

IMPLEMENTAÇÃO DE UM ALGORITMO DE LIBERAÇÃO DE STENT EM ARTÉRIAS ANEURISMÁTICAS UTILIZANDO A LINGUAGEM PYTHON

Henrique Cadaval Silva, henrique.cadaval@unesp.br¹

Iago Lessa de Oliveira, iago.oliveira@unesp.br²

¹Universidade Estadual Paulista Júlio de Mesquita Filho (UNESP), Faculdade de Engenharia, Campus de Bauru, Av. Eng. Luís Edmundo Carrijo Coube, 14-01 - Vargem Limpa, Bauru - SP, 17033-360

Resumo. A hemorragia cerebral é uma emergência médica letal com difícil tratamento, causada, principalmente, pela ruptura de um aneurisma intracraniano. A prevenção do rompimento de aneurismas é alvo de estudos que envolvem práticas de tratamento como a clipagem e embolização, sendo a última menos invasiva. A embolização de aneurismas cerebrais é comumente conduzida com a inserção de pequenas molas delimitadas por stents que diminuem o fluxo sanguíneo na região do vaso com aneurisma e, consequentemente, a chance de ruptura do saco aneurismático. A fim de auxiliar com avaliações médicas de performance, análises fluidodinâmicas computacionais (CFD) e possibilidades de implementação de stents, este trabalho propõe a replicação de um algoritmo de liberação de stents em artérias aneurismáticas intracranianas por meio de um script único em python. Neste algoritmo, são conduzidas implementações virtuais de tipos de stents comerciais (helicoidal, hexagonal e enterprise) em geometrias simplificadas e vasos reais, bem como são avaliados aspectos de performance do código em máquina comercial. É visto que o algoritmo possui curto tempo de execução e flexibilidade para manipular geometricamente vasos com aneurismas para estudo em CFD.

Palavras chave: Aneurismas. Embolização. Virtual Stenting. Python.

Abstract. Hemorrhagic stroke is a medical emergency that has a complex treatment, mainly caused by the rupture of an intracranial aneurysm. Preventing an aneurysm's rupture is the focus of studies around treatment techniques such as clipping and embolization, the latter being less invasive. The embolization of cerebral aneurysms is commonly performed by inserting small coils enclosed by stents that mitigate aneurysmal sac rupture chances by reducing blood flow in a vascular region that contains an aneurysm. Aiming to help with medical performance evaluations, Computational Fluid Dynamics (CFD), and possibilities of stent implantation, this paper suggests the reproduction of an intracranial aneurysmal vessel stent deployment algorithm via a single Python script. In this algorithm, virtual deployments of commercial stent designs (helical, hexagonal, and enterprise) are conducted in simplified geometries and real vessels, as well as performance aspects of the code on a commercial machine are evaluated. It is seen that the algorithm has a short execution time and flexibility to geometrically manipulate vessels with aneurysms for CFD study.

Keywords: Aneurysms. Embolization. Virtual Stenting. Python.

1. INTRODUÇÃO

Aneurismas intracranianos são dilatações nas paredes das artérias que irrigam o cérebro humano e podem ter diferentes formas, sendo a mais comum em forma sacular, ocorrendo em 90% dos casos (Diagbouga *et al.*, 2018) (veja a Fig. 1). O grande perigo desta doença ocorre caso haja ruptura da parede do aneurisma, causando uma hemorragia intracraniana, cujo tipo mais comum é conhecido como hemorragia subaracnoide, sendo uma das formas mais graves de infarto (Etminan *et al.*, 2019), com uma taxa de mortalidade relacionada à ruptura relatada entre 40 a 60% (Vlak *et al.*, 2013), (Saqr *et al.*, 2020), sendo que cerca de um terço dos pacientes que sobrevivem apresentam sequelas permanentes (Hop *et al.*, 1997), (Malmivaara *et al.*, 2012). Entretanto, tanto a ruptura quanto os tratamentos existentes oferecem riscos substanciais ao paciente.

Atualmente, os dois principais tratamentos são intervenção cirúrgica direta por meio do procedimento denominado clipagem do pescoço do aneurisma, um tratamento muito invasivo, pois requer a abertura do crânio do paciente, ou tratamentos por via endovascular. Tratamentos endovasculares têm se tornado mais comuns pois levam a melhores resultados pós-cirúrgicos e baixa mortalidade, comparada com a clipagem (Fang *et al.*, 2020). Nestes procedimentos, o escoamento de sangue para o interior do aneurisma é bloqueado, mais comumente, pela colocação de *coils* no interior do saco aneurismático, procedimento denominado *coiling* ou embolização (Bodily *et al.*, 2011). Em muitos casos, principalmente em aneurismas com grandes diâmetros de pescoço, é necessária a inclusão de um *stent* na artéria-mãe para evitar a dispersão

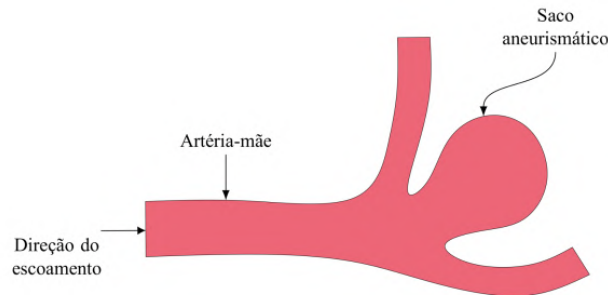


Figura 1: Exemplo esquemático de um aneurisma intracraniano sacular ocorrendo em uma bifurcação de uma artéria

dos *coils*. Um *stent* é uma estrutura cilíndrica com um formato de rede, produzido em material metálico, que é liberado no interior dos vasos. Mais recentemente, os chamados diversores de fluxo (*flow diverters*, do Inglês) tornaram-se comuns. Por definição, estes são um tipo de *stent* com uma menor porosidade. Esta propriedade é desejada neste caso pois sua função é reduzir o escoamento de sangue no interior do aneurisma (Dholakia *et al.*, 2017).

No entanto, atualmente não existem técnicas experimentais suficientemente acuradas para quantificar padrões de escoamento e tensões na parede de aneurismas intracranianos *in vivo*. Consequentemente, a partir do desenvolvimento de melhores técnicas de imagem possibilitando a obtenção das geometrias reais de aneurismas, técnicas de simulação numérica do escoamento, como *Computational Fluid Dynamics* (CFD), são cada vez mais empregadas, pois fornecem dados mais completos de todas as variáveis hemodinâmicas.

Entretanto, para uma correta caracterização do escoamento no interior da artéria em um grande número de casos de aneurismas, são necessárias técnicas numéricas de liberação de um modelo computacional de *stents* na geometria real de artérias aneurismáticas, para que, então, simulações CFD possam ser usadas para prever o escoamento. Paliwal *et al.* (2016), por exemplo, propôs uma técnica para liberar um modelo de *stent* computacionalmente, de modo a poder gerar malhas computacionais para simulações CFD de geometrias reais de artérias. A implementação deste tipo de algoritmo é essencial para possibilitar a simulação CFD de um grande número de casos de artérias aneurismáticas. Neste contexto, o objetivo deste trabalho é a reprodução da análise feita por Nainggolan *et al.* (2021) de modo a utilizar o algoritmo proposto pelos autores para criar a geometria de *stents* em casos reais de aneurismas para realizar simulações CFD. Elas serão geradas por meio da linguagem de programação Python. Os resultados deste trabalho possibilitam otimizar o algoritmo original e expandi-lo para novas geometrias de *stents*.

2. METODOLOGIA

2.1 Construção da geometria inicial do *stent*

O algoritmo de Larrabide *et al.* (2008) propõe uma forma de gerar a estrutura geométrica de *stents*, realizar sua compressão radial — processo conhecido como *crimping* — e subsequente liberação — *deployment*, em Inglês — no modelo computacional da geometria de uma artéria. A construção virtual do *stent* usou um modelo *lattice-based* no qual há a simplificação da geometria para um conjunto de cilindros e esferas renderizados a partir de pontos conectados por linhas, como é visto na Fig. 2. Estes pontos serão chamados de nós do *stent*. O conjunto de nós e linhas que modelam o componente parte de uma célula unitária definida pelo usuário que é, posteriormente, replicada longitudinal e transversalmente.

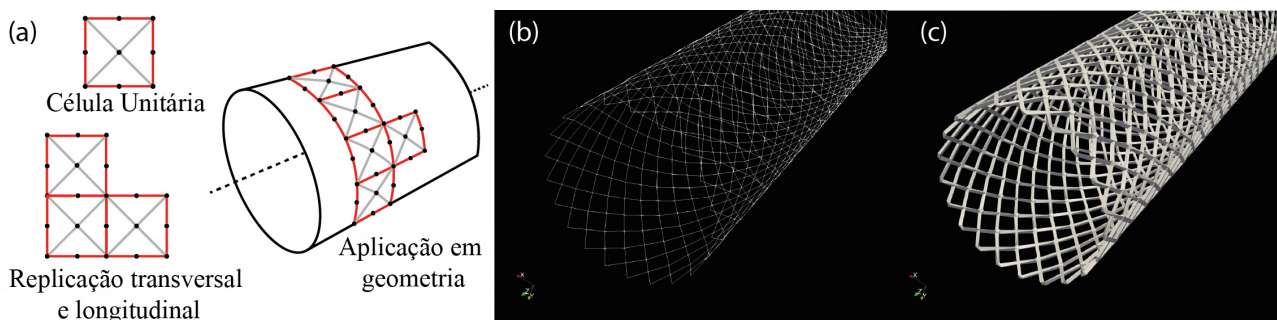


Figura 2: (a) Replicação longitudinal e transversal de célula unitária ao redor de uma linha de centro, (b) *Stent* helicoidal formado por linhas e pontos (nós), (c) *Stent* renderizado como malha

2.2 Algoritmo de liberação do *stent*

A liberação do *stent* é modelada a partir de uma simplificação do modelo mecânico do material do qual *stents* são feitos. Para aplicações intracranianas, os *stents* são, em geral, feitos de uma liga níquel-titânio (conhecida como Nitinol), um material que exibe propriedades de memória de forma. No algoritmo proposto por Nainggolan *et al.* (2021), a posição dos pontos que definem o *stent* é ajustada de acordo com um modelo elástico de conexão entre os pontos, que também inclui um modelo de amortecimento, pois o deslocamento dos pontos deve diminuir conforme o *stent* se aproxima dos pontos da artéria. Adicionalmente, o movimento oscilatório causado por rápidas expansões foi desconsiderado assumindo que a massa dos pontos que se expandem na liberação do *stent* é nula. Os vasos sanguíneos também são representados por pontos e segmentos de reta que conectam esses pontos. Com a geometria do vaso, do *stent* comprimido e relaxado, pode-se definir o movimento de expansão do *stent*. Com base na discretização da equação que governa o movimento elástico-amortecido dos nós do *stent*, a liberação do *stent* é feita por um processo iterativo a partir do *stent* após sua compressão radial dentro da geometria da artéria. De acordo com o algoritmo original, as coordenadas dos nós do *stent* são atualizadas de acordo com a Eq. (1):

$$P_i^{k+1} = P_i^k + \alpha_i f_i^k \quad (1)$$

na qual o sobrescrito k que representa uma iteração, α_i está relacionado ao tamanho do intervalo de tempo da iteração, à constante de mola de referência e ao coeficiente de amortecimento definidos. Como sugerido no algoritmo original, usamos $\alpha_i = 1$ nos testes iniciais neste trabalho e ainda e, posteriormente, avaliou-se parametricamente o seu impacto no tempo de processamento dos *deployments*. O termo f_i^k representa a força que faz os pontos se deslocarem na direção dos pontos da artéria e depende da posição atual do ponto P_i^k em relação aos seus vizinhos e também das posições desses pontos em um estado relaxado, ou seja, o *stent* antes da crimpagem. Essa formulação permite que o *stent* se expanda em direção à sua configuração relaxada de maneira compatível com seu comportamento elástico. O critério de parada ocorre quando os pontos do *stent* estão a uma distância dos pontos da artéria menor que uma determinada tolerância, que deve ser especificada pelo usuário e maior que $22,5 \mu\text{m}$.

2.3 Experimentos numéricos

Um script foi implementado na linguagem Python utilizando a biblioteca disponibilizada por Nainggolan *et al.* (2021), que executa todos os passos do algoritmo de liberação do *stent*. Utilizamos diferentes geometrias de modelos de artérias com e sem aneurismas similares às geometrias usadas pelos autores para reproduzir seus resultados: tubo cilíndrico, tubo sinuoso, tubo rugoso e um tubo curvado com esfera oca (aneurisma idealizado). Em seguida, aplicamos o algoritmo em dois casos de artérias reais com aneurismas contidas no repositório aberto Aneurisk (veja a Fig. 3).

Os testes numéricos consistiram na avaliação da liberação do *stent* em cada geometria, quantificado pelo tempo de processamento necessário e na avaliação do efeito do nível de refino da malha da artéria modelada. Os arquivos gerados foram visualizados com o auxílio do software ParaView. Os testes foram realizados em um computador com Intel Core

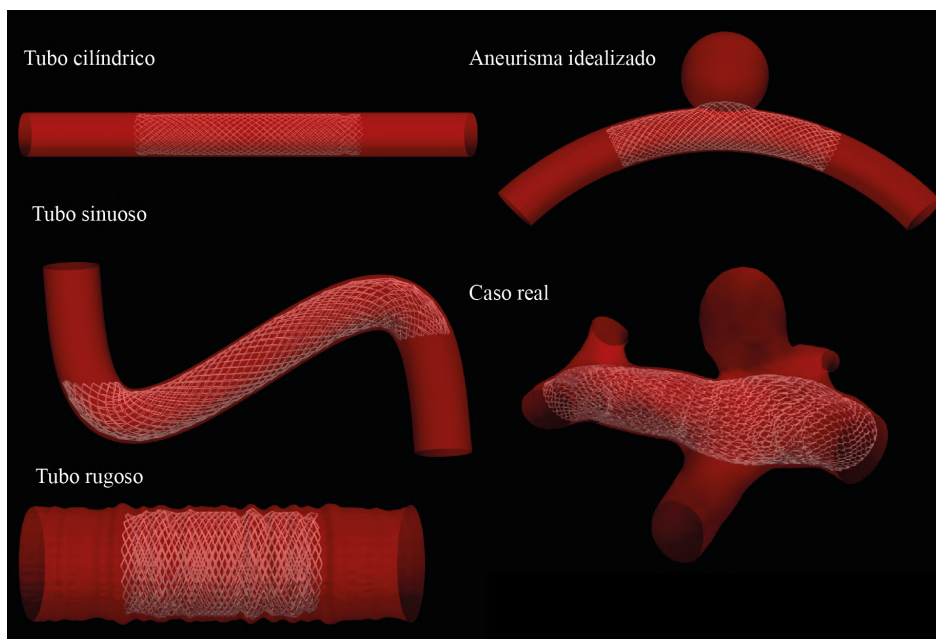


Figura 3: Geometria idealizadas usadas e caso real como exemplo do *stent* liberado no seu interior

i5-5200U e 8 GB de memória RAM.

3. RESULTADOS

3.1 Tempo de processamento em casos idealizados de geometrias

Inicialmente, reproduzimos a análise feita no trabalho de Nainggolan *et al.* (2021), que consiste na aplicação do algoritmo no caso do tubo cilíndrico (artéria idealizada) e variando o número de subdivisões das células da malha da artéria de modo a avaliar o efeito do refino da superfície discretizada (veja a Fig. 4). Os resultados do tempo de processamento estão na Tab. 1. É importante ressaltar que cada subdivisão divide uma célula triangular em 4 células.

Os dados da tabela se assemelham aos obtidos por Nainggolan *et al.* (2021), na qual o tempo de processamento diminui conforme a superfície da artéria é refinada. Entretanto, como esperado devido ao hardware usado neste trabalho, o tempo de liberação do *stent* foi maior. Em seguida, a performance do script foi avaliada com parâmetros diferentes da análise

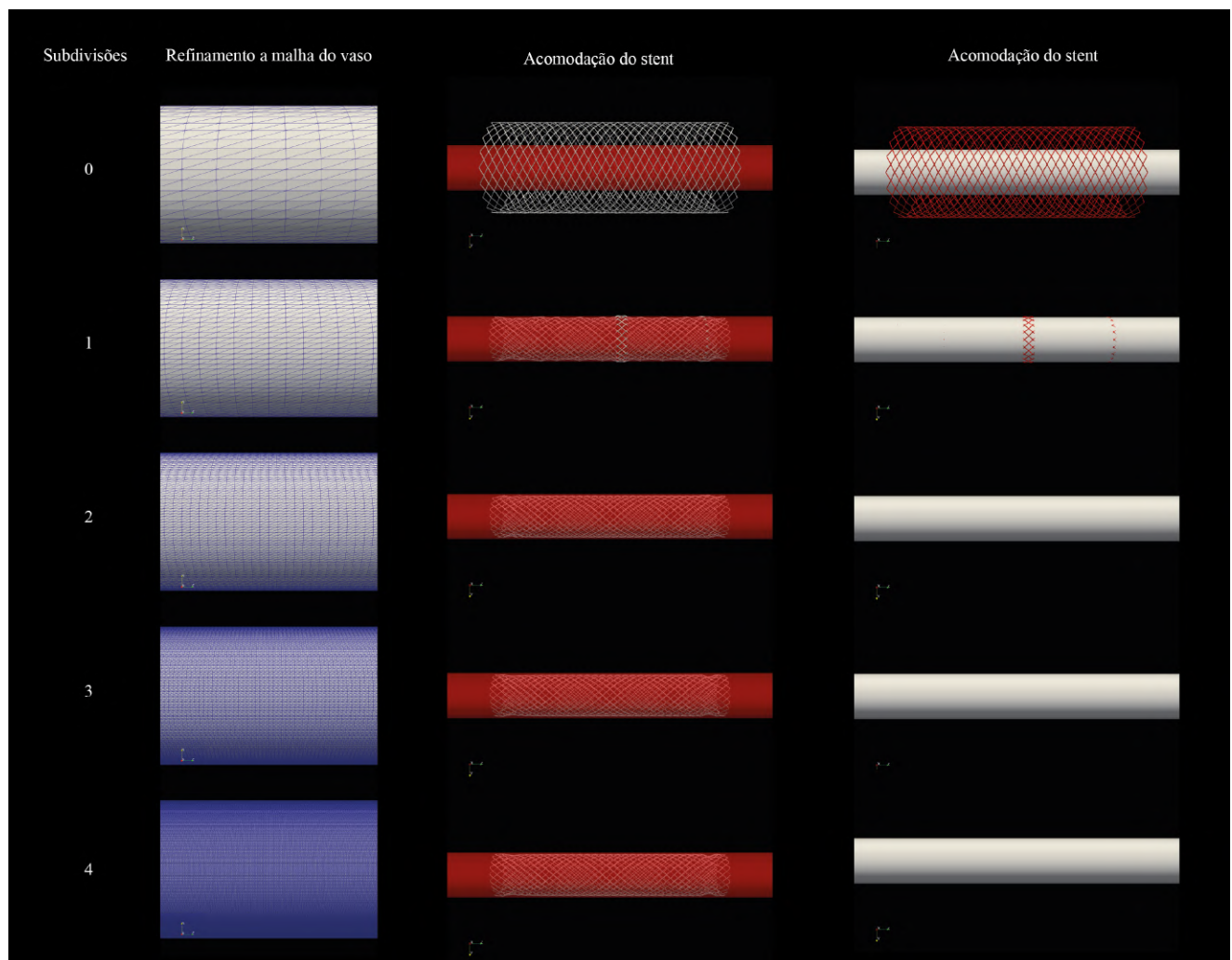


Figura 4: Geometria idealizadas usadas e caso real com exemplo do *stent* liberado no seu interior

Tabela 1: Desempenho conforme o número de subdivisões

Subdivisões	Número de iterações	Número de células do tubo	Número de células do <i>stent</i>	Tempo de liberação [s]	Tempo de processamento total [s]
0	563	4 900	13 763	168,47	194,79
1	14	19 600	15 149	23,02	50,78
2	7	78 400	15 225	21,09	51,67
3	7	313 600	15 229	21,66	49,44
4	7	1 254 400	15 229	26,66	59,55

anterior e para os diferentes casos com o número de subdivisões igual a 3 e para diferentes tipos de *stents*: *stent* helicoidal, *stent* do tipo enterprise e *stent* hexagonal (veja a Tab. 2).

Os dados da tabela mostram que a complexidade do tipo de *stent* afeta substancialmente o tempo de liberação dos *stents*. Isto ocorre devido à quantidade de pontos necessária para criar cada um dos diferentes tipos de *stents* e como seus pontos estão conectados. Estes resultados indicam que o código pode ser otimizado no sentido de diminuir esses tempos de computação.

Tabela 2: Comparação dos tempos de liberação e processamento para diferentes tipos de *stents* e geometrias

Helicoidal			
Geometria	Número de células do vaso	Tempo de liberação (s)	Tempo de processamento total (s)
Tubo cilíndrico	1 267 200	36,80	66,06
Tubo sinuoso	1 267 200	26,46	54,84
Tubo rugoso	5 068 800	58,14	97,16
Aneurisma idealizado	2 302 720	39,14	73,23
Enterprise			
Geometria	Número de células do vaso	Tempo de liberação (s)	Tempo de processamento total (s)
Tubo cilíndrico	1 267 200	258,78	494,93
Tubo sinuoso	1 267 200	331,10	524,86
Tubo rugoso	5 068 800	925,51	1 161,07
Aneurisma idealizado	2 302 720	337,96	546,71
Hexagonal			
Geometria	Número de células do vaso	Tempo de liberação (s)	Tempo de processamento total (s)
Tubo cilíndrico	1 267 200	322,15	560,12
Tubo sinuoso	1 267 200	317,15	553,71
Tubo rugoso	5 068 800	894,92	1 121,14
Aneurisma idealizado	2 302 720	330,97	536,08

3.2 Liberação do *stent* em casos reais

A performance do script também foi avaliada para casos reais, sendo um deles um caso de aneurisma lateral e o outro um caso de aneurisma em bifurcação (veja a Fig. 5).

Na Figura 5, vemos que o resultado da liberação dos *stents* nas geometrias reais de aneurismas é bastante satisfatório, pois a geometria dos *stents* se conforma adequadamente à geometria da artéria. Isto ocorre mesmo no caso de bifurcação, na qual o ajuste pode ser prejudicado devido à presença do outro ramo da bifurcação da artéria principal.

Com relação aos casos idealizados, é importante notar que o tempo de processamento para os casos reais é similar ou inferior, sendo que os casos reais apresentam uma complexidade geométrica bem maior (veja a Tab. 3).

3.3 Variação do parâmetro α

Por fim, foi realizada uma avaliação paramétrica de α_i para dois tipos diferentes de *stents* a fim de explorar a otimização do tempo de liberação do algoritmo, (veja a Fig. 6a e a Fig. 6b). É importante ressaltar que os pontos presentes nos gráficos representam *deployments* bem-sucedidos, nos quais os *stents* não ultrapassaram excessivamente a parede dos vasos (*overshooting*).

Com isso, foi possível perceber que, para diferentes modelos de *stents*, este parâmetro pode ser variado em busca de um valor ótimo para o tempo de liberação dos *stents* e, conseqüentemente, para o tempo total de processamento.

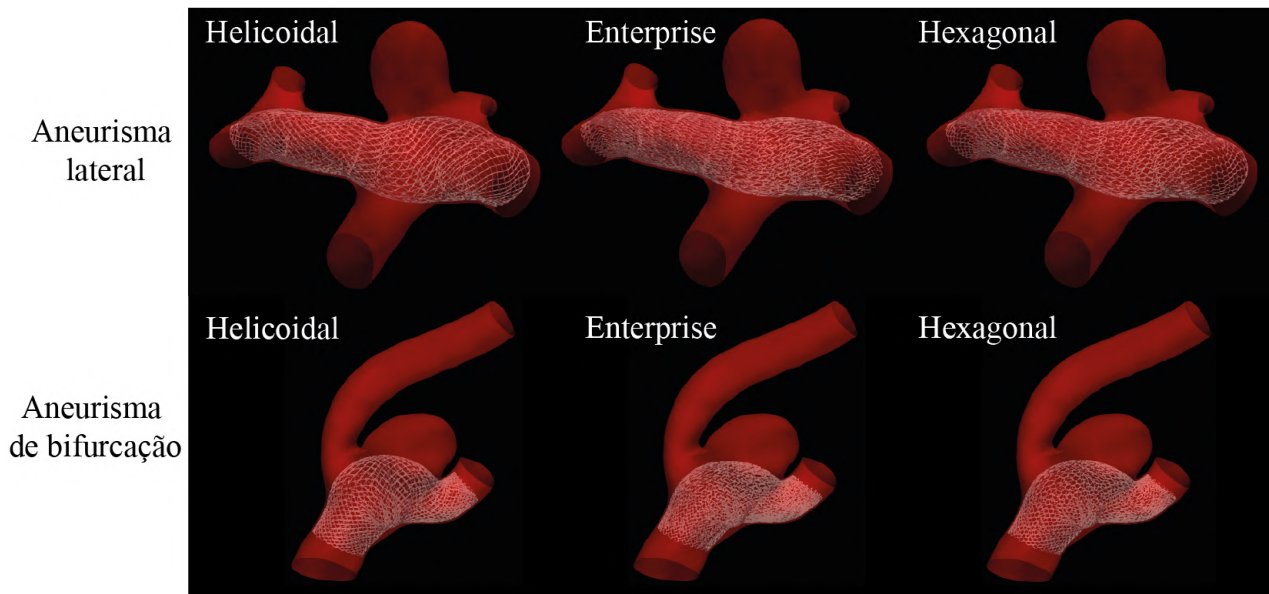


Figura 5: Posição final dos três tipos de *stents* testados em dois casos reais de aneurismas

Tabela 3: Deployment de diferentes designs de stent em diferentes em casos reais de aneurisma

Aneurisma lateral				
Tipo de stent	Número de células do vaso	Número de células do stent	Tempo de liberação (s)	Tempo de processamento total (s)
Helicoidal	466752	38286	209,66	329,1
Enterprise	466752	57146	867,48	1196,3
Hexagonal	466752	58605	831,55	1120,9
Aneurisma de bifurcação				
Tipo de stent	Número de células do vaso	Número de células do stent	Tempo de liberação (s)	Tempo de processamento total (s)
Helicoidal	369216	39646	288,24	405,98
Enterprise	369216	59724	835,01	1130,13
Hexagonal	369216	59027	882,89	1216,16

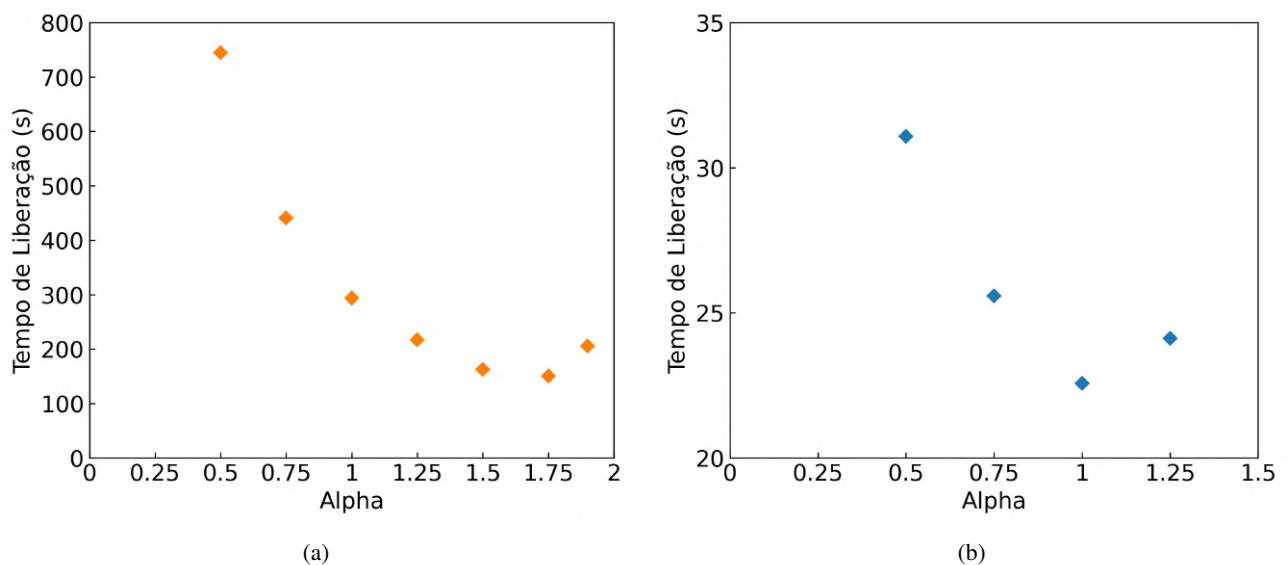


Figura 6: Variação de α na avaliação do deployment do stent (a) enterprise e (b) helicoidal

4. CONCLUSÕES

Neste trabalho, organizamos o algoritmo proposto por Nainggolan *et al.* (2021) em um novo script desenvolvido em Python para liberação de stents em geometrias de aneurismas intracranianos. Reproduzimos os resultados dos autores

satisfatoriamente e testamos o código para novas geometrias de aneurismas mais complexos, como casos de bifurcação. Adicionalmente, incluímos a análise do parâmetro α , uma novidade neste trabalho, e chegamos à conclusão de que existe um valor ótimo para este parâmetro com relação ao tempo de processamento da liberação do stent, que pode ser utilizado para acelerar o processamento total de *deployments* em casos de geometrias mais complexas. Este script foi baseado no código original dos autores citados, assim, poderemos agora proceder com a otimização da biblioteca dos autores, que foi disponibilizada abertamente, para diminuir o tempo de processamento de stents com geometria mais complexa.

5. AGRADECIMENTOS

Este trabalho teve suporte da Pró-reitoria de Pesquisa da UNESP.

6. REFERÊNCIAS

- Bodily, K., Cloft, H., Lanzino, G., Fiorella, D., White, P. and Kallmes, D., 2011. “Stent-assisted coiling in acutely ruptured intracranial aneurysms: A qualitative, systematic review of the literature”. *American Journal of Neuroradiology*, Vol. 32, No. 7, pp. 1232–1236. ISSN 0195-6108. doi:10.3174/ajnr.A2478. URL <https://www.ajnr.org/content/32/7/1232>.
- Dholakia, R., Sadasivan, C., Fiorella, D.J., Woo, H.H. and Lieber, B.B., 2017. “Hemodynamics of flow diverters”. *Journal of Biomechanical Engineering*, Vol. 139, No. 2, p. 021002. ISSN 0148-0731. doi:10.1115/1.4034932. URL <https://doi.org/10.1115/1.4034932>.
- Diagbouga, M.R., Morel, S., Bijlenga, P. and Kwak, B.R., 2018. “Role of hemodynamics in initiation/growth of intracranial aneurysms”. Vol. 48, pp. 1–12. doi:10.1111/eci.12992.
- Etminan, N., Chang, H.S., Hackenberg, K., de Rooij, N.K., Vergouwen, M.D.I., Rinkel, G.J.E. and Algra, A., 2019. “Worldwide incidence of aneurysmal subarachnoid hemorrhage according to region, time period, blood pressure, and smoking prevalence in the population: A systematic review and meta-analysis”. *JAMA Neurology*, Vol. 76, No. 5, pp. 588–597. ISSN 2168-6149. doi:10.1001/jamaneurol.2019.0006. URL <https://doi.org/10.1001/jamaneurol.2019.0006>.
- Fang, Y., Lu, J., Zheng, J., Wu, H., Araujo, C., Reis, C., Lenahan, C., Zhu, S., Chen, S. and Zhang, J., 2020. “Comparison of aneurysmal subarachnoid hemorrhage grading scores in patients with aneurysm clipping and coiling”. *Scientific Reports*, Vol. 10, p. 9199. doi:10.1038/s41598-020-66160-0.
- Hop, J.W., Rinkel, G.J., Algra, A. and van Gijn, J., 1997. “Case-fatality rates and functional outcome after subarachnoid hemorrhage”. *Stroke*, Vol. 28, No. 3, pp. 660–664. doi:10.1161/01.STR.28.3.660. URL <https://www.ahajournals.org/doi/abs/10.1161/01.STR.28.3.660>.
- Larrabide, I., Radaelli, A. and Frangi, A., 2008. “Fast virtual stenting with deformable meshes: Application to intracranial aneurysms”. Vol. 11, pp. 790–7. ISBN 978-3-540-85989-5. doi:10.1007/978-3-540-85990-1_95.
- Malmivaara, K., Juvela, S., Hernesniemi, J., Lappalainen, J. and Siironen, J., 2012. “Health-related quality of life and cost-effectiveness of treatment in subarachnoid haemorrhage”. *European Journal of Neurology*, Vol. 19, No. 11, pp. 1455–1461. doi:https://doi.org/10.1111/j.1468-1331.2012.03744.x. URL <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1111/j.1468-1331.2012.03744.x>.
- Nainggolan, B., Putra, N.K. and Suprijanto, 2021. “A fast virtual stenting simulation framework for lattice-based flow diverter stent design exploration and evaluation”. In *2021 International Conference on Instrumentation, Control, and Automation (ICA)*. pp. 100–105. doi:10.1109/ICA52848.2021.9624474.
- Paliwal, N., Yu, H., Xu, J., Xiang, J., Siddiqui, A.H., Yang, X., Li, H. and and, H.M., 2016. “Virtual stenting workflow with vessel-specific initialization and adaptive expansion for neurovascular stents and flow diverters”. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, Vol. 19, No. 13, pp. 1423–1431. doi:10.1080/10255842.2016.1149573. URL <https://doi.org/10.1080/10255842.2016.1149573>. PMID: 26899135.
- Saqr, K.M., Rashad, S., Tupin, S., Niizuma, K., Hassan, T., Tominaga, T. and Ohta, M., 2020. “What does computational fluid dynamics tell us about intracranial aneurysms? a meta-analysis and critical review”. *Journal of Cerebral Blood Flow & Metabolism*, Vol. 40, No. 5, pp. 1021–1039. doi:10.1177/0271678X19854640. URL <https://doi.org/10.1177/0271678X19854640>. PMID: 31213162.
- Vlak, M.H.M., Rinkel, G.J.E., Greebe, P. and Algra, A., 2013. “Risk of rupture of an intracranial aneurysm based on patient characteristics: a case-control study”. *Stroke*, Vol. 44, No. 5, p. 1256–1259. ISSN 0039-2499. doi:10.1161/strokeaha.111.000679. URL <https://www.ahajournals.org/doi/pdf/10.1161/STROKEAHA.111.000679>.

7. RESPONSABILIDADE PELAS INFORMAÇÕES

Os autores são os únicos responsáveis pelas informações incluídas neste trabalho.