de camadas de porcelana aplicadas sobre zircônia.^{1,2} Zirconia existe em três formas diferentes: cristalográficas fases cúbicas, tetragonal e monoclinica. O Y-TZP mostra desempenho superior entre as cerâmicas dentárias devido ao alto nível de resistência de mais de 1000 MPa e sua superior resistência à fratura de 4 a 5 MPa.m^{0,5}. Especialmente a alta tenacidade à fratura é consequência de um mecanismo de endurecimento relacionado à transformação de grãos tetragonais na fase monoclinica, que gera tensões de compressão em torno de defeitos, dificultando sua propagação catastrófica. A microestrutura de Y-TZPs para próteses monolíticas foi adaptada para melhorar sua translucidez em comparação com o Y-TZP convencional.

A melhor translucidez dos novos materiais de zircônia foi alcançada por meio de modificações microestruturais, como diminuição do teor de alumina, aumento da densidade, diminuição do tamanho dos grãos, adição de zircônia cúbica e diminuição da quantidade de impurezas e defeitos estruturais.^{3,4} O tamanho do grão cristalino é a característica microestrutural mais intimamente relacionada ao ajuste da translucidez da cerâmica policristalina. A criação de materiais cerâmicos com alta translucidez foi feita no passado por meio do aumento do tamanho dos grãos durante a sinterização.⁵ Os grãos de cerveja levam a um número menor de limites de grãos, reduzindo a dispersão da luz. Para Y-TZP, foi demonstrado que grãos maiores são prejudiciais tanto para as propriedades mecânicas quanto para a estabilidade da fase tetragonal. Portanto, a translucidez da zircônia não pode ser alcançada por meio do aumento do tamanho do grão.

Outra abordagem para produzir um Y-TZP mais translúcido é diminuir significativamente o tamanho do grão. No entanto, o tamanho do grão precisa ser reduzido até atingir um valor crítico que resulte na mitigação do chamado fenômeno da birrefringência.⁴ birrefringência ocorre no Y-TZP devido à grande quantidade de fase cristalina tetragonal (> 90%), que é um cristal que possui diferentes índices de refração de acordo com sua orientação cristalográfica na microestrutura. Esse comportamento anisotrópico relacionado à variação do índice de refração causa dispersão significativa da luz.^{4,6} Outra maneira de superar esses efeitos de espalhamento é o uso de zircônia cúbica, que oferece comportamento isotrópico óptico, aumentando a translucidez.

Para médicos e dentistas, as restaurações monolíticas de zircônia se tornaram uma

alternativa muito promissora, uma vez que os métodos de processamento são simplificados em comparação com as restaurações tradicionais de múltiplas camadas e, portanto, consomem menos tempo. Do ponto de vista biológico, as restaurações monolíticas feitas com zircônia permitem que os médicos façam preparações muito menos invasivas, pois esse material cerâmico possui propriedades mecânicas relativamente altas, principalmente quando comparado às porcelanas de revestimento. De fato, importantes mecanismos microestruturais, como o endurecimento da transformação, dificultam a propagação de trincas através das restaurações e, portanto, estruturas mais finas podem ser construídas, preservando os tecidos dos dentes.

Embora as novas microestruturas de zircônia tenham maior translucidez, a cor da restauração final ainda é limitada a uma tonalidade esbranquiçada. Portanto, um importante desenvolvimento tecnológico para esses materiais é o processo de coloração que permite uma gama maior de possibilidades estéticas.⁷ Estudos laboratoriais indicaram que a adição de pigmentos corantes à zircônia monolítica não afeta sua força e translucidez à flexão, no entanto, esses resultados estão relacionados a metodologias específicas de coloração e não podem ser generalizados.^{8,9} Diferentes técnicas podem ser usadas para adicionar cor às restaurações de zircônia. Um deles envolve a imersão do material (revestimento por imersão) quando está no estado pré-sinterizado em uma solução contendo diferentes tipos de corantes. Este método tem a desvantagem de resultar em uma sombra final não homogênea, uma vez que os pigmentos podem penetrar apenas até uma certa profundidade.¹⁰ Outra técnica de coloração permite a produção de blocos pré-sinterizados de zircônia pré-coloridos com uma tonalidade muito mais homogênea. Os blocos pré-coloridos de zircônia monolítica podem ser fabricados a partir de um pó que é sintetizado junto com pigmentos ou de um pó que foi misturado com pigmentos.⁷

Um fator que afeta a translucidez da cerâmica dental é a espessura da restauração. Em geral, quanto menor a espessura, maior a translucidez de uma restauração cerâmica,^{11,12} portanto, é obrigatório que os dados de translucidez sejam sempre relatados acompanhados pela espessura do material. Considerando a espessura de 0,5 mm, o Y-TZP tradicional mostra valores de razão de contraste (CR) mais altos (0,77) do que os dos Y-TZPs monolíticos (0,57 a 0,62).¹³

Além das propriedades mecânicas e ópticas, outra característica importante para o sucesso a longo prazo de uma restauração é o desgaste do esmalte antagonista e a adaptação marginal. Felizmente, estudos de laboratório mostraram que a zircônia monolítica geralmente causa um desgaste comparável dos antagonistas em comparação com outras cerâmicas restauradoras, e essa taxa de desgaste está dentro da faixa fisiológica relatada na literatura. Alguns desses estudos compararam diferentes técnicas de acabamento de superfície para restaurações monolíticas de zircônia, como polimento versus envidraçamento, e descobriram que superfícies polidas resultaram em menor desgaste do antagonista no esmalte.^{13,14,15,16}

É desnecessário dizer que a alta dureza superficial da zircônia tem uma grande influência no desgaste antagonista e, portanto, é muito importante um polimento perfeito de

qualquer restauração monolítica de zircônia. Um estudo clínico avaliou o desgaste da superfície oclusal de coroas monolíticas de zircônia colocadas em pré-molares e molares. Impressões das restaurações foram tiradas no início do julgamento e 24 meses depois. Foram produzidas réplicas de epóxi e foram realizadas análises qualitativa (microscopia eletrônica de varredura) e quantitativa (profilometria óptica). Os resultados mostraram que a zircônia monolítica promoveu uma taxa aceitável de desgaste da superfície da superfície antagonista (esmalte natural ou material cerâmico) após dois anos.¹⁷ Portanto, restaurações monolíticas Y-TZP com bom acabamento superficial não costumam desgastar significativamente o elemento antagonista. No entanto, é importante acompanhar essas restaurações Y-TZP, porque se houver uma diminuição na qualidade da superfície, o potencial de desgaste aumentará significativamente.

A adaptação marginal das restaurações monolíticas do Y-TZP melhorou ao longo dos anos devido à evolução dos sistemas CAD-CAM. Vários desses sistemas e diferentes materiais tiveram suas adaptações avaliadas: TZI, TZ Incoris (Dentsply-Sirona, Bensheim, Alemanha), CZ, Ceramill Zolid White (Amann Girrbach, Koblach, Áustria), ZZ, Zenostar Zirconia (Wieland, Pforzheim, Alemanha), PZ, Prettau Zirconia (Zirkonzahn) e BZ, Bruxzir Solid Zirconia (Glidewell, Gais, Alemanha). Felizmente, todas as marcas apresentaram discrepância marginal aceitável n, com os sistemas de fresagem de cinco eixos mais avançados sendo superiores aos outros.¹⁸

Outra questão importante em relação ao uso de zircônia monolítica para restaurações dentárias é o fenômeno do envelhecimento, uma vez que essas restaurações são carregadas em contato direto com o ambiente bucal. Estudos de laboratório avaliaram a formação da fase cristalina monoclinica e a resistência à flexão de diferentes zircônios monolíticos após o envelhecimento. Seus resultados indicaram que algumas marcas não são suscetíveis ao envelhecimento, enquanto outras são mais propensas à transformação tetragonal em monoclinica (tm).^{19,20} No entanto, são necessários mais estudos para avaliar esse fenômeno do envelhecimento, pois até o momento não há evidências científicas de estudos clínicos que vinculem a falha clínica da Y-TZP dental a esse tipo de envelhecimento.

A maior translucidez das Y-TZPs monolíticas expandiu sua indicação para reabilitações em regiões estéticas. No entanto, é necessário cuidado extra antes de usar este tipo de restauração indiscriminadamente, pois há apenas alguns acompanhamentos clínicos que avaliaram coroas monolíticas de zircônia. Um desses estudos mostrou que das 82 coroas monolíticas de zircônia instaladas em 60 pacientes, 6 (7,3%) apresentaram complicações após três anos. O estudo mostrou que os problemas que afetam esse tipo de restauração estão principalmente relacionados à perda de retenção da coroa (2,4%) e complicações endodônticas (4,9%). Portanto, esse tipo de tratamento é considerado promissor, mas estudos clínicos com maior tempo de seguimento ainda são desejáveis.²¹

Outro estudo coletou dados em cinco anos em dois laboratórios dos Estados Unidos. Os laboratórios forneceram seguro para restaurações de zircônia monolítica que apresentavam problemas, fazendo novas restaurações sem custos adicionais para os médicos. O estudo incluiu 39.827 restaurações (todas cimentadas na dentição natural),

classificadas em: coroa única anterior (1.952); coroa única posterior (29.808); próteses dentárias fixas anteriores (1.779) e próteses dentárias fixas posteriores (6.288). Somente as restaurações que retornaram aos laboratórios para serem substituídas devido a fraturas catastróficas foram consideradas falhas. A taxa de fratura (%) foi de 0,97 para coroas simples anteriores; 0,71 para coroas simples posteriores; 3,26 para as próteses fixas anteriores e 2,42 para as próteses fixas posteriores. O estudo concluiu que restaurações feitas com zircônia monolítica mostraram taxas de fraturas relativamente baixas. No entanto, possivelmente algumas restaurações com falha podem não ter sido contadas, pois o paciente pode ter retornado a outro dentista ou o dentista pode ter escolhido outro material para substituir a restauração.²²

Próteses dentárias multicamadas

Tradicionalmente, as próteses parciais fixas (DPFs) produzidas com uma infra-estrutura metálica e uma camada de revestimento cerâmico apresentam excelente desempenho clínico, com estudos mostrando uma taxa anual de falhas em torno de 1% e uma taxa de sobrevivência de 94% após 5 anos de acompanhamento clínico.²³ Embora essas bicamadas de metal / cerâmica ainda sejam consideradas o padrão-ouro para as DPFs, muitos estudos foram realizados para alcançar o mesmo nível de excelência em sistemas totalmente em cerâmica.

A menor biocompatibilidade²⁴ e a menor translucidez dos metais, quando comparadas aos materiais cerâmicos, são os fatores responsáveis pelo uso da cerâmica como material de infraestrutura em restaurações multicamadas. Por outro lado, a tenacidade à fratura relativamente baixa dos materiais cerâmicos é uma grande limitação para seu uso irrestrito em soluções protéticas. Esse problema levou ao desenvolvimento de uma série de materiais cerâmicos com alto conteúdo cristalino, capazes de suportar as tensões mecânicas geradas durante a aplicação das forças de mastigação. Exemplos de tais materiais são cerâmica infiltrada com vidro reforçado com zircônia à base de alumina, alumina policristalina e Y-TZP.

Entre esses materiais cerâmicos, o Y-TZP ganhou notável popularidade devido às suas excelentes propriedades mecânicas.²⁵ No entanto, materiais com alto conteúdo cristalino ainda exigem uma camada de revestimento construída em porcelana compatível, a fim de obter um resultado estético mais favorável.

Com relação às restaurações multicamadas totalmente em cerâmica, os acompanhamentos clínicos relataram pouco ou nenhum dano à infra-estrutura Y-TZP durante o uso clínico, no entanto, fraturas por lascas da cerâmica de revestimento têm sido frequentemente relatadas.²⁶ Essas falhas comprometem a restauração tanto funcional quanto esteticamente, exigindo a substituição da peça protética quando a área fraturada é muito grande. A fratura da camada de revestimento aplicada sobre as estruturas Y-TZP tem sido associada a diferentes fatores, como: a) projeto da infraestrutura Y-TZP, que deve dar suporte à camada de revestimento;²⁷ b) relação entre as espessuras das camadas de restauração (infraestrutura e revestimento de cerâmica, desenho anatômico);²⁸ c) tensões residuais térmicas dentro da restauração, que são geradas durante a etapa de resfriamento

no forno de sinterização²⁹ ou devido a uma certa incompatibilidade dos coeficientes de expansão térmica (CTE) de ambas as camadas e) propriedades mecânicas da cerâmica de revestimento.

Várias metodologias para a aplicação da camada de revestimento na infraestrutura cerâmica estão disponíveis no mercado e todas elas visam otimizar a resistência dessa camada e, em alguns casos, reduzir a geração de tensões térmicas residuais. Na técnica de processamento tradicional ou estratificada, o fabricante fornece um pó cerâmico e um líquido de modelagem (água destilada misturada com modificadores reológicos). Para produzir a restauração, a estrutura Y-TZP recebe a aplicação de uma mistura que contém o pó cerâmico de revestimento e o líquido de modelagem com o uso de uma escova. Várias camadas precisam ser aplicadas para construir a anatomia desejada do elemento dental.

Outra técnica para a aplicação da camada de viragem é o chamado método de prensagem, no qual o material de revestimento é aplicado na infraestrutura cerâmica (feita de Y-TZP) por meio de uma cera perdida em combinação com uma tinta quente. técnica de prensagem, resultando em uma camada de revestimento com menos poros e melhor comportamento mecânico quando comparada a uma camada de revestimento aplicada pela técnica tradicional. Neste caso, a cerâmica de revestimento é fornecida na forma de grânulos que são injetados em um molde refratário (gerado a partir da técnica de cera perdida) contendo a estrutura Y-TZP previamente sinterizada. Stawarczyk et al.³⁰ avaliaram a capacidade de carga de coroas de cerâmica bicamada em função de diferentes técnicas de aplicação da camada de revestimento (injeção do Y-TZP versus técnica estratificada) e concluíram que as coroas produzidas por injeção da camada de revestimento exibiam comparáveis e sob certas configurações, até cargas de fratura superiores quando comparadas às realizadas com a técnica estratificada.

Os avanços nos sistemas CAD-CAM (fabricação auxiliada por computador e desenho assistido por computador), além de uma tentativa de diminuir a geração de tensões térmicas residuais em restaurações de cerâmica de duas camadas, levaram ao desenvolvimento de novos métodos de processamento que envolvem o fresamento de CAD-CAM blocos para a estrutura e a camada de revestimento. Em uma etapa adicional, essas camadas são coladas com um cimento resinoso ou uma fusão vitrocerâmica. Um desses sistemas é chamado de Técnica de Camada Rápida (Vita) e envolve a fresagem da infraestrutura Y-TZP e da camada de revestimento, incluindo uma etapa posterior de cimentação usando agentes de cimentação à base de resina de cura dupla. A outra técnica é chamada CAD-on (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) e envolve a moagem da camada de revestimento a partir de um bloco CAD-CAM de vidro-cerâmica de dissilicato de lítio. O dissilicato de lítio é um material cerâmico que possui um conteúdo cristalino muito maior em comparação com a cerâmica de revestimento feldsfático e, portanto, apresenta propriedades mecânicas mais altas. No final do processo, as duas camadas são coladas por meio de um ciclo de queima realizado após a aplicação de uma fusão vitrocerâmica (solda de vidro) entre as duas camadas.

Uma grande vantagem das restaurações produzidas por sistemas CAD-CAM é o fato de os blocos utilizados para a produção da camada de revestimento serem originários de

procedimentos de sinterização otimizados, realizados pelo fabricante em condições industriais ideais, o que resulta em blocos mecanicamente mais fortes e com menos defeitos quando em comparação com as camadas de revestimento obtidas pelas metodologias descritas anteriormente.

Em 2012, um estudo³¹ avaliou a capacidade de carga de coroas totalmente em cerâmica compostas por Y-TZP folheados usando a técnica tradicional e coroas produzidas com o sistema Cad-on. Os valores da carga de fratura foram significativamente diferentes entre esses dois grupos, com valores médios de 1.575 N para as coroas produzidas pelo sistema CAD-on e 1.166 N para as coroas que receberam a camada de revestimento pela técnica tradicional. Outro estudo³² utilizaram o sistema CAD-on para avaliar o efeito da técnica de ligação na resistência à fratura de coroas molares. Neste estudo, amostras que tiveram suas camadas coladas por um cimento resinoso (Multilink Implant; Ivoclar Vivadent) apresentaram um valor médio de resistência à fratura menor que o valor obtido para o grupo no qual os componentes foram colados por meio da fusão vitrocerâmica (IPS e.max Crystall Connect; Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein). Os valores médios obtidos neste estudo foram 1.388 ± 190 N para o grupo vidro cerâmico de fusão versus 1.211 ± 158 N no grupo cimentado; no entanto, essa diferença não foi estatisticamente significativa.

Outro estudo in vitro³³ comparou a resistência à fratura de coroas de primeiro molar totalmente em cerâmica com infraestruturas Y-TZP revestidas com diferentes técnicas: camadas (VM9; Vita, Bad Sachingen, Alemanha), prensagem (IPS e.max ZirPress; Ivoclar vivadent, Schaan, Liechtenstein) e fresagem a partir de blocos CAD-CAM (Lava™ DVS; 3M, Seefeld, Alemanha) com ligação posterior utilizando uma vitrocerâmica de fusão. Restaurações multicamadas feitas de blocos CAD-CAM mostraram valores de resistência à fratura significativamente maiores (6.242 N) quando comparados às coroas feitas com as técnicas de estratificação (4.264 N) e pressão (5.071 N).

Cerâmica de vidro nova

Atualmente, a cerâmica de vidro é amplamente utilizada na odontologia protética devido às melhorias contínuas de suas propriedades mecânicas associadas a melhores microestruturas e novos métodos de processamento. As propriedades mecânicas adequadas desses materiais refletem na boa longevidade dessas restaurações dentárias.³⁴ A boa qualidade estética é outro fator que contribui muito para a atratividade da vitrocerâmica para os médicos^{35, 36, 37}.

Desde que a vitrocerâmica começou a ser utilizada na odontologia,³⁸ materiais com composições variadas foram desenvolvidos; no entanto, essa classe de materiais ganhou popularidade após o lançamento da vitrocerâmica de dissilicato de lítio em 1998 (IPS Empress® 2, Ivoclar Vivadent Ltda, Schaan, Liechtenstein, posteriormente comercializada como e.max®). Em comparação com a vitrocerâmica de leucita,³⁹ materiais à base de dissilicato de lítio têm propriedades mecânicas superiores (Tabela 1), o que amplia sua indicação para a produção de próteses parciais fixas totalmente em cerâmica até 3 elementos.⁴³

Tabela 1: Propriedades mecânicas da vitrocerâmica tradicional do mercado ^{40, 41, 42}

Material	Resistência à flexão (MPa)	Resistência à fratura	Dureza (GPa)
		^{1/2} (MPa.m ^{1/2})	
Vitrocerâmica de leucita	164	1.03	6.5
Disilicato de lítio vitrocerâmico	365	2.80	5.3

O primeiro vidro-cerâmico de dissilicato de lítio (baseado no sistema $\text{Li}_2\text{O}:2\text{SiO}_2$) foi produzido por fusão de um vidro, que foi moído para formar um pó usado para fazer os chamados blocos ou lingotes "azuis" com composição de acordo com a Tabela 2. ⁴⁴ Dependendo do tipo de peça produzida, seja um bloco "azul" para o sistema CAD-CAM ou o lingote para a técnica de prensagem a quente, a técnica de cristalização dessa vitrocerâmica mudou. No entanto, o processo de cristalização foi semelhante em todas as situações.

Tabela 2: Composição do pó bruto IPS Empress[®] 2 de dissilicato de lítio vitrocerâmico. ⁴⁴

Constituinte	% Em peso
SiO_2	57-80
Al_2O_3	0-5
La_2O_3	0,1-6
MgO	0-5
ZnO	0-8
K_2O	0-13
Li_2O	11-19
P_2O_5	0-11
Aditivos	~ 8

Resumidamente, a cristalização do dissilicato de lítio é controlada por um ciclo de aquecimento, no qual o metassilicato de lítio (Li_2SiO_3) reage com a fase vítrea (SiO_2) para originar o dissilicato de lítio ($\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$). ⁴⁵ Lítio metassilicato é nucleadas a partir do vidro de base (Li_3PO_4 , amorfo) às temperaturas iniciais do ciclo. Posteriormente, a cerâmica de vidro com dissilicato de lítio sofreu algumas alterações e deu origem ao dissilicato de lítio IPS e.max (Ivoclar Vivadent Ltda., Barueri, Brasil), que apresenta melhores propriedades mecânicas, principalmente devido à diminuição do tamanho das plaquetas. cristais em forma (comprimento variando de 2,0 a 3,0 μm) e o aumento do bloqueio entre os cristais. ^{46, 47}

Apesar da grande aceitação e amplo uso da cerâmica vitrificada de dissilicato de lítio, a evolução dos materiais dentários tentou suprimir as desvantagens remanescentes desse sistema cerâmico por meio do desenvolvimento de vitrocerâmica reforçada com cerâmica policristalina. Essas novas vitrocerâmicas foram projetadas para conter silicato de lítio como principal fase cristalina em uma matriz vítrea reforçada com cristais de dióxido de zircônio (~ 10%). ⁴⁸ Quando esse material passa pelo processo de cristalização, os cristais de silicato de lítio nucleados atingem um tamanho médio (0,5 a 1 μm) que é até 6 vezes menor do que o observado para os cristais de dissilicato de lítio presentes na vitrocerâmica de dissilicato de lítio. ⁴⁹ A formação de uma fase cristalina menor e mais fina ocorre devido à presença de

partículas de zircônia no material, que atua como um aditivo que influencia a cristalização, impedindo o crescimento de cristais.⁵⁰ Uma microestrutura contendo cristais menores garante a este material propriedades mecânicas semelhantes às observadas para a cerâmica de dissilicato de lítio.⁴⁷ Além disso, como observado na vitrocerâmica tradicional, esses novos materiais de silicato de lítio reforçados com zircônio mantêm boas propriedades ópticas, são facilmente moídos em máquinas CAD-CAM e atingem um bom acabamento superficial, pois ainda possuem uma grande quantidade de matriz de vidro.⁵¹

Os dois exemplos comerciais existentes de vitrocerâmica de silicato de lítio são: a) Suprinity (Vita Zahnfabrik, Bad Sachingen, Alemanha), um material comercializado em um estado parcialmente cristalizado e que requer um ciclo térmico adicional em um forno; e b) CELTRA Duo (Dentispaly-Sirona, Bensheim, Alemanha), um material que já está em sua fase final de cristalização. Ambos os materiais têm composição semelhante à mostrada na Tabela 3.⁵²

Tabela 3: Composição da cerâmica de vidro à base de silicato de lítio⁵²

Constituinte	% Em peso
SiO ₂	56-64
Al ₂ O ₃	1-4
CeO ₂	0-4
ZrO ₂	8-12
K ₂ O	1-4
Li ₂ O	15-21
P ₂ O ₅	3-8

Essas novas cerâmicas de vidro silicato de lítio reforçadas com zircônia têm boas propriedades mecânicas associadas a uma excelente qualidade estética, sendo, portanto, uma alternativa válida para materiais dissilicados de lítio para reabilitações protéticas com alta demanda estética. A principal vantagem desses materiais é sua capacidade de economizar tempo na produção de restaurações dentárias, uma vez que são mais rápidas de serem fresadas em máquinas CAD-CAM do que as cerâmicas de vidro dissilicadas de lítio⁵³ e já são oferecidos em seu estado totalmente cristalizado (CELTRA Duo, Dentispaly-Sirona, Bensheim, Alemanha) sem necessidade de forno) ou precisam de um ciclo de cristalização muito curto (Suprinity, Bad Sachingen, Alemanha). Uma vantagem particular da cerâmica de silicato de lítio sobre a versão de dissilicato de lítio é a polibibilidade superior devido aos tamanhos de cristal menores na microestrutura.

Redes cerâmicas infiltradas com polímeros (PICNs)

Nas últimas décadas, o uso de sistemas CAD-CAM em odontologia aumentou exponencialmente, principalmente devido às tendências gerais de alta produtividade e estética.^{54, 55} Embora os sistemas CAD-CAM tenham sido desenvolvidos inicialmente para a produção de restaurações cerâmicas, também foram desenvolvidos blocos de compósitos de resina pré-polimerizada para serem utilizados com esses sistemas. Um dos primeiros compósitos de resina desenvolvido como bloco CAD-CAM foi o Paradigm™ (3M™, St Paul,

EUA), considerado uma alternativa de moagem rápida e fácil de usar ao uso de cerâmica. No entanto, problemas comumente relacionados aos sistemas de resina composta ainda precisam ser superados, como propriedades mecânicas reduzidas e baixa resistência ao desgaste.⁵⁴

Recentemente, um novo material foi desenvolvido pela Vita (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Alemanha), que é comercializado como um polímero infiltrado em uma cerâmica porosa, gerando uma rede interpenetrante (rede cerâmica infiltrada de polímero, PICN). Este novo material foi desenvolvido com base na tecnologia cerâmica de vidro infiltrado (In-Ceram System, Vita, Bad Sachingen, Alemanha), que foi originalmente lançado pela Vita nos anos 90.⁵⁴ A infiltração de uma resina em uma pré-forma de cerâmica porosa é significativamente diferente da infiltração de um vidro, uma vez que o encolhimento final do polímero após a infiltração é quase 5%, *ou seja*, muito maior do que o encolhimento experimentado pelo resfriamento do vidro de infiltração, que é da ordem de 1%.⁵⁶

Os PICNs têm a vantagem de apresentar um módulo elástico aproximadamente 50% menor em comparação com a cerâmica feldspática e, portanto, mais próximos do da dentina, são mais fáceis de fresar e ajustar e também podem ser reparados com mais facilidade por resinas compostas.⁵⁶ Em comparação com as porcelanas odontológicas, este novo material tem demonstrado menor módulo de elasticidade e maior tolerância a danos.⁵⁷ Em 2013, o produto Enamic (Vita, Bad Sachingen, Alemanha) foi introduzido para restaurações dentárias. Este PICN baseia-se na sinterização inicial de um pó de porcelana até aproximadamente 70% de sua densidade total, seguida de infiltração com uma mistura de monômeros.^{54, 58, 59} O material é considerado um material compósito resina-cerâmica, composto por duas redes interconectadas: uma cerâmica dominante e um polímero. Publicações recentes mostraram que a parte polimérica deste material é composta por polímeros reticulados de dimetacrilato de uretano (UDMA) e dimetacrilato de trietileno glicol (TEGDMA).⁶⁰ As análises composicionais da rede cerâmica dominante revelaram uma fase cerâmica importante, composta (por peso) de SiO₂ (58-63%), Al₂O₃ (20-23%), Na₂O (9-11%), K₂O (4-6%), B₂O₃ (0,5-2%), CaO (<1%) e TiO₂ (<1%).⁶¹ Embora comercializada como cerâmica infiltrada com polímeros, análises científicas mostraram que a matriz inorgânica é um vidro amorfo.

Uma publicação recente⁶² relatou que o Enamic apresentou valores de módulo de elasticidade semelhantes aos relatados pelo fabricante (cerca de 30 GPa); no entanto, os valores de tenacidade à fratura medidos nesta investigação (0,86 MPa.m^{1/2}) foram inferiores aos relatados pelo fabricante (1,5 MPa.m^{1/2}). O valor da tenacidade à fratura obtido para o PICN foi semelhante ao da cerâmica feldspática avaliada. Portanto, os autores rejeitaram a hipótese de que a presença de uma rede de polímeros criaria mecanismos de endurecimento na microestrutura do material. Além disso, este estudo mostrou que o PICN aumentou a suscetibilidade ao SCG em comparação com uma cerâmica feldspática. Isso levantou a questão se o polímero é suscetível à permeação e degradação da água.

Os PICNs possuem propriedades positivas relacionadas à cerâmica e aos compósitos, com um interessante equilíbrio entre elasticidade e resistência, sendo indicado para coroas

simples, embutimentos, revestimentos e folheados. A parte polimérica tem uma resistência abaixo de 30 MPa e a rede de cerâmica tem uma resistência em torno de 160 MPa, enquanto o PICN final tem uma resistência de 135 MPa. Como esperado para um material compósito, as propriedades são intermediárias entre as de cerâmica e as resinas cheias de partículas.^{60, 61, 63}

O módulo elástico desses materiais está na faixa de 30 GPa, que é metade do relatado para cerâmica convencional de revestimento, mas mais próximo do que é normalmente relatado para dentina (15–20 GPa).^{58, 63} Os materiais cerâmicos típicos apresentam valores de módulo de elasticidade mais altos que o PICN⁶⁴. A dureza Vickers do esmalte humano ($3,43 \pm 0,16$ GPa) e PICN ($3,31 \pm 0,11$ GPa) é semelhante,^{54, 65, 66, 67} e ambas são superiores à dureza relatada para compósitos de resina (0,73 GPa a 1,60 GPa),^{68, 69} e menor que a dureza da zircônia (13,94 GPa)⁷⁰ e cerâmica de vidro dissilicato de lítio (10,0 GPa a 11,31 GPa).⁷¹ A resistência à flexão de Enamic (130 MPa)⁵⁶ é menor que a de um material vitrocerâmico de referência em dissilicato de lítio, IPS e.max (342 MPa).⁷² PICN tem uma tolerância maior a danos na retificação de brocas diamantadas do que outros CAD / CAM e materiais prensados.^{54, 60, 73} Um estudo avaliou a tolerância ao dano de diferentes materiais dentários e mostrou que a tolerância ao dano do PICN era maior quando comparada a outras cerâmicas para CAD-CAM, como a cerâmica de revestimento.^{55, 73}

No que diz respeito às propriedades ópticas, o encolhimento da resina de cura resulta em tensões interfaciais entre a estrutura cerâmica e o polímero, resultando em descolagem e levando a uma maior opacidade devido às lacunas desenvolvidas na interface. A seleção da resina, a aplicação de alta pressão durante a fase de cura e o processo de silanização melhoraram a ligação e ajudaram a superar os problemas estéticos, aumentando a translucidez do material.⁶⁴ No entanto, o Enamic demonstrou ser menos translúcido que o IPS e.max ou o Lava Ultimate (3M ESPE, St Paul, EUA).⁷⁴ Trabalhos anteriores também mostraram que a superfície do PICN não é tão brilhante quanto as obtidas para o IPS e.max ou o Lava Ultimate. No entanto, a resistência à mancha do PICN foi superior à medida para Lava Ultimate e inferior à relatada para IPS e.max.^{56, 75}

Simulações clínicas mostram resultados promissores ao longo da vida para o PICN. Uma simulação de mastigação de cinco anos demonstrou que nenhuma das coroas Enamic falhou, enquanto seis IPS e.max CAD apresentaram pequenas trincas e doze restaurações Vita Mark II revelaram falhas significativas de trincas.⁶⁴ Em um experimento de fadiga cíclica de 500.000 ciclos, o Enamic apresentou um desilicato de lítio vitrocerâmico.^{58, 76} Com base no módulo elástico reduzido de Enamic, este material é especialmente indicado para tratamentos protéticos em implantes rígidos. Devido às propriedades ópticas inferiores, os PICNs são mais adequados no molar do que na região anterior.

Novas tecnologias de processamento

CAD-CAM refere-se a um sistema de computador usado para projetar e fabricar uma restauração dentária. A tecnologia CAD usa um software para definir a forma e as dimensões

da restauração, enquanto a tecnologia CAM leva o modelo projetado a uma máquina de controle numérico por computador (CNC) para fabricar a restauração, geralmente a partir de um bloco feito de material dental (fabricação subtrativa).

Atualmente, a produção de restaurações livres de metal usando infraestruturas de cerâmica policristalina (*por exemplo*, Y-TZP) depende do uso dos sistemas CAD-CAM.⁷⁷ A introdução de sistemas de fresagem CAD-CAM para a produção de restaurações com essas cerâmicas policristalinas permitiu seu uso em restaurações protéticas com maior confiabilidade, uma vez que a única técnica de fabricação disponível no passado era a moldagem por deslizamento, o que resultou em um maior número de defeitos e trincas na microestrutura das restaurações finais.⁷⁸

Os sistemas CAD-CAM são utilizados na Odontologia há quase 30 anos,⁷⁹ e durante esse período foram lançadas diferentes máquinas, pois esses sistemas estão em constante evolução e produzindo restaurações com uma adaptação muito melhor.^{80, 81} Além disso, a evolução do sistema CAD-CAM permitiu o uso de restaurações com outros materiais, como revestimento de cerâmica, resina composta e ligas metálicas.^{77, 82}

Entre os sistemas CAD-CAM dentários, existem dois tipos de técnicas para a produção de restaurações. O primeiro é a usinagem da restauração protética a partir de um bloco do material sinterizado, enquanto o segundo consiste em usinar um bloco em um estado parcialmente sinterizado com subsequente sinterização final em um forno específico. Ambas as técnicas são utilizadas na odontologia e cada uma delas tem suas vantagens e desvantagens.

A usinagem de um bloco de material sinterizado fornece à restauração uma maior precisão de seus contornos e forma, além de economizar tempo clínico, uma vez que a restauração não requer tratamento térmico adicional. No entanto, ao usinar um material com alta resistência, como cerâmica policristalina, o desgaste das ferramentas da unidade de usinagem e o tempo de usinagem são muito altos. Além disso, a usinagem de materiais quebradiços, como cerâmica dentária, pode levar à formação de microfissuras e defeitos de superfície.⁸³ Por outro lado, quando a restauração é produzida a partir de um bloco parcialmente sinterizado, há a vantagem de promover a cicatrização de microfissuras de usinagem durante o processo de sinterização subsequente.⁸⁴ Espera-se que esta técnica de processamento tenha um tempo de usinagem menor para um material menos denso, mas é preciso ter em mente que a sinterização final promoverá alterações dimensionais devido ao encolhimento, o que pode levar a um desajuste na restauração protética.⁸⁵

Embora os sistemas CAD-CAM descritos acima já estejam bem estabelecidos no mercado odontológico, eles apresentam uma grande desvantagem relacionada ao grande desperdício de material na usinagem. Os resíduos correspondem a aproximadamente 90% do bloco pré-fabricado para uma restauração típica⁸⁶ e as sobras dessas restaurações dentárias não são reutilizáveis. Portanto, novas tecnologias foram desenvolvidas para superar esse problema. Alguns deles produzem a restauração por meio da adição de camadas em vez de moagem de blocos pré-fabricados (fabricação aditiva).

Os sistemas CAD-CAM adicionais, também chamados de "fabricação sólida de forma

livre", ainda são foco de pesquisa e desenvolvimento de materiais cerâmicos policristalinos e há três técnicas que se destacaram recentemente.^{86, 87, 88, 89, 90} Essas técnicas são: 1) Sinterização ou fusão a laser seletiva, 2) Impressão 3D direta e 3) Estereolitografia.

A sinterização seletiva a laser ou fusão é uma técnica já bem estabelecida para ligas metálicas, mas ainda está em desenvolvimento para cerâmicas policristalinas (BEGO Medifactory[®] System, BEGO Medical GmbH, Bremen, Alemanha). Nesta técnica, o feixe de laser sinteriza camadas finas de uma cerâmica de um recipiente cheio de pó para criar um único coping ou estrutura, na qual cada camada representa uma seção transversal do modelo CAD.⁸⁶ A impressão 3D direta é semelhante a uma impressora jato de tinta tradicional, executando a impressão direta de uma suspensão de cerâmica, permitindo a geração de corpos verdes densos com alta resolução e produzindo formas complexas.^{90, 91}

Atualmente, a estereolitografia é frequentemente usada e já evoluiu o suficiente para permitir a produção de peças cerâmicas mais complexas, enquanto as técnicas mencionadas anteriormente estão no estágio inicial de desenvolvimento para aplicações odontológicas. A estereolitografia é semelhante à impressão 3D, no entanto, utiliza uma suspensão contendo partículas de cerâmica misturadas com componentes de resina (acrilatos ou monômeros epóxi).^{87, 88} Esta parte da resina é polimerizada durante a impressão para moldar o objeto sólido e é subsequentemente removida durante o processo de sinterização da cerâmica. A grande vantagem associada a todas as técnicas aditivas é que elas fornecem desperdício mínimo ou nenhum material. Uma desvantagem ainda existente de todos os métodos aditivos até hoje é a qualidade da superfície rugosa e o fraco ajuste ou precisão marginal.

Considerando os métodos aditivos mencionados, a Impressão Direta em 3D é a técnica que mais se destaca, pois o equipamento é relativamente mais acessível e permite a produção de um corpo verde denso e pronto para sinterização. Em 2009,⁹¹ utilizando uma impressora a jato de tinta modificada, uma coroa de zircônia foi fabricada com propriedades mecânicas suficientes para ser usada na cavidade oral. A impressão da coroa dentária posterior foi realizada usando um cartucho preenchido com um teor sólido de 27% em vol de suspensão de cerâmica à base de zircônia. Também foram estudadas variações da técnica de impressão direta em 3D, o chamado "Robocasting".⁸⁹ Ambas as técnicas são muito semelhantes, diferindo apenas na maneira como é feita a deposição da suspensão de cerâmica. O Robocasting usa filamentos extrudados em vez de gotículas ejetadas para produzir o objeto.

Este estudo é uma adaptação para o português do original: "SILVA, Lucas Hian da, et al. "Dental ceramics: a review of new materials and processing methods." *Brazilian oral research* 31 (2017)⁹²." Esta adaptação segue os princípios de livre adaptação, remixagem e distribuição [Creative Commons Attribution License 4.0 CC BY](https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/).

CONCLUSÃO

Cerâmica dentária e tecnologias de processamento evoluíram significativamente nos últimos dez anos, com grande parte da evolução relacionada a novas microestruturas e

métodos CAD-CAM. Além disso, uma tendência para o uso de restaurações monolíticas mudou a maneira como os médicos produzem próteses dentárias totalmente em cerâmica, uma vez que as restaurações mais estéticas em múltiplas camadas, infelizmente, são mais propensas a lascas ou delaminar. Os materiais compósitos processados via CAD-CAM tornaram-se uma opção interessante, pois possuem propriedades intermediárias entre cerâmica e polímeros e são mais facilmente fresados e polidos.

CONFLITOS DE INTERESSE

Os autores declaram não haver conflitos de interesse

REFERÊNCIAS

1. Marchack BW, Sato S, Marchack CB, White SN. Complete and partial contour zirconia designs for crowns and fixed dental prostheses: a clinical report. *J Prosthet Dent.* 2011;106(3):145-52.
2. Schley JS, Heussen N, Reich S, Fischer J, Haselhuhn K, Wolfart S. Survival probability of zirconia-based fixed dental prostheses up to 5 yr: a systematic review of the literature. *Eur J Oral Sci.* 2010;118(5):443-50.
3. Zhang H, Li Z, Kim B-N, Morita K, Yoshida H, Hiraga K et al. Effect of alumina dopant on transparency of tetragonal zirconia. *J Nanomater.* 2012;2012:ID269064.
4. Zhang Y. Making yttria-stabilized tetragonal zirconia translucent. *Dent Mater.* 2014;30(10):1195-203.
5. Cheng J, Agrawal D, Zhang Y, Roy R. Microwave sintering of transparent alumina. *Mater Lett.* 2002;56(4):587-92.
6. Klimke J, Trunec M, Krell A. Transparent tetragonal yttria-stabilized zirconia ceramics: influence of scattering caused by birefringence. *J Am Ceram Soc.* 2011;94(6):1850-8.
7. Kim HK, Kim SH. Optical properties of pre-colored dental monolithic zirconia ceramics. *J Dent.* 2016;55:75-81.
8. Sedda M, Vichi A, Carrabba M, Capperucci A, Louca C, Ferrari M. Influence of coloring procedure on flexural resistance of zirconia blocks. *J Prosthet Dent.* 2015;114(1):98-102.
9. Kim HK, Kim SH. Effect of the number of coloring liquid applications on the optical properties of monolithic zirconia. *Dent Mater.* 2014;30(9):e229-37.
10. Rinke S, Fischer C. Range of indications for translucent zirconia modifications: clinical and

technical aspects. *Quintessence Int.* 2013;44(8):557-66.

11. Kim HK, Kim SH, Lee JB, Han JS, Yeo IS, Ha SR. Effect of the amount of thickness reduction on color and translucency of dental monolithic zirconia ceramics. *J Adv Prosthodont.* 2016;8(1):37-42.

12. Neto, Ulisses Gomes Guimarães, and Suzane Medeiros de Araújo Bacelar. "Implantes dentários com superfície tratada: revisão de literatura." *Brazilian Journal of Implantology and Health Sciences* 1.4 (2019): 69-83.

13. Stawarczyk B, Frevert K, Ender A, Roos M, Sener B, Wimmer T. Comparison of four monolithic zirconia materials with conventional ones: contrast ratio, grain size, four-point flexural strength and two-body wear. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2016;59:128-38.

14. Rauber, Silvana. "OSSEODENSIFICAÇÃO EM IMPLANTES DENTÁRIOS: UMA REVISÃO DE LITERATURA." *Brazilian Journal of Implantology and Health Sciences* 1.4 (2019): 1-13.

15. Park JH, Park S, Lee K, Yun KD, Lim HP. Antagonist wear of three CAD/CAM anatomic contour zirconia ceramics. *J Prosthet Dent.* 2014;111(1):20-9.

16. Jung YS, Lee JW, Choi YJ, Ahn JS, Shin SW, Huh JB. A study on the in-vitro wear of the natural tooth structure by opposing zirconia or dental porcelain. *J Adv Prosthodont.* 2010;2(3):111-15.

17. Lohbauer U, Reich S. Antagonist wear of monolithic zirconia crowns after 2 years. *Clin Oral Investig.* 2017;21(4):1165-72.

18. Hamza TA, Sherif RM. In vitro evaluation of marginal discrepancy of monolithic zirconia restorations fabricated with different CAD-CAM systems. *J Prosthet Dent.* 2017;117(6):762-6.

19. Flinn BD, Raigrodski AJ, Mancl LA, Toivola R, Kuykendall T. Influence of aging on flexural strength of translucent zirconia for monolithic restorations. *J Prosthet Dent.* 2017;117(2):302-9.

20. Pereira G, Silvestri T, Camargo R, Rippe MP, Amaral M, Kleverlaan CJ et al. Mechanical behavior of a Y-TZP ceramic for monolithic restorations: effect of grinding and low-temperature aging. *Mater Sci Eng C.* 2016;63:70-7.

21. Bömicke W, Rammelsberg P, Stober T, Schmitter M. Short-term prospective clinical evaluation of monolithic and partially veneered zirconia single crowns. *J Esthet Restor Dent.* 2017;29(1):22-30.

22. Sulaiman TA, Abdulmajeed AA, Donovan TE, Cooper LF, Walter R. Fracture rate of monolithic zirconia restorations up to 5 years: a dental laboratory survey. *Prosthet Dent.* 2016;116(3):436-9.

23. Pjetursson BE, Sailer I, Makarov NA, Zwahlen M, Thoma DS. All-ceramic or metal-ceramic tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs)? A systematic review of the survival and complication rates. Partm: multiple-unit FDPs. *Dent Mater.* 2015;31(6):624-39.
24. Lucas LC, Lemons JE. Biodegradation of restorative metallic systems. *Adv Dent Res.* 1992;6(1):32-7.
25. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials.* 1999;20(1):1-25.
26. Sailer I, Fehér A, Filser F, Gauckler LJ, Lüthy H, Hämmerle CH. Five-year clinical results of zirconia frameworks for posterior fixed partial dentures. *Int J Prosthodont.* 2007;20(4):383-8.
27. Guess PC, Bonfante EA, Silva NR, Coelho PG, Thompson VP. Effect of core design and veneering technique on damage and reliability of Y-TZP-supported crowns. *Dent Mater.* 2013;29(3):307-16.
28. White SN, Miklus VG, McLaren EA, Lang LA, Caputo AA. Flexural strength of a layered zirconia and porcelain dental all-ceramic system. *J Prosthet Dent.* 2005;94(2):125-31.
29. Al-Amleh B, Neil Waddell J, Lyons K, Swain MV. Influence of veneering porcelain thickness and cooling rate on residual stresses in zirconia molar crowns. *Dent Mater.* 2014;30(3):271-80.
30. Stawarczyk B, Ozcan M, Roos M, Trottmann A, Sailer I, Hämmerle CH. Load-bearing capacity and failure types of anterior zirconia crowns veneered with overpressing and layering techniques. *Dent Mater.* 2011;27(10):1045-53.
31. Schmitter M, Mueller D, Rues S. Chipping behaviour of all-ceramic crowns with zirconia framework and CAD/CAM manufactured veneer. *J Dent.* 2012;40(2):154-62.
32. Schmitter M, Schweiger M, Mueller D, Rues S. Effect on in vitro fracture resistance of the technique used to attach lithium disilicate ceramic veneer to zirconia frameworks. *Dent Mater.* 2014;30(2):122-30.
33. Choi YS, Kim SH, Lee JB, Han JS, Yeo IS. In vitro evaluation of fracture strength of zirconia restoration veneered with various ceramic materials. *J Adv Prosthodont.* 2012;4(3):162-9.
34. Anusavice KJ, Kakar K, Ferree N. Which mechanical and physical testing methods are relevant for predicting the clinical performance of ceramic-based dental prostheses? *Clin Oral Implants Res.* 2007;18 Suppl 3:218-31.
35. Höland W, Beall GH. *Glass ceramic technology.* 2nd ed. Hoboken: John Wiley & Sons; 2012.
36. Höland W, Rheinberger V, Apel E, Hoen C, Höland M, Dommann A et al. Clinical applications of glass-ceramics in dentistry. *J Mater Sci Mater Med.* 2006;17(11):1037-42.

37. Ritzberger C, Apel E, Höland W, Peschke A, Rheinberger VM. Properties and clinical application of three types of dental glass-ceramics and ceramics for CAD-CAM technologies. *Mater.* 2010;3(6):3700-13.
38. MacCulloch WT. Advances in dental ceramics. *Br Dent J.* 1968;124(8):361-5.
39. Höland W, Schweiger M, Frank M, Rheinberger V. A comparison of the microstructure and properties of the IPS Empress 2 and the IPS Empress glass-ceramics. *J Biomed Mater Res.* 2000;53(4):297-303.
40. Lin WS, Ercoli C, Feng C, Morton D. The effect of core material, veneering porcelain, and fabrication technique on the biaxial flexural strength and weibull analysis of selected dental ceramics. *J Prosthodont.* 2012;21(5):353-62.
41. Quinn JB, Sundar V, Lloyd IK. Influence of microstructure and chemistry on the fracture toughness of dental ceramics. *Dent Mater.* 2003;19(7):603-11.
42. Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part I. Pressable and alumina glass-infiltrated ceramics. *Dent Mater.* 2004;20(5):441-8.
43. Kern M, Sasse M, Wolfart S. Ten-year outcome of three-unit fixed dental prostheses made from monolithic lithium disilicate ceramic. *J Am Dent Assoc.* 2012;143(3):234-40.
44. Schweiger M, Höland W, Frank M, Drescher H, Rheinberger V. IPS Empress 2: a new pressable high-strength glass-ceramic for esthetic all-ceramic restorations. *Quintessence Dent Technol.* 1999;22:143-51.
45. Ritzberger C, Schweiger M, Höland W. Principles of crystal phase formation in Ivoclar Vivadent glass-ceramics for dental restorations. *J Non Cryst Solids.* 2016;432 Part A:137-42.
46. Kang SH, Chang J, Son HH. Flexural strength and microstructure of two lithium disilicate glass ceramics for CAD/CAM restoration in the dental clinic. *Restor Dent Endod.* 2013;38(3):134-40.
47. Wendler M, Belli R, Petschelt A, Mevec D, Harrer W, Lube T et al. Chairside CAD/CAM materials. Part 2: flexural strength testing. *Dent Mater.* 2017;33(1):99-109.
48. Rinke S, Pabel A-K, diger M, Ziebolz D. Chairside Fabrication of an all-ceramic partial crown using a zirconia-reinforced lithium silicate ceramic. *Case Rep Dent.* 2016;2016:ID1354186.
49. Belli R, Wendler M, de Ligny D, Cicconi MR, Petschelt A, Peterlik H et al. Chairside CAD/CAM materials. Part 1: measurement of elastic constants and microstructural characterization. *Dent Mater.* 2017;33(1):84-98.
50. Apel E, van't Hoen C, Rheinberger V, Höland W. Influence of ZrO₂ on the crystallization

and properties of lithium disilicate glass-ceramics derived from a multi-component system. *J Eur Ceram Soc.* 2007;27(2-3):1571-77.

51. Krüger S, Deubener J, Ritzberger C, Höland W. Nucleation kinetics of lithium metasilicate in ZrO₂-bearing lithium disilicate glasses for dental application. *Int J Appl Glass Sci* 2013;4(1):9-19.

52. Gracis S, Thompson VP, Ferencz JL, Silva NR, Bonfante EA. A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. *Int J Prosthodont.* 2015;28(3):227-35.

53. Rinke S, Pabel AK, Rodiger M, Ziebolz D. Chairside Fabrication of an all-ceramic partial crown using a zirconia-reinforced lithium silicate ceramic. *Case Rep Dent.* 2016;2016:ID1354186.

54. He LH, Swain M. A novel polymer infiltrated ceramic dental material. *Dent Mater.* 2011;27(6):527-34.

55. Coldea A, Fischer J, Swain MV, Thiel N. Damage tolerance of indirect restorative materials (including PICN) after simulated bur adjustments. *Dent Mater.* 2015;31(6):684-94.

56. Chirumamilla G, Goldstein CE, Lawson NC. A 2-year retrospective clinical study of enamic crowns performed in a private practice setting. *J Esthet Restor Dent.* 2016;28(4):231-7. <https://doi.org/10.1111/jerd.12206> [Links]

57. Coldea A, Swain MV, Thiel N. In-vitro strength degradation of dental ceramics and novel PICN material by sharp indentation. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2013;26:34-42.

58. Denry I, Kelly JR. Emerging ceramic-based materials for dentistry. *J Dent Res.* 2014;93(12):1235-42.

59. Ruse ND, Sadoun MJ. Resin-composite blocks for dental CAD/CAM applications. *J Dent Res.* 2014;93(12):1232-4.

60. Coldea A, Swain MV, Thiel N. Mechanical properties of polymer-infiltrated-ceramic-network materials. *Dent Mater.* 2013;29(4):419-26.

61. Shetty R, Shenoy K, Dandekeri S, Suhaim KS, Ragher M, Francis J. Resin-matrix ceramics: an overview. *Int J Rec Sci Res.* 2015;6(11):7414-17.

62. Ramos NC, Campos TMB, Paz IS, Machado JPB, Bottino MA, Cesar PF et al. Microstructure characterization and SCG of newly engineered dental ceramics. *Dent Mater.* 2016;32(7):870-8.

63. Della Bona A, Corazza PH, Zhang Y. Characterization of a polymer-infiltrated ceramic-network material. *Dent Mater.* 2014;30(5):564-9.

64. Swain MV, Coldea A, Bilkhair A, Guess PC. Interpenetrating network ceramic-resin

composite dental restorative materials. *Dent Mater.* 2016;32(1):34-42.

65. Padmanabhan SK, Balakrishnan A, Chu MC, Kim TN, Cho SJ. Micro-indentation fracture behavior of human enamel. *Dent Mater.* 2010;26(1):100-04.

66. Albero A, Pascual A, Camps I, Grau-Benitez M. Comparative characterization of a novel cad-cam polymer-infiltrated-ceramic-network. *J Clin Exp Dent.* 2015;7(4):e495-500.

67. Min J, Arola DD, Yu D, Yu P, Zhang Q, Yu H et al. Comparison of human enamel and polymer-infiltrated-ceramic-network material "ENAMIC" through micro-and nano-mechanical testing. *Ceram Int.* 2016;42(9):10631-7.

68. El-Safty S, Akhtar R, Silikas N, Watts DC. Nanomechanical properties of dental resin-composites. *Dent Mater.* 2012;28(12):1292-300.

69. Xu HH, Smith DT, Schumacher GE, Eichmiller FC, Antonucci JM. Indentation modulus and hardness of whisker-reinforced heat-cured dental resin composites. *Dent Mater.* 2000;16(4):248-54.

70. Zhang Y, Allahkarami M, Hanan JC. Measuring residual stress in ceramic zirconia-porcelain dental crowns by nanoindentation. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2012;6:120-7.

71. Smith CM, Jiang D, Gong J, Yin L. Determination of the mechanical behavior of lithium disilicate glass ceramics by nanoindentation & scanning probe microscopy. *Mater Chem Phys.* 2014;148(3):1036-44.

72. Leung BT, Tsoi JK, Matinlinna JP, Pow EH. Comparison of mechanical properties of three machinable ceramics with an experimental fluorophlogopite glass ceramic. *J Prosthet Dent.* 2015;114(3):440-6.

73. Tsitrou EA, Northeast SE, Noort R. Brittleness index of machinable dental materials and its relation to the marginal chipping factor. *J Dent.* 2007;35(12):897-902.

74. Awad D, Stawarczyk B, Liebermann A, Ilie N. Translucency of esthetic dental restorative CAD/CAM materials and composite resins with respect to thickness and surface roughness. *J Prosthet Dent.* 2015;113(6):534-40.

75. Lawson NC, Burgess JO. Gloss and stain resistance of ceramic-polymer CAD/CAM restorative blocks. *J Esthet Restor Dent.* 2016;28 Suppl 1:S40-5.

76. Kelly JR, Rungruanganunt P, Hunter B, Vailati F. Development of a clinically validated bulk failure test for ceramic crowns. *J Prosthet Dent.* 2010;104(4):228-38.

77. Raigrodski AJ. Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. *J Prosthet Dent.* 2004;92(6):557-62.

78. Anusavice KJ. Reducing the failure potential of ceramic-based restorations. Part 2:

- ceramic inlays, crowns, veneers, and bridges. *Gen Dent.* 1997;45(1):30-5.
79. Duret F, Blouin JL, Duret B. CAD-CAM in dentistry. *J Am Dent Assoc.* 1988;117(6):715-20.
80. Liu PR. A panorama of dental CAD/CAM restorative systems. *Compend Contin Educ Dent.* 2005;26(7):507-10.
81. Miyazaki T, Hotta Y, Kunii J, Kuriyama S, Tamaki Y. A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dent Mater J.* 2009;28(1):44-56.
82. Stansbury JW, Idacavage MJ. 3D printing with polymers: challenges among expanding options and opportunities. *Dent Mater.* 2016;32(1):54-64.
83. Huang H. Machining characteristics and surface integrity of yttria stabilized tetragonal zirconia in high speed deep grinding. *Mater Sci Eng A.* 2003;345(1-2):155-63.
84. Wang H, Aboushelib MN, Feilzer AJ. Strength influencing variables on CAD/CAM zirconia frameworks. *Dent Mater.* 2008;24(5):633-8.
85. Kohorst P, Junghanns J, Dittmer MP, Borchers L, Stiesch M. Different CAD/CAM-processing routes for zirconia restorations: influence on fitting accuracy. *Clin Oral Investig.* 2011;15(4):527-36.
86. Strub JR, Rekow ED, Witkowski S. Computer-aided design and fabrication of dental restorations: current systems and future possibilities. *J Am Dent Assoc.* 2006;137(9):1289-96.
87. Chartier T, Chaput C, Doreau F, Loiseau M. Stereolithography of structural complex ceramic parts. *J Mater Sci.* 2002;37(15):3141-47.
88. Doreau F, Chaput C, Chartier T. Stereolithography for manufacturing ceramic parts. *Adv Eng Mater.* 2000;2(8):493-6.
89. Silva NR, Witek L, Coelho PG, Thompson VP, Rekow ED, Smay J. Additive CAD/CAM process for dental prostheses. *J Prosthodont.* 2011;20(2):93-6.
90. Özkol E, Zhang W, Ebert J, Telle R. Potentials of the "Direct inkjet printing" method for manufacturing 3Y-TZP based dental restorations. *J Eur Ceram Soc.* 2012;32(10):2193-201.
91. Ebert J, Ozkol E, Zeichner A, Uibel K, Weiss O, Koops U et al. Direct inkjet printing of dental prostheses made of zirconia. *J Dent Res.* 2009;88(7):673-6.
92. SILVA, Lucas Hian da, et al. "Dental ceramics: a review of new materials and processing methods." *Brazilian oral research* 31 (2017)