



# DESENVOLVIMENTO DE UM INJETOR DE SOLUÇÃO POLIMÉRICA COM CONTROLE DE VAZÃO PARA O PROCESSO DE ROTOFIAÇÃO

**Palavras-Chave:** BIOMATERIAIS, MEMBRANAS POLIMÉRICAS, ROTOFIAÇÃO

**Autores/as:**

**MATEUS FRANCO DE OLIVEIRA [FCA-UNICAMP]**

**PROFA. DRA. LAÍS PELLIZZER GABRIEL (Orientadora) [FCA-UNICAMP]**

---

## INTRODUÇÃO:

A Engenharia de Tecidos se apresenta como uma forma alternativa para promover um novo meio de reconstrução de tecidos que sofreram trauma ou danos. Dessa forma, *scaffolds* que atuam como suportes temporários para células durante a formação da matriz extracelular (ECM), são utilizados com uma combinação de materiais integrados com moléculas biológicas ou células para estimular a regeneração.

As células tendem a identificar as estruturas que possuem propriedades similares a ECM, como dimensões, área superficial, tamanho de poros, porosidade e arquitetura, para adesão e proliferação, o que torna as propriedades dos *scaffolds* extremamente críticas em relação a mimetização dos sistemas biológicos (Jordan et al., 2016).

A partir de *scaffolds* processados na forma de membranas, é possível recobrir tecidos danificados, e assim agir como curativos, *stents*, entre outros. As membranas se destacam principalmente em engenharia de tecidos ósseo (Dumont et al., 2016), cardiovascular (Yen et al., 2016) e de pele (Gomes et al., 2017) devido a suas propriedades relevantes em relação à porosidade e resistência mecânica (Suntornnond et al., 2015).

Considerando as limitações dos métodos existentes de produção de membranas poliméricas para fabricação de *scaffolds*, em 2010 foi desenvolvida a técnica de rotofiação, que consiste em induzir a formação de fibras através da ação de força centrífuga, que ejeta a solução através de furos no reservatório que gira em alta velocidade. Essa técnica apresenta muitas vantagens como a alta eficiência do processo e taxa de produção, o baixo custo e a produção de fibras de uma grande variedade de materiais ou soluções ou materiais poliméricos (Rogalski et al., 2017).

As características das fibras resultantes do processo, em especial o diâmetro dos filamentos, sofrem variação durante o período anterior à formação de regime de equilíbrio (Rogalski et al., 2017). Portanto, para a garantia da formação deste regime no menor tempo possível, minimizando assim variações das propriedades, o controle da vazão de solução polimérica injetada no reservatório é essencial.

Dessa forma, esse projeto de iniciação científica propõe o desenvolvimento de um injetor de solução polimérica com controle de vazão para o processo de rotofiação, e um estudo comparativo entre membranas produzidas com e sem o auxílio deste dispositivo.

## METODOLOGIA:

A metodologia a ser empregada no desenvolvimento do presente trabalho pode ser resumida em

**Materiais:** A solução para teste força de injeção foram fabricadas a partir de poliácido-láctico (Evonik) e dispersa em clorofórmio (Sigma-Aldrich).

### Métodos:

**Determinação dos parâmetros do equipamento:** Os parâmetros do equipamento foram escolhidos de forma a tornar o equipamento capaz de injetar maior quantidade possível das soluções empregadas com maior frequência nos experimentos do Laboratório de Ciência e Tecnologia de Polímeros (LPol), maximizar sua durabilidade mediante ao contato com os solventes normalmente utilizados e aos esforços aplicados durante o processo de injeção, e aumentar a facilidade de operação.

**Projeto em CAD:** Os desenhos esquemáticos do mecanismo de injeção foram confeccionados com auxílio do software Fusion 360.

**Preparo da solução polimérica:** A solução para teste da força necessária para a injeção em vazão máxima foi preparada com concentração de 8% (massa de polímero/volume) e então submetida a agitação por ultrassom (Ultrasonic clear, Unique, São Paulo, Brasil) por 2 horas.

**Determinação da força necessária a injeção:** A força necessária a injeção foi determinada através do acionamento por gravidade cronometrado da seringa (reservatório de solução) completamente cheia (50 mL) solução citada acima. A massa da carga foi aumentada até que se obtivesse um valor de vazão da solução igual ao limite superior da faixa de vazão especificada.

**Projeto do sistema de controle:** Os circuitos eletrônicos para controle do equipamento bem como a programação do micro controlador Arduino foram projetados através do software Fritzing.

**Elaboração da tabela de custos dos componentes:** A confecção da tabela de custos dos componentes foi feita através de pesquisa de anúncios em sites de marketplace.

**Produção das membranas:** As soluções poliméricas foram inseridas no equipamento de rotofiação que se encontra no laboratório de ciência e tecnologia de polímeros da FCA. O equipamento de rotofiação consiste em um reservatório e um motor de rotação. A velocidade de rotação utilizada foi de 18.000 rpm. Ao atingir a velocidade de rotação, o jato polimérico foi expulso para fora dos capilares e, quando o solvente evaporou, as fibras foram formadas e depositadas no coletor.

**Caracterização morfológica:** A caracterização das fibras foi realizada utilizando um Microscópio Eletrônico de Varredura (MEV) modelo Leo 430i, da Zeiss com tensão de 10 kV e corrente de 100 pA. As amostras foram metalizadas com o Metalizador Sputter Coater SC7620 para o recobrimento da amostra com Ouro.

## RESULTADOS E DISCUSSÃO:

A vazão máxima escolhida para o projeto foi de 0,2 mL/s de solução de PLLA em clorofórmio a 8%, uma vez que se o equipamento fosse capaz injetar o material nesta taxa, ele atenderia a grande maioria das necessidades de injeção dos experimentos realizados no LPol.

Para a construção mecânica do equipamento foi adotada a configuração que consiste em uma estrutura rígida que conta com um mecanismo similar a uma morsa, que fixa uma seringa de vidro de 50 mL onde a solução a ser injetada é armazenada. O êmbolo desta seringa está acoplado a uma pinça de madeira, que por sua vez está vinculada a um motor DC de 12V através de um segmento de barra roscada de  $\frac{1}{4}$ " que transforma o movimento de rotação em atuação linear.

Através dos ensaios de acionamento da seringa por gravidade, observou-se que a força necessária para atingir esta vazão de injeção foi de 62 N. Através da relação de redução de rotação

e aumento do torque proporcionada pelo fuso da rosca de ¼' utilizada, foi possível concluir que o torque mínimo necessário do motor foi de 0,0125 N.m.

O circuito eletrônico foi desenvolvido visando o controle do mecanismo através de um micro controlador Arduino Nano, e seu desenho esquemático pode ser observado na Figura 1.

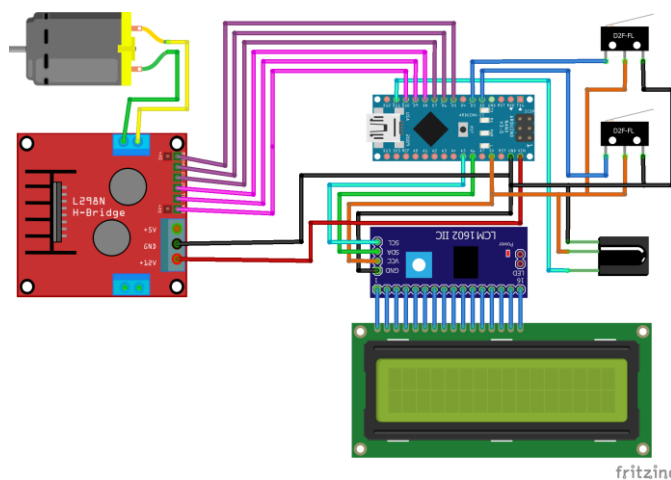


Figura 1 – Arranjo dos componentes do circuito eletrônico.  
(Fonte: O Autor, 2021).

Este circuito conta com um sensor infravermelho de controle remoto para recepção dos comandos do usuário, um monitor LCD 16x2 com módulo I2C para exibição de qual a porcentagem da velocidade máxima está sendo utilizada no momento e qual a atividade que o mecanismo está realizando, um módulo de ponte H para o controle da velocidade dos motores, e finalmente com duas chaves de fim de curso afim de evitar acidentes devidos a avanço ou retrocesso excessivo do êmbolo da seringa.

Na Tabela 1 está apresentada o levantamento dos componentes necessários ao projeto, suas quantidades, preços, e estimativa de custo total do projeto.

Tabela 1 – Relação das quantidades e preços dos componentes.

Componentes	Quantidade	Preço Uni.	Subtotal
Seringa de vidro 50ml	1	R\$ 210,17	R\$ 210,17
Motor DC 12v 280RPM	1	R\$ 84,28	R\$ 84,28
Barra roscada 1/4' zincada	1	R\$ 7,84	R\$ 7,84
Acoplador de eixo 6mm x 6,35mm	1	R\$ 20,90	R\$ 20,90
Módulo L298n Ponte H	1	R\$ 29,29	R\$ 29,29
Kit Módulo Controle Remoto	1	R\$ 19,90	R\$ 19,90
Arduino Nano	1	R\$ 34,50	R\$ 34,50
Display LCD 16x2 Serial I2c	1	R\$ 29,98	R\$ 29,98
Chave de fim de curso	2	R\$ 7,20	R\$ 14,40
Cabos jumper fêmea-fêmea	1	R\$ 15,90	R\$ 15,90
<b>Total</b>			<b>R\$ 467,16</b>

Fonte: Mercado Livre, 2021

Após a fabricação do injetor com controlador de vazão, adaptou-se ele na máquina de rotofiação para dar início aos testes de produção de membranas. A Figura 2 mostra o sistema desenvolvido, adaptado na máquina de rotofiação, após um teste de formação de fibras.

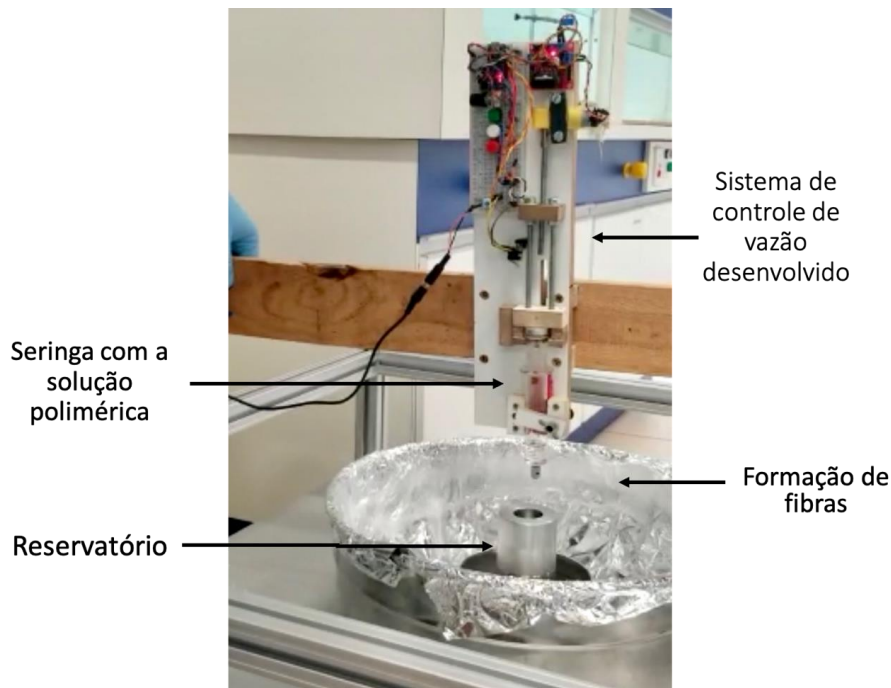
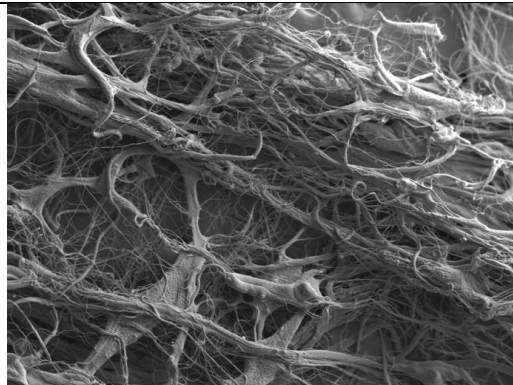


Figura 2 – Injetor com controle de vazão construído.  
(Fonte: O Autor, 2021).

As membranas foram então produzidas. Para isso as soluções poliméricas foram preparadas e os parâmetros do equipamento acertados. Foram utilizados um reservatório rotativo com 4 furos de 1 cm de diâmetro, rotação fixada em 18 mil rpm, distância do reservatório ao coletor de 17 cm. O coletor foi coberto com papel alumínio para coleta das fibras. Foi preparada a solução polimérica dispersando o PLLA em clorofórmio na concentração de 8% (m/V) e as membranas foram produzidas sem o uso do injetor desenvolvido (Figura 3a) e fazendo uso do injetor desenvolvido (Figura 3b). A morfologia das membranas coletadas foi caracterizada por microscopia eletrônica de varredura (Figura 3).

(a) Sem controlador de vazão



(b) Com controlador de vazão

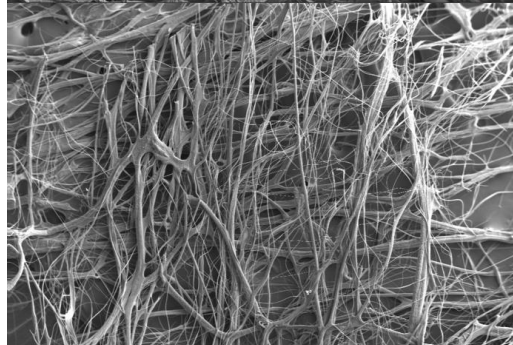


Figura 3 – Membranas de PLLA rotofiadadas sem controle de vazão (a) e com injeção utilizando o controle de vazão desenvolvido(b).  
(Fonte: O Autor, 2021).

É possível verificar pelas micrografias que as membranas rotofiadadas sem o controlador de vazão (Figura 3a) são mais heterogêneas, foram observados *beads* (imperfeições nas fibras na forma esférica). As fibras encontradas são heterogêneas, podendo-se observar diâmetros de fibra bastante diversos. Já a micrografia da membrana produzida com o controle de vazão (Figura 3b) apresenta fibras mais homogêneas, sem *beads*, de menor diâmetro.

Para a ET, membranas com diâmetros de fibras menores, fibras contínuas, homogêneas e sem *beads* são mais atrativas, uma vez que as células tendem a ter preferência nesse tipo de morfologia para adesão, dessa forma as membranas produzidas com controle de vazão são mais atrativas.

## CONCLUSÕES:

Através da análise da Tabela 1 é possível notar que o equipamento projetado apresentou um custo relativamente baixo quando comparado com outros equipamentos laboratoriais, e em especial de sua importância para estabilidade do processo de rotofiação for levada em conta.

Os valores encontrados para o torque mínimo do motor, foi abaixo das expectativas empíricas. O sistema de injeção com controle de vazão proposto foi construído e adaptado no equipamento de rotofiação e as membranas foram produzidas. Observou-se que as membranas produzidas com o controlador de vazão são mais atrativas para a engenharia de tecidos, uma vez que formam membranas mais homogêneas, sem defeitos e com fibras contínuas.

---

## BIBLIOGRAFIA

DUMONT, V. C. et al. Chitosan and carboxymethyl-chitosan capping ligands: Effects on the nucleation and growth of hydroxyapatite nanoparticles for producing biocomposite membranes. **Materials Science & Engineering C-Materials for Biological Applications**, v. 59, p. 265-277, 2016.

GOMES, S. et al. Evaluation of nanofibrous scaffolds obtained from blends of chitosan, gelatin and polycaprolactone for skin tissue engineering. **International Journal of Biological Macromolecules**, v. 102, p. 1174-1185, 2017.

JORDAN, A. M. et al. Processing and surface modification of polymer nanofibers for biological scaffolds: a review. **Journal of Materials Chemistry B**, v. 4, n. 36, p. 5958-5974, 2016.

ROGALSKI, J. J. et al. Rotary jet spinning review - a potential high yield future for polymer nanofibers. **Nanocomposites**, v. 3, n. 4, p. 97-121, 2017.

SUNTORNOND, R. et al. Biodegradable Polymeric Films and Membranes Processing and Forming for Tissue Engineering. **Macromolecular Materials and Engineering**, v. 300, n. 9, p. 858-877, 2015.

YEN, K. C. et al. Fabrication of keratin/fibroin membranes by electrospinning for vascular tissue engineering. **Journal of Materials Chemistry B**, v. 4, n. 2, p. 237- 244, 2016.