



# PRODUÇÃO DE SUBSTITUTOS ODONTOLÓGICOS BASEADOS EM ÓXIDO DE GRAFENO REDUZIDO E HIDROXIAPATITA

**Palavras-Chave:** BIOMATERIAIS, ROTOFIAÇÃO, MANUFATURA ADITIVA

**Autores(as):**

**MATEUS LU ADAMI POZZIBON, FCA – UNICAMP**

**Prof<sup>(a)</sup>. Dr<sup>(a)</sup>. LAÍS PELLIEZZER GABRIEL, FCA - UNICAMP**

---

## INTRODUÇÃO:

A expectativa de vida da população vem aumentando e com isso, surgem problemas como a perda dos dentes, afetando a saúde e a autoestima do paciente. Como uma solução, surge a bioimpressão, possibilitando que a estrutura óssea dentária possa ser impressa de acordo com os tamanhos e necessidades específicas do paciente, sem contar que a estrutura possibilita o crescimento celular resultando na regeneração tecidual.

A engenharia de tecidos (ET) vem nesse caso como uma oportunidade de resolver esse problema, sendo ela responsável pelo estudo de toda e qualquer reparação tecidual, incluindo o tecido ósseo onde pode-se utilizar polímeros, drogas e células para tal reparação. Como meio de conseguir os scaffolds (estruturas na ET que servem como suporte para o crescimento celular) temos a manufatura aditiva (MA), rotofiação (RJS) dentre muitos outros.

Foram utilizados nesse projeto os polímeros bioabsorvíveis Policaprolactona (PCL) e Poli (ácido láctico-co-glicólico) (PLGA) os quais possuem resistência mecânica adequada para reparo ósseo e baixo tempo de degradação, sendo aprovados pela FDA e ANVISA para aplicações médicas [1, 2].

Ao adicionar-se drogas aos polímeros, eles podem obter novas propriedades, diferentes do material puro. A Hidroxiapatita (HA) é uma cerâmica já muito presente na literatura conhecida pelas suas propriedades osteocondutivas e osteoindutivas [3]. O óxido de grafeno reduzido (rGO) também confere propriedades osteoindutivas e além disso é um material condutor, portanto, oferece pouca resistência elétrica, favorecendo o reparo ósseo [4, 5].

Visto os materiais e suas propriedades somados à rotofiação e manufatura aditiva, este projeto tem como objetivo a produção de membranas (por RJS) e malhas (por MA) biocompatíveis, osteocondutoras, mecanicamente resistentes visando substitutos odontológicos.

## METODOLOGIA:

Os polímeros PCL e PLGA foram adquiridos da Evonik em forma de pellets, a HA em forma de nanopartículas, o rGO e o clorofórmio foram adquiridos da Merck.

Para o preparo das soluções para MA, foi utilizado o PLGA solubilizado em clorofórmio na concentração de 9% (massa/volume) e HA na concentração de 10% em relação ao PLGA (massa/massa). Para o processamento, foi utilizada a bioimpressora Allevi 2, produzindo malhas de 1x1cm com poros de 450µm.

Para o preparo das soluções para RJS, foi utilizado PCL solubilizado em clorofórmio na concentração de 13% (massa/volume) e rGO na concentração de 5% em relação ao PCL (massa/massa). O processo foi feita na rotofiadora presente no LPol, FCA-UNICAMP com hastes a 11cm do reservatório envoltas de papel alumínio.

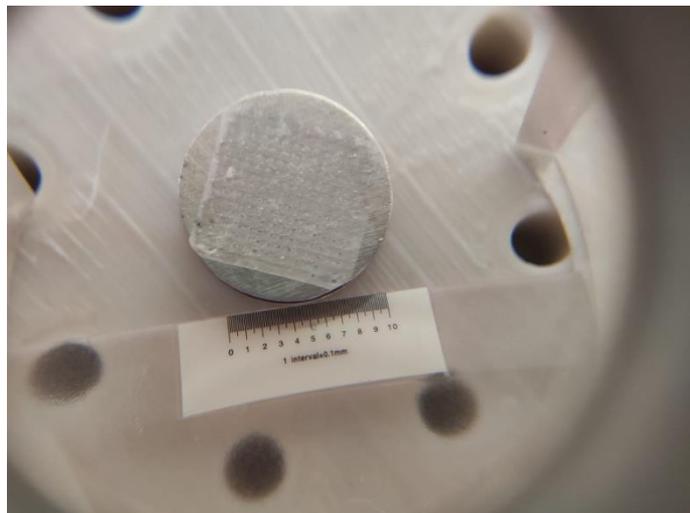


Figura 1 – Malha produzida por MA com poro de 450µm



Figura 2 – Rotofiadora com as hastes

## RESULTADOS E DISCUSSÃO:

Foram feitos testes tanto com a membrana quanto com a malha para avaliar suas características morfológicas, químicas, térmicas e elétricas, de acordo com a necessidade de cada corpo-de-prova (CP).

**Malhas obtidas por MA.** Foi feito o teste de microscopia eletrônica de varredura (MEV) que mostrou o tamanho dos poros e o diâmetro do filamento que compõe a malha.

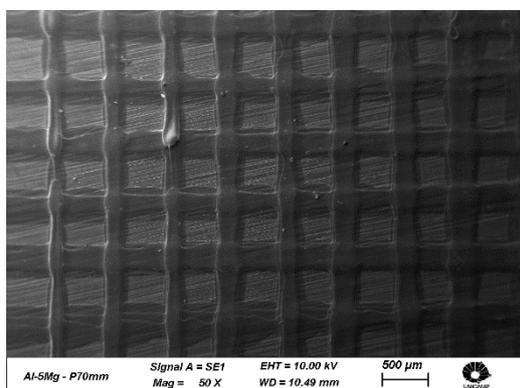


Figura 3 – MEV ampliado 50x

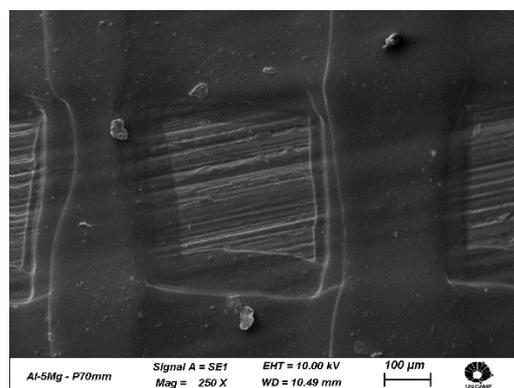


Figura 4 – MEV ampliado 250x

Para medir a resistência térmica do material foi feito o teste Termogravimétrico (TGA) que mostrou um resultado satisfatório, sendo que o material começa a se degradar a partir de 100°C, muito superior à temperatura do corpo humano.

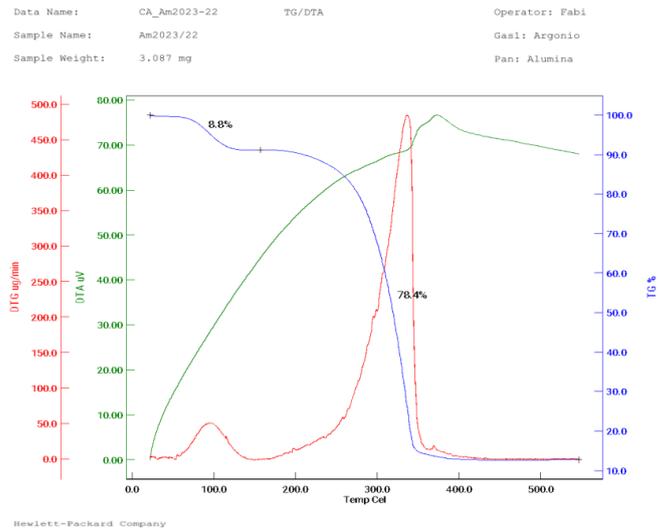


Figura 5 – TGA da malha mostrando que a degradação se dá muito acima da temperatura normal do corpo humano.

Para medir a incorporação da HA no material, foi feito o teste infravermelho por transformada de Fourier (FTIR) o qual podemos ver o pico da HA aparecendo no PLGA, o que implica que há presença de HA no material.

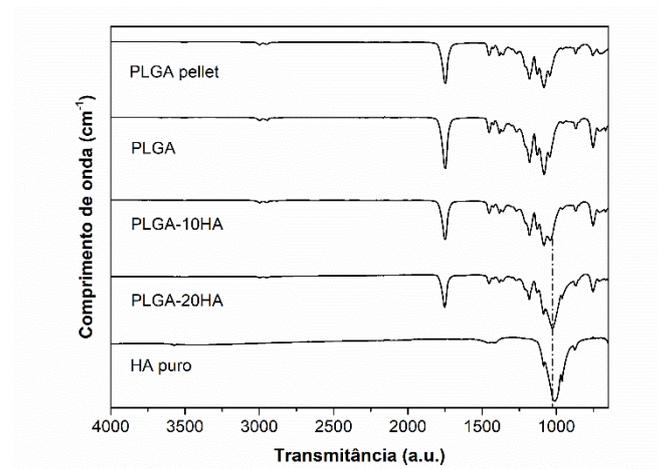


Figura 6 – FTIR da amostra, o qual podemos observar a presença do pico da HA próxima à transmitância de 1000 a.u. (tracejado)

**Membranas obtidas por RJS.** Foi feito o teste MEV para analisar-se a disposição da fibra após ser rotofada e também do rGO para analisar-se o tamanho da partícula.

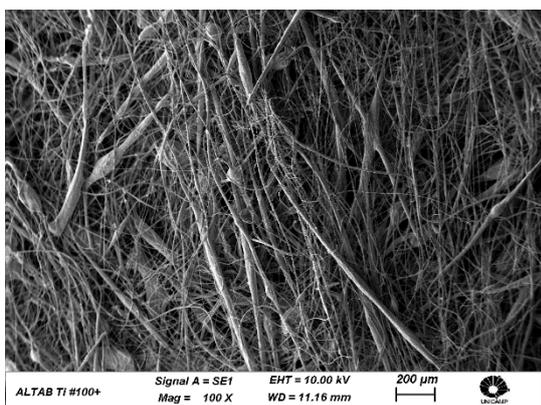


Figura 7 – Membrana 13%PCL/Clorofórmio + 5%rGO/PCL

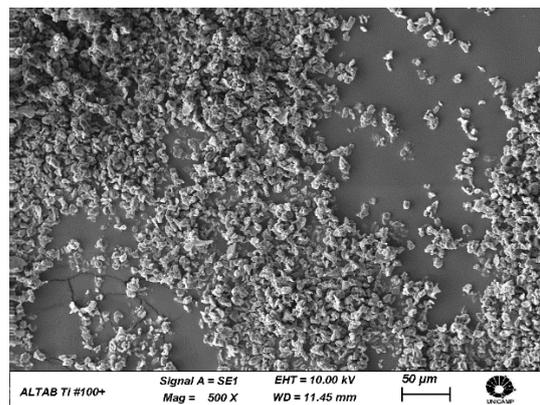


Figura 8 – Partículas de óxido de grafeno reduzido

Foi feito o teste biológico MTT com a malha, a membrana com rGO, a membrana sem rGO e o conjunto malha + membrana para analisar-se a viabilidade celular das amostras, o qual foi satisfatório ficando superior a 80%

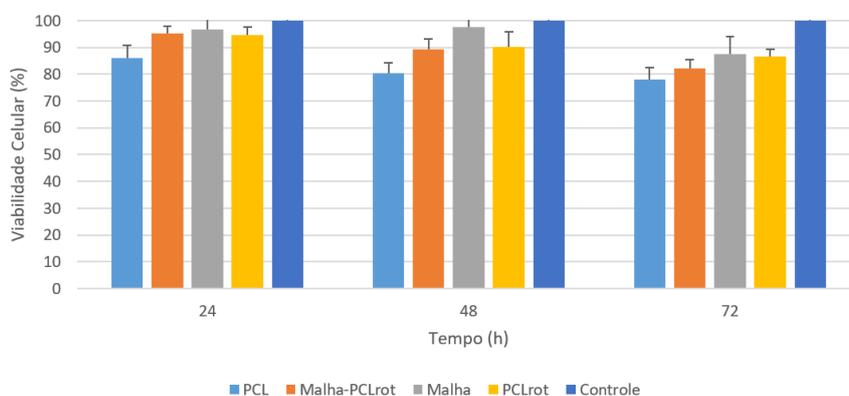


Figura 9 – Teste biológico das malhas e membranas

## CONCLUSÕES:

Pode-se concluir que a incorporação da HA foi boa com o PCL pelo processo de MA e bioimpressão, além disso, esse CP possui uma degradação apenas em temperaturas elevadas, o que significa que o material não se degradaria como scaffold no corpo humano.

Em adição, todas as amostras mostraram-se biocompatíveis e propícias para o desenvolvimento e proliferação celular, o que, por consequência, é um bom material para regeneração de tecidos.

## BIBLIOGRAFIA

- [1] E.B. Tissues, C. Liu, Y. Zeng, R.K. Kankala, S. Zhang, Characterization and Preliminary Biological Evaluation of 3D-Printed Porous Scaffolds for Engineering Bone Tissues, (2018). <https://doi.org/10.3390/ma11101832>.
- [2] N. Maurmann, D.P. Pereira, D. Burguez, F.D.A. de S Pereira, P. Inforçatti Neto, R.A. Rezende, D. Gamba, J.V.L. da Silva, P. Pranke, Mesenchymal stem cells cultivated on scaffolds formed by 3D printed PCL matrices,

coated with PLGA electrospun nanofibers for use in tissue engineering, *Biomed. Phys. Eng. Express.* 3 (2017) 45005. <https://doi.org/10.1088/2057-1976/aa6308>

[3] J. Babilotte, V. Guduric, D. Le Nihouannen, A. Naveau, J. Fricain, S. Catros, 3D printed polymer–mineral composite biomaterials for bone tissue engineering: Fabrication and characterization, *J. Biomed. Mater. Res. Part B Appl. Biomater.* 107 (2019) 2579–2595. <https://doi.org/10.1002/jbm.b.34348>.

[3] Reddy, Sathish, et al. "Allotropic carbon (graphene oxide and reduced graphene oxide) based biomaterials for neural regeneration." *Current Opinion in Biomedical Engineering* 6 (2018): 120-129. <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S2468451117300946>

[4] Nie, Wei, et al. "Three-dimensional porous scaffold by self-assembly of reduced graphene oxide and nano-hydroxyapatite composites for bone tissue engineering." *Carbon* 116 (2017): 325-337. <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0008622317301318>