CERÂMICA INDUSTRIAL
REVISTA DO TÉCNICO CERÂMICO BRASILEIRO

ISSN 1413-4608
Versão online
ARTIGO ORIGINAL

Caracterização de próteses dentárias vitrocerâmicas de leucita-fluoroapatita-oxiapatita produzidas por Shell Sintering Technology

Marlon Wesley Machado Cunico[a]*, Gustavo George Verdieri Nuernberg[a], Lílian Cristina Côcco[a]

[a]Instituto Zirconium de Ciências, tecnologia e inovação Avançada, Departamento de P&D, Curitiba, Paraná, Brasil

*e-mail: marloncunico@zirconiumlabs.com

Resumo:

O mercado de próteses dentárias tem experimentado considerável avanço nas últimas décadas, impulsionado pela adoção da tecnologia CAD/CAM. Entretanto, a aplicação de manufatura aditiva neste setor permanece limitada devido à ausência de tecnologias que viabilizem o uso de materiais como porcelanas e vitrocerâmicas em aplicações odontológicas. Este estudo tem como objetivo principal caracterizar próteses dentárias fabricadas a partir de vitrocerâmicas de leucita-fluoroapatita-oxiapatita, empregando o processo de sinterização em casca (Shell Sintering Technology SST). Os efeitos primários e secundários dos parâmetros de fabricação sobre a precisão geométrica e a resistência do material foram analisados por meio de uma abordagem multivariável 2^k, utilizando a temperatura de sinterização (T_h) e o tempo de sinterização (t_h) como fatores de controle. Após a identificação das condições ideais, foram realizados ensaios de resistência mecânica (ISO 6872) e análises ceramográficas para avaliação da microestrutura, com os resultados comparados às especificações técnicas do fornecedor. Os dois parâmetros mais críticos para a viabilidade do processo foram a temperatura e o tempo de sinterização, sendo a temperatura o fator com maior influência sobre a retração do material. Os ensaios indicaram que as próteses apresentaram resistências à flexão entre 144 e 168 MPa, acompanhadas de flutuações de retração em torno de 6%. A análise da composição revelou a presença de leucita na matriz vitrocerâmica em uma proporção de 2,5%, com tamanho médio de precipitado de 15 µm. As condições ótimas de sinterização foram determinadas como 765 °C e 0,625 horas. Este estudo evidencia o potencial do processo SST na fabricação de próteses dentárias de vitrocerâmicas com alta precisão geométrica, abrindo novas possibilidades para aplicações médicas, odontológicas e cerâmicas no campo da manufatura aditiva.

Palavras-chave: Tecnologia de sinterização de casca; manufatura aditiva; leucita-fluoroapatita-oxiapatita; vitrocerâmicas; coroa dentária; resistência à flexão.

1. INTRODUÇÃO:

Nos últimos anos, a tecnologia de manufatura aditiva (AM) tem sido progressivamente adotada em diversos setores industriais, ampliando e diversificando as capacidades dos setores de produção [1]. Em particular, o campo da fabricação de próteses dentárias tem apresentado avanços significativos, com o surgimento de sistemas de projeto e fabricação assistidos por computador (CAD/CAM), escaneamento tridimensional (3D) e processamento avançado de imagens médicas, os quais,

coletivamente, representam o ápice das tecnologias contemporâneas para a produção de próteses dentárias [2][3].

A Tab.1 mostra as técnicas prevalentes utilizadas na criação de modelos dentários, próteses e outros auxiliares ortodônticos. É de particular interesse observar que a metodologia CAD/CAM é atualmente a técnica mais frequentemente adotada no campo da prótese dentária em diversas nações, incluindo o Brasil e partes da Europa [4]. Essa abordagem, empregada em aplicações odontológicas complexas, exemplifica a evolução e o aprimoramento dos métodos de fabricação dentária. Apesar disso, a manufatura aditiva ainda é somente utilizada na fabricação de modelos médicos/odontológicos e dentaduras temporárias devido à sua baixa resistência mecânica, à ausência de materiais cerâmicos e biocompatíveis, bem como à falta de dados clínicos consistentes [2][3][4][5].

Apesar de sua utilização prevalente, as técnicas CAD/CAM apresentam limitações significativas. Entre elas, destaca-se a necessidade de profissionais altamente capacitados para operar as complexas máquinas CNC de 5 eixos, além dos custos elevados com matérias-primas. A geração de resíduos é considerável, variando de 30 a 80 por cento, o que aumenta ainda mais os custos operacionais e de manutenção. A vida útil das ferramentas é notavelmente curta, frequentemente durando apenas algumas horas e, em alguns casos, conforme o material, sendo limitada à produção de uma única unidade. Por outro lado, a manufatura aditiva tem se destacado como um processo de fabricação de próteses dentárias com diversas vantagens, prometendo melhorias em automação, escalabilidade de produção, diversidade de materiais, complexidade estrutural, redução de custos e tempos de produção acelerados. A manufatura aditiva (AM) está sendo amplamente utilizada em diversos setores, apresentando uma variedade de metodologias de produção. Ao melhorar a automação, introduzir maior flexibilidade e permitir maior liberdade no design de peças, a AM está acelerando a taxa de fabricação. Seu impacto transformador é evidente não apenas no campo das próteses dentárias, mas também em áreas tão diversas quanto a aeroespacial, a fabricação de automóveis, eletrônicos, a produção de dispositivos médicos e o campo inovador da engenharia de tecidos [6][7][8][9][10][11][12][13][14][15].

Onde: [a] projeto assistido por computador (CAD)/fabricação assistida por computador (CAM); [b] fusão seletiva por laser (SLM); [c] sinterização seletiva por laser (SLS); [d] aparelho de estereolitografia (SLA) /projetor de luz digital (DLP); [e] modelagem por deposição fundida (FDM); [f] zircônia estabilizada com ítria (Y-TZP).

Ao avaliar as vantagens e limitações dos diversos métodos de produção, fica claro que o campo da manufatura aditiva (AM) enfrenta vários desafios críticos. Esses desafios incluem questões relacionadas à resistência mecânica e biocompatibilidade dos materiais, considerações econômicas e a variedade de materiais disponíveis para uso [18]. No entanto, é importante destacar que certos processos pioneiros de AM, como a tecnologia de sinterização de casca (SST), demonstraram um potencial notável. A SST é particularmente relevante por sua capacidade de criar cerâmicas de alta resistência a partir de cerâmicas comerciais e odontológicas totalmente biocompatíveis e potencialmente bioativas [21].

O objetivo central deste estudo é caracterizar próteses dentárias fabricadas utilizando a inovadora Tecnologia de Sinterização de Casca (SST). Após a obtenção de um modelo 3D por meio da tecnologia CAD odontológica e seu processamento em um sistema CAM, o método SST é iniciado ao se colocar o pó de vitrocerâmica de leucita-fluoroapatita-oxiapatita em um molde de casca meticulosamente construído, como mostrado na Fig.1, que é então submetido à sinterização em um forno controlado eletronicamente.

O molde de casca é criado camada por camada utilizando AM assistida por gás e luz UV, com base em um material cerâmico polimérico. O gás e a luz UV assistidos ativam quimicamente o material cerâmico polimérico, selando o molde e, adicionalmente, produzindo microporos, que irão segurar o material e aumentar a densidade do grão. O tratamento térmico promove a fusão dos grãos de pó, resultando em uma prótese dentária robusta após o resfriamento. À medida que o molde colapsa após a sinterização, uma prótese dentária precisamente moldada é obtida, exemplificando o potencial da SST na manufatura aditiva indireta.

Tabela 1. Tecnologias de ponta em prótese dentária

		Técnicas odontológicas clássicas					Técnicas de manufatura aditiva				
		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Aplicações	Coroas e pontes	[16]	[16][17]	[17]	[3][16][17][18][19]	[18][19]	[19]				
	Dentadura	[16]	[17]	[17]	[3][16][17][18][19]	[18][19]	[19]				
	Porta-dentadura	[16]		[17]	[3][16][17][18][19]	[18][19]					
	Copings	[16]	[17]		[3][16][17][18][19]	[18][19]					
	Padrão fundição/ cera perdida	[16]		[16]	[3][18]				[18][19]	[18][19]	
	Coroa provisória/ temporária				[18]		[20]		[2]	[2][18]	
	Modelo Dental				[18]				[2][18][20]	[2][18]	
	Guia cirúrgica				[3][18]				[2][18]	[18]	[18]
	Placa guia cirúrgica				[3][18]		[2]	[2]	[2]	[2]	[18]
	Talas				[18]				[2][18]	[2][18]	[18]
	Constr. protéticas				[18]						
Material	All-ceramic	[18]	[18]	[17]	[18][20]		[18]				
	Porcelana	[18]	[18]	[17]	[18]						[18]
	Y-TZP[f]	[18]	[18]		[18]						
	Metálico	[18]	[18]		[18][20]	[2][18]					
	Vitrocerâmica	[18]	[18]	[17]	[18][20]		[18]	[18]	[19][20]		
	Compósito polímero-cerâmico	[18]	[18]		[16][18][20]		[18]	[18]		[2][3][18][19]	
	Compósito metal-cerâmico	[18]	[18]		[16][18][20]		[18]				
	Material Polimérico				[18]		[18]	[18]	[18][19]	[2][3][18][19]	

Nota: (1) sinterização; (2) moldagem por colagem e fundição; (3) cerâmicas prensadas a quente/moldadas por injeção; (4) CAD/CAM[a]; (5) SLM[b]; (6) SLS[c]; (7) bindjet direto ou infiltrado; (8) multijet; (9) SLA/DLP[d] /fundição direta ou tipo cera; (10) FDM[e] /baseado em extrusão.

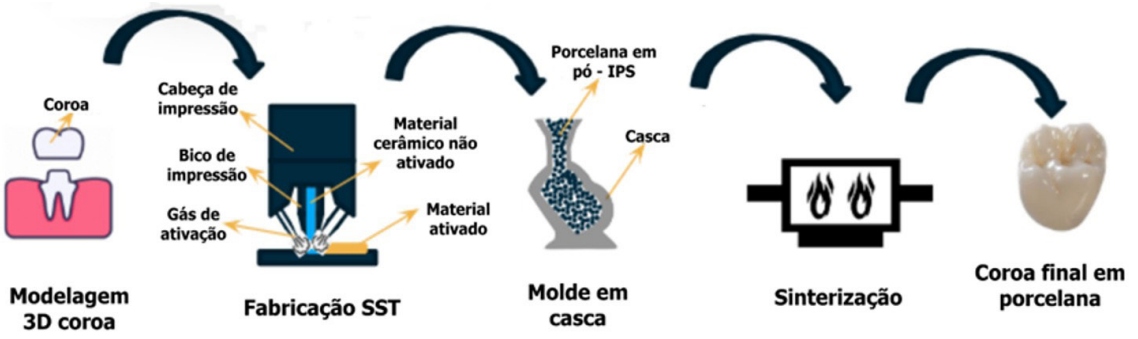

Figura 1. Diagrama esquemático da fabricação de próteses dentárias cerâmicas utilizando AM indireta

É importante também destacar que outros processos de AM, como impressão por jato de tinta e estereolitografia (SLA), produzem itens de maior resolução do que a fabricação por filamento fundido (FDM). No entanto, as resinas fotopoliméricas e os processos baseados em suspensão limitam essas capacidades. Como resultado, essas técnicas são principalmente utilizadas para padrões de fundição, fundição por cera perdida (resina) e fundição por investimento [19][20]. Além disso, apesar de sua alta resolução, essas técnicas de AM (SLA e impressão por jato de tinta) possuem dimensões e precisão geométrica comparáveis às técnicas de FDM. Notavelmente, a alta resolução contribui de maneira mais significativa para a rugosidade, ao invés da precisão dimensional, que é crucial para o detalhamento intrincado exigido em aplicações dentárias [22][23][24].

Além de seu baixo custo, a AM indireta baseada em SST pode produzir materiais com um alto percentual de conteúdo cerâmico e metálico [25][26][27]. Como resultado, essa tecnologia é adequada para a produção de moldes colapsáveis compostos por cerâmicas ou materiais metálicos que possuem alta resistência térmica.

Além disso, a vitrocerâmica à base de leucita, juntamente com materiais como dissilicato de lítio e fluoroapatita, destaca-se pela sua prevalência em aplicações dentárias. Notavelmente disponível em várias formas, incluindo pó, lingotes prensáveis e blocos CAD/CAM [28], essa vitrocerâmica é distinta por sua versatilidade. Foi realizada uma análise abrangente para avaliar a viabilidade da utilização da inovadora Tecnologia de Sinterização de Casca na fabricação de próteses dentárias a partir de vitrocerâmica de leucita-fluoroapatita-oxiapatita.

A análise multivariada concentrou-se nos efeitos principais de fatores de controle específicos, nomeadamente temperatura de sinterização (T_h), tempo de sinterização (t_h) e a taxa de aquecimento, sobre respostas críticas, como retração e viabilidade geral do processo. Ao manter constantes os parâmetros de fabricação, a formulação do material e a forma das amostras de teste, as condições ótimas de processamento foram determinadas, levando à investigação da aplicação prática na fabricação de coroas dentárias.

2. MATERIAIS E MÉTODOS:

O desenho experimental utilizado nesta pesquisa incorporou uma abordagem fatorial 2^k abrangente, avaliando o efeito dos fatores de controle sobre respostas distintas. Isso envolveu um design completo com um ponto central, sendo os principais fatores de controle neste estudo a temperatura de sinterização (T_h) e o tempo de sinterização (t_h), ambos influenciando os resultados do procedimento. Os fatores de resposta englobaram a avaliação da precisão geométrica, retração e viabilidade geral do processo. Para manter a integridade experimental, variáveis como configurações de equipamentos de sinterização e debinding, aparelhos de manufatura aditiva, condições de fabricação e composição do material foram mantidas constantes. Após identificar os resultados mais favoráveis, foram realizados testes de resistência do material para verificar as métricas de resistência em relação às especificações do fornecedor, e investigações ceramográficas foram realizadas para elucidar as complexidades microestruturais.

Além disso, os valores empíricos e os níveis específicos de cada fator de controle estão documentados na Tab.2, detalhando especificações essenciais, como os valores da temperatura de manutenção, entre a temperatura de transição vítrea (T_g, 600 °C) e a temperatura de vitrificação da vitrocerâmica leucita-

fluoroapatita-oxiapatita (800 °C). É pertinente observar que o intervalo de tempo de manutenção e a taxa de aquecimento foram selecionados com base nos princípios fundamentais que regem a nucleação, crescimento de grãos e difusão durante o ciclo de sinterização. A taxa de aquecimento foi definida em 2 °C/min, garantindo um aumento gradual e controlado da temperatura, crucial para alcançar a densificação sem defeitos. Da mesma forma, a temperatura de debinding, abrangendo o intervalo de 200 a 400 °C, foi determinada para remover o ligante de maneira ideal, evitando qualquer distorção ou degradação das estruturas intrincadas.

Tabela 2. Planejamento experimental

Fatores de controle	Níveis		
	-1	0	1
Temperatura de sinterização (T_h) [°C]	690	740	790
Tempo de sinterização (t_h) [h]	0,5	0,75	1

Onde: T_h é a temperatura de sinterização, uma temperatura mantida constante durante um período; e t_h é o tempo de sinterização ou tempo de platô, período em que a temperatura é mantida constante.

O estudo utilizou como material dentário o IPS Style Ceram, fabricado pela Ivoclair Vivadent. Vale ressaltar que a composição elementar e a mistura proprietária desta formulação são fundamentais para alcançar as características desejadas, inerentes às próteses dentárias de alta qualidade.

Foi utilizado o compactador/alimentador da Zirclab Ceramiclab para assegurar a entrega exata do material cerâmico nos moldes de casca, alcançando uma relação de compactação consistente de 1:2. Ademais, é relevante destacar que a produção dos moldes de casca foi realizada por meio de uma máquina SST Ceramiclab, que produz as cascas com uma composição material de 85% $ZrSiO_4$, e o restante é um polímero proprietário. Essa estratégia foi crucial para assegurar as dimensões uniformes e a solidez estrutural do molde final.

Os parâmetros de fabricação foram mantidos constantes. A temperatura de extrusão foi mantida a 220 °C, garantindo uma distribuição uniforme de calor durante o processo. Simultaneamente, a espessura da camada foi definida em 0,2 mm, e a distância entre as linhas de fabricação foi estabelecida em intervalos de 0,2 mm. O diâmetro da ferramenta foi de 0,4 mm, a temperatura do material foi de 30 °C, a temperatura da câmara foi de 75 °C, a taxa de fluxo do gás auxiliar (ozônio com água insaturada) foi de 0,1 m/s e houve incidência de luz UV (350 cd). O ambiente de fabricação também foi controlado a 25 °C (temperatura ambiente) e 30% de umidade relativa. Os canais de preenchimento foram posicionados na parte superior da coroa em uma orientação de 35°, conforme mostrado na Fig.2.

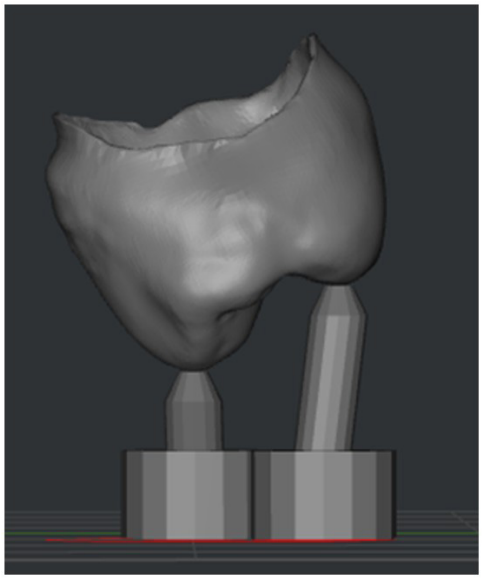

Figura 2. Esquema de preenchimento por canal e orientação da coroa

Antes de iniciar a investigação, foi realizada uma análise minuciosa de repetibilidade e erro nos moldes de casca gerados por manufatura aditiva. Dez amostras foram fabricadas e, subsequentemente, medidas quanto às suas geometrias externa e interna. A avaliação da geometria interna envolveu cortes transversais, garantindo que a divergência entre os moldes gerados por CAD e AM não ultrapassasse 0,15 mm, com uma margem de erro de 2% nas pequenas dimensões do molde. Foram empregados métodos de processamento computacional de imagens e um paquímetro com precisão de 0,05 mm para a mensuração das dimensões do corpo de prova, visando identificar possíveis discrepâncias dimensionais. Após a coleta dos dados, foi realizada uma análise estatística no software MATLAB, com o objetivo de caracterizar geometricamente as variações no contorno externo do objeto.

O equipamento de sinterização utilizado nesta investigação foi um forno elétrico de 1600 W com controlador PID, equipado com quatro curvas de rampas e sete programas. Este equipamento utilizou a metodologia de aquecimento com taxa constante (CRH), conforme ilustrado na Fig.3.

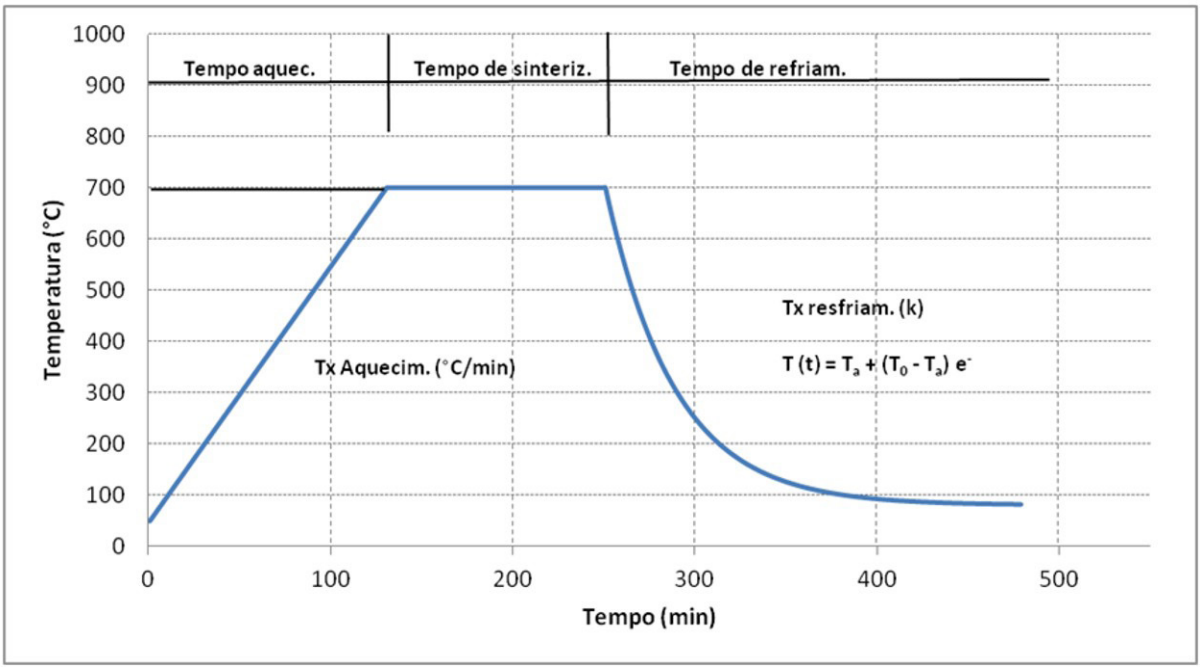

Figura 3. Ilustração das curvas de temperatura de sinterização e fatores de controle: temperatura de sinterização (T_h), tempo de sinterização (t_h), taxa de resfriamento (k), e taxa de aquecimento (T_{xaq}) incluindo tempo de debinding

O teste de resistência realizado neste estudo teve como objetivo avaliar a integridade e durabilidade da microestrutura desenvolvida, de acordo com os padrões da ficha técnica do fornecedor. Utilizando uma máquina de ensaio universal EMIC DL10000 e aderindo à norma ISO 6872 [29], foram realizados testes de flexão em triplicata, com dimensões de 30 × 3 × 6 mm e taxa de aplicação de carga de 1mm/min, garantindo uma avaliação abrangente da resistência mecânica.

Além disso, o processo de ceramografia seguiu uma abordagem sistemática conforme as normas ASTM E112 e ASTM E1382. A preparação da amostra seguiu um protocolo [30], garantindo que a amostra embutida em resina poliéster cristalina (Marca Arazyn 1.0) fosse analisada adequadamente por meio de técnicas de microscopia subsequentes, para um exame detalhado da microestrutura. A aquisição de imagens foi realizada utilizando um microscópio óptico, Digital Avangard Optics AN-E500 (Avangard 2011), com ampliação de até 1600×. As peças foram lixadas manualmente utilizando lixas de granulometria 150, 320, 600, 1200 e 1500, com cada lixa sendo utilizada por um período médio de 5 minutos. Entre as trocas de lixa, a direção foi alterada em 45° à medida que a superfície se tornava uniforme. Após a etapa de abrasão, o objeto foi polido utilizando uma ponta de borracha e pasta diamantada até que a superfície atingisse total refletividade. Após essa fase, foi utilizado ácido fosfórico concentrado (85% vol.) para um ataque químico de 2 horas. Em seguida, a superfície

foi levemente colorida com um corante vermelho para auxiliar na identificação e quantificação das partículas presentes na superfície da amostra.

A medição da retração foi importante, pois possibilitou a análise das distorções volumétricas e a comparação dos modelos de Projeto Assistido por Computador (CAD) modificados pelos fatores de retração, elucidando o impacto crítico deste parâmetro na tecnologia cerâmica.

Para identificar as distorções dimensionais da amostra, utilizou-se um paquímetro de 0,05 mm de resolução e processamento de imagens computacional. Após as medições, foi utilizado o software Matlab para realizar a análise estatística e determinar a variação geométrica do contorno externo do objeto.

A escala de viabilidade utilizada neste estudo variou de 0 a 1, proporcionando uma compreensão abrangente das distorções do objeto e da qualidade do esmalte, derivada de um estudo anterior que caracterizou a sinterização e a aplicação final da prótese dentária [31]. O nível 1 indica um objeto com distorções negligenciáveis e superfície totalmente vitrificada, indicando alta viabilidade. Distorções menores correspondem ao nível +0,75, representando uma distorção de 5%, enquanto o nível +0,5 está associado a uma distorção de 10%, evidenciando a presença de uma superfície rugosa. Em contraste, o nível máximo descreve parâmetros inviáveis, onde o nível (0) é marcado por fusão excessiva ou indica um objeto não sinterizado. A medição da retração foi importante, pois possibilitou a análise das distorções volumétricas e a comparação dos modelos CAD modificados pelos fatores de retração, elucidando o impacto crítico deste parâmetro na tecnologia cerâmica.

3. RESULTADOS E DISCUSSÃO:

De maneira geral, uma janela de processo foi estabelecida e a viabilidade do processo foi avaliada. Temperaturas de sinterização mais baixas foram empregadas na fabricação da coroa devido aos efeitos adversos de altas temperaturas, como fusão excessiva que afetou a geometria.

Ao analisar os efeitos principais das variáveis de controle sobre a viabilidade e a retração, constatou-se que a temperatura de retenção (T_h) teve o impacto mais significativo, conforme mostrado na Fig.4.

Por outro lado, a interação entre o tempo de retenção (t_h) e a temperatura de retenção (T_h) teve a maior influência sobre a viabilidade. Isso sugere que a energia absorvida assim que o material atinge sua temperatura de ativação pode ser o fator crítico neste processo de sinterização.

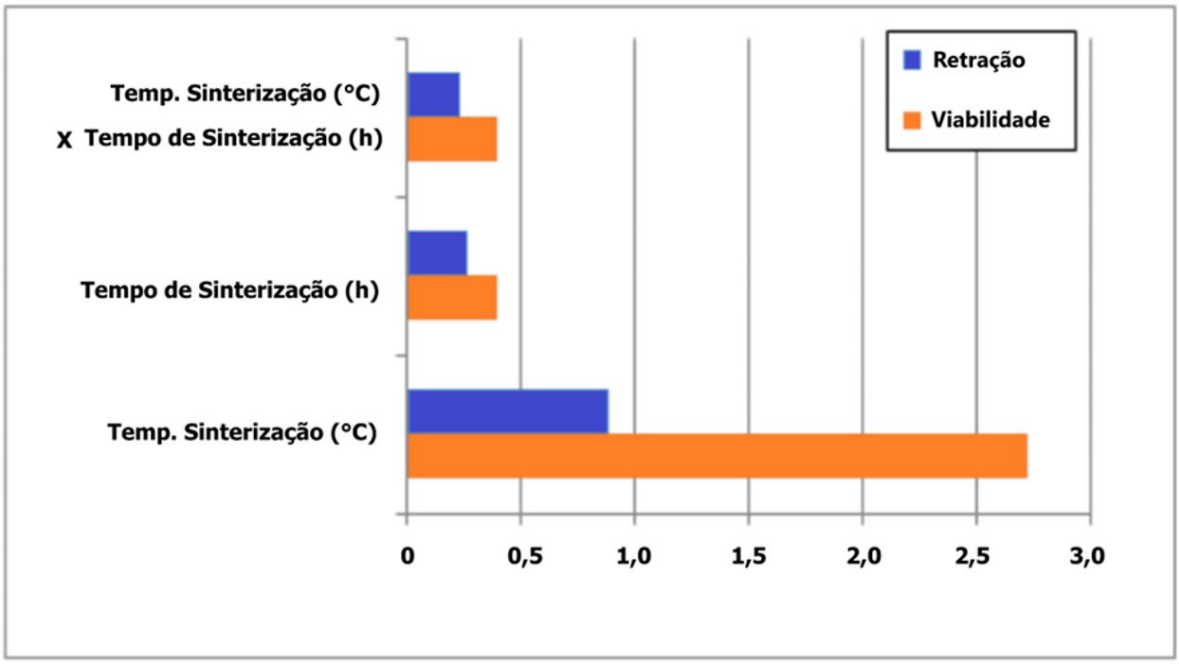

Figura 4. Efeitos principais e secundários dos parâmetros de controle para viabilidade e retração

Além de analisar a viabilidade do método proposto, a temperatura mais alta revelou que a viabilidade do método depende do tempo de retenção, conforme representado na Fig.4, em um

nível intermediário. Dentre os critérios verificados para a viabilidade neste estudo, a temperatura de sinterização foi identificada como a mais importante, seguida pelo tempo de sinterização.

A menor retração foi registrada quando a temperatura de retenção foi definida para 765 °C durante 37,5 minutos. Em contraste, a maior retração ocorreu com uma temperatura de retenção de 790 °C e um tempo de retenção de 1 hora.

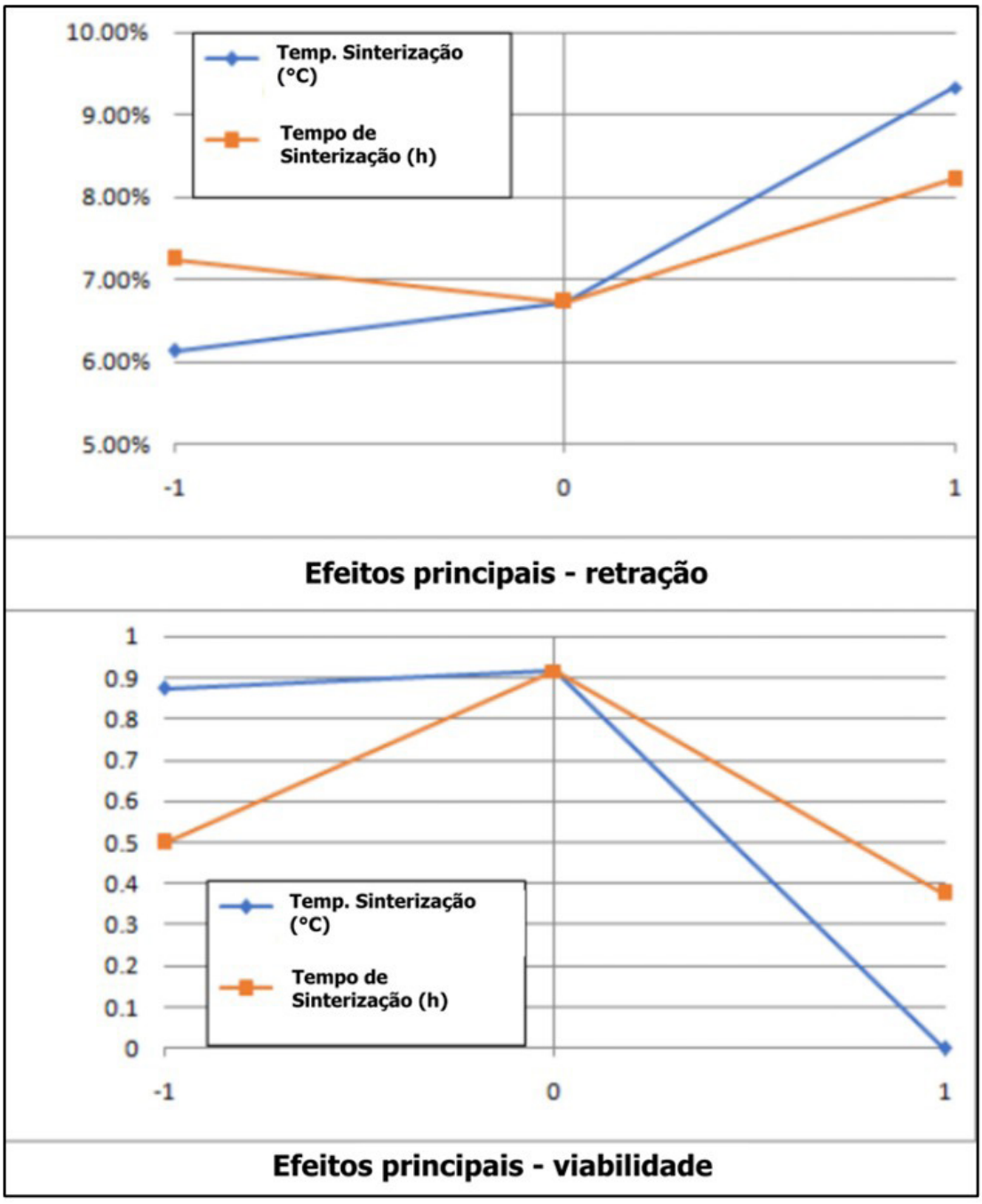

Figura 5. Efeito principal padronizado dos fatores de controle sobre a viabilidade e retração das peças

A influência primária dos parâmetros de controle sobre a retração é ilustrada na Fig.5. Entre os parâmetros de controle, a temperatura de retenção se destacou como o fator mais importante no que diz respeito à retração.

A investigação sobre a resistência à flexão teve como objetivo alcançar resultados ótimos e viáveis, com a resistência variando entre 140 e 170 MPa. Esses resultados estão em conformidade com as

especificações do fornecedor (≥ 50 MPa), o que valida as propriedades mecânicas do material e sua adequação para aplicações em próteses dentárias. É importante observar que nem o tratamento térmico nem o material foram avaliados neste procedimento. Portanto, pesquisas adicionais são necessárias para incluir materiais mais resistentes e tratamentos térmicos.

Para correlacionar corretamente o processo de sinterização com a energia absorvida em função do tempo e da temperatura, o principal argumento do estudo indicou um limite de viabilidade.

Um diagrama comparativo do conceito geométrico de viabilidade em função da temperatura de retenção e do tempo de retenção também é apresentado na Fig.6. Uma linha de viabilidade divide os resultados considerados possíveis e impraticáveis do ponto de vista geométrico neste diagrama.

A viabilidade foi ainda dividida em duas categorias. Um significativo crescimento de grãos foi obtido a uma temperatura baixa (700 °C) e com um tempo longo (1 hora), resultando em espécimes altamente densificados. O crescimento de grãos baixo foi alcançado ao expor os espécimes a temperaturas baixas (690 °C) por curtos períodos (30 minutos), resultando em baixa densificação.

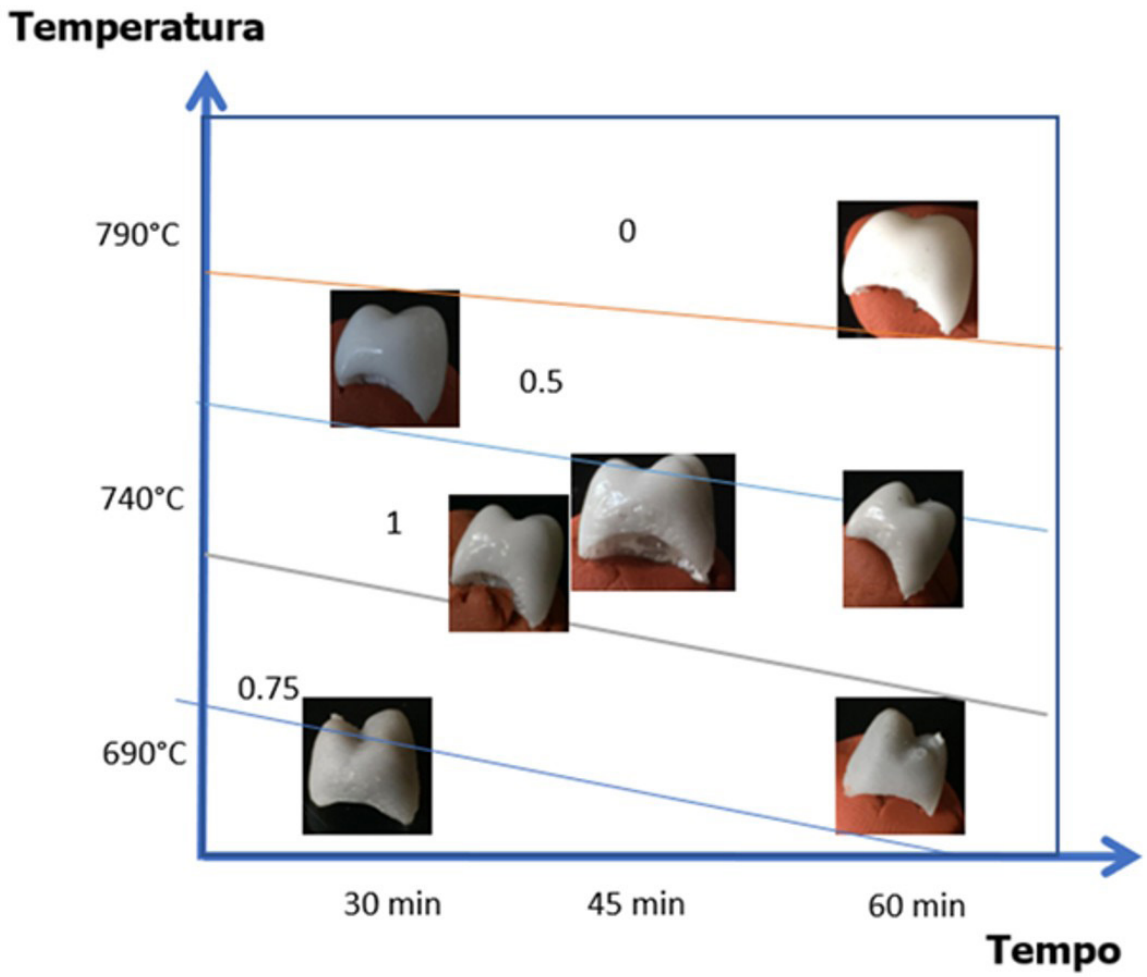

Figura 6. Diagrama de contorno de temperatura e tempo de sinterização na viabilidade de processo

A imagem ceramográfica que ilustra a microestrutura do material é apresentada na Fig.7, com ênfase específica nos cristais de leucita. Com esta análise foram examinados os resultados e determinou-se que o material cerâmico vítreo contém 2,5% de leucita, com um tamanho médio de grão de leucita de 15 µm. A determinação dos parâmetros referentes ao tamanho médio de grão e à porcentagem de cristais na superfície da amostra, por meio de análise ceramográfica, está descrita em detalhe em um estudo previamente publicado [30].

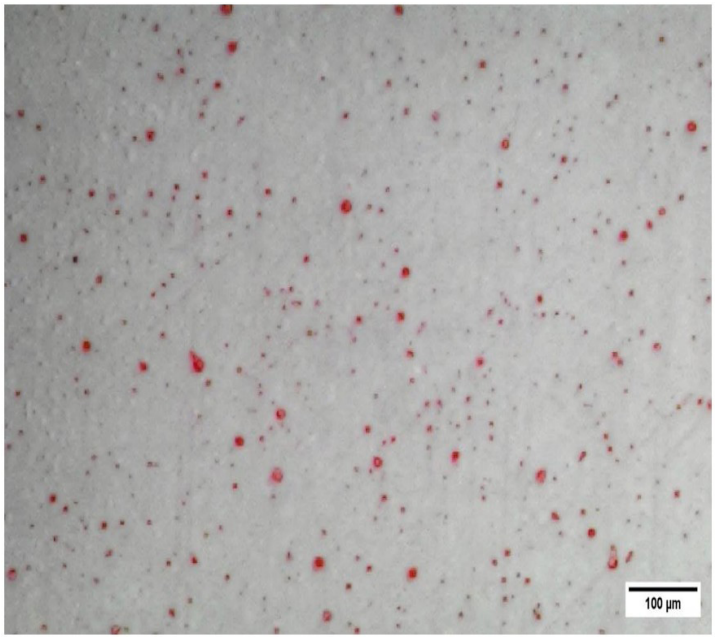

Figura 7. Imagem microscópica de análise ceramográfica do material estudado

A Fig.8 mostra diagramas de contorno para viabilidade, retração e resistência à flexão, além de um diagrama sobreposto indicando a janela de processo da qual podem ser obtidos altos valores, com o objetivo de compreender melhor o comportamento das propriedades do material em função da temperatura e do tempo de manutenção. De acordo com a Fig.8, altos valores de viabilidade e baixos valores de retração podem ser obtidos com um tempo de manutenção de aproximadamente 0,8 horas e uma temperatura de manutenção de aproximadamente 710 °C.

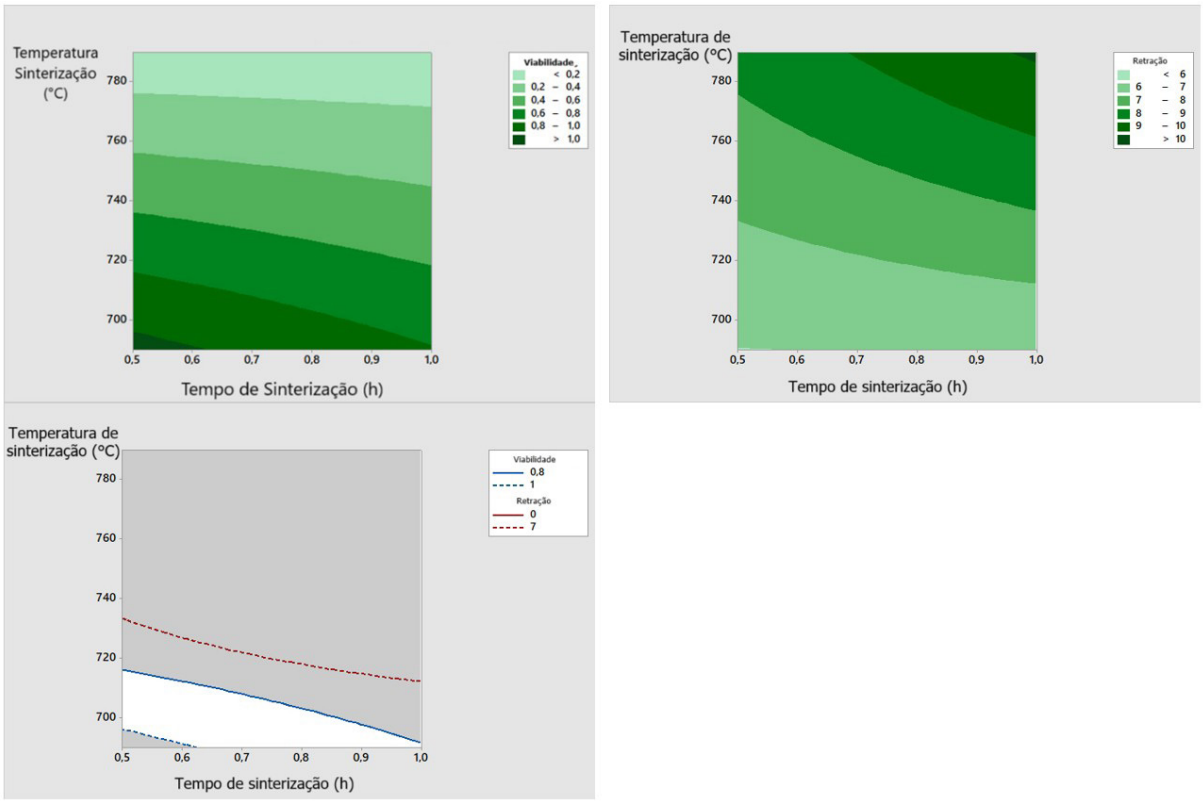

Figura 8. Diagramas de contorno de (a) viabilidade, (b) retração, e (c) diagrama sobreposto combinando os melhores valores de cada

A razão de viabilidade foi superior a 0,9. Notavelmente, o nível de viabilidade reflete a compatibilidade entre o modelo físico e o modelo 3D em CAD. Como resultado, com um nível de viabilidade superior a 0,9, a distorção entre o modelo físico e o modelo 3D, corrigida com a retração volumétrica, é inferior a 10%. Isso reflete uma imprecisão de até 0,1 mm na menor dimensão avaliada das amostras. Outra consideração significativa nesse sentido é a possibilidade de redução do fator de retração, de acordo com o tipo e a formulação do material cerâmico, bem como o tamanho do grão de pó. No entanto, são necessários mais esforços para melhorar as características do material e fatores do processo, como resistência mecânica, biocompatibilidade e propriedades físicas e químicas.

A Fig. 9 mostra a comparação da resistência à flexão entre o método proposto (incluindo materiais SiB e feldspáticos) [21] e outros métodos típicos utilizados para a fabricação de próteses dentárias. É importante observar que os resultados deste trabalho revelaram valores equivalentes aos observados em aplicações dentárias convencionais. Como resultado, mais pesquisas podem aumentar a resistência à flexão para o nível da resistência do TZP. Notavelmente, a retração volumétrica para uma aplicação típica de CAD/CAM dentário varia de 15 a 30% [3][4][17][32]. Portanto, a faixa de valores encontrados neste trabalho (6 a 10%) é compatível com o estado da arte atual, indicando a aplicação potencial no campo.

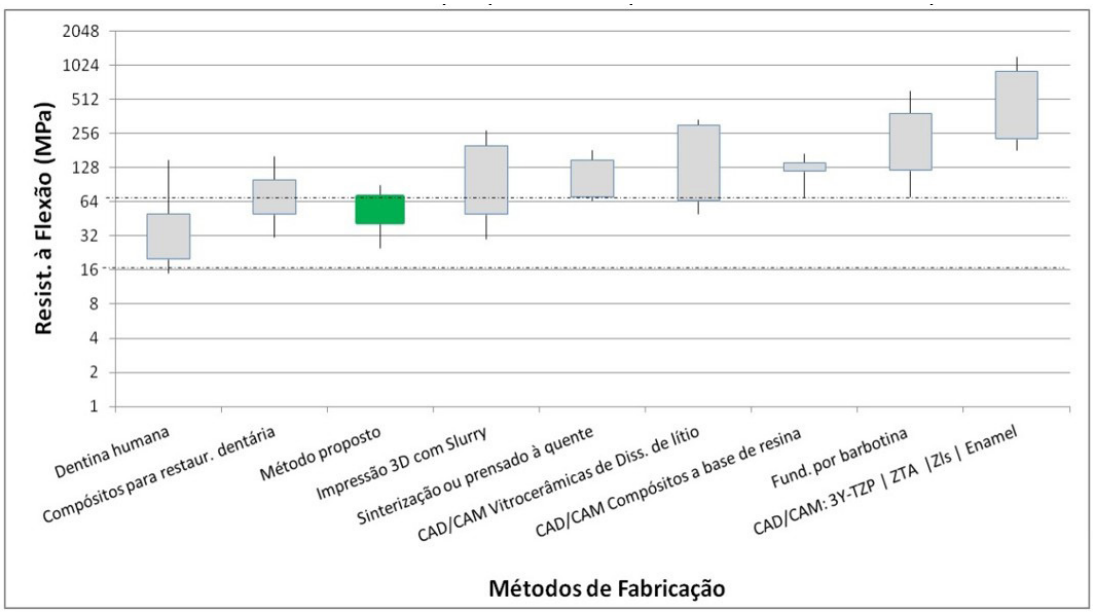

Figura 9. Resistência à flexão do método proposto comparado aos métodos típicos [3][17][33][42]

A Fig.10 apresenta uma ponte protética dentária 3×2 baseada em cerâmica vítrea leucita-fluoroapatita-oxiapatita fabricada pela tecnologia de sinterização por molde (SST), sem qualquer acabamento ou retificação. A prótese não apresenta marcas de camadas, uma vez que o processo de sinterização fundiu as partículas de pó e criou tensão superficial no objeto, o que impediu o surgimento de marcas das camadas do molde.

Além disso, após a fabricação da prótese dentária, as aplicações dentárias padrão (CAD/CAM, moldagem por moldagem etc.) são combinadas com várias etapas de acabamento e retoques que melhoram a aparência estética da prótese, de modo a se assemelhar ao dente humano original [43]. Como resultado, neste tipo de aplicação, as características geométricas, as propriedades mecânicas e a biocompatibilidade são os fatores mais essenciais a serem considerados.

Apesar dos resultados preliminares indicarem que a abordagem sugerida é viável, mais pesquisas são necessárias para aumentar a resistência mecânica e diversificar os materiais cerâmicos vítreos, suas aplicações e biocompatibilidade.

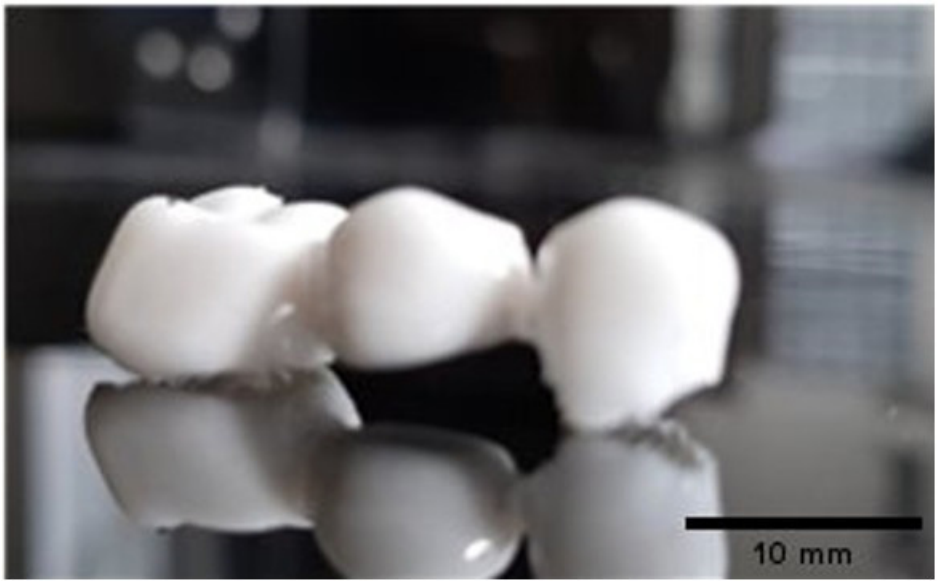

Figura 10. Ponte dental 3×2 baseada em vitrocerâmica do tipo leucita-fluoroapatita-oxiapatita fabricada por Shell Sintering Technology (SST) sem acabamento ou finalização

4. CONCLUSÕES:

Um estudo foi conduzido para avaliar a viabilidade do uso da tecnologia de sinterização em casca (SST) na produção de próteses dentárias de vitrocerâmica de leucita-fluoroapatita-oxiapatita. A pesquisa revelou novas perspectivas para a manufatura aditiva (AM) nos campos de odontologia, cerâmica e aplicações médicas. O método SST empregado neste estudo é capaz de suportar temperaturas de fabricação de até 2300 °C.

Os resultados indicaram que a temperatura de fixação exerce a influência mais significativa sobre a viabilidade e o encolhimento, com o tempo de fixação também desempenhando um papel crucial na densificação do material e no crescimento dos grãos. Exposições prolongadas a altas temperaturas e longos períodos de fixação levam à densificação e amolecimento do material, o que pode resultar em geometrias deformadas, tornando o processo ineficaz. Por outro lado, as medições da resistência à flexão variaram entre 144 e 168 MPa, superando os requisitos mínimos especificados no catálogo do fornecedor.

Esses resultados destacam o potencial do SST para a criação de próteses dentárias robustas, mas novas investigações são necessárias para compreender melhor o impacto dos tratamentos térmicos nas propriedades mecânicas e geométricas do material. Além disso, é necessário explorar novas formulações de materiais e aplicações para expandir a utilidade deste método.

AGRADECIMENTOS:

Os autores gostariam de agradecer ao CNPq pelo apoio financeiro, bem como à equipe da Zirconium Equipamentos Médicos pela assistência e infraestrutura. Esta pesquisa foi parcialmente financiada pelo Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPQ), por meio do Projeto 350377/2022-7.

REFERÊNCIAS:

[1] Cunico M W M, Carvalho J, 2016. Development of novel additive manufacturing technology: an investigation of a selective composite formation process. Rapid Prototyping Journal 22, 1, 51-66. https://doi.org/10.1108/RPJ-04-2014-0049

[2] Sulaiman T A, 2020. Materials in digital dentistry: a review. Journal of Esthetic and Restorative Dentistry 32, 2, 171-181.

[3] Li R W K, Chow T W, Matinlinna J P, 2014. Ceramic dental biomaterials and CAD/CAM technology: state of the art. Journal of prosthodontic Research 58, 4, 208-216.

[4] Arumugam K, Dhakshinamoorthy M, Ramachandran T, Seenivasan N, 2019. Ceramics in Dentistry - A Review. *Indian Journal Of Public Health Research & Development, 10*(11), 3018-3022.

[5] Gali S, Sirsi S, 2015. 3D Printing: the future technology in prosthodontics. Journal of Dental and Orofacial Research 11, 1, 37-40.

[6] 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, 11, 2132-2147.

[7] Najmon J C, Raeisi S, Tovar A, 2019. Review of additive manufacturing technologies and applications in the aerospace industry. New York: Additive Manufacturing for the Aerospace Industry Elsevier.

[8] Espera A H, Dizon J R C, Chen Q, Advincula R C, 2019. 3D-printing and advanced manufacturing for electronics. Progress in Additive Manufacturing 4, 245-267. https://doi.org/10.1007/s40964-019-00077-7

[9] Saengchairat N, Tran T, Chua C-K, 2017. A review: additive manufacturing for active electronic components. Virtual and Physical Prototyping 12, 1, 31-46.

[10] Ng W L, Chua C K, Shen Y-F, 2019. Print me an organ! Why we are not there yet. Progress in Polymer Science 97, 101145. https://doi.org/10.1016/j.progpolymsci.2019.101145

[11] Lee J M, Ng W L, Yeong W Y, 2019. Resolution and shape in bioprinting: strategizing towards complex tissue and organ printing. Applied Physics Reviews 6, 1, 011307.

[12] Prinz F B, Atwood C L, Aubin R F, Beaman J J, Brown R L, Fussel, P S, Lightman A J, Sachs E, Weiss L E, Wozny M J, 1997. Rapid prototyping in Europe and Japan. Maryland: Center for Advanced Technology.

[13] Vandenbroucke B, Kruth J-P, 2007. Selective laser melting of biocompatible metals for rapid manufacturing of medical parts. Rapid Prototyping Journal 13, 4, 196-203.

[14] Wong J, 2010. Biocompatible tantalum fiber scaffolding for bone and soft tissue prosthesis. Google Patents.

[15] Mueller B, 2012. Additive manufacturing technologies. Rapid prototyping to direct digital manufacturing. Assembly Automation 3, 2. https://doi.org/10.1108/aa.2012.03332baa.010

[16] Anusavice K J, 2013. Phillips materiais dentários. Elsevier Brasil.

[17] Denry I L, 1996. Recent advances in ceramics for dentistry. Critical Reviews in Oral Biology & Medicine 7, 2, 134-143.

[18] 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, 6, 1801013.

[19] Torabi K, Farjood E, Hamedani S, 2015. Rapid prototyping technologies and their applications in prosthodontics, a review of literature. Journal of Dentistry 16, 1, 1.

[20] Denry I, Kelly J, 2014. Emerging ceramic-based materials for dentistry. Journal of Dental Research 93, 12, 1235-1242.

[21] Cunico M W M, 2021. Investigation of ceramic dental prostheses based on $ZrSiO_4$-glass composites fabricated by indirect additive manufacturing. International Journal of Bioprinting 7, 1.

[22] Ishida Y, Miyasaka T, 2016. Dimensional accuracy of dental casting patterns created by 3D printers. Dental Materials Journal 35, 2, 250-256.

[23] Shujaat S, Shaheen E, Novillo F, Politis C, Jacobs R, 2020. Accuracy of cone beam computed tomography–derived casts: a comparative study. The Journal of Prosthetic Dentistry 125, 1, 95-102.

[24] Dikova T D, Dzhendov D A, 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.

[25] 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.

[26] Sa'ude N, Ibrahim M, Ibrahim M H I, 2014. Mechanical properties of highly filled iron-ABS composites in injection molding for FDM wire filament. Materials Science Forum. Trans Tech Publ.

[27] Abdullah A M, Rahim T N A R, Mohamad D, Md Akil H, Rajion Z A, 2017. Mechanical and physical properties of highly ZrO_2/β-TCP filled polyamide 12 prepared via fused deposition modelling (FDM) 3D printer for potential craniofacial reconstruction application. Materials Letters 189, 307-309.

[28] El-Meliegy E, Van Noort R, 2011. Glasses and glass ceramics for medical applications. New York: Springer.

[29] ISO 6872, 2015. Dentistry: ceramic materials. Technical Committee ISO/TC 106 D. European Committee for Standardization.

[30] Côcco L C, Nuernberg G G V, Cunico M W M, 2024. Análise ceramográfica de biomateriais cerâmicos odontológicos. Car. Ind. 29, 1. http://dx.doi.org/10.4322/cerind.2024.040.

[31] Cheung K C, Darvell B W, 2002. Sintering of dental porcelain: effect of time and temperature on appearance and porosity. Dent Mater 18, 163–73. https://doi.org/10.1016/S0109-5641(01)00038-0

[32] Denry I, Kelly J R, 2008. State of the art of zirconia for dental applications. Dental Materials 24, 3, 299-307.

[33] Coldea A, Swain M V, Thiel N, 2013. Mechanical properties of polymer-infiltrated-ceramic-network materials. Dental Materials 29, 4, 419-426.

[34] Rodrigues Junior S A, Zanchi C H, Carvalho R V, Demarco F F, 2007. Flexural strength and modulus of elasticity of different types of resin-based composites. Brazilian Oral Research 21, 1, 16-21.

[35] Silva L H, Lima E, Miranda R B P, Favero S S, Lohbauer U, Cesar P F, 2017. Dental ceramics: a review of new materials and processing methods. Brazilian Oral Research 31, e58. https://doi.org/10.1590/1807-3107BOR-2017.vol31.0058

[36] Abd El-Ghany O S, Sherief A H, 2016. Zirconia-based ceramics, some clinical and biological aspects. Future Dental Journal 2, 2, 55-64.

[37] Bicalho L A, Baptista C A R P, Barboza M J R, Santos C, Souza R C, 2011. ZrO_2-bioglass dental ceramics: processing, structural and mechanics characterization. Advances in Ceramics. Electric and Magnetic Ceramics, Bioceramics, Ceramics and Environment.

[38] Christel P, Meunier A, Heller M, Torre J P, Peille C N, 1989. Mechanical properties and short-term in vivo evaluation of yttrium-oxide-partially-stabilized zirconia. Journal of Biomedical Materials Research 23, 1, 45-61.

[39] Guazzato M, Albakry M, Ringer S P, Swain M V, 2004. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part I. Pressable and alumina glass-infiltrated ceramics. Dental Materials 20, 5, 441-448.

[40] Guazzato M, Albakry M, Ringer S P, Swain M V, 2004. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics. Dental materials 20, 5, 449-456.

[41] Ilie N, Hickel R, 2009. Investigations on mechanavior of dental composites. Clinical Oral Investigations 13, 4, 427.

[42] Galante R, Figueiredo-Pina C G, Serro A P, 2019. Additive manufacturing of ceramics for dental applications: a review. Dental Materials 35, 6, 825-846.

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