

GERAÇÃO DE MALHAS EM SOFTWARES LIVRES PARA FABRICAÇÃO DE STENTS POR MANUFATURA ADITIVA

Gabriel L. Pirotello, Laureana S.B. Fontolan, Marcelo F. Oliveira

{gpirotello,lfontolan, marcelo.oliveira}@cti.gov.br

**¹Laboratório Aberto de Impressão 3D/Divisão de Tecnologias para
Produção e Saúde - LAprint/DITPS
CTI/MCTI Renato Archer – Campinas/SP**

**²Centro de Ciências Exatas, Ambientais e de Tecnologia (CEATEC)
Pontifícia Universidade Católica de Campinas (PUC-Campinas) –
Campinas/SP**

***Abstract.** According to the Ministry of Health, cardiovascular diseases represent one of the main causes of death in Brazil because they directly affect the heart and blood vessels. To circumvent the high number of incidents, an endovascular prosthesis commonly called Stents was developed; these are cylindrical-shaped metallic devices used as a structural reinforcement inside the artery that allow blood flow to be normalized. Because it is a minimally invasive process, stents are a promise for the future of cardiovascular surgery, but there are still obstacles in the construction of these structures, according to a study carried out in 2014 at the Instituto do Coração of the Hospital das Clínicas at USP³, the use of a A stent containing variations in the thickness of the struts and in the design of the meshes would be the solution to restrict complications after implantation. In this article we will address a new technique for developing meshes using the free software Blender and Inkscape from a 2D image, thus making it possible to generate a complex three-dimensional mesh from the rapport design technique.*

***Resumo.** Segundo o Ministério da Saúde, doenças cardiovasculares representam uma das principais causas de morte no Brasil por afetarem diretamente o coração e os vasos sanguíneos. Para contornar o elevado número de incidentes, desenvolveu-se uma prótese endovascular comumente chamada de Stent; estes são dispositivos metálicos em formato cilíndrico utilizados como um reforço estrutural no interior da artéria que permitem que o fluxo sanguíneo seja normalizado. Por ser um processo minimamente invasivo, os stents, são uma promessa para o futuro da cirurgia cardiovascular, porém ainda existem obstáculos na construção destas estruturas, segundo um estudo realizado em 2014 no Instituto do Coração do Hospital das Clínicas da USP, o uso de um stent contendo variações na espessura das hastes e no desenho das malhas seria a solução para restrição de complicações após a sua implantação. Neste artigo é abordado uma nova técnica para o desenvolvimento de malhas utilizando os softwares livres Blender e Inkscape a partir de uma imagem 2D, sendo assim, possível gerar uma estrutura tridimensional complexa com o uso da técnica de design rapport.*

1. Introdução

O stent é uma prótese endovascular que promove a sustentação da parede de um vaso sanguíneo¹. A sua implementação é feita após o procedimento de angioplastia onde o profissional médico insere um cateter-balão com o stent compactado movido por um fio guia até o alcance da região obstruída, onde o balão infla e expande a estrutura para manter a artéria aberta, evitando assim, a diminuição do fluxo sanguíneo por entupimento. O stent é feito de ligas metálicas, como é o caso de peças de aço inoxidável, cobalto-cromo ou de metais como tântalo (Ta) e titânio (Ti) devido às suas propriedades mecânicas e visibilidade em raios X². Eles podem ser usados no tratamento de entupimento arterial ou para evitar ruptura de aneurismas no cérebro, aorta ou em vasos sanguíneos³. Após a aplicação, o processo de cicatrização da artéria se inicia e suas células crescem ao redor do stent metálico, mantendo-o no lugar.

Um grande desafio é a obtenção da malha do stent, pois ela deve permitir a sua passagem nas áreas não obstruídas da artéria e expandir no local que possui um fluxo sanguíneo dificultado, por isso a geometria do dispositivo deve possibilitar a expansão e fixação no organismo. Diante disso formulou-se um novo método para a geração dessas malhas em modelagem 3D utilizando dois softwares livres: *Blender* e *Inkscape*. O *Blender* é uma ferramenta de código aberto e gratuita, amplamente utilizada pois oferece uma abundante gama de recursos e funcionalidades que permitem a criação de modelos complexos, animações realistas e renderização de alta qualidade, bem como recursos avançados de simulação física de fluidos, partículas e tecidos. O software possui uma interface personalizável suportando scripts e plug-ins que estendem suas funcionalidades de acordo com necessidades específicas do usuário.

O *Inkscape* também é um aplicativo gratuito e de código aberto, porém é utilizado para edição de gráficos vetoriais, sendo amplamente utilizado para criar e editar arte vetorial, como logotipos, ilustrações, diagramas e outros tipos de gráficos. Ele usa o formato de arquivo *Scalable Vector Graphics (SVG)* como seu formato nativo, permitindo que você crie gráficos que podem ser dimensionados sem perda de qualidade.

2. Métodos

A geometria da malha é fundamental para o sucesso da endoprótese, pois ela deve permitir boa flexibilidade para promover sua navegabilidade durante o processo de implantação e uma boa rigidez para que ao final do processo o dispositivo seja capaz de sustentar e impedir o fechamento do vaso. Desta forma, para a criação das malhas foram definidos os desenhos 2D das estruturas, em seguida vetorizados e salvos em formato SVG, utilizando o editor de imagens vetoriais open-source, *Inkscape*. A imagem foi importada no *Blender* onde foi possível estruturá-la para um modelo tridimensional pronto para a impressão.

2.1 Desenvolvimento da malha 2D

Inicialmente é necessário desenvolver a geometria da malha, para este estudo foi utilizada a técnica de *design de rapport*, que consiste em repetir uma única célula do desenho até formar a organização desejada. É importante ressaltar nesta etapa que as ilustrações devem possuir uma resolução superior a 720p para se obter maior detalhamento da superfície no software *Inkscape*. A estrutura foi baseada no artigo publicado em 2014 sobre o estudo Pré-Clínico de Stent com Polímero Biodegradável e Liberação Abluminal de Sirolimus⁴, necessitou-se

realizar determinadas mudanças de modelagem no *Blender* com o objetivo de obter uma malha distinta e com propriedades mecânicas adequadas.

Antes de iniciar a modelagem, um arquivo vetorial deve ser gerado para iniciar a estruturação no software de modelagem. Para isso, o *Inkscape* foi utilizado, sendo possível nele a remoção do fundo da imagem e a modificação de PNG para SVG.

**obs Abrir o Inkscape > importar a imagem > Arquivo > Importar > imagem > selecionar a imagem > caminho > Traçar bitmap > Multicolorido > Modo de detecção > Cores > Remover imagem de fundo > Aplicar > Excluir imagem anterior > Arquivo > salvar em .svg.*

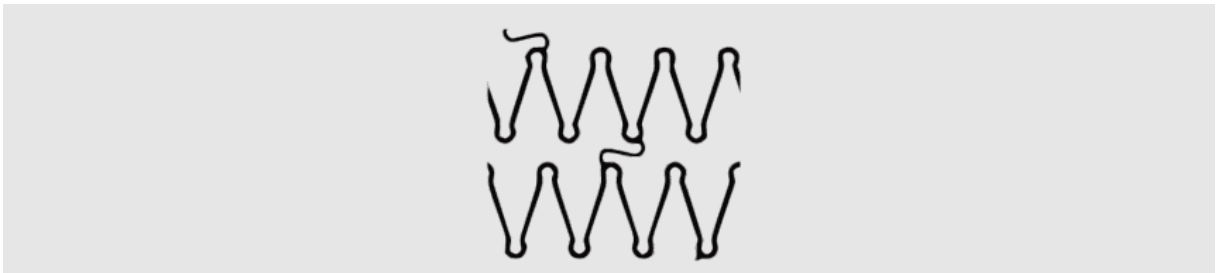


Figura 1. Célula de repetição em formato .svg

2.2 Estruturação tridimensional

Após a definição do desenho inicia-se o processo de modelagem da estrutura no *Blender*, onde também é possível corrigir erros da malha e dimensionar os modelos no tamanho desejado. Na formação do stent é exigido os dados de raio e comprimento do cilindro que será formado para alcançar as medidas finais estimadas.

Inicialmente deve-se carregar a malha no *Blender*, para isso basta abrir o software, importar o arquivo .svg e rotacionar o desenho em 90⁰ no eixo x para facilitar na hora de modelar. Talvez seja necessário habilitar a importação de arquivos .svg no Software

**obs Abrir o Blender > File > Import > SVG as Grease Pencil > arquivo .svg > rotacionar a malha em 90 no x.*

Após o carregamento do desenho é necessário a estruturação da geometria, ou seja, torná-la tridimensional e convertê-la para malha na opção *Convert to > mesh*. Com o propósito de melhorar a qualidade da malha, a ferramenta *Limited Dissolve* foi utilizada para reduzir detalhes em faces planas e arestas lineares com um limite de ângulo ajustável. Em seguida a espessura da parede deve ser ajustada utilizando a ferramenta *Extrude*, também é possível realizar essas modificações após a construção da malha. Recomenda-se deixar uma cópia do objeto 2D caso seja necessário refazer a malha com outras geometrias e dimensões.

**obs Selecionar imagem > Tab > A > E > arrastar o mouse para cima*

2.3 Construção da malha

Para criar a malha é preciso duplicar a célula de repetição até chegar nas dimensões desejadas, é importante conter os dados do comprimento e o raio do cilindro que o Stent irá formar. Usar a ferramenta array e duplicar até o tamanho desejado na coordenada x, desta forma você terá uma fileira na medida do comprimento do Stent.

**obs Array > Duplicar o número desejado em x > merg > Apply*

Para curvar a malha adicione um círculo com o raio nas medidas calculadas de acordo com o comprimento e use a ferramenta *Curve* no eixo -x para formar um anel. Desta forma é possível utilizar novamente o *Array*, agora no eixo y, para definir a altura total do Stent. O diâmetro do stent pode ser modificado mesmo após a finalização da repetição nos eixos x e y, utilizando a ferramenta *scale*

**obs Add > Curve > Circle > escolher o raio > selecionar a malha > add modifier > Curve > Curve object > selecionar o círculo > deforme Axis > -x > Apply*

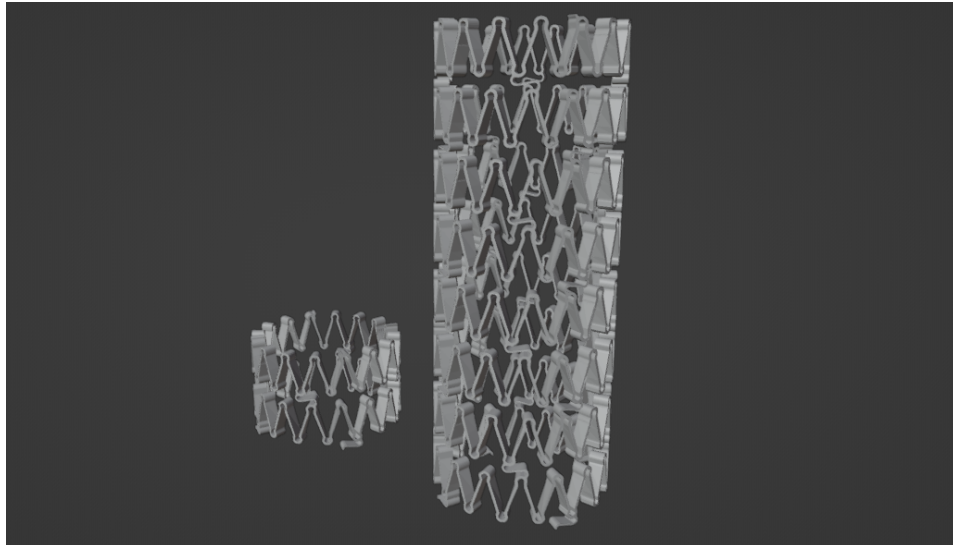


Figura 2. Anel base pronto para duplicação e Stent já finalizado no Blender

4. Resultados

Para comprovar a eficácia do método desenvolvido neste artigo, elaborou-se diferentes tipos de malhas com proporções distintas. Por ser um dispositivo médico que demanda muita precisão, os métodos de fabricação normalmente são por corte a laser ou manufatura aditiva. O corte a laser usa um feixe de luz para derreter o material ao longo do cilindro até formar o stent. A manufatura aditiva por sua vez, possui vantagens na fabricação devido as suas características de baixo tempo de fabricação, estruturas imprimíveis complexas e com diferentes tamanhos, sendo assim, possível a aplicação de design específico para cada paciente.

4.1 Fabricação por FFF (Fused Filament Fabrication)

No processo de testagem da malha foi escolhida a tecnologia FFF para a primeira impressão devido a facilidade de manuseio. O Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer (CTI) disponibilizou o uso da impressora FFF Zmorph FAB 3D Printer; Neste método um filamento do polímero PLA (ácido polilático) é aquecido e extrudado através de um bico de impressão para formar o objeto desejado através de camadas sucessivas. A plataforma de impressão também é aquecida para ajudar na aderência do material à base e evitar deformações. No entanto, é importante destacar que o PLA tem algumas limitações, pois não possui a mesma resistência mecânica que alguns plásticos tradicionais, além disso, é sensível a altas temperaturas o que pode limitar sua aplicação em certos testes mecânicos. Três tipos de malha foram modelados e fabricados, para isso alguns parâmetros foram alterados devido à

espessura da estrutura, tais como redução do infill para 0% e redução da temperatura para 200°C. Por ser uma impressora de filamento, para construção de um stent fechado seria necessário muito suporte para estruturar o modelo, por esse motivo, julgou-se melhor a impressão da malha aberta neste tipo de tecnologia.

4.1.1 Malha Bridge S

Nesta malha foi levado em consideração as ligações da estrutura em formato de “s”, a mudança dessas pontes pode influenciar no aumento da rigidez radial, melhorar a flexibilidade axial e reduzir o estresse nas paredes dos vasos sanguíneos⁵. A malha final possui dimensões de 101,13 : 91,91 : 2,0 mm.

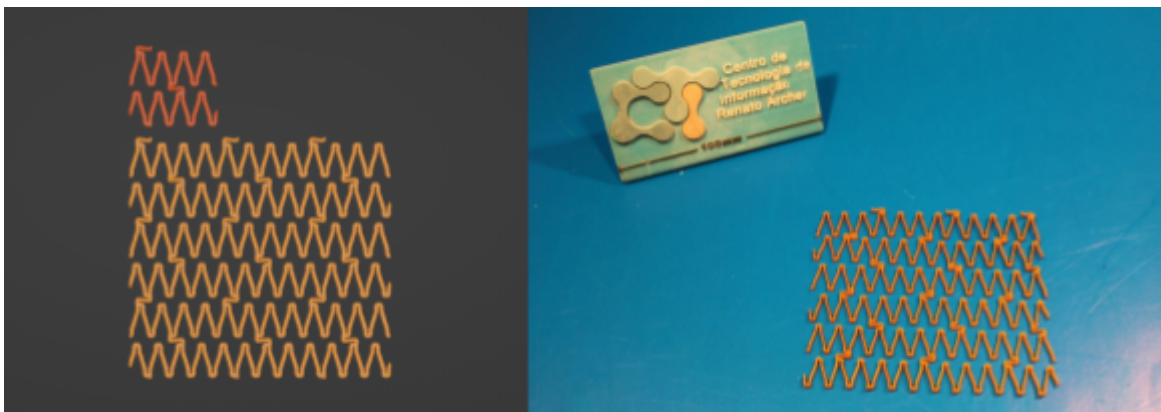


Figura 3. Malha com ponte em s fabricada por FFF

4.1.2 Malha Auxetic

A estrutura auxética é o material de coeficiente de Poisson negativo que se expande/contrai durante a tensão/compressão. Este comportamento de deformação produz algumas propriedades mecânicas favoráveis, como excelente resistência à indentação, resistência ao cisalhamento e resistência à fratura, absorção de som aprimorada, permeabilidade variável, etc. A malha final possui dimensões de 73,3 : 73,7 : 1,82 mm.

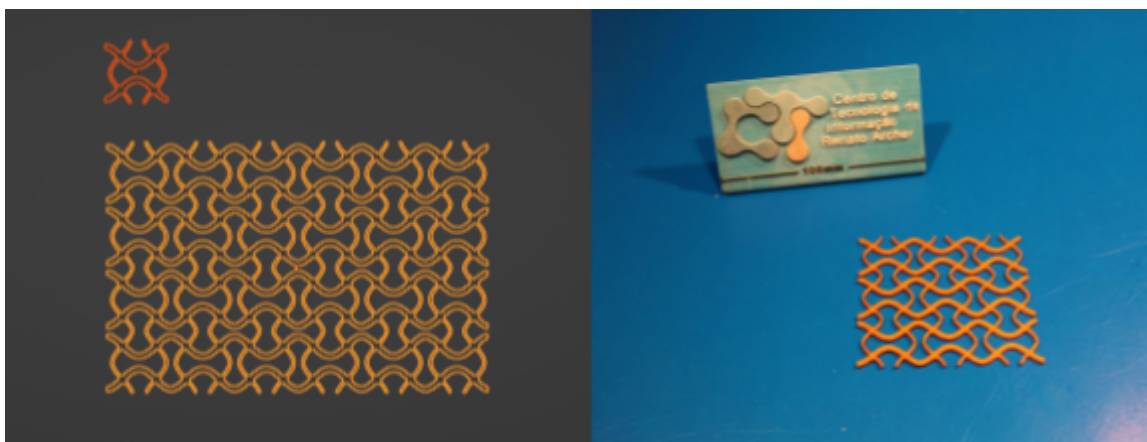


Figura 4. Malha Auxetic fabricada por FFF

4.1.3 Malha Diamond

Apesar desse tipo de malha apresentar características de rigidez, em resumo, ela leva em consideração as forças de compressão localizadas, redução do comprimento durante a expansão e alta complacência da parede saudável proximal e distal ao patológico região⁶. A malha final possui dimensões de 82,7 : 79,2 : 2,64 mm.

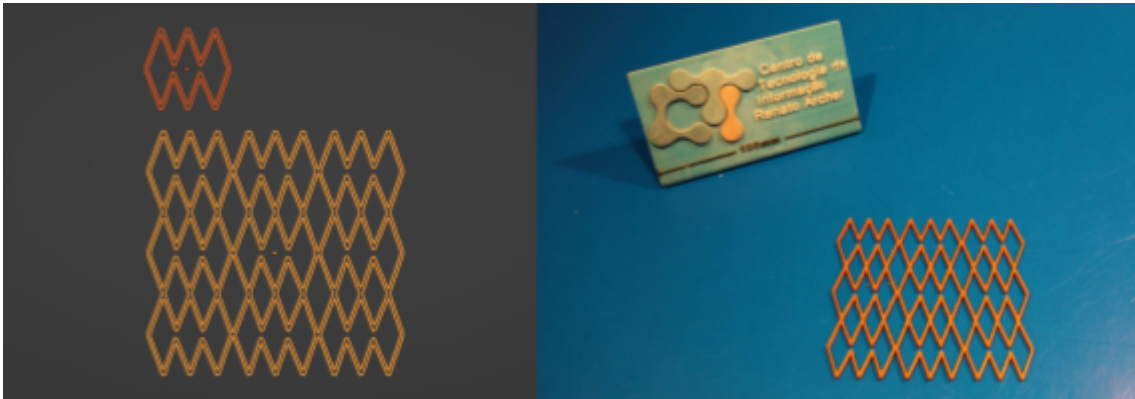


Figura 5. Malha Diamond fabricada por FFF

4.2 Fabricação por SLS (Selective Laser Sintering)

A segunda tecnologia escolhida foi a impressão por leito de pó (SLS/Sinterstation HiQ, 3D System®) por não exigir suporte na peça durante o processo de fabricação, permitindo criar um protótipo tridimensional em poliamida. O anel elaborado possuía 3 repetições da célula, raio de 21.48mm e 17.05mm de comprimento, a espessura das hastes tiveram que ser 0.8mm devido aos limites do equipamento.

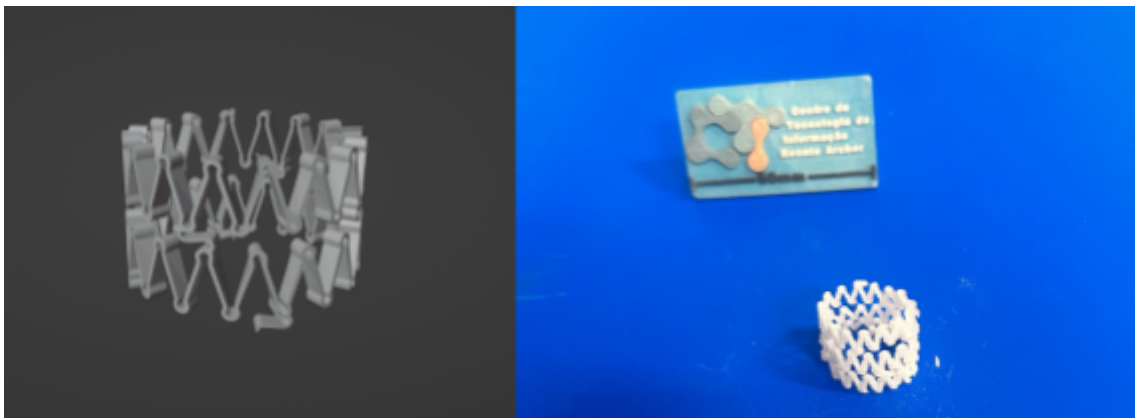


Figura 4. Malha com elo em S fabricada por SLS

3. Discussões

A fim de obter informações sobre possíveis erros na malha, use a ferramenta 3D printing no *Blender*, com ela é possível avaliar erros de continuidade na malha, permitindo assim, realizar mudanças adequadas para a impressão. Possíveis erros no desenho da malha também podem ser corrigidos no próprio software *Inkscape* após a vetorização da imagem, sendo mais prático que remodelar no *Blender*.

Erros no fechamento do anel podem ser causados por imprecisões nos cálculos ou por aproximações de medidas feitas no próprio software. Resolva utilizando a ferramenta *scale*, movimente ou digite o valor que deseja movimentar em x até fechar totalmente. Esse procedimento deve ser realizado essencialmente antes de efetuar o *apply* no modificador *circle*. Para garantir que não existe nenhuma estrutura solta, entre no modo de edição e use a ferramenta *By Loose Parts*, caso o software separe em vários modelos, refaça a malha e garanta que você deu *merge*.

Ao fim do processo de fabricação dos quatro protótipos com geometrias e dimensões distintas, foi possível provar que o método descrito é vantajoso para o estudo e planejamento de endopróteses cardiovasculares e qualquer outro tipo de malha que use a técnica de repetição a partir de um simples desenho 2D.

5. Conclusão

Um dos principais desafios na produção de stents é a obtenção de uma malha adequada que permita sua passagem pelas áreas não obstruídas da artéria e, ao mesmo tempo, seja capaz de expandir-se corretamente, pois se o stent deformar de forma desigual durante o processo de expansão, causará sérios danos aos vasos sanguíneos. Para superar esse desafio, o método desenvolvido permite a criação de malhas para Stent de forma rápida e didática, sendo facilmente aplicada em diversas áreas da manufatura aditiva que utilizam a técnica de repetição de células. Os três modelos fabricados comprovam a eficácia do estudo para mudanças das dimensões de acordo com o estabelecido pelo desenvolvedor da malha, sendo assim facilmente modificado para diferentes parâmetros de impressão ou especificações do caso médico.

Em suma, a combinação desses dois softwares livres oferece uma solução promissora para a criação de stents personalizados, permitindo melhorias significativas na eficácia dessas próteses e, conseqüentemente, beneficiando pacientes com problemas vasculares. Espera-se que essa abordagem inovadora continue avançando e contribuindo para avanços médicos e tecnológicos no campo da saúde cardiovascular.

6. Agradecimentos

Primeiramente, gostaria de agradecer meu orientador e minha coorientadora pelo profissionalismo e dedicação ao longo deste processo que permitiram abranger meu conhecimento sobre a manufatura aditiva e o seu importante papel no futuro da bioengenharia. Também sou grato aos meus colegas do CTI, visto que a realização deste estudo não seria possível sem o apoio e disposição de todos em compartilhar conhecimento.

Referências

- [1] Guérios, Ê. et al. (1998) “Stents. Uma Revisão da Literatura.” Em *Arquivos Brasileiros de Cardiologia*, páginas 77-87.
- [2] Araújo, R. (2016) “Desenvolvimento e avaliação de geometrias de stents cardiovasculares considerando parâmetros mecânicos e de implantação”, <https://repositorio.ufu.br/handle/123456789/17929>.

- [3] Takimura, C. et al. (2014) “Estudo Pré-Clínico de Stent com Polímero Biodegradável e Liberação de abluminal de Sirolimus” Em *Arquivos Brasileiros de Cardiologia*, páginas 432-440.
- [4] Pan, C., Han, Y. e Lu, J. (2021) “Structural Design of Vascular Stents: A Review”, Em *Micromachines*, páginas 1-26.
- [5] Tammareddi, S., Sun, G. e Li, Q. (2016) “Multiobjective robust optimization of coronary stents”, Em *Materials & Design*, páginas 682-692.
- [6] Hejazi, M. et al. (2021). “Deformation Mechanics of Self-expanding Venous Stents: Modelling and Experiments”, Em *Medical Physics*, páginas 1-30.
- [7] Biblioteca Virtual em Saúde. “Use o coração para vencer as doenças cardiovasculares”: 29/9 – Dia Mundial do Coração”, <https://bvsmis.saude.gov.br/use-o-coracao-para-vencer-as-doencas-cardiovasculares-29-9-dia-mundial-do-coracao/>. Acesso em 26/05/2023 às 15:57.
- [8] Watson, T. et al. (2017) “Long and short of optimal stent design”, Em *Open Heart*, páginas 1-6.
- [9] Lima A. “Stent: o que é, para que serve e principais tipos.”, <https://www.tuasaude.com/stent/>