


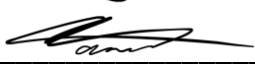


**DESENVOLVIMENTO DA PROTOTIPAGEM DE APARATO DE
BIOIMPRESSÃO 3D EM DUAS SERINGAS ADAPTADO PARA
ACOPLAGEM EM IMPRESSORA 3D FDM TRADICIONAL DE MODELO
ENDER 3 V1**

Quadro de aprovações:

	Responsável	Data
Elaborado por:	Gustavo Luiz Bueno Cardoso	19/02/2024
Verificado e Aprovado por:	Daniel Alessander Nono	25/02/2024

Elaborado por: 

Aprovado por: 

1. INTRODUÇÃO

O presente documento descreve resultados e fotos da prototipagem do acessório de bioimpressão 3D com acoplagem para duas seringas com misturador em “T” para ser incorporado ao modelo Ender 3 V1 comercial, analisando as peças projetadas e impressas em impressão 3D FDM tradicional. As peças foram projetadas e impressas na Universidade do Vale do Paraíba – UNIVAP, no Laboratório de usinagem e projetos mecânicos da Faculdade de Engenharia e Arquitetura e Urbanismo.

2. OBJETIVO

O objetivo deste documento é descrever o desenvolvimento do protótipo de aparato de bioimpressão 3D adaptado com duas seringas para acoplagem em impressora 3D FDM tradicional de modelo Ender 3 V1 em parceria/aplicado ao setor produtivo. O aparato objetiva a bioimpressão com hidrogel já reticulado para melhor precisão reológica.

3. PROCEDIMENTO DE PRODUÇÃO

A impressora inicial, de modelo Ender 3 V1 adaptado para bioimpressão 3D é apresentada na Figura 1. As peças adicionais para acoplagem no modelo Ender 3 V1 foram projetadas no software Autodesk Fusion 360 e impressas em impressoras 3D de FDM tradicionais. Assim, a montagem do sistema foi feita no próprio Laboratório de usinagem e projetos mecânicos da Faculdade de Engenharia e Arquitetura e Urbanismo.

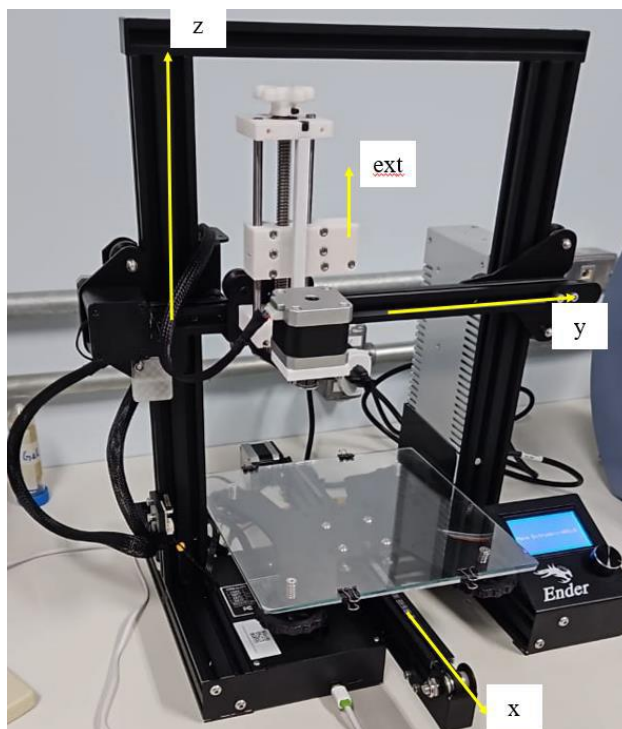


Figura 1. Bioimpressora inicial Ender 3 V1 adaptada.

Inicialmente, o sistema que movimenta o êmbolo da seringa apresentou problemas em ser utilizado com fluidos mais viscosos, como a solução de Poloxâmero 407. Neste caso, a barra transversal para extrusão sofria flexão do sistema de eixos-guia e barra roscada, gerando força residual na seringa e, conseqüentemente, resultava em extrusão excessiva de material em pontos que não deveria haver extrusão.

Os hidrogéis utilizados em bioimpressão 3D são hidrogéis com características reológicas específicas, na qual o “padrão-ouro” para essa aplicação possui elevado custo, enquanto os hidrogéis de baixo custo não são aplicáveis.

Dessa forma, foi necessário otimizar o sistema para que a reticulação do hidrogel, durante ou imediatamente antes da deposição, adequando a viscosidade do hidrogel para sustentar o próprio peso e, ainda assim ser extrudado. O uso de um sistema de duas seringas pode contornar a insuficiência dos hidrogéis padrões ao reticular o hidrogel imediatamente antes da deposição. Então, estudou-se a mistura do hidrogel e do reticulante com mistura em “T” montado com conectores luer-lock para que o filamento resultante já estivesse reticulado e com a viscosidade adequada para impressão.

4. PEÇAS PROJETADAS

As peças projetadas para alteração foram:

- Carro de impressão para acoplagem de uma seringa secundária para agente reticulante;
- Barra transversal para extrusão da seringa secundária;
- Suporte de apoio para o sistema de mistura em T.

5. RESULTADOS

O protótipo objetivou a simplicidade, utilizando a ideia de duas seringas, sendo uma com o hidrogel e a outra com o agente reticulante respectivo para cada hidrogel. Ao utilizar duas seringas, a relação de vazão entre elas é controlada exclusivamente pelos seus diâmetros, visto que ambas são movimentadas pelo mesmo sistema de barra transversal.

A disposição simétrica das seringas foi idealizada para equilibrar esforços de momento fletor e não gerar movimentações ou tensões residuais que movimentem o sistema além do programado.

5.1. CARRO DE EXTRUSÃO

O carro de impressão (extrusão) foi produzido e adequado ao sistema conforme desenho apresentado na Figura 2:

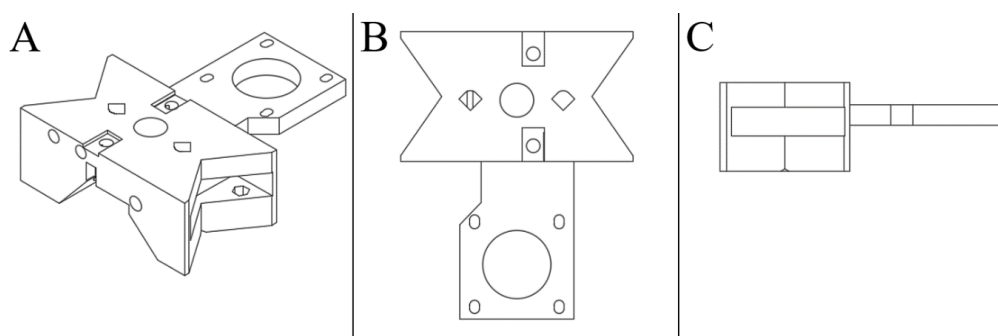


Figura 2. Desenho do carro de impressão para duas seringas sendo A: vista isométrica, B: vista superior e C: vista lateral direita.

A barra transversal foi produzida para estender uma de suas dimensões de forma simétrica, conforme desenho apresentado na Figura 3.

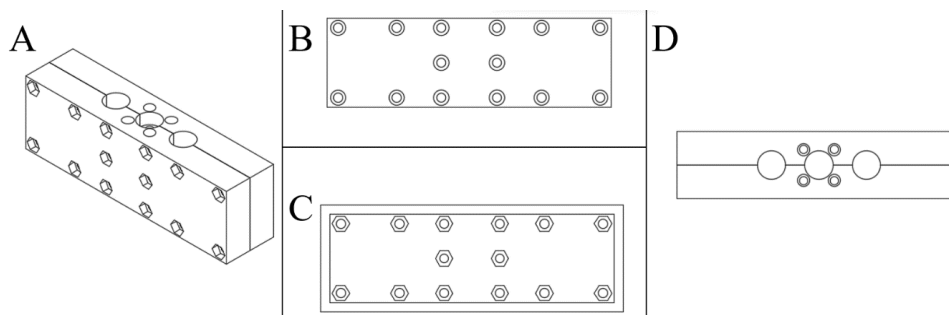


Figura 3. Desenho da barra transversal para duas seringas sendo A: vista isométrica, B: vista lateral direita, C: vista lateral esquerda e D: vista superior.

Assim, a montagem final da estrutura está apresentada na Figura 4:

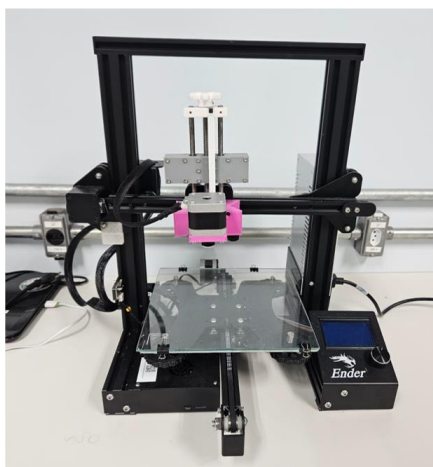


Figura 4. Desenvolvimento do protótipo de aparato de bioimpressão 3D para duas seringas adaptado para acoplagem em impressora 3D FDM tradicional de modelo Ender 3 V1.

Inicialmente, as alterações otimizaram o uso do sistema para uma seringa (Figura 5 e Figura 6), evitando flexões na barra transversal, permitindo um fluxo melhor de material para a impressão.

As melhorias no sistema de extrusão com seringa única são evidentes nas grades com o mesmo material em condições de processamento iguais. Na Figura 5, nota-se que há menos linhas de extrusão fora do padrão de “grade”, evidenciando que houve menos extrusão durante o processo de movimentação da seringa. Isso é resultado da menor força residual e momento gerado na barra transversal. Além disso, o menor acúmulo de material nas junções de linhas mostra que houve maior precisão durante a extrusão.

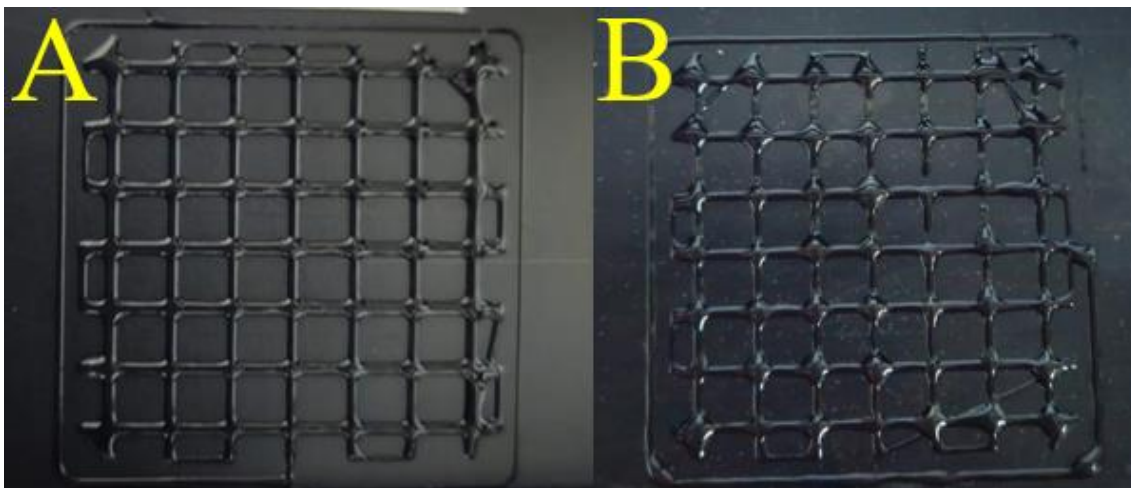


Figura 5. Esquema da grade de impressão de poloxâmero 407 com 25%-p, sendo A: bioimpressão no protótipo novo e B: bioimpressão no sistema antigo. Mesmas condições de processamento ao fatiador.

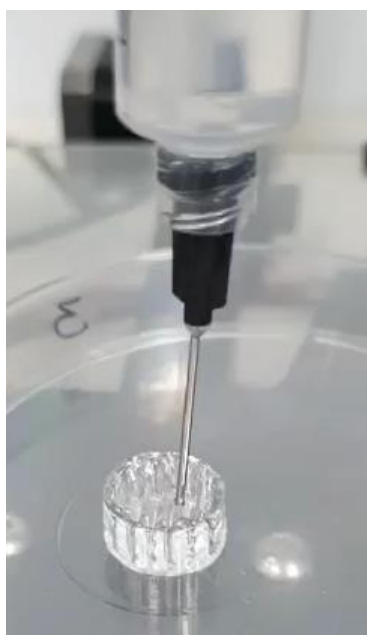


Figura 6. Bioimpressão do hidrogel poloxâmero 407 usando o sistema desenvolvido para demonstrar a precisão do novo cabeçote, ainda em uma seringa.

Na Figura 6, a bioimpressão 3D se mostrou estável, mantendo as linhas com a precisão para que as camadas se mantivessem estáveis uma sobre a outra e impressões com mais de 2 camadas pudessem ser realizadas com o material adequado para o processo.

Por fim, utilizando conectores luer-lock e tubos de silicone, o sistema com mistura em “T” foi montado (Figura 7). A grande vantagem deste sistema, além do filamento já estar reticulado e estruturado, é eliminar a necessidade de reticulações posteriores, resultando em um produto quase finalizado.

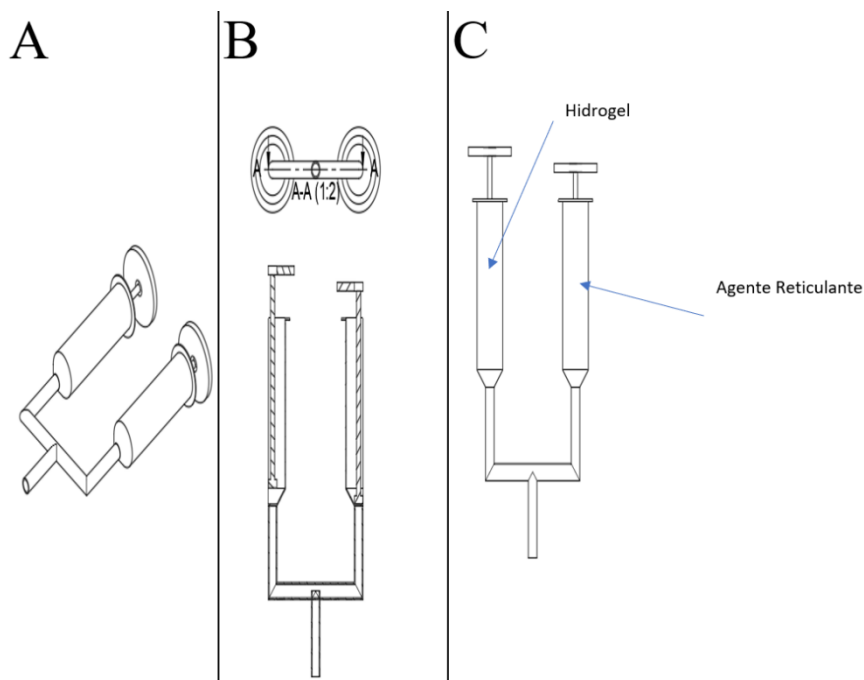


Figura 7. Desenho do sistema de mistura em T para duas seringas sendo A: vista isométrica, B: vista frontal com corte A-A e C: vista frontal.

A desvantagem deste processo, ao que foi aplicado, é o controle pouco preciso da velocidade de cada seringa, visto que ambas estão sob a mesma ação de extrusão da barra transversal do sistema. A fim de caracterizar a relação de velocidades e vazão volumétrica presente em cada seringa, utilizou-se como padrão as seringas da marca SR® com as seguintes equações:

$$Vazão = \frac{\pi}{4} * D^2 * v \quad (\text{Equação 1})$$

Sendo D o diâmetro interno da seringa e v a velocidade de movimentação do êmbolo, assumida como 1 mm/s; e:

$$\text{Relação de Vazões: } \frac{Vazão_1}{Vazão_2} \quad (\text{Equação 2})$$

Ao comparar as seringas respectivas da marca SR®, obteve-se as relações de vazão entre cada seringa como apresentado na Tabela 1. Ao assumir que vazão de saída é a vazão somada entre as duas seringas, pode-se definir a melhor condição para cada hidrogel em cada condição.

Tabela 1. Relação de vazões volumétricas de cada seringa.

Relação entre vazões volumétricas (teórico, v = 1 u.v.)					
		Vazão Seringa 1			
		10 mL	5 mL	3 mL	1 mL
Vazão Seringa 2	10 mL	1,000	0,548	0,310	0,078
	5 mL	1,824	1,000	0,566	0,141
	3 mL	3,224	1,768	1,000	0,250
	1 mL	12,895	7,071	4,000	1,000

O uso do sistema de duas seringas apresentou um filamento com viscosidade adequada para impressão (Figura 9), mas com reticulação heterogênea ao longo deste.

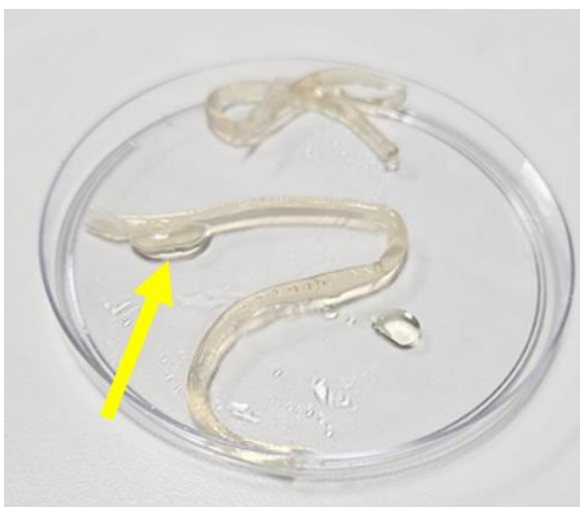


Figura 9. Filamento de alginato de sódio + CaCl_2 gerado pelo sistema de bioimpressão em 2 seringas com misturador em “T”. Destaca-se a bolha de heterogeneidade de reticulação.

O principal problema do método de mistura em “T” é a competição inercial dos fluidos em questão. Por exemplo: no sistema Alginato de sódio + CaCl_2 , com alginato (5%-p) e CaCl_2 (5%-p), a viscosidade da solução de alginato de sódio é cerca de 1000 vezes maior que a viscosidade da solução de CaCl_2 , portanto, para uma mesma velocidade de vazão, a solução de alginato de sódio possui muito mais inércia, o que impede que a solução de CaCl_2 entre no sistema em “T” de forma homogênea. Em contraponto, o uso de seringas em posições simétricas evitou a flexão da barra transversal por conta do melhor equilíbrio de forças aplicada.

Ao montar o sistema de mistura em "T" sem um suporte adequado, todo o sistema e a ponta da agulha ficam em balanço, o que resulta na redução da precisão do ponto de deposição da agulha. Um suporte de apoio para o sistema de misturador em “T” foi desenvolvido (Figura 10) e se mostrou eficiente para manter a estrutura estável, principalmente com o encaixe decagonal para o encaixe do luer-lock “fêmea” que conecta a seringa. Assim, evitando balanço e movimentando a agulha para que mantenha a precisão.

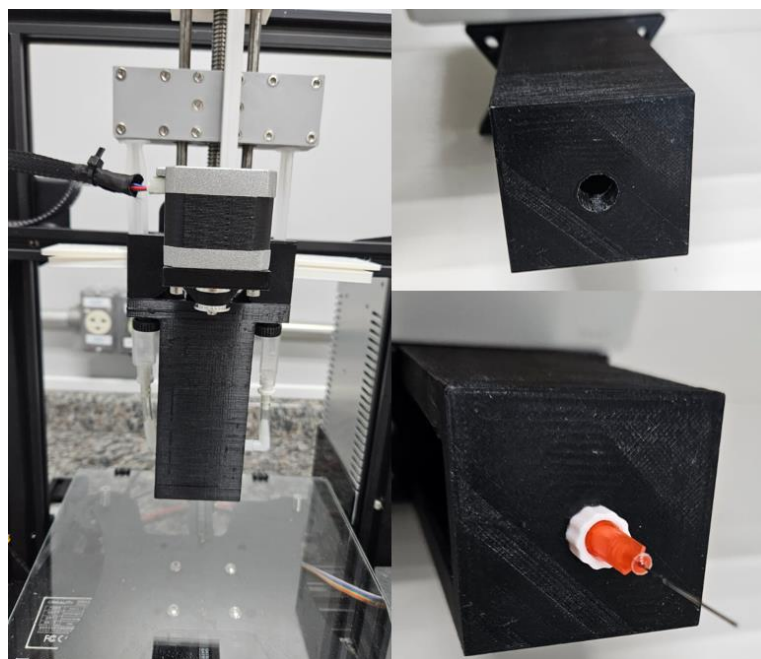


Figura 10. Sistema de encaixe do misturador em “T” para bioimpressão.

6. CONCLUSÃO

No presente desenvolvimento, as amostras bioimpressas com uma seringa apresentaram a otimização do processamento para uma seringa. Os problemas iniciais de flexão da barra transversal e força residual foram sanados.

Já o sistema de duas seringas com misturador em “T” é, em primeiro plano, possível de ser utilizado, mas as heterogeneidades de reticulação tornam o uso deste método inviável ao objetivo de produzir filamentos já reticulados. O uso de seringas em posição simétrica reduziu a possibilidade de haver tensão residual por flexão.