

Investigação e caracterização de próteses biocompósitas fluorapatita/zircônia produzidas via Shell Sintering Technology

Gustavo George Verdieri Nuernberg^a, Lílian Cristina Côcco^a, Marlon Wesley Machado Cunico^{a*}

^aR&D Zirconium Institute of Science, Technology and Advanced Innovation, Rua Pedro Ivo 298/23, 80010-020, Curitiba, Paraná, Brazil

*e-mail: marloncunico@institutozirconium.com

Resumo

Nos últimos anos, a tecnologia digital CAD/CAM teve um impacto considerável na expansão do mercado de próteses dentárias, abrindo mercado para novas tecnologias. Porém, atualmente as tecnologias de manufatura aditiva (MA) têm baixa penetração nesse campo de aplicação. Isto devido à falta de processos que suportem o emprego de materiais para aplicação odontológica, como biocerâmicas e biocompósitos. Assim, o objetivo principal deste trabalho foi o de investigar a influência da zircônia (ZrO_2) na produção de componentes biocompósitos fluoroapatita/zircônia fabricados com a Tecnologia de Sinterização por Casca, também denominada de Shell Sintering Technology (SST). Para tanto, foi empregada metodologia multivariável com abordagem de projeto fatorial 2^k . Com isto, foram evidenciados os efeitos principais e secundários dos parâmetros de fabricação sobre: a viabilidade; o tamanho e a quantidade dos precipitados; a dureza e a contração. O estudo mostrou que o processo proposto é viável para a fabricação de coroas dentárias, em que os parâmetros ideais de sinterização foram encontrados para temperaturas (T_{hold}) na faixa de 706 a 722 °C e intervalo de patamar de sinterização (t_{hold}) de 41 a 60 minutos. Estes resultados mostraram que a temperatura de sinterização tem o maior efeito sobre a viabilidade e a contração, seguida pelo tempo do patamar de sinterização, que afeta diretamente o crescimento dos grãos. Além disso, essa nova abordagem de processamento pode alcançar uma redução de custo de 20 vezes e um aumento de produtividade de 7 vezes em comparação com as tecnologias CAD/CAM tradicionais.

Palavras-chave: tecnologia de sinterização por cascas; manufatura aditiva; biocompósito fluoroapatita/zircônia; coroa dentária.

1. INTRODUÇÃO:

A perda de dentes tem um forte impacto na saúde e no bem-estar social de uma pessoa [1], estes precisam ser recolocados, atendendo a diversos critérios, em especial a critérios de funcionalidade e estéticos. Desta forma, os materiais cerâmicos odontológicos ganharam popularidade devido à sua bioinérzia química e biológica no ambiente bucal, resistência mecânica adequada e, o mais importante, sua capacidade mimética com os dentes naturais.

A tecnologia de fabricação de próteses dentárias teve um desenvolvimento significativo, com os métodos CAD/CAM (milling e casting), digitalização tridimensional (3D) e processamento de imagens médico-odontológicas mostrando o estado da arte na fabricação de próteses dentárias [2-3].

Sobre as abordagens de manufatura protética CAD/CAM e MA, é possível destacar os desafios a serem superados, tais como geração de resíduos, custos (equipamento, matérias-primas e processamento), biorreatividade, acessibilidade de materiais cerâmicos biocompatíveis e mão de obra qualificada [4-15]. Para resolver os problemas ligados à manufatura digital de próteses dentárias, novas tecnologias avançadas, como a Shell Sintering Technology (SST), foram desenvolvidas para melhorar a produtividade e trazer flexibilidade ao processo. Esta nova tecnologia reduz o custo de fabricação em até 20 vezes, além de acelerar a fabricação em 7 vezes [13]. A SST oferece ainda vantagens em relação aos métodos convencionais, como: capacidade de produzir peças complexas, equipamentos de baixo custo, reduzida ou mesmo inexistente necessidade de suportes na impressão das cascas e diversas aplicações em odontologia [13].

A tecnologia Shell Sintering Technology (SST) está alinhada com a tendência da manufatura aditiva, podendo ser considerada uma manufatura aditiva indireta, sendo assim, um método de manufatura digital avançada (MDA), pois os componentes não são fabricados diretamente por manufatura aditiva [14].

Por esse motivo, o principal objetivo deste estudo é investigar e caracterizar as próteses dentárias baseadas no biocompósito fluoroapatita/zircônia fabricado pela tecnologia de manufatura digital avançada Shell Sintering Technology (SST).

O processamento via SST também ganha relevância ambiental porque o SST também reduz a geração de resíduos em comparação com o CAD/CAM, que produz cerca de 90% de resíduos não recicláveis durante o processo de fresagem de blocos [11]. Desta forma, o processo SST está fortemente alinhado com os Objetivos de Desenvolvimento Sustentável das Organizações das Nações Unidas (ONU).

Outro ponto que esse trabalho também revela é o potencial de gerar subestruturas e materiais à base de zircônia com características mecânicas excepcionais. A zircônia (ZrO_2) tem despertado muito interesse em aplicações odontológicas devido à sua grande resistência mecânica e tenacidade, bem como à sua resistência à abrasão e estabilidade química in vivo; esse material é hoje considerado uma das cerâmicas mais importantes da tecnologia moderna [16].

O processo do SST é apresentado na Fig.1. Essa figura mostra como um modelo 3D é criado usando a tecnologia CAD odontológica e, em seguida, processado por SST, após a geração do modelo 3D de um molde (casca) e do código numérico (NC) durante o processo CAM.

Em seguida, o molde da casca é criado camada por camada, com deposição do filamento plastificado, assistido por radiação UV e gás para ativar o material composto e gerar microporos de adsorção. O gás assistido reage quimicamente com o material, fechando o molde e criando poros minúsculos para reter o material e aumentar a densidade do grão. Após a conclusão da casca, o pó da mistura de fluoroapatita/zircônia é depositado, em que a prótese dentária assume sua forma final após a compactação mecânica por vibração. O molde completo é colocado em um forno controlado eletricamente para a etapa de remoção da fase orgânica (debinding) e em seguida para a etapa de sinterização das partículas de pó. No final, o molde é removido após o resfriamento, revelando a prótese dentária concluída [13-14].

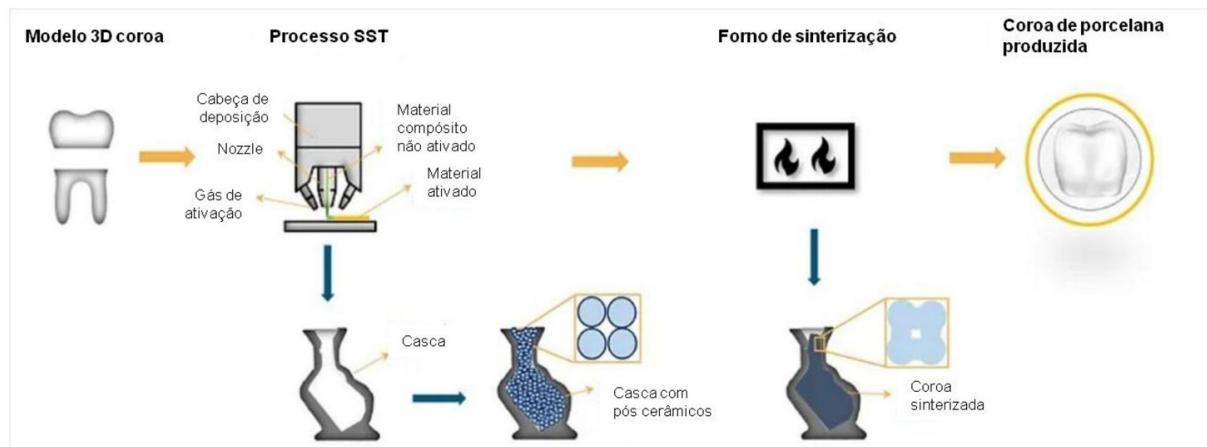


Figura 1. Diagrama esquemático da fabricação de próteses dentárias de cerâmica fabricadas por SST

Para avaliar a viabilidade desse processo, foi usado um método multivariável que identificou o efeito dos parâmetros do processo sobre a resistência, a contração, a viabilidade, a cristalinidade e a microdureza.

2. MATERIAIS E MÉTODOS:

Para explorar a viabilidade da técnica sugerida, bem como a maior influência das variáveis de controle nas respostas, foi usada uma metodologia multivariável (projeto fatorial 2^k) com a temperatura de sinterização (T_{hold}) e o tempo de sinterização (t_{hold}) como fatores de controle. As variáveis de resposta foram: viabilidade, tamanho e quantidade de precipitados, dureza e contração.

O forno elétrico, o equipamento de fabricação das cascas, os parâmetros de fabricação e a formulação do material composto foram mantidos inalterados. A Tab.1 mostra os níveis e os valores de cada fator de controle. A temperatura de sinterização varia de 695 a 725 °C. Por outro lado, o tempo de sinterização varia de 30 minutos a 90 minutos.

Os parâmetros selecionados para os intervalos de temperatura e tempo dos patamares de sinterização foram definidos com base em experimentos iniciais. Esses experimentos estabeleceram os limites de processamento para temperatura e tempo, dentro da margem de interesse para a obtenção de peças que atendam, ao menos, às aplicações comerciais em termos de resistência mecânica e forma. Temperaturas e tempos inferiores aos selecionados resultam em baixa resistência mecânica, dificultando o manuseio das peças. Por outro lado, temperaturas e tempos excessivamente altos, que ultrapassam os limites superiores, provocam grande deformação das peças e próteses obtidas, tornando-as inadequadas para qualquer aplicação prática.

Tabela 1. Planejamento experimental

	Níveis		
Fatores de controle	-1	0	1
Tempo de sinterização (T_{hold}) [min]	30	60	90
Temperatura de sinterização (t_{hold}) [°C]	695	710	725

Onde: T_{hold} : temperatura de sinterização, temperatura que é mantida constante durante um período; t_{hold} : tempo de sinterização, o período em que a temperatura é mantida constante,

Após a determinação da viabilidade, foram realizadas ceramografias, ensaios de dureza e medidas de contração para demonstrar o comportamento da microestrutura e confirmar a resistência e as condições dimensionais em contraste com a matéria-prima pura. A Tab.1 também mostra a pesquisa de refinamento, na qual a segunda fase foi usada para otimizar os resultados descobertos.

As amostras foram criadas pela Shell Sintering Technology (SST), produzindo cascas com uma composição média de 85% de silicato de zircônia ($ZrSiO_4$) e 15% de polímeros, em sua maioria compostos por ácido polilático (PLA). As cascas incluem canais de alimentação e um formato de matriz adequado. O conjunto (casca e pó de matéria-prima) é então colocado em um recipiente refratário preenchido com um material termicamente condutor. O material termicamente condutor consiste em pó de alumina (Al_2O_3) com tamanho de partículas variando entre 1 e 100 µm. A matéria-prima utilizada para a pesquisa foi uma combinação de pó de ZrO_2 (2,5% adicionado em massa) e IPS E.max Ceram® Power Dentin A3 (Ivoclar Vivadent). IPS e.max Ceram contém cerâmica vítreo e cristais de fluoroapatita, ou seja, $Ca_5(PO_4)_3F$. Para preencher a casca com o material em pó, foi utilizado o Zirclab Ceramiclab Feeder and Compactor. Esse equipamento garante que o pó cerâmico preencha totalmente o interior da concha e compacta o pó em uma proporção de 1:2.

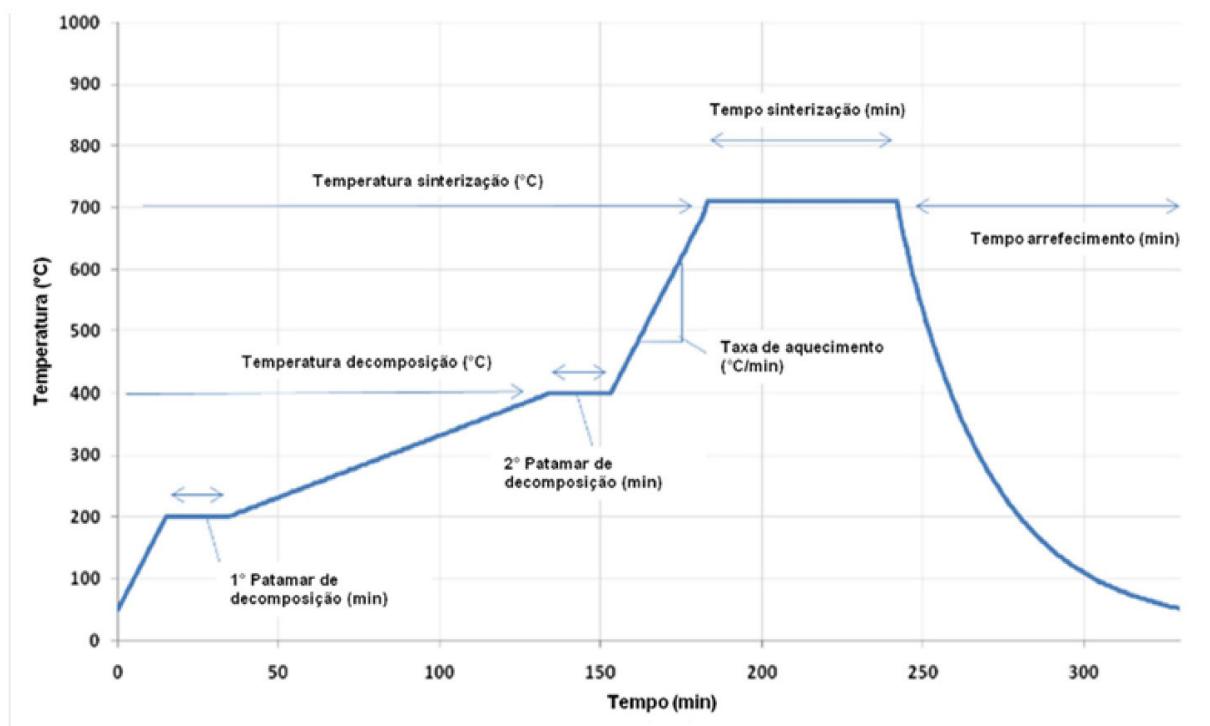
O recipiente é então colocado em um forno elétrico para remover o material orgânico da casca. A casca pré-sinterizada retém o material sinterizado preenchendo a casca simultaneamente. Ocorre apenas adesão física entre a casca e o material sinterizado. Após a conclusão do processo, o sinterizado é exposto muito facilmente.

O equipamento usado para fabricar as cascas é o Ceramiclab da Zirclab Medical Devices. Leitores de código de máquina (CNC), moldes de concha e leitores de código digital (NC) são treinados durante todo o processo CAM. A execução do programa preparado produzirá a casca final. Para isso, o filamento é plastificado e depositado de acordo com um programa pré-estabelecido no arquivo gcode. Os parâmetros da máquina usados são apresentados na Tab.2.

Tabela 2. Parâmetros de fabricação de cascas SST

Variável	Condição
Temperatura do material	30 °C
Temperatura da câmera	75 °C
Temperatura de extrusão	210 °C
Espessura de camada	0.2 mm
Espaço entre linhas de fabricação	0.2 mm
Diâmetro de extrusão	0.6 mm
Fluxo de gás à base de não solvente	0.1 m/s
Temperatura ambiente	25 °C
Umidade relativa	30%

O processo de decomposição orgânica e sinterização foi feito por um controlador PID do forno elétrico Kota 1600 W com 4 curvas de rampa e mufla de isolamento. Conforme mostrado na Fig.2, os principais parâmetros de controle e as curvas esquemáticas de temperatura de sinterização seguem a técnica RCS (Rate Controlled Sintering).

**Figura 2.** Curvas de temperatura de sinterização e fatores de controle: temperatura de sinterização (T_{hold}), tempo de sinterização (t_{hold}) para RCS

Para medir a resposta de viabilidade, foi estabelecida uma escala de -1 a +1, em que o nível -1 indica uma coroa parcialmente sinterizada; o nível -0,5 indica que a sinterização ocorreu, mas a coroa é porosa; o nível -0,25 indica uma peça granular; o nível 0 indica boa viabilidade para a coroa; +0,25 indica que a peça é viável, mas rachou ou se deformou levemente ou começou a derreter; +0,5 indica que a coroa tem rachaduras maiores ou significativamente perdendo parcialmente sua forma original; e, por fim, +1 indica que a coroa perdeu totalmente sua forma original, tendendo à forma esférica.

Para avaliar a microestrutura do material sinterizado, foram feitos ensaios de ceramografia de acordo com as normas ASTM E112 e ASTM E1382. A preparação da amostra seguiu o seguinte processo de preparação para os ensaios de microscopia. Lixas com granulometrias de 150, 320, 600 e 1500 foram usadas para lixar manualmente as peças por um período médio de desbaste de 5 minutos.

À medida que a superfície se tornava mais homogênea, a direção mudava em 45° entre as trocas de lixa. Após a etapa de lixamento, a peça foi polida com uma broca de borracha e pasta de alumina até que a superfície ficasse completamente reflexiva. Em seguida, foi realizado ataque químico com duração de 2 horas com ácido fosfórico concentrado. A superfície atacada foi então levemente colorida com um corante vermelho para ajudar na identificação e quantificação das partículas na superfície da amostra.

O teste de dureza foi avaliado por um dispositivo de aplicação de carga (HLV-10MDT, Hualong), associado com penetrômetro de ponta de diamante, que ofereceu uma resposta instantânea à maior força aplicada (5000 gf), bem como a medição microscópica da área de indentação (μm^2), que produziu o valor da escala Vickers da relação força/área. Todos os testes foram realizados em triplicata conforme parâmetro estabelecido em ASTM E384. O tempo de atuação foi de 30 s em Vickers.

A retração foi determinada entre a amostra final e suas dimensões originais. Embora a contração seja um tipo de distorção volumétrica, é fundamental destacar que a medição da resposta viável foi usada para analisar distorções não volumétricas e comparar modelos CAD modificados pelo fator de contração. Os canais de preenchimento foram colocados na parte superior da coroa, enquanto a orientação da mesma foi de 55°, conforme apresentado na Fig.3.

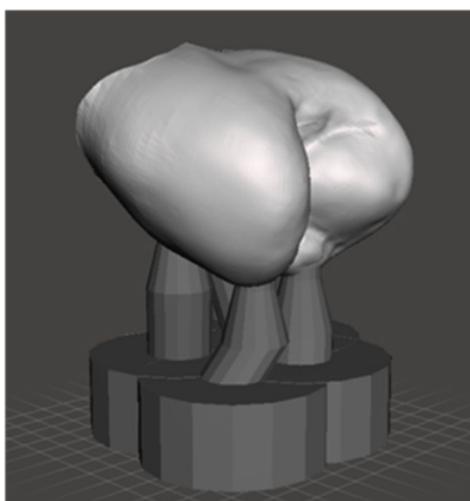


Figura 3. Esquema do canal de preenchimento, orientação da coroa e coroa produzida

Para a produção das cascas foi usado filamento compósito com 85% de ZrSiO_4 e 15% de diversos polímeros à base de PLA. A temperatura de extrusão foi de 210 °C, a espessura da camada depositada foi de 0,2 mm, o espaçamento entre as linhas de fabricação foi de 0,2 mm, o diâmetro do bico de extrusão foi de 0,6 mm, a temperatura inicial do material foi de 30 °C, a temperatura interna da câmara foi de 75 °C e o fluxo de gás a base de não solvente foi equivalente a 0,1 m/s.

O ambiente externo para fabricação foi mantido a 25 °C (temperatura ambiente) e aproximadamente 30% de umidade relativa. Antes de iniciar a investigação, a repetibilidade e a imprecisão das cascas produzidas também foram determinadas. Assim, foram feitas dez amostras de molde de concha, e sua geometria externa e interna foi avaliada. A geometria interna foi avaliada por cortes transversais, o que ajudou a garantir que a divergência entre os moldes gerados por CAD e AM fosse de até 0,15 mm, além de um erro de 2% na pequena dimensão do molde.

3. RESULTADOS E DISCUSSÃO:

Em geral, a viabilidade da técnica de processamento foi avaliada favoravelmente, e uma janela de procedimento apropriada foi criada. Deve-se salientar que o R^2 do modelo estatístico é igual a 0,967. Como as altas temperaturas (maiores que 800 °C) alteraram fortemente a geometria, as coroas e outros espécimes foram sinterizados em temperaturas mais baixas. O efeito principal positivo sobre a viabilidade pode ser confirmado na Fig.4(a), indicando que, quando a temperatura e o tempo aumentam, a viabilidade também aumenta no intervalo de 695 a 725 °C para t_{hold} entre 30 e 90 minutos.

No entanto, de acordo com a Fig.4(b), a temperatura tem um impacto negativo no tamanho do grão, ou seja, à medida que a temperatura aumenta no intervalo de 695 a 725 °C, o tamanho do grão diminui. Nota-se que o tamanho de grão se refere à zircônia precipitada, por esse motivo, o aumento da temperatura resulta na solubilização do precipitado na matriz de sílica.

Para o intervalo de tempo estudado, há um impacto ligeiramente positivo, mostrando que o crescimento do tamanho do grão aumenta com o tempo. Dentro da faixa sob investigação, a proporção de precipitados na matriz vítreia apresenta um comportamento negativo em relação à temperatura Fig.4 (c); no entanto, o comportamento é uma correlação positiva em relação ao tempo.

O comportamento da dureza em relação à temperatura e ao tempo exibe uma interação positiva, conforme mostrado na Fig.4(d), sendo que a maior influência é mais pronunciada para o tempo de retenção (t_{hold}). O efeito da retração Fig.4(e) observado nas coroas foi fortemente positivo em relação a (T_{hold}), enquanto a relação observada com o tempo foi fortemente negativa.

Em resumo, foram examinados os principais impactos dos parâmetros de controle sobre o encolhimento e o tamanho do grão (Fig.4), e a temperatura de retenção (T_{hold}) teve a maior influência sobre essas variáveis. No intervalo de tempo analisado, o tempo de retenção (t_{hold}) tem uma influência significativa sobre a viabilidade, a quantidade de precipitação e a dureza, mas tem pouco efeito sobre o tamanho do grão.

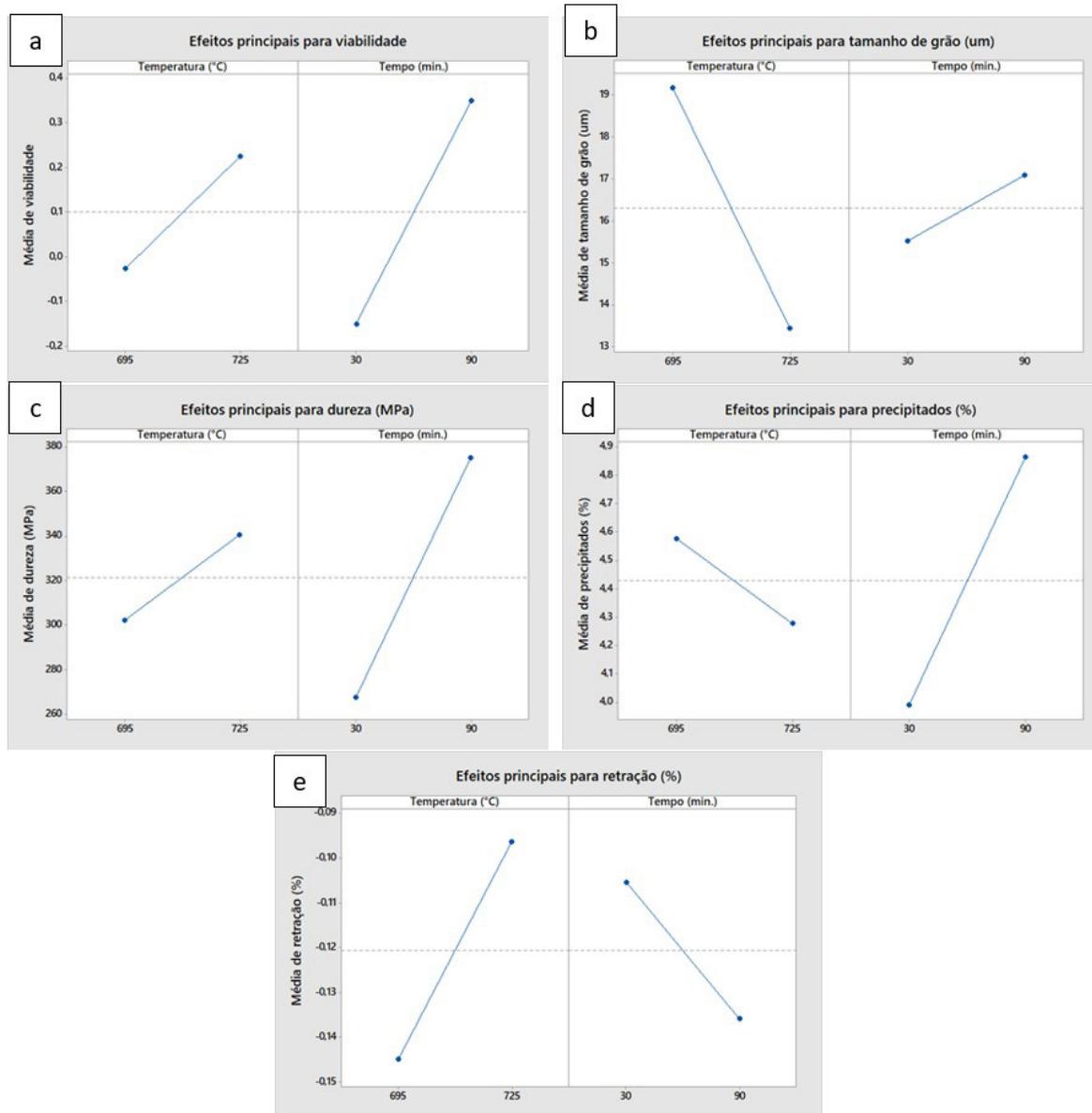


Figura 4. Gráficos de efeitos principais: (a) viabilidade; (b) tamanho do grão; (c) dureza; (d) precipitação e (e) retração

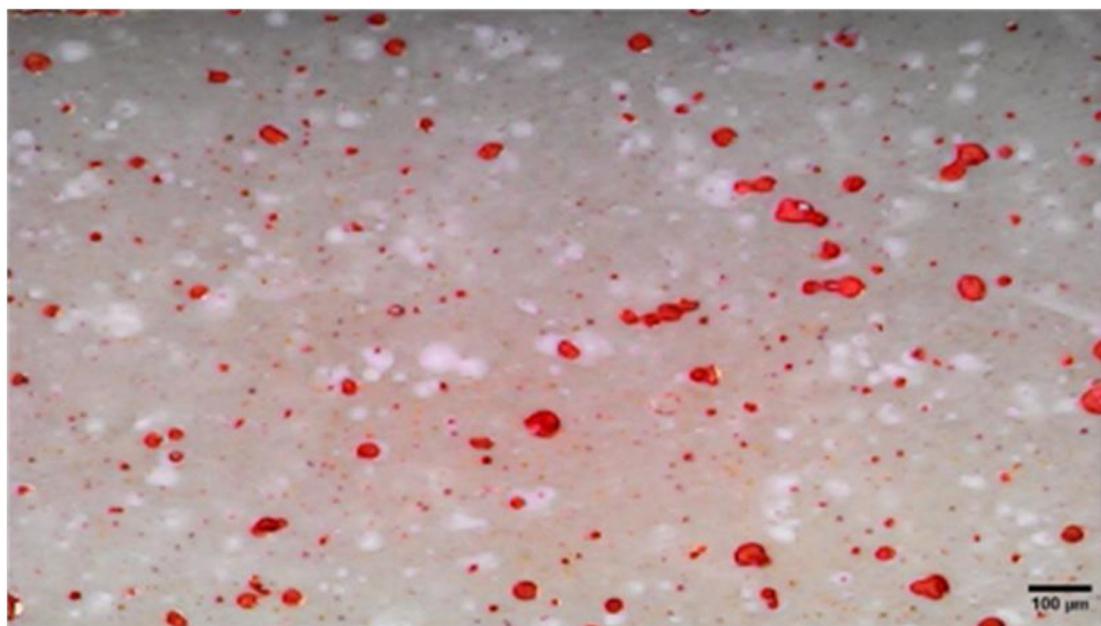


Figura 5. Imagem de ceramografia da coroa fabricada

Uma imagem ceramográfica do composto produzido pode ser vista na Fig.5. Os pontos vermelhos indicam os grãos formados e dispersos na matriz vítreia do material.

A Fig.6(a) mostra que a área hachurada, onde a abordagem SST pode ser aplicada, é onde os valores de viabilidade em torno de zero (muito bom) podem ser alcançados. A principal descoberta do estudo indicou um limite de praticidade para vincular com precisão o processo de sinterização à energia absorvida em função da temperatura e do tempo. A área inviável foi enfatizada pela densificação severa e pela deformação extrema causada por uma diminuição na viscosidade. A Fig.6(b) mostra o comportamento do tamanho das partículas em relação às variações de temperatura e tempo. A importância de determinar o tamanho do grão das amostras estudadas está diretamente ligada às propriedades físicas da coroa. Diferentemente do que ocorre com a viabilidade, em que foi especificada uma faixa de aceitação, os resultados de tamanho de grão dos precipitados são muito próximos em uma faixa entre 12 e 19 μm , estando, portanto, na mesma ordem de grandeza, considerando que a medição apresenta uma incerteza de 3 μm . A Fig.6(b) também mostra a forte dependência dessa propriedade em relação à temperatura e ao tempo. As temperaturas de sinterização acima de 720 °C geram uma grande redução no tamanho do grão, mesmo quando submetidas a longos períodos. Para baixas temperaturas de sinterização, em torno de 700 °C e tempos mais longos, são encontrados os maiores tamanhos de grão dos precipitados. Um diagrama de comparação do conceito geométrico de viabilidade em função da temperatura e do tempo de retenção também é mostrado na Fig.6. Uma linha de viabilidade divide os resultados que foram considerados possíveis e impraticáveis de uma perspectiva geométrica nesse diagrama. A sobreposição das Fig.6(a) e (b) resulta em um terceiro diagrama, Fig.6(c), que exibe as circunstâncias ideais para a obtenção de coroas com grande viabilidade e pouco encolhimento, conforme mostrado na área branca do diagrama sobreposto.

A figura de contorno para o comportamento da precipitação cristalina, Fig.6(c), das amostras estudadas mostra um comportamento não linear, diferente do observado nas figuras anteriores. Os valores mais altos na porcentagem de precipitados formados foram observados nas temperaturas mais altas e nos tempos mais longos. As menores porcentagens de precipitados cristalinos foram observadas em altas temperaturas e baixos tempos, indicando uma forte relação entre esse comportamento e o tempo. Assim, pode-se observar que o aumento na porcentagem de precipitados não se deve à formação de grãos maiores, mas sim à nucleação de um número maior de grãos cristalinos.

O gráfico de contorno vinculado à dureza Fig.6(d) das amostras estudadas mostra um comportamento mais próximo da linearidade. Nesse gráfico, as durezas mais baixas são encontradas nas temperaturas e nos tempos mais baixos. Entretanto, as durezas mais altas são encontradas nos tempos de retenção mais altos. Deve-se salientar que o R^2 do modelo estatístico é igual a 0.967

A Fig.6(e), que mostra o comportamento de encolhimento das amostras, não apresenta comportamento linear em uma grande parte do gráfico, mas para temperaturas entre 695 e 712 °C e tempos entre 48 e 90 minutos, o gráfico apresenta comportamento linear. Uma explicação para esse fenômeno é a formação inicial de contatos entre as partículas em temperaturas mais baixas e tempos mais curtos. Mesmo com o aumento da temperatura para o estágio atual de sinterização, não há aumento considerável no valor da contração.

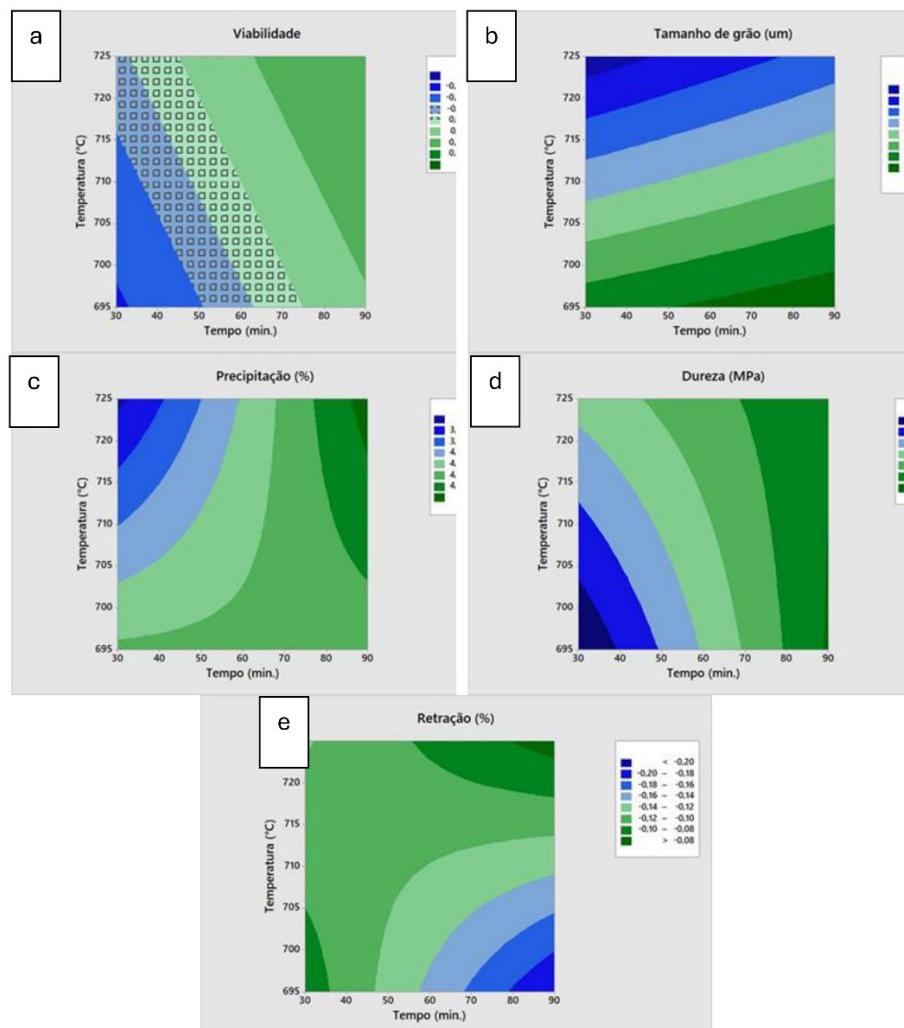


Figura 6. Diagramas de contorno de (a) viabilidade; (b) tamanho de grão; (c) quantidade de precipitação; (d) dureza; e (e) encolhimento

A Fig.7 mostra a combinação de todos os resultados obtidos, em um diagrama sobreposto. Essa figura mostra claramente a limitação imposta pelo fator de viabilidade dentro da faixa de -0,1 e 0,1, que é a margem mais estreita entre os parâmetros estudados, limitando os outros parâmetros a ela. Outro intervalo restritivo selecionado para o processamento de coroas dentárias foi o encolhimento entre 0 e 12%. Os outros parâmetros se ajustam à faixa de trabalho selecionada para a viabilidade da contração. A Fig.6 mostra que as melhores faixas de trabalho estão entre as temperaturas de 722 e 705 °C e os tempos entre 40 e 60 minutos. Em resumo, a Fig.7 mostra a faixa ideal de parâmetros a ser usada para produzir próteses dentárias.

Como resultado, é possível identificar a viabilidade do processo para fabricação do composto fluoroapatita/zircônia. A Fig.8 apresenta um exemplo de coroa que foi fabricada por SST. Nessa figura, é possível ver uma superfície lisa e brilhante como resultado final do processo, destacando o potencial de aplicação desse processo para biomateriais. Outro ponto importante a ser considerado na figura é o ajuste. O espaço marginal máximo de 50 µm foi identificado neste estudo, destacando a aplicação potencial desse método para a fabricação de coroas dentárias ou mesmo de próteses parciais e totais.

No entanto, também são necessários mais estudos para investigar o potencial real dessa técnica para diferentes aplicações e materiais.

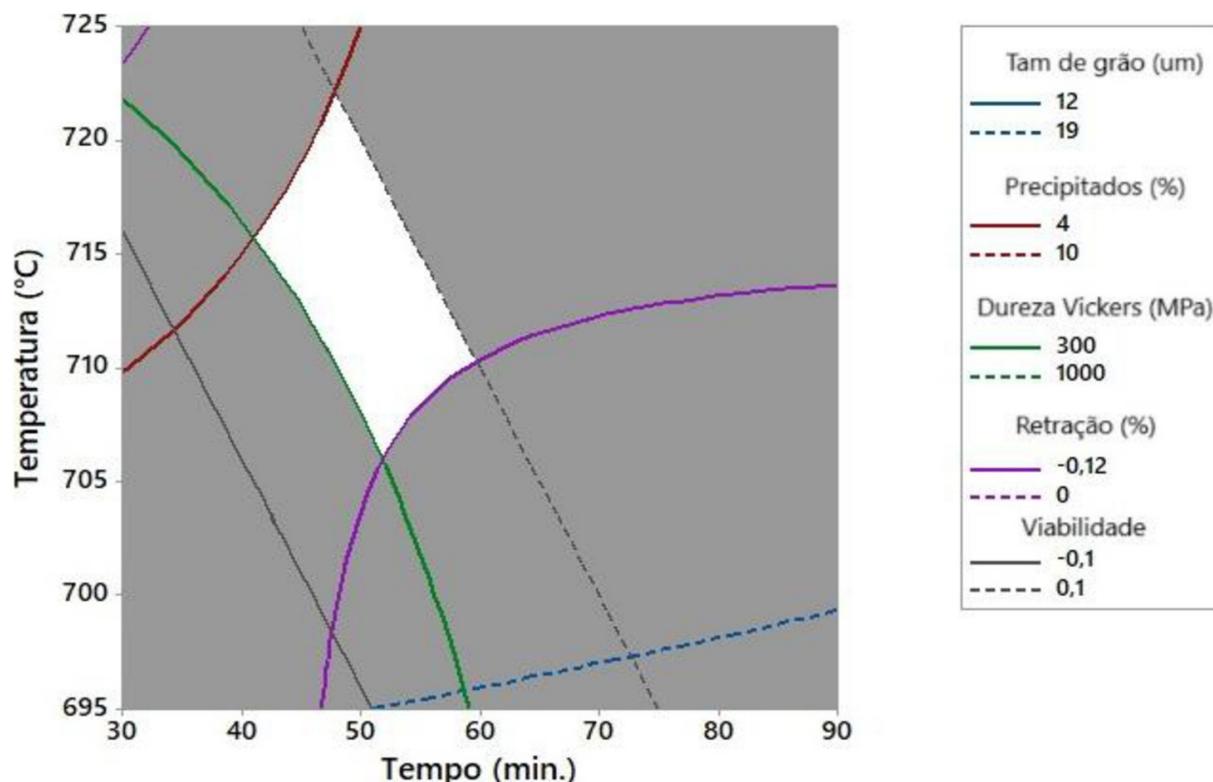


Figura 7. Os valores sobrepostos do diagrama mostram uma faixa de trabalho ideal, considerando todas as variáveis estudadas



Figura 8. Coroa produzida (sem acabamento)

4. CONCLUSÃO:

A viabilidade do uso da técnica Shell Sintering Technology (SST) para criar uma coroa de fluoroapatita/zircônia foi avaliada neste trabalho. O trabalho também cria oportunidades para aplicações médicas, odontológicas e cerâmicas da manufatura digital avançada de SST, que amplia o método usado neste estudo para materiais processados em temperaturas mais altas, de até 2300 °C [13-14].

Os resultados demonstram que a viabilidade está no comando do procedimento. Como ele elimina as peças que não têm viabilidade entre -0,1 e 0,1, esse parâmetro restringe a ação dos outros parâmetros do processo. A porcentagem de contração, que tem um valor máximo permitido de 12%, foi outra questão restritiva. Os resultados mostram que a temperatura de sinterização tem o maior efeito sobre a viabilidade e a retração, seguida pelo tempo de sinterização, que afeta diretamente o crescimento dos grãos.

São necessárias mais pesquisas para incluir novos materiais e aplicações de triagem, bem como para compreender o papel que os tratamentos de aquecimento têm no aprimoramento das propriedades mecânicas e geométricas.

Uma das vantagens do processo Shell Sintering Technology (SST) é que, durante a degradação dos polímeros contidos na mistura que forma o material da casca, há uma forte liberação de gases devido à decomposição da fração orgânica. Esses gases persistem durante o intervalo de debinding, bem como durante os estágios iniciais da sinterização do material.

A presença dessa atmosfera cria uma pressão isostática no sistema, o que aumenta a resistência mecânica da coroa dentária criada, além de reduzir a rugosidade da superfície da peça e melhorar sua aparência final.

AGRADECIMENTOS

Os autores são muito gratos ao CNPQ pelo apoio financeiro e à equipe da Concep3D e da Zirclab Medical Devices pelo apoio e pela infraestrutura.

Financiamento

Este trabalho foi parcialmente financiado pelo Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPQ) por meio de bolsas do Projeto Nacional 350377/2022-7.

REFERÊNCIAS

- [1] Muhammad T, Srivastava S, 2022. Tooth loss and associated self-rated health and psychological and subjective wellbeing among community-dwelling older adults: a cross-sectional study in India. *BMC Public Health* 22, 7, 1-11. <https://doi.org/10.1186/s12889-021-12457-2>
- [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] 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>
- [5] Karthick A, Malarvizhi D, Tamilselvi R, Niveditha S, 2019. Ceramics in dentistry? A review. *Indian Journal of Public Health Research & Development* 10, 11, 3018.
- [6] Gali S, Sirsi S, 2015. 3D printing: the future technology in prosthodontics. *Journal of Dental and Orofacial Research* 11, 1, 37-40.
- [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, 11, 2132-2147.
- [8] Najmon J C, Raeisi S, Tovar A, 2019. Review of additive manufacturing technologies and applications in the aerospace industry. *Additive Manufacturing for the Aerospace Industry*, Elsevier 7-31.
- [9] Espera A H, Dizon J R C, Chen Q, Advincula R, 2019. 3D-printing and advanced manufacturing for electronics. *Progress in Additive Manufacturing* vol 4, 245–267.
- [10] Saengchairat N, Tran T, Chua C-K, 2017. A review: additive manufacturing for active electronic components. *Virtual and Physical Prototyping* 12, 1, 31-46.
- [11] 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>, 22/1/2008
- [12] 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.
- [13] Côcco L C, Cunico M W M, 2023. Estudo comparativo da manufatura de coroas dentárias de porcelana usando Hotpress, CAD/CAM casting e Shell Sintering Technology (SST). *Cerâmica industrial* 28, 1. | <https://doi.org/10.4322/cerind.2023.015>

-
- [14] 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, 315.
 - [15] Cocco L C, Cunico M W, 2023. A comparative study of hotpress, CAD/CAM casting and shell sintering technology (SST) for porcelain dental crown production. *British Journal of Medical and Health Research* 10, 5, 77-95.
 - [16] Stawarczyk B, Keul C, Eichberger M, Figge D, Edelhoff D, Lümkemann N, 2017. Three generations of zirconia: from veneered to monolithic. Part I. *Quintessence International, Restorative Dentistry* 48, 5, 369-380.
 - [17] Campbell F C, 2010. Structural composite materials. Materials Park, Ohio: ASM International.
 - [18] Chawla K K, 2012. Composite materials: science and engineering. 3rd ed. Springer.