ISSN 1413-4608 Versão online ARTIGO ORIGINAL

CERÂMICA INDUSTRIAL REVISTA DO TÉCNICO CERÂMICO BRASILEIRO

Caracterização de prótese dentária baseada em porcelana feldspática potássica fabricada por tecnologias de sinterização CRH e RCS em casca via processo *Shell sintering technology* (SST)

Lílian Cristina Côcco¹, Gustavo George Verdieri Nuernberg¹, Marlon Wesley Machado Cunico^{2*}

¹R&D Department, Zirclab Medical Devices, London, SW18 4GQ, United Kingdom
²R&D Department, Instituto Zirconium de Ciência e Tecnologia, Curitiba, Paraná, 80010-020, Brazil
*marloncunico@yahoo.com.br

Resumo:

O objetivo deste estudo é determinar as características de próteses dentárias confeccionadas em porcelana feldspática potássica geradas no processo *Shell sintering technology*. Utilizando um planejamento fatorial 2^k com temperatura e tempo de sinterização como fatores de controle, os principais efeitos dos parâmetros de fabricação foram obtidos, considerando a precisão da geometria e resistência do material, para dois tipos de sinterização que forneceram os dados para modelagem matemática. Testes de resistência e ceramografia foram realizados nas melhores condições para visualização da microestrutura e verificação dos parâmetros de resistência. O material apresenta resistência à flexão variando de 95 a 126 MPa, com flutuações de retração de 2 a 26%. De acordo com os melhores dados, alguns cristais estavam presentes neste material vitrocerâmico em 1,4 e 2,4%, com tamanho médio de grão de 9 e 14 µm nas condições ideais de sinterização para ambos os sistemas de sinterização. Essas descobertas apontam para novos rumos para aplicações envolvendo manufatura aditiva na área médica-odontológica e materiais cerâmicos odontológicos.

Palavras-chave: Tecnologia de sinterização em casca; manufatura aditiva; cerâmica feldspática, coroa dentária; planejamento fatorial.

1. INTRODUÇÃO:

Uma série de setores incorporou recentemente a tecnologia de manufatura aditiva (MA), melhorando e ampliando a capacidade da indústria [1]. Em paralelo, nas últimas décadas, a tecnologia de fabricação de próteses dentárias avançou significativamente com técnicas CAD/CAM, digitalização tridimensional (3D) e processamento de imagens médicas, enfatizando o estado da arte na fabricação de próteses dentárias [2][3].

A adoção da tecnologia de manufatura aditiva (MA) por diversos setores tem aprimorado e expandido a capacidade da indústria recentemente [1]. Paralelamente, nas últimas décadas, a tecnologia de fabricação de próteses dentárias avançou significativamente com o uso de técnicas CAD/CAM, digitalização tridimensional (3D) e processamento de imagens médicas, destacando o estado da arte na produção de próteses dentárias [2][3].

Um dos produtos odontológicos mais comuns, as coroas dentárias, são produzidas em uma grande variedade de processos e de diferentes tipos de materiais de combinações destes (Tab.1). Atualmente, o processo CAD/CAM Milling é o método mais utilizado na produção serial de próteses dentárias, isto se verifica em diversos lugares, incluindo o Brasil e Europa [4]. No presente momento, o processamento via MA ainda é comumente empregado na produção de próteses provisórias e modelos médicos/ odontológicos, uma vez que faz uso de materiais poliméricos, com menor resistência mecânica, em comparação com os materiais cerâmicos rotineiramente empregado na tecnologia CAD/CAM Milling. Estes materiais cerâmicos possuem características de serem biocompatíveis e, por conseguinte, apresentam menos evidências clínicas [2][3][4][5].

As técnicas de manufatura do tipo CAD/CAM (Casting e Milling), apesar de seu domínio de mercado, apresentam algumas limitações, como a necessidade do emprego de profissionais altamente qualificados para operar máquinas CNC complexas de 4 ou 5 eixos, altos custos de aquisição de matérias-primas, altos custos operacionais, manutenção e baixo ciclo de vida das ferramentas (o ciclo de vida pode ser de poucas horas, apenas uma unidade produzida, dependendo da matéria-prima empregada). O desperdício excessivo na fabricação de próteses pode chegar a aproximadamente 90% de um bloco pré-fabricado, toda esta quantidade de matéria-prima deve ser removida para concluir uma restauração dentária típica. Além disso, a maioria dos sistemas odontológicos CAD/CAM Milling opera em uma arquitetura de dados fechada. Em outras palavras, os dados de um sistema não podem ser usados para gerar uma restauração usando dados de outro sistema, pois cada componente - incluindo software, ferramentas de fresagem, blocos e discos - é conectado por um formato de dados exclusivo. Por fim, as modernas tecnologias CAD/CAM têm custos de capital bastante substancial para aquisição [6].

Por outro lado, a MA tem a capacidade de ampliar o grau de automatização, a escala de fabricação, a flexibilidade das alternativas de matérias-primas, a liberdade de forma, aliada a reduzido custo de processo e a elevada velocidade de fabricação para melhorar a obtenção de próteses dentárias. A MA é empregada em uma ampla gama de indústrias além de fabricação e desenvolvimento de produtos, incluindo aeroespacial, automotiva, eletrônica, aplicações médicas e engenharia de tecidos. Porém, ainda há falta de competitividade no uso de MA em odontologia [7][8][9][10][11][12][13][14][15][16].

Técnica	- (1)	(2)	(3)	(4)	(5)	(6)	(7)	(8)	(9)	(10)	(11)	(12)	(13)
Material													
Vitrocerâmica	79	31	11	4	3	0	2	0	0	0	0	1	0
Zircônia	45	1	0	1	3	1	0	1	0	1	0	0	0
Compósitos polímero-cerâmicos	22	0	0	0	0	0	0	0	0	1	2	0	0
Zircônia estabilizada com ítrio	22	0	0	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0
Metálico	6	1	2	7	0	7	0	0	0	0	0	0	1
Material polimérico	6	0	0	0	0	0	0	0	1	0	0	1	0
All-ceramic	4	3	1	2	0	0	0	0	0	1	0	0	0
Alumina	4	0	1	0	2	0	0	1	0	0	0	0	0
Compósitos metalo-cerâmicos	2	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
In-ceramspinell	2	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0

Tabela 1. Materiais e técnicas de coroas dentárias mais importantes destacados na tecnologia protética atual

Nota: Técnicas referem-se a: (1) CAD/CAM *milling* [17][148]; (2) *Hot press/*injeção por molde [18][22][28][40][42][48][62][67][70][72] [73][84][85][90][100][114][119][126][132][143][144][146][149][162]; (3) Manual/em camadas [62][89][106][110][116][132][150][153] [161][163][168]; (4) *Slip casting* e *casting* [45][84][101][126][138][141][145][149][158][169][173]; (5) SLA (*slurry*)/DLP direto ou molde em cera [109][113][127][174][179]; (6) SLM/SLS [57][137][141][172][173][180][182]; (7) CAD/CAM *casting* [86][155]; (8) CAD/CAM RP 3DSP [183]; (9) *MultiJet* [184]; (10) *BindJet* direto ou infiltrado [162][185][186]; (11) FDM/extrusão [187][188]; (12) SLA casting [155][184]; (13) *Electron beam melting* (EBM) [182].

O procedimento de fresagem no CAD/CAM (*milling*) é o mais utilizado para confecção de próteses dentárias, conforme mostra a Tab.1, de acordo com os inúmeros artigos científicos localizados. A maioria das matérias-primas utilizadas neste método são vitrocerâmicas, com aditivos de leucita e fluoroapatita, sendo estas as mais empregadas pelo mercado. A zircônia e a zircônia estabilizada com ítrio (Y-TZP) têm ganhado popularidade devido às suas propriedades mecânicas superiores e aceitação no mercado.

Devido à complexidade do processamento de outros materiais usando processos de prensagem a quente e moldagem por injeção, materiais vitrocerâmicos são usados frequentemente também nesses processos. Embora os métodos manuais sejam muito utilizados, são empregados apenas com um número limitado de materiais e apresentam problemas de reprodutibilidade. Ainda conforme a Tab.1, os materiais metálicos são majoritariamente consolidados pelas técnicas SLS e SLM. Uma revisão dos processos de manufatura aditiva revela uma aplicação significativa destas técnicas para o uso de próteses metálicas. Existe uma excelente oportunidade para implementar técnicas de manufatura aditiva em aplicações odontológicas. As aplicações presentes em publicações científicas estão focadas no uso final, uma vez que os demais processos de manufatura aditiva, como SLA *Slurry, Multijet*, FDM e SLA *casting*, ainda apresentam utilização restrita em próteses dentárias.

As vantagens e desvantagens do procedimento foram examinadas e descobriu-se que as tecnologias de MA enfrentam agora numerosos desafios, incluindo resistência mecânica limitada, bio-reatividade, alto custo e disponibilidade de matérias-primas cerâmicas e materiais biocompatíveis [189]. Devido a isso, a tecnologia de manufatura aditiva é amplamente utilizada para protótipos, modelos e padrões de fundição, principalmente para aplicações de polímeros.

Diante de tal dificuldade, é importante notar que novas técnicas são necessárias para cumprir as metas de qualidade e sustentabilidade das Nações Unidas.

Para resolver este problema, um novo procedimento revolucionário denominado *Shell sintering technology* (SST) foi desenvolvido para produzir coroas cerâmicas de alta resistência construídas a partir de materiais dentários comerciais totalmente biocompatíveis [190]. SST não pode ser considerada como manufatura aditiva direta, pois a peça final é criada pela sinterização do pó cerâmico ou metálico que é alimentado dentro do molde de casca. O SST é considerado como uma técnica de manufatura aditiva indireta, pois faz uso de MA para a produção dos moldes em material compósito.

Apesar da alta resolução, os processos de manufatura aditiva (SLA e impressão multijato) exigem dimensões e precisão geométrica comparáveis ao FDM. Na realidade, estudos demonstraram que a alta resolução influencia a rugosidade em vez da precisão dimensional [191][192][193]. Além disso, as resinas fotopolíméricas e os métodos baseados em pasta restringem essas capacidades, resultando em distorção geométrica anisotrópica significativa. Como resultado, esses processos são frequentemente usados para fundição de padrões, fundição por cera perdida (resina) e fundição de precisão [194][195].

Portanto, o objetivo principal deste trabalho foi caracterizar e otimizar o processo de fabricação, a fim de examinar a possível aplicação do SST na fabricação de próteses dentárias em porcelana feldspática potássica.

A Fig.1 ilustra o processo SST, que começa com a tecnologia CAD odontológica para produzir um modelo 3D que posteriormente é processado em um sistema CAM. Durante o processo CAM são realizados o fatiamento da peça gerando o arquivo .stl para produção do molde em casca e a geração do código numérico (CN). O molde de casca de compósito cerâmico é posteriormente produzido camada por camada utilizando um equipamento CeramicLab Shell Maker assistido por gás e radiação UV. O gás assistido ativa quimicamente o material compósito ao mesmo tempo em que sela o molde e cria poros microscópicos que retêm mais material o que melhora a densidade do grão. A radiação UV é responsável em acelerar o processo de cura polimérico, aumentando a rigidez da casca produzida. O molde da casca é então preenchido com pó de porcelana feldspática-potássica, que após o processamento térmico, dá à prótese dentária seu formato final.

O molde preenchido é posicionado em recipiente refratário contendo material termocondutor, sendo alocado em forno controlado eletronicamente. O conjunto é submetido a tratamento térmico de debinding e sinterização. Durante o debinding a carga orgânica deve ser lentamente eliminada garantindo a integridade interna do molde, sendo seguido por processo de sinterização do material de prótese e pré-sinterização da casca. Após o resfriamento do conjunto, o molde se desintegra gradativamente, revelando a prótese dentária concluída.



Figura 1. Ilustração do processo Shell sintering technology para fabricação de próteses dentárias usando MA indireta

Além do baixo custo, a tecnologia SST possui uma abordagem inovadora que pode produzir produtos com alto percentual de composição cerâmica e metálica [196][197][198]. Por outro lado, a porcelana de feldspato de potássio é um material comum para aplicações dentárias, juntamente com o dissilicato de lítio e a leucita [199].

Para avaliar a viabilidade deste processo único para a fabricação de próteses dentárias em porcelana de feldspato potássico, uma abordagem multivariável foi utilizada para examinar o efeito significativo dos parâmetros de controle nas respostas. As respostas do estudo foram a contração das peças e a viabilidade do procedimento, enquanto os fatores de controle foram a temperatura, tempo e taxa de aquecimento na sinterização. A formulação do material, o formato da amostra de teste e os parâmetros de fabricação foram mantidos constantes.

2. MATERIAIS E MÉTODOS:

Para explorar a praticidade do método proposto, bem como o principal efeito dos fatores de controle nas respostas, foi utilizado um método multivariável (planejamento fatorial DOE) com a temperatura de sinterização (T_{sint}), tempo de sinterização (t_{sint}) e taxa de aquecimento (T_{aq}) como fatores de controle. A contração e a viabilidade do processo foram os fatores de resposta. Considerando que o forno de sinterização, os parâmetros de debinding, o equipamento SST, os parâmetros de fabricação e a formulação do material foram mantidos constantes.

Para este trabalho foram utilizados dois tipos de processo de sinterização: *Rate controlled sintering* (RCS) e *Constant rate heating* (CRH). Em ambos os casos, foi empregado um planejamento fatorial de 2² (DOE) com ponto central. O planejamento fatorial inicial com *Rate controlled sintering*(RCS) incluiu pontos centrais laterais, para uma investigação mais abrangente do intervalo escolhido. Em seguida foi realizado um planejamento fatorial mais simplificado com *Constant rate heating*(CRH).

A Tab.2 apresenta os níveis e valores de cada fator de controle. A temperatura RCS varia entre 850°C e a temperatura de esmaltação da porcelana de feldspato potássica (950°C), enquanto a temperatura CRH varia entre 830 e 930°C. O intervalo de tempo de sinterização e taxa de aquecimento, por outro

lado, foram obtidas de acordo com fatores de sinterização como nucleação, crescimento de grãos e difusão. Também é possível determinar que a temperatura de debinding varia entre 200 e 380°C, com uma taxa de aquecimento de 1°C/min.

Tabela 2. Projeto de experimento DOE

Ester de controle PCC			
	-1	0	1
Tempo (t _{sint}) [min]	30	45	60
Temperatura (T _{sint}) [°C]	850	900	950
Fator de controle CRH		Nível	
	-1	0	1
Tempo (t _{sint}) [min]	30	45	60
Temperatura (T _{sint}) [°C]	830	900	930

onde:T_{sint} é a temperatura de sinterização, temperatura que é mantida constante durante um período (°C); t_{hold} é o tempo de sinterização ou platô, período no qual a temperatura é mantida constante (min); T_{aq} é a taxa de aquecimento do forno de sinterização, fixo em 10°C/min para RCS e 2°C/min para CRH

O material utilizado nesta pesquisa foi Baot[®] Dentine JC A1, fabricado pela Baot Biological Technology Co, conforme mostrado na Fig.2. Os canais de preenchimento foram colocados na parte superior da coroa, com orientação de 55°.



Figura 2. Esquema de canais de preenchimento e orientação da coroa

A máquina *Shell sintering technology*, que fabrica cascas com uma composição média de 80% de ZrSiO₄, foi utilizada para confeccionar os corpos de prova e coroa dentária. A temperatura do material permaneceu em 30 °C, com temperatura da câmara de 75 °C. Além disso, a temperatura de extrusão foi de 210 °C. A espessura da camada ficou em 0.2 mm e a distância entre linhas também foi de 0.2 mm, com diâmetro de ferramenta em 0.6 mm e o fluxo de gás auxiliar (ozônio com água insaturada) permaneceu em 0.1 m/s. Ademais, a temperatura de 25°C e umidade relativa de 30% foram mantidas no ambiente de fabricação.

A reprodutibilidade e precisão do molde de casca gerado por SST também foram avaliadas antes da investigação. A geometria interna e externa de cada uma das dez amostras de molde de casca foi medida. Cortes transversais foram empregados para avaliar a geometria interior, garantindo uma divergência máxima de 0,15 mm entre os moldes gerados por CAD e SST e um erro máximo de 2% na pequena dimensão do molde.

Foi utilizado processamento computacional de imagem e um paquímetro de 0,05 mm para medir as dimensões do corpo de prova a fim de procurar discrepâncias dimensionais. Após a medição, foi feita análise estatística no software MATLAB para mostrar como o contorno externo do objeto variava geometricamente.

Para preencher o molde de casca com material cerâmico, foram utilizados o alimentador e compactador Zirclab Ceramiclab. Este equipamento garante que o pó cerâmico se compacte na proporção de 1:2 e preencha o interior da casca. Para o processo de sinterização foi utilizado um forno elétrico de 2.000 W com controlador PID, com quatro curvas de rampa e uma mufla de isolamento. Conforme visto nas Fig.3 e Fig.4, as técnicas RCS e CRH, respectivamente, mostram os principais parâmetros de controle e curvas esquemáticas de temperatura de sinterização.



Figura 3. Curva de temperatura de sinterização e fatores de controle: Temperatura (T_{hold}) e tempo de retenção (t_{hold}) para RCS



Figura 4. Curva de temperatura de sinterização e fatores de controle: Temperatura (T_{hold}) e tempo de retenção (t_{hold}) para CRH

Os testes de flexão e a resistência à flexão foram realizados usando uma máquina de ensaios universal EMIC DL10000 em conformidade com a ISO 6872 [200] com taxa de aplicação de carga de 0,1 mm/min. Além disso, a SST produziu os corpos de prova nas mesmas circunstâncias de cada teste examinado.

Com ampliação de até 1600×, a imagem foi obtida com microscópio digital (XZhang, 1600X) e processada no software MATLAB. Usando um paquímetro de 0,05 mm e processamento computacional de imagem nas medições da amostra, foram encontradas discrepâncias dimensionais. A análise estatística e visualização da variação geométrica do perfil exterior do objeto após a medição foram realizadas no MATLAB. A massa, o volume e a densidade foram medidos em conformidade com a ISO 17060 [201].

A resposta de viabilidade foi determinada em uma escala de -1 a +1. Por exemplo, o nível -1 indica uma coroa parcialmente sinterizada; o nível -0,5 indica que a sinterização ocorreu, mas a coroa é porosa, e o nível -0,25 indica uma peça com aspecto granulado. O nível 0 denota um máximo grau de viabilidade para a coroa; já o nível +0,25 denota uma peça que é viável, mas possui pequenas trincas, deformações ou começou a amolecer levemente. O nível +0,5 denota uma quantidade significativa de amolecimento ou grandes trincas na coroa, e o nível +1 denota que a peça sofreu fusão formando um aspecto mais esférico. Também é crucial lembrar que os padrões de viabilidade de coroa empregados neste trabalho são retirados de pesquisas anteriores que descrevem a sinterização e o uso final de próteses dentárias [202].

Para verificar a microestrutura do material sinterizado foi realizado ensaio ceramográfico conforme ASTM E112 [203] e E1382 [204]. Para garantir que a amostra embutida em resina de poliéster cristalina pudesse ser examinada de forma confiável utilizando os procedimentos de microscopia, a amostra foi preparada de maneira sistemática e controlada. Para o lixamento físico das peças foram utilizadas lixas com granulação 150, 320, 600, 1200 e 1500, com tempo médio de desbaste de 5 minutos. À medida que a superfície ficou mais homogênea, a direção da lixa mudou em 45°.

Após a etapa de abrasão, a peça foi polida com ferramenta rotatória de borracha e pasta diamantada até que a superfície ficasse completamente refletiva. Em seguida, foi realizado um ataque químico de 2 horas com ácido fosfórico concentrado (85% vol.). A superfície foi então levemente colorida com corante vermelho para auxiliar na identificação e quantificação de partículas na superfície da amostra.

Finalizando este estudo, foi utilizado o programa Minitab® para análise do conjunto de dados obtidos nos experimentos DOE, fornecendo uma análise estatística e um modelo matemático para as respostas de viabilidade e contração, obtendo-se gráficos com valores ótimos para ambos, onde p-valor = 0,001.

3. RESULTADOS E DISCUSSÃO:

Em geral, a ideia de avaliar a viabilidade foi favorável e o fluxo de processo adequado foi desenvolvido. Para este material, a coroa produzida em baixas temperaturas de sinterização rendeu peças granulares, enguanto a sinterização excessiva em altas temperaturas alterou a geometria devido à fusão excessiva.

É possível verificar na Fig.5 os principais efeitos positivos para viabilidade, o que significa que quando a temperatura e o tempo aumentam, a viabilidade também aumenta no intervalo de 850 a 950 °C para RCS e 830 a 930 °C para sinterização CRH (T_{hold}), no intervalo de 30 a 60 min (t_{hold}).





Por outro lado, existe um efeito principal negativo para a contração, conforme Fig.6, o que é esperado, pois quando a temperatura de sinterização ou o tempo de sinterização aumentam, a contração também aumenta. No entanto, quando os efeitos principais do CRH são examinados, o efeito permanece negativo com o aumento da temperatura, mas curiosamente, torna-se positivo para tempo de sinterização. Isto significa que houve distorção em altas temperaturas, mesmo que por pouco tempo, resultando nos maiores valores de contração. Porém, com o passar do tempo, os valores de contração diminuíram inexoravelmente devido às distorções causadas pela fusão excessiva nas peças, alterando a geometria e resultando em valores de contração aceitáveis, porém sem viabilidade.



Figura 6. Gráficos de efeitos principais para a resposta de contração de acordo com o DOE fatorial completo para sinterização RCS e CRH

Calculando e comparando os efeitos principais ajustados, pode-**se observar na** Fig.7 que ambos os fatores de controle têm um grande impacto no desempenho do sistema RCS, enquanto a energia acumulada durante o tempo de sinterização tem um impacto significativo no sistema CRH.



Figura 7. Efeitos principais dos parâmetros de controle na viabilidade e contração para RCS e CRH

A Fig.8 também mostra um diagrama comparando o conceito geométrico de viabilidade em função da temperatura e do tempo de sinterização no caso do CRH, e a Fig.9 mostra as condições de sinterização do RCS. Em ambos os diagramas, uma linha de viabilidade separa as opções consideradas possíveis e impraticáveis do ponto de vista geométrico.



Figura 8. Diagrama de temperatura e tempo de retenção na viabilidade do processo para CRH



Figura 9. Diagrama de temperatura e tempo de retenção na viabilidade do processo para RCS

A pesquisa revelou a janela do processo SST para manufatura de próteses de porcelana feldspática potássica. Esta janela é diferenciada pela correlação tempo-temperatura, que indica a energia absorvida utilizada no processo de sinterização. Os fatores que resultam em inviabilidade, por outro lado, são caracterizados por densificação extrema e deformação severa devido à diminuição da viscosidade.

Ambos os diagramas são bastante semelhantes (Fig.8 e Fig.9) e refletem o comportamento em resposta aos fatores de controle, com um déficit de temperatura de 20 °C para o processo CRH, o que se correlaciona com a liberação mais lenta de energia neste sistema. Estes diagramas de contorno são bastante úteis para selecionar condições de trabalho para obter peças úteis utilizando a tecnologia SST.

O material sinterizado gerado nas melhores condições para o sistema RCS (T_{hold} = 900 °C e t_{hold} = 45 min) revelou uma fase vítrea com 2,4% de precipitações cristalinas na ceramografia, com tamanho médio de grão de 14 µm, mostrado na Fig.10. Cerca de 75% dos grãos estão distribuídos perto desta média, conforme Fig.11.



Figura 10. Ceramografia do material sinterizado RCS



Figura 11. Distribuição de tamanho de grãos da porcelana sinterizada de feldspato potássico no ponto ótimo do RCS

O material sinterizado gerado nas melhores condições para o sistema CRH (T_{hold} = 880 °C e t_{hold} = 45 min), revelou uma fase vítrea com 1,4% de precipitações cristalinas na ceramografia, com tamanho médio de grão de 15 µm. Cerca de 80% dos grãos estão distribuídos próximos a esta média, conforme Fig.12. A análise de ambas as ceramografias revelou uma redução no número de partículas no ciclo CRH, onde a energia fornecida para a sinterização foi lentamente disponibilizada. Neste caso, houve menos aglomerados de cristais, com 173 cristais encontrados no CRH, em oposição a 267 cristais ou partículas no caso do RCS.





Para entender melhor como as propriedades do material interagem em função da temperatura e do tempo de sinterização, a modelagem DOE do Minitab mostrada na Fig.13 mostra os diagramas de contorno de viabilidade e contração, bem como um diagrama sobreposto indicando a janela do processo a partir da qual os melhores valores podem ser obtidos.



Figura 13. Diagramas de contorno de viabilidade (a), contração (b) e diagrama de sobreposição (c), mostrando as melhores condições para fabricação de coroas utilizando CRH.

De acordo com a Fig.13(a), valores de viabilidade próximos de zero podem ser obtidos nas áreas em azul claro, onde é possível atingir as condições de trabalho para a técnica SST, enquanto em Fig.13(b) é possível verificar que os valores mínimos de contração estão nas zonas verdes. A sobreposição dos diagramas (a) e (b) gera um terceiro diagrama (c) mostrando as melhores condições para obter coroas com excelente viabilidade e contração mínima, observadas na área branca do diagrama de sobreposição.

Os dados idênticos de análise podem ser aplicados ao diagrama de sobreposição do processo RCS, obtido a partir da modelagem do Minitab, na Fig.14. O gráfico de contorno de viabilidade é muito semelhante ao CRH, com temperaturas um pouco mais altas Fig.14(a), enquanto isso, o gráfico de contorno da contração é um tanto oposto ao sistema CRH, conforme explicado anteriormente. É possível perceber que este modo de sinterização possui uma área maior para seleção das condições de trabalho.

A Fig.15 compara a resistência à flexão da tecnologia proposta com outros métodos convencionais utilizados para fabricação de próteses dentárias. É importante destacar que os valores encontrados na pesquisa atual são comparáveis aos utilizados em aplicações odontológicas típicas. Portanto, estudos adicionais podem elevar a resistência à flexão ao nível da resistência da *Slip casting*. A contração volumétrica para aplicações odontológicas típicas de CAD/CAM varia de 5 a 30% [3][4][205][206], o que é particularmente importante observar. O intervalo de valores observado neste trabalho (0 a 24%) é portanto, consistente com o estado da arte, mostrando possível utilização na área.



Figura 14. Diagramas de contorno de viabilidade (a), retração (b) e diagrama de sobreposição (c), mostrando as melhores condições para fabricação de coroas utilizando RCS



Figura 15. Resistência à flexão do método proposto (SST) e próteses dentárias típicas [3][205][207][208][209] [210][211][212][213][214][215]

Além disso, é bem sabido que aplicações dentárias padrão (como CAD/CAM, *Slip casting* e outras) são combinadas com vários estágios de acabamento e maquiagem que melhoram a aparência estética da prótese e a fazem assemelhar-se ao dente humano original [216]. Por isso, as características geométricas, as características mecânicas e a biocompatibilidade são os elementos mais cruciais a ter em conta neste tipo de aplicação.

Conforme ilustrado na Fig.16 foi comprovado que esta ideia funciona e abre uma nova maneira de fabricar próteses dentárias de porcelana de feldspato potássico pela *Shell sintering technology*.

Uma coroa dentária para cimentação dentária é mostrada nesta ilustração. Embora esta prótese não tenha sido polida ou confeccionada, a superfície lisa e brilhante da coroa revela que o processamento SST tem muito potencial para produzir próteses que não necessitam de muito acabamento ou até mesmo adequadas para uso em pacientes, após a etapa de sinterização.

Descobertas preliminares implicam que a abordagem sugerida é possível, mas são necessários estudos adicionais para melhorar a resistência mecânica e diversificar os materiais, aplicações e biocompatibilidade da vitrocerâmica. É possível, por exemplo, incluir diferentes abordagens para melhorar características, como tratamento térmico, dopagem com nanopartículas e materiais de reforço.



Figura 16. Coroa dentária à base de porcelana feldspática-potássica confeccionada em SST sem maquiagem nem acabamento

4. CONCLUSÃO:

A viabilidade de produção de próteses de porcelana de feldspato potássico utilizando a *Shell* sintering technology foi investigada neste trabalho. A prova deste trabalho abre novas oportunidades para a manufatura aditiva (MA) em odontologia, cerâmica e aplicações médicas, para matériasprimas diversas, com elevados pontos de fusão, pois o material do filamento de SST pode suportar temperaturas de fabricação de até 2.300°C.

De acordo com os dados, a temperatura de retenção tem o maior impacto na viabilidade, seguida pelo tempo de retenção, que tem um impacto significativo na viabilidade, mas tem um efeito mínimo na contração do RCS no intervalo examinado. O tempo de espera, por outro lado, tem a maior influência na viabilidade do CRH. O modelo DOE poderá apresentar as condições ideais para a obtenção de coroas com grande viabilidade e mínima retração em ambos os processos de sinterização.

Além disso, a resistência à flexão varia entre 95 e 126 MPa no ponto ótimo, com tamanhos de grão típicos de 14 µm para RCS e 9 µm para CRH em precipitações cristalinas na fase vítrea, conforme demonstrado pela técnica de ceramografia.

Apesar das descobertas preliminares de que a técnica sugerida é possível, mais pesquisas são necessárias para melhorar a resistência mecânica e diversificar os materiais, aplicações e biocompatibilidade da vitrocerâmica. Por exemplo, diferentes maneiras de melhorar as características, como tratamento térmico, dopagem com nanopartículas e materiais de reforço, podem ser discutidas.

AGRADECIMENTOS:

Os autores gostariam de agradecer ao CNPq (Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico) pelo auxílio financeiro, bem como à equipe da Zirclab Medical Devices pelo auxílio e infraestrutura.

FINANCIAMENTO:

Esta pesquisa foi parcialmente financiada pelo Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq) no âmbito do Projeto Nacional 350377/2022-7.

REFERÊNCIAS:

- [1] Cunico MWM, de Carvalho J, 2016. Development of novel additive manufacturing technology: An investigation of a selective composite formation process. Rapid Prototyping Journal.
- [2] Sulaiman TA, 2020. Materials in digital dentistry: A review. Journal of Esthetic and Restorative Dentistry 32, 171-81.
- [3] Li R, Chow T, Matinlinna J, 2014. Ceramic dental biomaterials and CAD/CAM technology: State of the art. Journal of Prosthodontic Research 58.https://doi.org/10.1016/j.jpor.2014.07.003
- [4] Karthick A, Malarvizhi D, Tamilselvi R, Niveditha S, 2019. Ceramics in dentistry? A review. Indian Journal of Public Health Research & Development 10.
- [5] Gali S, Sirsi S, 2015. 3D printing: The future technology in prosthodontics. Journal of Dental and Orofacial Research11, 37-40.
- [6] Uzun G,2008. An overview of dental CAD/CAM systems. Biotechnology & Biotechnological Equipment: Review MB Medical Biotechnology 530-535. https://doi.org/10.1080/13102818.2008.10817506
- [7] Uriondo A, Esperon-Miguez M, Perinpanayagam S, 2015. The present and future of additive manufacturing in the aerospace sector: A review of important aspects. Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers Part G, Journal of Aerospace Engineering 229, 2132-47.
- [8] Najmon JC, Raeisi S, Tovar A, 2019. Review of additive manufacturing technologies and applications in the aerospace industry. Additive Manufacturing for the Aerospace Industry 7-31.
- [9] Espera AH, Dizon JRC, Chen Q, Advincula RC, 2019. 3D-printing and advanced manufacturing for electronics. Progress in Additive Manufacturing 1-23.
- [10] Saengchairat N, Tran T, Chua C-K, 2017. A review: Additive manufacturing for active electronic components. Virtual and Physical Prototyping 12: 31-46.
- [11] Ng WL, Chua CK, Shen Y-F, 2019. Print me an organ! Why we are not there yet. Progress in Polymer Science 97, 101145.
- [12] Lee JM, Ng WL, Yeong WY, 2019. Resolution and shape in bioprinting: Strategizing towards complex tissue and organ printing. Applied Physics Reviews 6, 011307.
- [13] Prinz FB, Atwood CL, Aubin RF, Beaman JJ, Brown RL, Fussell PS, Lightman AJ, Sachs E, Weiss LE, Wozny MJ, 1997. Rapid Prototyping in Europe and Japan. Center for Advanced Technology 102.
- [14] Vandenbroucke B, Kruth J-P, 2007. Selective laser melting of biocompatible metals for rapid manufacturing of medical parts. Rapid Prototyping Journal 13, 196-203.
- [15] Wong J, 2010. Biocompatible tantalum fiber scaffolding for bone and soft tissue prosthesis. Google Patents.
- [16] Mueller B, 2012. Additive manufacturing technologies. Rapid prototyping to direct digital manufacturing. Assembly Automation.
- [17] Akbar JH, Omar R, Al-Tarakmah Y, 2021. Marginal integrity of CAD/CAM ceramic crowns using two different finish line designs. Med Princ Pract 30, 443-7.
- [18] Anadioti E, Aquilino SA, Gratton DG, Holloway JA, Denry I, Thomas GW, Qian F, 2014. 3D and 2D marginal fit of pressed and CAD/CAM lithium disilicate crowns made from digital and conventional impressions. J Prosthodont 23, 610-7.
- [19] Atsü SS, Aksan ME, Bulut AC, 2019. Fracture resistance of titanium, zirconia, and ceramic-reinforced polyetheretherketone implant abutments supporting CAD/CAM monolithic lithium disilicate ceramic crowns after aging. Int J Oral Maxillofac Implants 34, 4.
- [20] Attia A, Abdelaziz KM, Freitag S, Kern M, 2006. Fracture load of composite resin and feldspathic all-ceramic CAD/CAM crowns. J Prosthet Dent 95, 117-23.
- [21] Awada A, Nathanson D, 2015. Mechanical properties of resin-ceramic CAD/CAM restorative materials. J Prosthet Dent 114, 587-93.
- [22] Azar B, Eckert S, Kunkela J, Ingr T, Mounajjed R, 2018. The marginal fit of lithium disilicate crowns: Press vs CAD/CAM. Braz Oral Res 32, 1807-3107.
- [23] Baig MR, Akbar AA, Embaireeg M, 2021. Effect of finish line design on the fit accuracy of CAD/CAM monolithic polymer-infiltrated ceramic-network fixed dental prostheses: An in vitro study. Polymers 13.
- [24] Balkaya MC, Cinar A, Pamuk S, 2005. Influence of firing cycles on the margin distortion of 3 all-ceramic crown systems. J Prosthet Dent 93, 346-55.
- [25] Comba A, Baldi A, Carossa M, Michelotto Tempesta R, Garino E, Llubani X, Rozzi D, Mikonis J, Paolone G, Scotti N, 2022. Postfatigue fracture resistance of lithium disilicate and polymer-infiltrated ceramic network indirect restorations over endodonticallytreated molars with different preparation designs: An in-vitro study. Polymers 14.
- [26] Bindl A, Lüthy H, Mörmann WH, 2006. Strength and fracture pattern of monolithic CAD/CAM-generated posterior crowns. Dent Mater 22, 29-36.
- [27] Bindl A, Mörmann WH, 2004. Survival rate of mono-ceramic and ceramic-core CAD/CAM-generated anterior crowns over 2-5 years. Eur J Oral Sci 112, 197-204.

- [28] Brandt S, Winter A, Lauer HC, Kollmar F, Portscher-Kim SJ, Romanos GE, 2019. IPS e.max for all-ceramic restorations: Clinical survival and success rates of full-coverage crowns and fixed partial dentures. Materials 12.
- [29] Carvalho AO, Bruzi G, Anderson RE, Maia HP, Giannini M, Magne P, 2016. Influence of adhesive core buildup designs on the resistance of endodontically treated molars restored with lithium disilicate CAD/CAM crowns. Oper Dent 41, 76-82.
- [30] Chang C-Y, Kuo J-S, Lin Y-S, Chang Y-H, 2009. Fracture resistance and failure modes of CEREC endo-crowns and conventional post and core-supported CEREC crowns. Journal of Dental Sciences4, 110-7. https://doi.org/10.1016/S1991-7902(09)60016-7
- [31] Chaturvedi S, Alqahtani T, Alsolami S, Alqahtani A, Das G, Alsubaiy E, 2021. Fracture resistance of CAD-CAM all-ceramic surveyed crowns with different occlusal rest seat designs. J Adv Prosthodont 13, 36-45.
- [32] Clausson C, Schroeder CC, Goloni PV, Farias FAR, Passos L, Zanetti RV, 2019. Fracture resistance of CAD/CAM lithium disilicate of endodontically treated mandibular damaged molars based on different preparation designs. Int J Biomater 12.
- [33] Qeblawi D, Hill T, Chlosta K, 2011. The effect of endodontic access preparation on the failure load of lithium disilicate glassceramic restorations. J Prosthet Dent 106, 328-36.
- [34] D-Almeida AUH, Chaitra A, Aslam JM, Singh N, 2018. Metal free ceramics: A review. International Journal of Advenced Research 6, 1276-81.
- [35] Dartora G, Rocha Pereira GK, Varella de Carvalho R, Zucuni CP, Valandro LF, Cesar PF, Caldas RA, Bacchi A, 2019. Comparison of endocrowns made of lithium disilicate glass-ceramic or polymer-infiltrated ceramic networks and direct composite resin restorations: Fatigue performance and stress distribution. J Mech Behav Biomed Mater 100, 19.
- [36] das Neves FD, de Almeida Prado Naves Carneiro T, do Prado CJ, Prudente MS, Zancopé K, Davi LR, Mendonça G, Soares CJ, 2014. Micrometric precision of prosthetic dental crowns obtained by optical scanning and computer-aided designing/computeraided manufacturing system. J Biomed Opt 19, 088003.
- [37] De Angelis P, Passarelli PC, Gasparini G, Boniello R, D'Amato G, De Angelis S, 2020. Monolithic CAD-CAM lithium disilicate versus monolithic CAD-CAM zirconia for single implant-supported posterior crowns using a digital workflow: A 3-year crosssectional retrospective study. J Prosthet Dent 123, 252-6.
- [38] de Kok P, Kleverlaan CJ, de Jager N, Kuijs R, Feilzer AJ, 2015. Mechanical performance of implant-supported posterior crowns. J Prosthet Dent 114, 59-66.
- [39] Dogan DO, Gorler O, Mutaf B, Ozcan M, Eyuboglu GB, Ulgey M, 2017. Fracture resistance of molar crowns fabricated with monolithic all-ceramic CAD/CAM materials cemented on titanium abutments: An in vitro study. J Prosthodont 26, 309-14.
- [40] Dolev E, Bitterman Y, Meirowitz A, 2019. Comparison of marginal fit between CAD-CAM and hot-press lithium disilicate crowns. J Prosthet Dent 121, 124-8.
- [41] Duqum IS, Brenes C, Mendonca G, Carneiro T, Cooper LF, 2019. Marginal fit evaluation of CAD/CAM all ceramic crowns obtained by two digital workflows: An in vitro study using micro-CT technology. J Prosthodont 28, 1037-43.
- [42] Elrashid AH, AlKahtani AH, Alqahtani SJ, Alajmi NB, Alsultan FH, 2019. Stereomicroscopic evaluation of marginal fit of e.max press and e.max computer-aided design and computer-assisted manufacturing lithium disilicate ceramic crowns: An in vitro study. J Int Soc Prev Community Dent 9, 178-84.
- [43] Fasbinder DJ, Dennison JB, Heys D, Neiva G, 2010. A clinical evaluation of chairside lithium disilicate CAD/CAM crowns: A two-year report. J Am Dent Assoc 141.
- [44] Fasbinder DJ, Dennison JB, Heys DR, Lampe K, 2005. The clinical performance of CAD/CAM-generated composite inlays. J Am Dent Assoc 136, 1714-23.
- [45] Federlin M, Hiller KA, Schmalz G, 2010. Controlled, prospective clinical split-mouth study of cast gold vs. ceramic partial crowns: 5.5 year results. Am J Dent 23, 161-7.
- [46] Freire Y, Gonzalo E, Lopez-Suarez C, Pelaez J, Suarez MJ, 2021. Evaluation of the marginal fit of monolithic crowns fabricated by direct and indirect digitization. J Prosthodont Res 65, 291-7.
- [47] Furtado de Mendonca A, Shahmoradi M, Gouvêa CVD, De Souza GM, Ellakwa A, 2019. Microstructural and mechanical characterization of CAD/CAM materials for monolithic dental restorations. J Prosthodont 28, e587-e94.
- [48] Gerogianni P, Lien W, Bompolaki D, Verrett R, Haney S, Mattie P, Johnson R, 2019. Fracture resistance of pressed and milled lithium disilicate anterior complete coverage restorations following endodontic access preparation. J Prosthodont 28, 163-70.
- [49] Güleç C, Sarıkaya I, 2022. The influence of aging on the fracture load of milled monolithic crowns. BMC Oral Health 22, 022-02529.
- [50] Güngör BM, Turhan Bal B, Yilmaz H, Aydin C, KarakocaNemli S, 2017. Fracture strength of CAD/CAM fabricated lithium disilicate and resin nano ceramic restorations used for endodontically treated teeth. Dent Mater J 36, 135-41.
- [51] Güth JF, Erdelt K, Keul C, Burian G, Schweiger J, Edelhoff D, 2020. In vivo wear of CAD-CAM composite versus lithium disilicate full coverage first-molar restorations: A pilot study over 2years. Clin Oral Investig 24, 4301-11.
- [52] Gwon B, Bae EB, Lee JJ, Cho WT, Bae HY, Choi JW, Huh JB, 2019. Wear characteristics of dental ceramic CAD/CAM materials opposing various dental composite resins. Materials 12.
- [53] Hamza TA, Sherif RM, 2019. Fracture resistance of monolithic glass-ceramics versus bilayered zirconia-based restorations. J Prosthodont 28, e259-e64.
- [54] Hassan LA, Goo CL, 2021. Effect of cement space on marginal discrepancy and retention of CAD/CAM crown. Dent Mater J 40, 1189-95.
- [55] Hassouneh L, Jum'ah AA, Ferrari M, Wood DJ, 2020. Post-fatigue fracture resistance of premolar teeth restored with endocrowns: An in vitro investigation. J Dent 100, 3.
- [56] Hong MS, Choi YS, Lee HH, Lee JH, Ahn J, 2021. Comparison of mechanical properties of chairside CAD/CAM restorations fabricated using a standardization method. Materials 14.

- [57] Huang Z, Zhang L, Zhu J, Zhao Y, Zhang X, 2015. Clinical marginal and internal fit of crowns fabricated using different CAD/ CAM technologies. J Prosthodont 24, 291-5.
- [58] Ioannidis A, Gil A, Hämmerle CH, Jung RE, Zinelis S, Eliades G, 2020. Effect of thermomechanical loading on the cementation interface of implant-supported CAD/CAM crowns luted to titanium abutments. Int J Prosthodont 33, 656-62.
- [59] Jang YS, Oh SH, Oh WS, Lee MH, Lee JJ, Bae TS, 2019. Effects of liner-bonding of implant-supported glass-ceramic crown to zirconia abutment on bond strength and fracture resistance. Materials 12.
- [60] Kang SY, Yu JM, Lee JS, Park KS, Lee SY, 2020. Evaluation of the milling accuracy of zirconia-reinforced lithium silicate crowns fabricated using the dental medical device system: A three-dimensional analysis. Materials 13.
- [61] Kashkari A, Yilmaz B, Brantley WA, Schricker SR, Johnston WM, 2019. Fracture analysis of monolithic CAD-CAM crowns. J EsthetRestor Dent 31, 346-52.
- [62] Kim JH, Lee SJ, Park JS, Ryu JJ, 2013. Fracture load of monolithic CAD/CAM lithium disilicate ceramic crowns and veneered zirconia crowns as a posterior implant restoration. Implant Dent 22, 66-70.
- [63] Kirsch C, Ender A, Attin T, Mehl A, 2017. Trueness of four different milling procedures used in dental CAD/CAM systems. Clin Oral Investig 21, 551-8.
- [64] Kokubo Y, Tsumita M, Sakurai S, Suzuki Y, Tokiniwa Y, Fukushima S, 2011. Five-year clinical evaluation of in-ceramcrowns fabricated using GN-I (CAD/CAM) system. J Oral Rehabil 38, 601-7.
- [65] Kwong B, Dudley J, 2020. A comparison of the marginal gaps of lithium disilicate crowns fabricated by two different intraoral scanners. Aust Dent J 65, 150-7.
- [66] Li H, Song L, Sun J, Ma J, Shen Z, 2019. Dental ceramic prostheses by stereolithography-based additive manufacturing: potentials and challenges. Advances in Applied Ceramics 118, 30-6. https://doi.org/10.1080/17436753.2018.1447834
- [67] Lim CH, Jang YS, Lee MH, Bae TS, 2020. Evaluation of fracture strength for single crowns made of the different types of lithium disilicate glass-ceramics. Odontology 108, 231-9.
- [68] Michailova M, Elsayed A, Fabel G, Edelhoff D, Zylla I-M, Stawarczyk B, 2020. Comparison between novel strength-gradient and color-gradient multilayered zirconia using conventional and high-speed sintering. Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials 111, 103977. https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2020.103977
- [69] Weyhrauch M, Igiel C, Scheller H, Weibrich G, Lehmann KM, 2016. Fracture strength of monolithic all-ceramic crowns on titanium implant abutments. Int J Oral Maxillofac Implants 31, 304-9.
- [70] Martínez-Rus F, Ferreiroa A, Özcan M, Bartolomé JF, Pradíes G, 2012. Fracture resistance of crowns cemented on titanium and zirconia implant abutments: a comparison of monolithic versus manually veneered all-ceramic systems. Int J Oral Maxillofac Implants 27, 1448-55.
- [71] Meshreky M, Halim C, Katamish H, 2020. Vertical marginal gap distance of CAD/CAM milled BioHPP PEEK coping veneered by HIPC compared to zirconia coping veneered by CAD-On lithium disilicate "in-vitro study". Advanced Dental Journal 2, 43-50. https://doi.org/10.21608/adjc.2020.21032.1043
- [72] Mously HA, Finkelman M, Zandparsa R, Hirayama H, 2014. Marginal and internal adaptation of ceramic crown restorations fabricated with CAD/CAM technology and the heat-press technique. J Prosthet Dent 112, 249-56.
- [73] Neves FD, Prado CJ, Prudente MS, Carneiro TA, Zancopé K, Davi LR, Mendonça G, Cooper LF, Soares CJ, 2014. Microcomputed tomography evaluation of marginal fit of lithium disilicate crowns fabricated by using chairside CAD/CAM systems or the heat-pressing technique. J Prosthet Dent 112, 1134-40.
- [74] Park JS, Lim YJ, Kim B, Kim MJ, Kwon HB, 2020. Clinical evaluation of time efficiency and fit accuracy of lithium disilicate single crowns between conventional and digital impression. Materials 13.
- [75] Pedrollo Lise D, Van Ende A, De Munck J, Umeda Suzuki TY, Cardoso Vieira LC, Van Meerbeek B, 2017. Biomechanical behavior of endodontically treated premolars using different preparation designs and CAD/CAM materials. J Dent 59, 54-61.
- [76] Pitta J, Hicklin SP, Fehmer V, Boldt J, Gierthmuehlen PC, Sailer I, 2019. Mechanical stability of zirconia meso-abutments bonded to titanium bases restored with different monolithic all-ceramic crowns. Int J Oral Maxillofac Implants 34, 1.
- [77] Pitta J, Hjerppe J, Burkhardt F, Fehmer V, Mojon P, Sailer I, 2021. Mechanical stability and technical outcomes of monolithic CAD/CAM fabricated abutment-crowns supported by titanium bases: An in vitro study. Clin Oral Implants Res 32, 222-32.
- [78] Reich S, Schierz O, 2013. Chair-side generated posterior lithium disilicate crowns after 4 years. Clin Oral Investig 17, 1765-72.
- [79] Rizonaki M, Jacquet W, Bottenberg P, Depla L, Boone M, De Coster PJ, 2022. Evaluation of marginal and internal fit of lithium disilicate CAD-CAM crowns with different finish lines by using a micro-CT technique. J Prosthet Dent 127, 890-8.
- [80] Rohr N, Coldea A, Zitzmann NU, Fischer J, 2015. Loading capacity of zirconia implant supported hybrid ceramic crowns. Dent Mater 31, 14.
- [81] Rosentritt M, Hahnel S, Engelhardt F, Behr M, Preis V, 2017. In vitro performance and fracture resistance of CAD/CAM-fabricated implant supported molar crowns. Clin Oral Investig 21, 1213-9.
- [82] Rosentritt M, Rembs A, Behr M, Hahnel S, Preis V, 2015. In vitro performance of implant-supported monolithic zirconia crowns: Influence of patient-specific tooth-coloured abutments with titanium adhesive bases. J Dent 43, 839-45.
- [83] Sadeqi HA, Baig MR, Al-Shammari M, 2021. Evaluation of marginal/internal fit and fracture load of monolithic zirconia and zirconia lithium silicate (ZLS) CAD/CAM crown systems. Materials 14.
- [84] Sadid-Zadeh R, Farsaii A, Goodarzi A, Davis EL, 2018. Loss of tooth structure associated with preparation for two monolithic CAD-CAM complete coverage restorations. J Prosthet Dent 120, 403-8.
- [85] Sadid-Zadeh R, Li R, Miller LM, Simon M, 2019. Effect of fabrication technique on the marginal discrepancy and resistance of lithium disilicate crowns: An in vitro study. J Prosthodont 28, 1005-10.

- [86] Sailer I, Benic GI, Fehmer V, Hämmerle CHF, Mühlemann S, 2017. Randomized controlled within-subject evaluation of digital and conventional workflows for the fabrication of lithium disilicate single crowns. Part II: CAD-CAM versus conventional laboratory procedures. J Prosthet Dent 118: 43-8.
- [87] Schmalz G, Federlin M, 2017. Partial ceramic crowns. Esthetic and tissue conservative restorations. Part i: Posterior teeth. Stomatology Edu Journal 4, 270-81. https://doi.org/10.25241/stomaeduj.2017.4(4).art.4
- [88] Silva NR, Thompson VP, Valverde GB, Coelho PG, Powers JM, Farah JW, Esquivel-Upshaw J, 2011. Comparative reliability analyses of zirconium oxide and lithium disilicate restorations in vitro and in vivo. J Am Dent Assoc 142.
- [89] Silva NR, Bonfante EA, Martins LM, Valverde GB, Thompson VP, Ferencz JL, Coelho PG, 2012. Reliability of reduced-thickness and thinly veneered lithium disilicate crowns. J Dent Res 91, 305-10.
- [90] Spitznagel FA, Bonfante EA, Vollmer F, Gierthmuehlen PC, 2022. Failure load of monolithic lithium disilicate implant-supported single crowns bonded to Ti-base abutments versus to customized ceramic abutments after fatigue. J Prosthodont 31, 136-46.
- [91] Stanley M, Paz AG, Miguel I, Coachman C, 2018. Fully digital workflow, integrating dental scan, smile design and CAD-CAM: Case report. BMC Oral Health 18, 018-0597.
- [92] Taha D, Cesar PF, Sabet A, 2022. Influence of different combinations of CAD-CAM crown and customized abutment materials on the force absorption capacity in implant supported restorations. In vitro study. Dental Materials 38, e10-e8. https://doi. org/10.1016/j.dental.2021.12.025
- [93] Tsitrou EA, Helvatjoglu-Antoniades M, van Noort R, 2010. A preliminary evaluation of the structural integrity and fracture mode of minimally prepared resin bonded CAD/CAM crowns. J Dent 38, 16-22.
- [94] Zhang Y, Dudley J, 2019. The influence of different cement spaces on the marginal gap of CAD/CAM all-ceramic crowns. Australian Dental Journal 64.https://doi.org/10.1111/adj.12688
- [95] Antunes M, Miranda J, Carvalho R, Carvalho R, Kimpara E, Souza R, Leite F, 2018. Can low-fusing glass application affect the marginal misfit and bond strength of Y-TZP crowns? Brazilian Oral Research 32.https://doi.org/10.1590/1807-3107bor-2018. vol32.0034
- [96] Barros VdM, Costa NRdA, Martins PHF, Vasconcellos WA, Discacciati JAC, Moreira AN, 2015. Definitive presurgical CAD/ CAM-guided implant-supported crown in an Esthetic area. Brazilian Dental Journal 26, 695-700.
- [97] Belli R, Petschelt A, Hofner B, Hajtó J, Scherrer SS, Lohbauer U, 2016. Fracture rates and lifetime estimations of CAD/CAM all-ceramic restorations. J Dent Res 95, 67-73.
- [98] Ben-Izhack G, Shely A, Koton O, Meirowitz A, Levartovsky S, Dolev E, 2021. (In-vitro comparison between closed versus open CAD/CAM systems) comparison between closed and open CAD/CAM systems by evaluating the marginal fit of zirconia-reinforced lithium silicate ceramic crowns. Applied Sciences 11, 4534.
- [99] Bindl A, Mörmann WH, 2005. Marginal and internal fit of all-ceramic CAD/CAM crown-copings on chamfer preparations. J Oral Rehabil 32, 441-7.
- [100] Biscaro L, Bonfiglioli R, Soattin M, Vigolo P, 2013. An in vivo evaluation of fit of zirconium-oxide based ceramic single crowns, generated with two CAD/CAM systems, in comparison to metal ceramic single crowns. J Prosthodont 22, 36-41.
- [101] Çehreli MC, Kökat AM, Akça K, 2009. CAD/CAM zirconia vs slip-cast glass-infiltrated alumina/zirconia all-ceramic crowns: 2-year results of a randomized controlled clinical trial. Journal of Applied Oral Science 17, 49-55.
- [102] Daou EE, Al-Gotmeh M, 2014. Zirconia ceramic: A versatile restorative material. Dentistry 4, 1.
- [103] Derksen W, Tahmaseb A, Wismeijer D, 2021. Randomized clinical trial comparing clinical adjustment times of CAD/CAM screw-retained posterior crowns on ti-base abutments created with digital or conventional impressions. One-year follow-up. Clin Oral Implants Res 32, 962-70.
- [104] El Makawi Y, Khattab N, 2019. In vitro comparative analysis of fracture resistance of lithium disilicate endocrown and prefabricated zirconium crown in pulpotomized primary molars. Open Access Maced J Med Sci 7, 4094-100.
- [105] El Shahawy OI, Azab MM, 2022. Fracture resistance of prefabricated versus custom-made zirconia crowns after thermomechanical aging: an in-vitro study. BMC Oral Health 22, 022-02628.
- [106] Freire Y, Gonzalo E, Lopez-Suarez C, Suarez MJ, 2019. The marginal fit of CAD/CAM monolithic ceramic and metal-ceramic crowns. J Prosthodont 28, 299-304.
- [107] Gseibat M, Sevilla P, Lopez-Suarez C, Rodríguez V, Peláez J, Suárez MJ, 2022. Prospective clinical evaluation of posterior third-generation monolithic zirconia crowns fabricated with complete digital workflow: Two-year follow-up. Materials 15.
- [108] Lan TH, Liu PH, Chou MM, Lee HE, 2016. Fracture resistance of monolithic zirconia crowns with different occlusal thicknesses in implant prostheses. J Prosthet Dent 115, 76-83.
- [109] Lerner H, Nagy K, Pranno N, Zarone F, Admakin O, Mangano F,2021. Trueness and precision of 3D-printed versus milled monolithic zirconia crowns: An in vitro study. J Dent 113, 2.
- [110] Nogueira LB, Moura CD, Francischone CE, Valente VS, Alencar SM, Moura WL, Soares Martins GA, 2016. Fracture strength of implant-supported ceramic crowns with customized zirconia abutments: Screw retained vs cement retained. J Prosthodont 25, 49-53.
- [111] Marchack BW, Sato S, Marchack CB, White SN, 2011. Complete and partial contour zirconia designs for crowns and fixed dental prostheses: A clinical report. J Prosthet Dent 106, 145-52.
- [112] Meirowitz A, Bitterman Y, Levy S, Mijiritsky E, Dolev E, 2019. An in vitro evaluation of marginal fit zirconia crowns fabricated by a CAD-CAM dental laboratory and a milling center. BMC Oral Health 19. https://doi.org/10.1186/s12903-019-0810-9
- [113] Moon JM, Jeong CS, Lee HJ, Bae JM, Choi EJ, Kim ST, Park YB, Oh SH, 2022. A comparative study of additive and subtractive manufacturing techniques for a zirconia dental product: An analysis of the manufacturing accuracy and the bond strength of porcelain to zirconia. Materials 15.

- [114] Nakamura K, Harada A, Inagaki R, Kanno T, Niwano Y, Milleding P, Örtengren U,2015. Fracture resistance of monolithic zirconia molar crowns with reduced thickness. Acta Odontol Scand 73, 602-8.
- [115] Nakamura K, Harada A, Kanno T, Inagaki R, Niwano Y, Milleding P, Örtengren U,2015. The influence of low-temperature degradation and cyclic loading on the fracture resistance of monolithic zirconia molar crowns. J MechBehavBiomedMater 47, 49-56.
- [116] Ortega R, Gonzalo E, Gomez-Polo M, Lopez-Suarez C, Suarez MJ, 2017. SEM evaluation of the precision of fit of CAD/CAM zirconia and metal-ceramic posterior crowns. Dent Mater J 36, 387-93.
- [117] Ramos GF, Ramos NC, Alves LMM, Kaizer MR, Borges ALS, Campos TMB, Melo RM, 2021. Failure probability and stress distribution of milled porcelain-zirconia crowns with bioinspired/traditional design and graded interface. Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials 119, 104438. https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2021.104438
- [118] Rinke S, Metzger A, Ziebolz H, 2022. Multilayer super-translucent zirconia for chairside fabrication of a monolithic posterior crown. Case Rep Dent4474227. https://doi.org/10.1155/2022/4474227
- [119] Sulaiman TA, Abdulmajeed AA, Delgado A, Donovan TE, 2020. Fracture rate of 188695 lithium disilicate and zirconia ceramic restorations after up to 7.5 years of clinical service: A dental laboratory survey. J Prosthet Dent 123, 807-10.
- [120] Donker VJJ, Raghoebar GM, Jensen-Louwerse C, Vissink A, Meijer HJA, 2022. Monolithic zirconia single tooth implantsupported restorations with CAD/CAM titanium abutments in the posterior region: A 1-year prospective case series study. Clin Implant Dent Relat Res 24, 125-32.
- [121] Zhang Y, Chai H, Lee JJ, Lawn BR, 2012. Chipping resistance of graded zirconia ceramics for dental crowns. J Dent Res 91, 311-5.
- [122] Akbar JH, Petrie CS, Walker MP, Williams K, Eick JD, 2006. Marginal adaptation of Cerec 3 CAD/CAM composite crowns using two different finish line preparation designs. J Prosthodont 15, 155-63.
- [123] Shim JS, Lee JS, Lee JY, Choi YJ, Shin SW, Ryu JJ, 2015. Effect of software version and parameter settings on the marginal and internal adaptation of crowns fabricated with the CAD/CAM system. J Appl Oral Sci 23, 515-22.
- [124] Barnfather KD, Brunton PA, 2007. Restoration of the upper dental arch using Lava all-ceramic crown and bridgework. Br Dent J 202, 731-5.
- [125] Hjerppe J, Jung RE, Hämmerle CH, Özcan M, Mühlemann S, 2022. Mechanical stability of fully personalized, abutment-free zirconia implant crowns on a novel implant-crown interface. J Dent 121, 5.
- [126] Isgró G, Sachs A, 2015. Evolution of dental ceramic from the platinum foil to CAD-CAM technologies: Review. International Journal of Dentistry and Oral Science 12-20. https://doi.org/10.19070/2377-8075-si01003
- [127] Branco AC, Silva R, Santos T, Jorge H, Rodrigues AR, Fernandes R, Bandarra S, Barahona I, Matos APA, Lorenz K, Polido M, Colaço R, Serro AP, Figueiredo-Pina CG, 2020. Suitability of 3D printed pieces of nanocrystalline zirconia for dental applications. Dental Materials 36, 442-55. https://doi.org/10.1016/j.dental.2020.01.006
- [128] Colpani JT, Borba M, Della Bona A, 2013. Evaluation of marginal and internal fit of ceramic crown copings. Dent Mater 29, 174-80.
- [129] Kale E, Cilli M, Özçelik TB, Yilmaz B, 2020. Marginal fit of CAD-CAM monolithic zirconia crowns fabricated by using cone beam computed tomography scans. J Prosthet Dent 123, 731-7.
- [130] Prott LS, Spitznagel FA, Bonfante EA, Malassa MA, Gierthmuehlen PC, 2021. Monolithic zirconia crowns: Effect of thickness reduction on fatigue behavior and failure load. J Adv Prosthodont 13, 269-80.
- [131] 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, 358-63.
- [132] Preis V, Letsch C, Handel G, Behr M, Schneider-Feyrer S, Rosentritt M, 2013. Influence of substructure design, veneer application technique, and firing regime on the in vitro performance of molar zirconia crowns. Dent Mater 29, 30.
- [133] Kongkiatkamon S, Peampring C, 2022. Comparison of regular and speed sintering on low-temperature degradation and fatigue resistance of translucent zirconia crowns for implants: An in vitro study. J FunctBiomater 13.
- [134] Omori S, Komada W, Yoshida K, Miura H, 2013. Effect of thickness of zirconia-ceramic crown frameworks on strength and fracture pattern. Dent Mater J 32, 189-94.
- [135] Silva N, Witek L, Coelho P, Thompson V, Rekow E, Smay J, 2011. Additive CAD/CAM process for dental prostheses. Journal of Prosthodontics 20, 93-6. https://doi.org/10.1111/j.1532-849X.2010.00623.x
- [136] Weigl P, Trimpou G, Grizas E, Hess P, Nentwig GH, Lauer HC, Lorenz J, 2019. All-ceramic versus titanium-based implant supported restorations: Preliminary 12-months results from a randomized controlled trial. J Adv Prosthodont 11, 48-54.
- [137] Wiedenmann F, Pfefferle R, Reichert A, Jerman E, Stawarczyk B, 2020. Impact of high-speed sintering, layer thickness and artificial aging on the fracture load and two-body wear of zirconia crowns. Dent Mater 36, 846-53.
- [138] Ahmadi E, Tabatabaei MH, Sadr SM, Atri F, 2020. Comparison of the marginal discrepancy of PFM crowns in the CAD/CAM and lost-wax fabrication techniques by triple scanning. Dent Med Probl 57, 417-22.
- [139] Patel N, 2010. Integrating three-dimensional digital technologies for comprehensive implant dentistry. The Journal of the American Dental Association 141, 20S-4S.https://doi.org/10.14219/jada.archive.2010.0357
- [140] Ryniewicz W, Bojko Ł, Ryniewicz AM, 2022. The impact of sintering technology and milling technology on fitting titanium crowns to abutment teeth-in vitro studies. Materials 15.
- [141] Suleiman SH, Vult von Steyern P, 2013. Fracture strength of porcelain fused to metal crowns made of cast, milled or lasersintered cobalt-chromium. Acta Odontol Scand 71, 1280-9.
- [142] Rosentritt M, Krifka S, Strasser T, Preis V, 2020. Fracture force of CAD/CAM resin composite crowns after in vitro aging. Clin Oral Investig 24, 2395-401.
- [143] Beuer F, Schweiger J, Eichberger M, Kappert HF, Gernet W, Edelhoff D, 2009. High-strength CAD/CAM-fabricated veneering material sintered to zirconia copings--a new fabrication mode for all-ceramic restorations. Dent Mater 25, 121-8.

- [144] Pallis K, Griggs JA, Woody RD, Guillen GE, Miller AW, 2004. Fracture resistance of three all-ceramic restorative systems for posterior applications. J Prosthet Dent 91, 561-9.
- [145] Piccoli A, Borba M, 2018. Influence of the fabrication method on the fracture behavior of all-ceramic prosthesis. Cerâmica 64, 284-7.
- [146] Etman MK, Woolford MJ, 2010. Three-year clinical evaluation of two ceramic crown systems: A preliminary study. J Prosthet Dent 103, 80-90.
- [147] Kang S-Y, Park J, Kim J-H, 2018. Accuracy of provisional crowns made using stereolithography apparatus and subtractive technique. The Journal of Advanced Prosthodontics 10, 354. https://doi.org/10.4047/jap.2018.10.5.354
- [148] Groten M, Girthofer S, Pröbster L, 1997. Marginal fit consistency of copy-milled all-ceramic crowns during fabrication by light and scanning electron microscopic analysis in vitro. J Oral Rehabil 24, 871-81.
- [149] Schwendimann A, Özcan M, 2019. Fatigue and fracture resistance of minimally invasive ceramic and resin composite veneers with different designs bonded adhesively to severely eroded teeth. Journal of Adhesion Science and Technology 33, 1-14. https:// doi.org/10.1080/01694243.2019.1611008
- [150] Eisenburger M, Mache T, Borchers L, Stiesch M, 2011. Fracture stability of anterior zirconia crowns with different core designs and veneered using the layering or the press-over technique. Eur J Oral Sci 119, 253-7.
- [151] Fradeani M, Aquilano A, 1997. Clinical experience with Empress crowns. Int J Prosthodont 10, 241-7.
- [152] Gehrt M, Wolfart S, Rafai N, Reich S, Edelhoff D, 2013. Clinical results of lithium-disilicate crowns after up to 9 years of service. Clin Oral Investig 17, 275-84.
- [153] Guess PC, Bonfante EA, Silva NR, Coelho PG, Thompson VP, 2013. Effect of core design and veneering technique on damage and reliability of Y-TZP-supported crowns. Dent Mater 29, 307-16.
- [154] Homsy FR, Özcan M, Khoury M, Majzoub ZAK, 2018. Comparison of fit accuracy of pressed lithium disilicate inlays fabricated from wax or resin patterns with conventional and CAD-CAM technologies. J Prosthet Dent 120, 530-6.
- [155] Mahmood DJH, Braian M, Larsson C, Wennerberg A, 2019. Production tolerance of conventional and digital workflow in the manufacturing of glass ceramic crowns. Dent Mater 35, 486-94.
- [156] Malament KA, Natto ZS, Thompson V, Rekow D, Eckert S, Weber HP, 2019. Ten-year survival of pressed, acid-etched e.max lithium disilicate monolithic and bilayered complete-coverage restorations: Performance and outcomes as a function of tooth position and age. J Prosthet Dent 121, 782-90.
- [157] Protopapadaki M, Monaco EA Jr, Kim HI, Davis EL, 2013. Comparison of fracture resistance of pressable metal ceramic custom implant abutment with a commercially fabricated CAD/CAM zirconia implant abutment. J Prosthet Dent 110, 389-96.
- [158] Sulaiman F, Chai J, Jameson LM, Wozniak WT, 1997. A comparison of the marginal fit of In-Ceram, IPS Empress, and Procera crowns. Int J Prosthodont 10, 478-84.
- [159] Sun Q, Chen L, Tian L, Xu B, 2013. Single-tooth replacement in the anterior arch by means of a cantilevered IPS e.max press veneer-retained fixed partial denture: Case series of 35 patients. Int J Prosthodont 26, 181-7.
- [160] Wood KC, Berzins DW, Luo Q, Thompson GA, Toth JM, Nagy WW, 2006. Resistance to fracture of two all-ceramic crown materials following endodontic access. J Prosthet Dent 95, 33-41.
- [161] Zhao K, Wei YR, Pan Y, Zhang XP, Swain MV, Guess PC, 2014. Influence of veneer and cyclic loading on failure behavior of lithium disilicate glass-ceramic molar crowns. Dent Mater 30, 164-71.
- [162] Wassell RW, Walls AWG, Steele JG, 2002. Crowns and extra-coronal restorations: Materials selection. British Dental Journal 192, 199-211. https://doi.org/10.1038/sj.bdj.4801334
- [163] Belli R, Frankenberger R, Appelt A, Schmitt J, Baratieri LN, Greil P, Lohbauer U, 2013. Thermal-induced residual stresses affect the lifetime of zirconia–veneer crowns. Dental Materials 29, 181-90. https://doi.org/10.1016/j.dental.2012.11.015
- [164] Bonfante EA, Sailer I, Silva NR, Thompson VP, Dianne Rekow E, Coelho PG, 2010. Failure modes of Y-TZP crowns at different cusp inclines. J Dent 38, 707-12.
- [165] Quante K, Ludwig K, Kern M, 2008. Marginal and internal fit of metal-ceramic crowns fabricated with a new laser melting technology. Dent Mater 10, 1311-5.
- [166] Milan FM, Consani S, Correr Sobrinho L, Sinhoreti MA, Sousa-Neto MD, Knowles JC, 2004. Influence of casting methods on marginal and internal discrepancies of complete cast crowns. Braz Dent J 15, 127-32.
- [167] Fradeani M, Barducci G, 1996. Versatility of IPS Empress restorations. Part II: Veneers, inlays, and onlays. J Esthet Dent 8, 170-6.
- [168] Pera P, Gilodi S, Bassi F, Carossa S, 1994. In vitro marginal adaptation of alumina porcelain ceramic crowns. J Prosthet Dent 72, 585-90.
- [169] Homsy FR, Özcan M, Khoury M, Majzoub ZAK, 2018. Marginal and internal fit of pressed lithium disilicate inlays fabricated with milling, 3D printing, and conventional technologies. J Prosthet Dent 119, 783-90.
- [170] Zhang Y, Rao P, Lü M, Wu J, 2008. Mechanical properties of dental porcelain with different leucite particle sizes. Journal of the American Ceramic Society 91, 527-34. https://doi.org/10.1111/j.1551-2916.2007.02179.x
- [171] Fathi HM, Al-Masoody AH, El-Ghezawi N, Johnson A, 2016. The accuracy of fit of crowns made from wax patterns produced conventionally (hand formed) and via CAD/CAM technology. Eur J ProsthodontRestor Dent 24, 10-7.
- [172] Kim KB, Kim JH, Kim WC, Kim HY, 2013. Evaluation of the marginal and internal gap of metal-ceramic crown fabricated with a selective laser sintering technology: Two- and three-dimensional replica techniques. J Adv Prosthodont 5, 179-86.
- [173] Xu D, Xiang N, Wei B, 2014. The marginal fit of selective laser melting-fabricated metal crowns: An in vitro study. J Prosthet Dent 112, 1437-40.
- [174] Baumgartner S, Gmeiner R, Schönherr JA, Stampfl J, 2020. Stereolithography-based additive manufacturing of lithium disilicate glass ceramic for dental applications. Materials Science and Engineering C 116, 111180. https://doi.org/10.1016/j.msec.2020.111180

- [175] Schönherr JA, Baumgartner S, Hartmann M, Stampfl J, 2020. Stereolithographic additive manufacturing of high precision glass ceramic parts. Materials 13, 1492. https://doi.org/10.3390/ma13071492
- [176] Wang J, Shaw LL, Cameron TB, 2006. Solid freeform fabrication of permanent dental restorations via slurry micro-extrusion. Journal of the American Ceramic Society 89, 346-9. https://doi.org/10.1111/j.1551-2916.2005.00672.x
- [177] Su C-Y, Wang J-C, Chen D-S, Chuang C-C, Lin C-K, 2020. Additive manufacturing of dental prosthesis using pristine and recycled zirconia solvent-based slurry stereolithography. Ceramics International 46, 28701-9. https://doi.org/10.1016/j.ceramint.2020.08.030
- [178] Dehurtevent M, Robberecht L, Hornez J-C, Thuault A, Deveaux E, Béhin P, 2017. Stereolithography: A new method for processing dental ceramics by additive computer-aided manufacturing. Dental Materials 33, 477-85. https://doi.org/10.1016/j. dental.2017.01.018
- [179] Methani MM, Revilla-León M, Zandinejad A, 2020. The potential of additive manufacturing technologies and their processing parameters for the fabrication of all-ceramic crowns: A review. Journal of Esthetic and Restorative Dentistry 32, 182-92. https:// doi.org/10.1111/jerd.12535
- [180] Werelius K, Weigl P, 2003. Manufacturing of ceramic dental prosthesis with ultra-short laser pulses. International Congress on Applications of Lasers & Electro-Optics, Laser Institute of America M207.
- [181] Coulon N, Aubry P, Teulet P, 2005. New trends in laser sintering: Analysis of the process and new applications. International Congress on Applications of Lasers & Electro-Optics 601. https://doi.org/10.2351/1.5060503
- [182] Hesse H, Özcan M, 2021. A review on current additive manufacturing technologies and materials used for fabrication of metalceramic fixed dental prosthesis. Journal of Adhesion Science and Technology 35, 2529-46. https://doi.org/10.1080/01694243. 2021.1899699
- [183] Zandinejad A, Revilla-León M, Methani MM, NasiryKhanlar L, Morton D, 2021. The fracture resistance of additively manufactured monolithic zirconia vs bi-layered alumina toughened zirconia crowns when cemented to zirconia abutments. Evaluating the potential of 3D printing of ceramic crowns: An in vitro study. Dent J 9.
- [184] Jockusch J, ÖZcan M, 2020. Additive manufacturing of dental polymers: An overview on processes, materials and applications. Dental Materials Journal 123.https://doi.org/10.4012/dmj.2019-123
- [185] Ebert J, Ozkol E, Zeichner A, Uibel K, Weiss O, Koops U, Telle R, Fischer H, 2009. Direct inkjet printing of dental prostheses made of zirconia. J Dent Res 88, 673-6.
- [186] Chang S, Lo C, Jiang C-P, 2015. The manufacture of molar and dental bridge through 3D printing. Applied Mechanics and Materials 789-790, 1217-22. https://doi.org/10.4028/AMM.789-790.1217
- [187] Arnesano A, Kunjalukkal Padmanabhan S, Notarangelo A, Montagna F, Licciulli A, 2020. Fused deposition modeling shaping of glass infiltrated alumina for dental restoration. CeramicsInternational 46, 2206-12. https://doi.org/10.1016/j.ceramint.2019.09.205
- [188] Rodrigues I, Guedes M, Olhero S, Chefdor A, Branco AC, Leite M, Serro AP, Figueiredo-Pina CG, 2020. Development of free binder zirconia-based pastes for the production of dental pieces by robocasting. Journal of Manufacturing Processes 57, 1-9. https://doi.org/10.1016/j.jmapro.2020.06.015
- [189] Lin L, Fang Y, Liao Y, Chen G, Gao C, Zhu P, 2019. 3D printing and digital processing techniques in dentistry: A review of literature. Advanced Engineering Materials 21, 1801013.
- [190] Cunico MWM, 2021. Investigation of ceramic dental prostheses based on ZrSiO₄-glass composites fabricated by indirect additive manufacturing. International Journal of Bioprinting 7.https://doi.org/10.18063/ijb.v7i1.315
- [191] Ishida Y, Miyasaka T, 2016. Dimensional accuracy of dental casting patterns created by 3D printers. Dental Materials Journal 35, 250-6.
- [192] Shujaat S, Shaheen E, Novillo F, Politis C, Jacobs R, 2021. Accuracy of cone beam computed tomography–derived casts: A comparative study. J Prosthet Dent 1, 95-102.
- [193] Dikova T, Dzhendov D, Ivanov D, Bliznakova K, 2018. Dimensional accuracy and surface roughness of polymeric dental bridges produced by different 3D printing processes. Arch Mater Sci Eng 94, 65-75.
- [194] Denry I, Kelly J, 2014. Emerging ceramic-based materials for dentistry. Journal of dental research 93, 1235-42.
- [195] Torabi K, Farjood E, Hamedani S, 2015. Rapid prototyping technologies and their applications in prosthodontics, a review of literature. Journal of Dentistry 16, 1.
- [196] Thompson Y, Gonzalez-Gutierrez J, Kukla C, Felfer P, 2019. Fused filament fabrication, debinding and sintering as a low cost additive manufacturing method of 316L stainless steel. Additive Manufacturing 30, 100861. https://doi.org/10.1016/j. addma.2019.100861
- [197] Sa'ude N, Ibrahim M, Ibrahim MHI, 2014. Mechanical properties of highly filled iron-ABS composites in injection molding for FDM wire filament. Materials Science Forum 448-53.
- [198] Abdullah AM, Rahim TNAT, Mohamad D, Akil HM, Rajion ZA, 2017. Mechanical and physical properties of highly ZrO₂/β-TCP filled polyamide 12 prepared via fused deposition modelling (FDM) 3D printer for potential craniofacial reconstruction application. Materials Letters 189, 307-9.
- [199] El-Meliegy E, Van Noort R, 2011. Glasses and glass ceramics for medical applications. Springer Science & Business Media.
- [200] ISO 6872, 2015. Dentistry: Ceramic Materials. Technical Committee ISO/TC 106 D. European Committee for Standardization.
- [201] ISO/IEC 17060, 2022. Conformity Assessment. Code of Good Practice. ISO/CASCO Committee 2022. European Committee for Standardization.
- [202] Cheung KC, Darvell BW, 2002. Sintering of dental porcelain: Effect of time and temperature on appearance and porosity. Dental Materials 18, 163-73. https://doi.org/10.1016/S0109-5641(01)00038-0
- [203] Materials ASfTa, 2023. Standard test methods for determining average grain size using semiautomatic and automatic image analysis. Subcommittee E04.14. Quantitative Metallography.

[204] Materials ASfTa, 2021. Standard test methods for determining average grain size. Subcommittee E04.08. Grain Size.

[205] Denry IL, 1996. Recent advances in ceramics for dentistry. Critical Reviews in Oral Biology & Medicine 7, 134-43.

[206] Denry I, Kelly JR, 2008. State of the art of zirconia for dental applications. Dental materials 24, 299-307.

[207] Coldea A, Swain MV, Thiel N, 2013. Mechanical properties of polymer-infiltrated-ceramic-network materials. Dental Materials 29, 419-26.

[208] Rodrigues Junior SA, Zanchi CH, Carvalho RVd, Demarco FF, 2007. Flexural strength and modulus of elasticity of different types of resin-based composites. Brazilian Oral Research 21, 16-21.

[209] Silva L, Lima E, Miranda R, Favero SS, Lohbauer U, Cesar PF, 2017. Dental ceramics: A review of new materials and processing methods. Brazilian Oral Research 31.

[210] Abd El-Ghany OS, Sherief AH, 2016. Zirconia based ceramics, some clinical and biological aspects. Future Dental Journal 2, 55-64.

[211] Bicalho LA, Baptista CA, Barboza MJ, dos Santos C, Souza RC, 2011. ZrO₂-bioglass dental ceramics: Processing, structural and mechanics characterization. Advances in Ceramics. Electric and Magnetic Ceramics, Bioceramics, Ceramics and Environment.

[212] Christel P, Meunier A, Heller M, Torre J, Peille C, 1989. Mechanical properties and short-term in vivo evaluation of yttriumoxide-partially-stabilized zirconia. Journal of Biomedical Materials Research 23, 45-61.

[213] Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV, 2004. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of allceramic materials. Part I. Pressable and alumina glass-infiltrated ceramics. Dental Materials 20, 441-8.

[214] Galante R, Figueiredo-Pina CG, Serro AP, 2019. Additive manufacturing of ceramics for dental applications: A review. Dental Materials 35, 825-46.https://doi.org/10.1016/j.dental.2019.02.026

[215] Ilie N, Hickel R, 2009. Investigations on mechanical behaviour of dental composites. Clinical Oral Investigations 13, 427.

[216] Virdi M, 2015. Emerging trends in oral health sciences and dentistry. IntechOpen.