



# DESENVOLVIMENTO DE SCAFFOLDS OSTEOCONDUTIVOS POR MANUFATURA ADITIVA RECOBERTOS POR MEMBRANAS ANTI-INFLAMATÓRIAS

Palavras-Chave: Biomateriais, Fibras, Bioimpressão

Autores(as):

PEDRO LUIS DE ALMEIDA BRITO, FCA - UNICAMP  
Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup>. LAÍS PELIZZER GABRIEL FCA- UNICAMP

---

## INTRODUÇÃO:

Nos últimos anos, a impressão 3D tem testemunhado uma disseminação ampla e massiva, com especial destaque para os processos de manufatura aditiva, nos quais o material é adicionado em camadas para construir objetos tridimensionais. Entre os métodos de impressão 3D que têm ganhado enorme popularidade, destacam-se o FDM (Fused Deposition Modeling) e o IJP (Inkjet Printing) (LI et al., 2020).

Apesar dos avanços impressionantes e das vantagens oferecidas pela impressão 3D por extrusão, também é importante reconhecer que essa tecnologia não está isenta de desafios e desvantagens. Dentre elas, merecem destaque a formação de intervalos indesejados no acabamento final das peças, restrições relacionadas ao tamanho das peças que podem ser produzidas, bem como a baixa eficiência e precisão em alguns casos.

Outro ponto a ser considerado é a possível ocorrência de excesso ou falta de material durante o processo de extrusão, o que pode impactar diretamente na qualidade e funcionalidade das peças impressas. Esses problemas podem surgir devido a ajustes inadequados nas configurações da impressora ou ao uso de materiais de baixa qualidade.

Apesar dessas limitações, é importante enfatizar que a tecnologia de impressão 3D por extrusão continua a evoluir e a encontrar soluções para muitas dessas questões. (Solomon, 2021)

A utilização de scaffolds de PLGA em aplicações biomédicas baseia-se na ideia de proporcionar um suporte temporário tridimensional para células ou tecidos. Isso é especialmente importante em engenharia de tecidos e regeneração, onde o objetivo é criar ou reparar tecidos e órgãos danificados.

A popularidade do PLGA como scaffold oferece vantagens como a degradação controlada, a formação de produtos de degradação não tóxicos e a capacidade de ser moldado em diferentes formatos.

## METODOLOGIA:

O estudo teve início com uma revisão bibliográfica abrangente e evoluiu para uma pesquisa prática, que envolveu a modelagem de um sistema de manufatura. Para a execução dessa pesquisa, utilizou-se uma impressora Allevi 2, fabricada pela Allevi, e o copolímero PLGA (ácido polilático-co-glicólico) da evonik, junto com a HA (hidroxiapatita), materiais selecionados para a realização dos experimentos.

## RESULTADOS E DISCUSSÃO:

A pesquisa bibliográfica de parâmetros durou em média 2 semanas e ao final foi baseada majoritariamente no manual de instruções da impressora Allevi disponibilizado pela fabricante e no artigo de (VOZZI, 2002), após isso foi acertado com a orientadora os seguintes parâmetros:

pressão	gauge	velocidade
10 psi	27G	210mm/min

A segunda parte durou cerca de 3 semanas e foi a criação do modelo 3D da fibra de scaffold a ser impressa, seguindo as instruções do artigo que define métricas de impressão: ficou acertado a geometria de 300 micrometros com poros retangulares e malha retangular, e com duas camadas, extrusão direta por uma extrusora nas soluções de PLGA puro, PLGA 10% HA e PLGA 20% HA e extrusão com duas extrusoras na fibra mista de PLGA 10%+20% HA com camadas alternadas. Houve a criação do modelo 3D pelo software de desenho “creo parametric”, da fibra, porém ao passar para o software de tradução para o G-code ocorreram problemas, logo foi abandonada a ideia de utilizar um tradutor e começou a ser escrito direto em G-code, o que levou um tempo grande.

### 1. Impressões

Durante essa fase foram impressas as malhas de scaffold segundo os parâmetros definidos na fase inicial, levou cerca de 6 semanas para completar essa fase e após isso foi realizado um MEV das melhores amostras com microscópio da FEM da UNICAMP.

- foi chegado à conclusão que embora os parâmetros de impressão estivessem funcionando razoavelmente bem para algumas soluções, outras tinham resultado muito longe do esperado na execução, por exemplo o PLGA puro apresentou boa geometria, mas pouca precisão no tamanho do furo, enquanto 10% em geral ficou boa, mas com uma média menor, 20% apresentou uma média próxima, e uma geometria mediana, já 10%+20% apresentou um resultado não satisfatório.

PURO	10% HA	20% HA	10+20% HA
348,02	251,71	285,9	128,21

Figura 1: Tabela com as médias de tamanho em milímetros dos poros de cada scaffold impresso

- Assim obtiveram-se os seguintes dados:

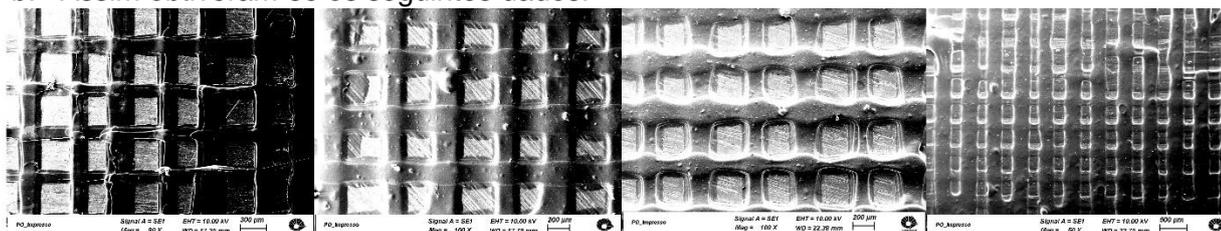


Figura 2: primeiro MEV, em ordem PLGA puro, PLGA 10% HA, PLGA 20% HA, PLGA 10+20% HA (camadas alternadas).

### 2. Trabalho na Uniformização de parâmetros

Após o primeiro MEV restava entender o que precisava ser aperfeiçoado e o que precisou ser reformulado. Aí começa o trabalho de uniformização de outros parâmetros que não foram alvo de preocupação em primeiro momento. Um dos primeiros alvos de observação na análise de dados foi observar que em dias que tiveram mais de 6 impressões as amostras tendiam a assumir uma geometria pior. A partir disso, houve um controle maior de fatores como número de impressão diária, diminuir ainda mais a temperatura do laboratório, diminuir o volume de solução utilizado em uma impressão e imprimir por no máximo 60 minutos em direto.

Além disso começou um trabalho experimental de tentativa e erro, revendo os parâmetros iniciais e variando para mais e para menos. Chegando assim à pressão ideal para cada velocidade, já que a pressão tem que ser menor quanto menor a velocidade, senão corre o risco da deposição excessiva de material.

Velocidade	Pressão	(gauge)
180,0	10-12	25G
210,0	10 a 17	25G
180,0	5 a 15	27G
210,0	10-20	27G
630,0	15-30	27G
1500,0	40 a 60	27G
1800,0	40-70	27G

Figura 3: Tabela contendo combinações entre velocidades, pressão e calibres de agulha (gauge) que favorecem a melhor impressão.

Paralelamente, foi realizada uma pesquisa bibliográfica com a intenção de levantar parâmetros que alteram a impressão 3D por extrusão. Chegando à conclusão de que são:

- Orientação da Construção
- Altura da Camada
- Ângulo do Rastro
- Espaço entrelinhas
- Velocidade de Impressão
- Padrão de preenchimento
- Densidade do preenchimento/Pressão
- Temperatura de Extrusão
- Diâmetro do bico da extrusora (SOLOMON, 2021)

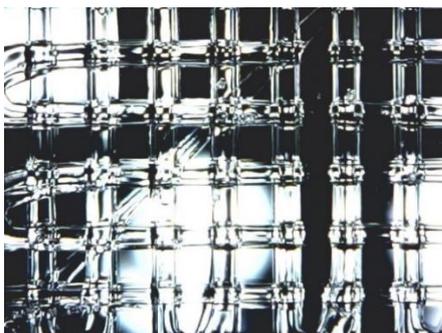


Figura 4: Foto de microscópio óptico da malha de PLGA puro impressa com os novos parâmetros.

### 3. Testes Realizados

Após o acerto dos parâmetros foram realizados testes acerca das propriedades químicas e físicas relacionadas a biocompatibilidade e a capacidade de fornecimento de suporte mecânico por parte do scaffold.

#### a. FTIR

Pela análise do FTIR, obteve-se a seguinte imagem:

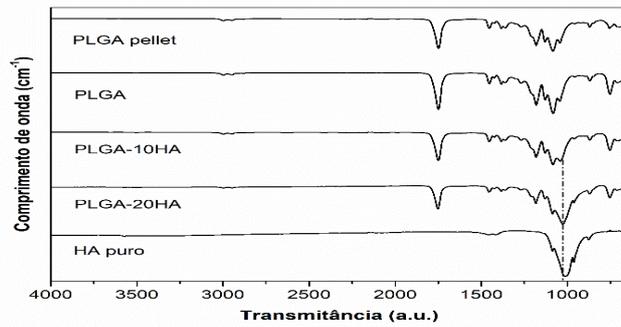


Figura 5: Análise FTIR do material do scaffold com todas as classes impressas e a comparação com a Hidroxiapatita (HA) pura. Nota-se um pequeno morro na região de 3000, o que indica característica ácida do grupo funcional e um morro razoável na região em torno de 1750, o que indica presença de Ligação dupla entre Carbono e Oxigênio, característico de  $\delta$ -lactona. Além disso a cada aumento da porcentagem de HA na amostra temos uma presença mais forte do estiramento CO-O-CO, que caracteriza anidrido que pode ser inferida a partir do FTIR como sendo particular do HA.

### b. DRX

Pela análise estrutural por Difração de Raios-X, foi obtido o seguinte gráfico:

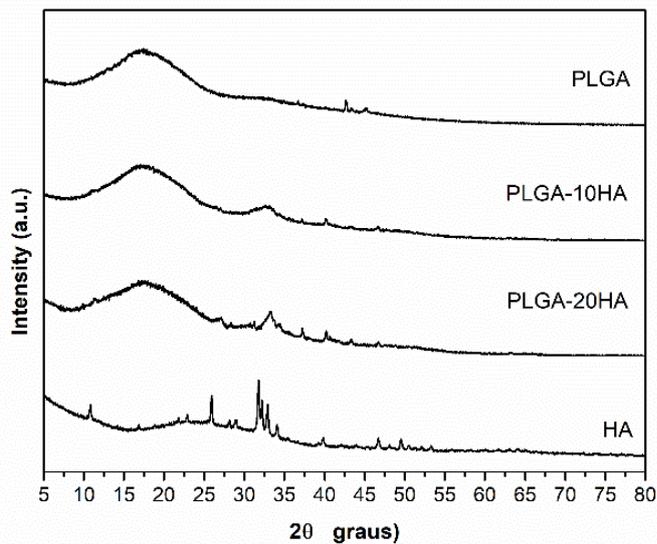


Figura 6: Gráfico DRX

### c. TGA

O produto da análise termogravimétrica das amostras de PLGA Puro, 10% HA e 20% HA, está explicitado no gráfico abaixo

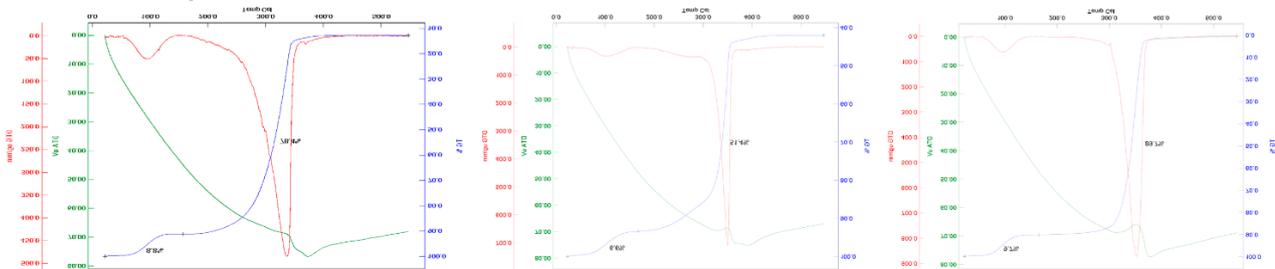


Figura 7: Análise termogravimétrica da amostra de PLGA (Puro, 10%HA, 20%HA consecutivamente). Demonstra a limitação do PLGA para impressão em altas temperaturas dado que o polímero começa a sofrer uma degradação brutal em torno dos 155°C.

#### d. Ângulo de contato

O teste da gota permite analisar o ângulo de contato, conseqüentemente avaliar o potencial hidrofóbico de uma determinada amostra, foram obtidas as seguintes imagens:

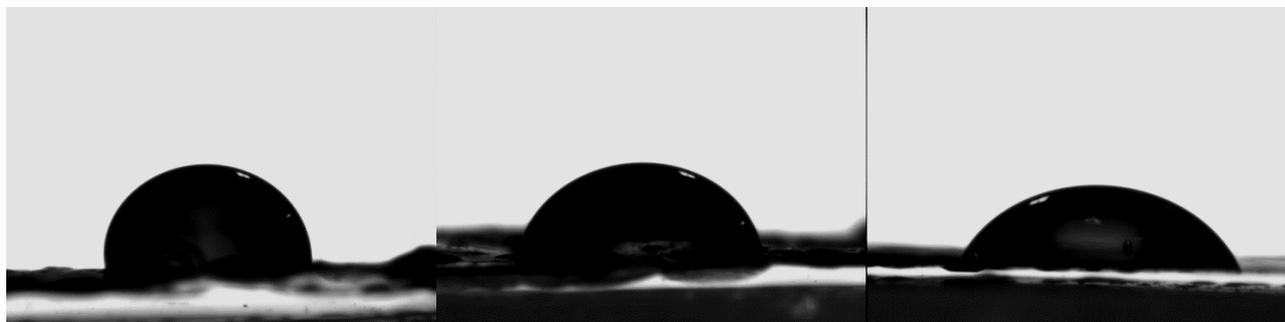


Figura 8: Gotas de PLGA puro, PLGA 10% HA e PLGA 20% HA, pela análise qualitativa infere-se que a adição de HA torna a amostra mais hidrofílica, o que favorece na biocompatibilidade e na bioabsorção pelos tecidos humanos. O PLGA 20% é o que maior hidrofília, enquanto o PLGA puro a menor dos três analisados

## CONCLUSÕES:

Em suma, a impressão 3D por extrusão, apesar de apresentar algumas desvantagens, continua sendo uma tecnologia promissora e relevante em diversas aplicações. Com o avanço contínuo da pesquisa, é provável que muitos dos desafios atuais sejam superados, fortalecendo ainda mais a posição da impressão 3D como uma ferramenta versátil e disruptiva na fabricação de objetos e componentes personalizados.

Além disso, é importante destacar que os resultados obtidos até o momento têm sido positivos e indicam avanços significativos na parametrização da produção de scaffolds. Contudo, abre-se espaço para novas pesquisas focadas em aprimorar a parametrização, que poderiam utilizar softwares como o MBdyn da Politécnica de Milão para simular a impressão de modelos 3D antes mesmo de serem fabricados. Isso possibilitaria um maior controle sobre o processo de impressão, otimizando-o e permitindo a exploração de novas possibilidades para a aplicação da tecnologia.

---

## BIBLIOGRAFIA

I. John Solomon, P. Sevel, J. Gunasekaran, A review on the various processing parameters in FDM, *Materials Today: Proceedings*, Volume 37, Parte 2, 2021, Páginas 509-514, <https://doi.org/10.1016/j.matpr.2020.05.484>.

G. Vozzi, C. J. Flaim, F. Bianchi, A. Ahluwalia, S. Bhatia, Microfabricated PLGA scaffolds: a comparative study for application to tissue engineering, *Materials Science and Engineering: C*, Volume 20, Issues 1–2, 2002, Pages 43-47, [https://doi.org/10.1016/S0928-4931\(02\)00011-5](https://doi.org/10.1016/S0928-4931(02)00011-5).

Li, J. et al. 3D printing of hydrogels: Rational design strategies and emerging biomedical applications. *Materials Science and Engineering R: Reports*, Elsevier Ltd, 1 abr. 2020.