



HEART BEATS

INTRA-AORTIC SOLUTIONS

Como surgiu o Projeto Heart Beats...

- A ideia de um projeto inovador e disruptivo como este vem da crescente busca de novos métodos de assistência cardíaca;
- Apresentado pelo Doutor José Honório Palma e sua equipe, à este método de assistência pulsátil.
- Como ponto de partida, o protótipo mostrado ainda era rudimentar, e sem maiores explicações dos pontos à seguirmos.



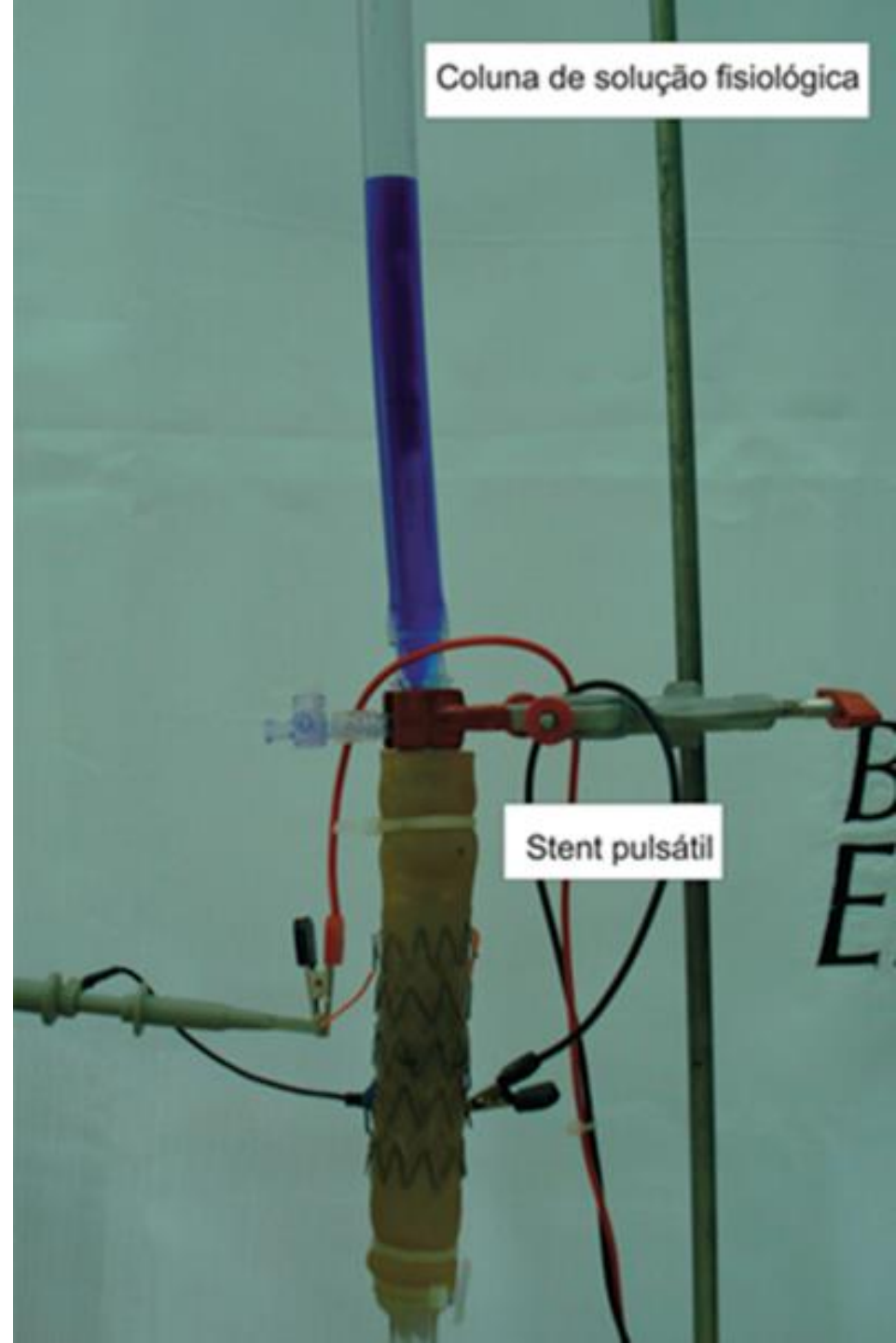
Protótipos que deram início ao projeto.

Fonte: Equipe HCOR.

Como surgiu o Projeto Heart Beats

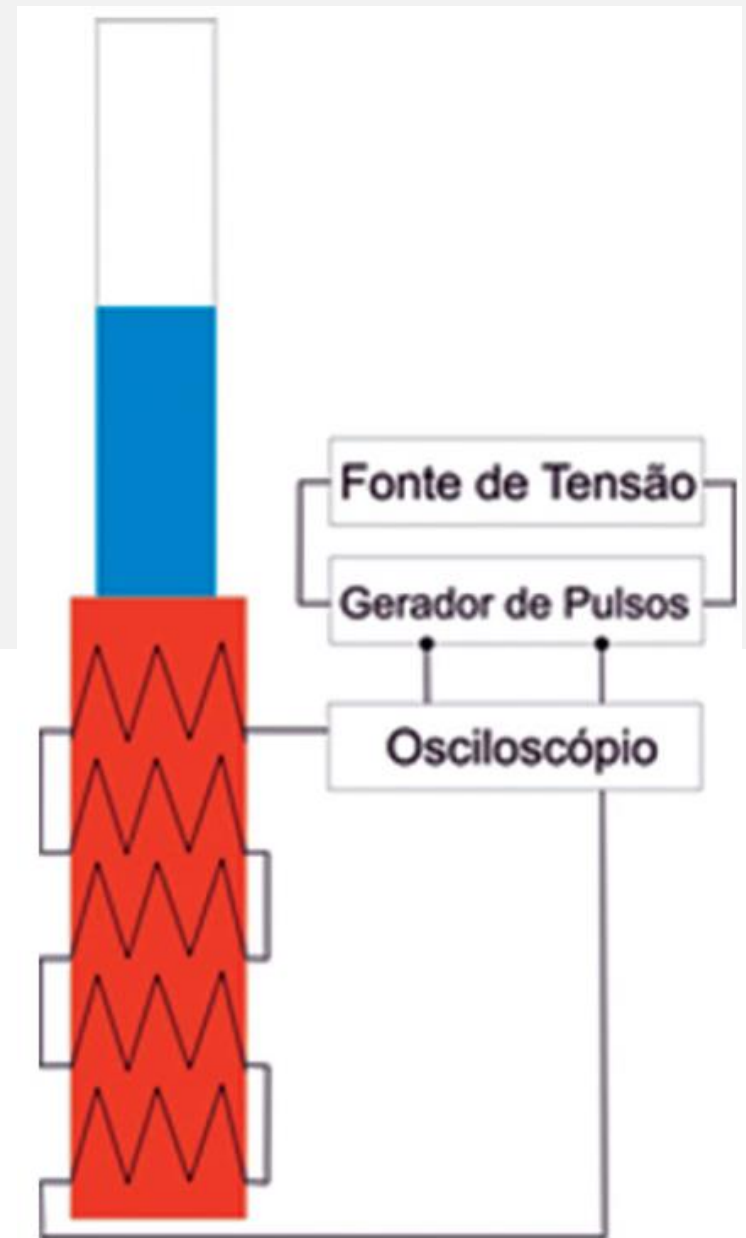
- Ensaio experimental realizado por Dr. José Honório Palma e sua equipe multidisciplinar¹;
- O objetivo deste estudo foi descrição do comportamento de uma endoprótese contrátil com capacidade de pulsação crônica no interior da aorta descendente, de maneira semelhante aos efeitos produzidos pelo balão intra-aórtico.
- Endopróteses pulsáteis compostas de níquel-titânio (liga com efeito memória de forma) foram posicionadas de forma a envolver um tubo de látex, simulando o deslocamento do fluido.

¹ Palma J. H., Gaia D. F., Caputi G., Agreli G., Breda J. R., Braile D. M., Buffolo E. **Stent Aórtico Pulsátil: Uma Nova Alternativa na Assistência Ventricular Crônica**, Rev Bras Cir Cardiovasc 2013; 28(2):217-23.



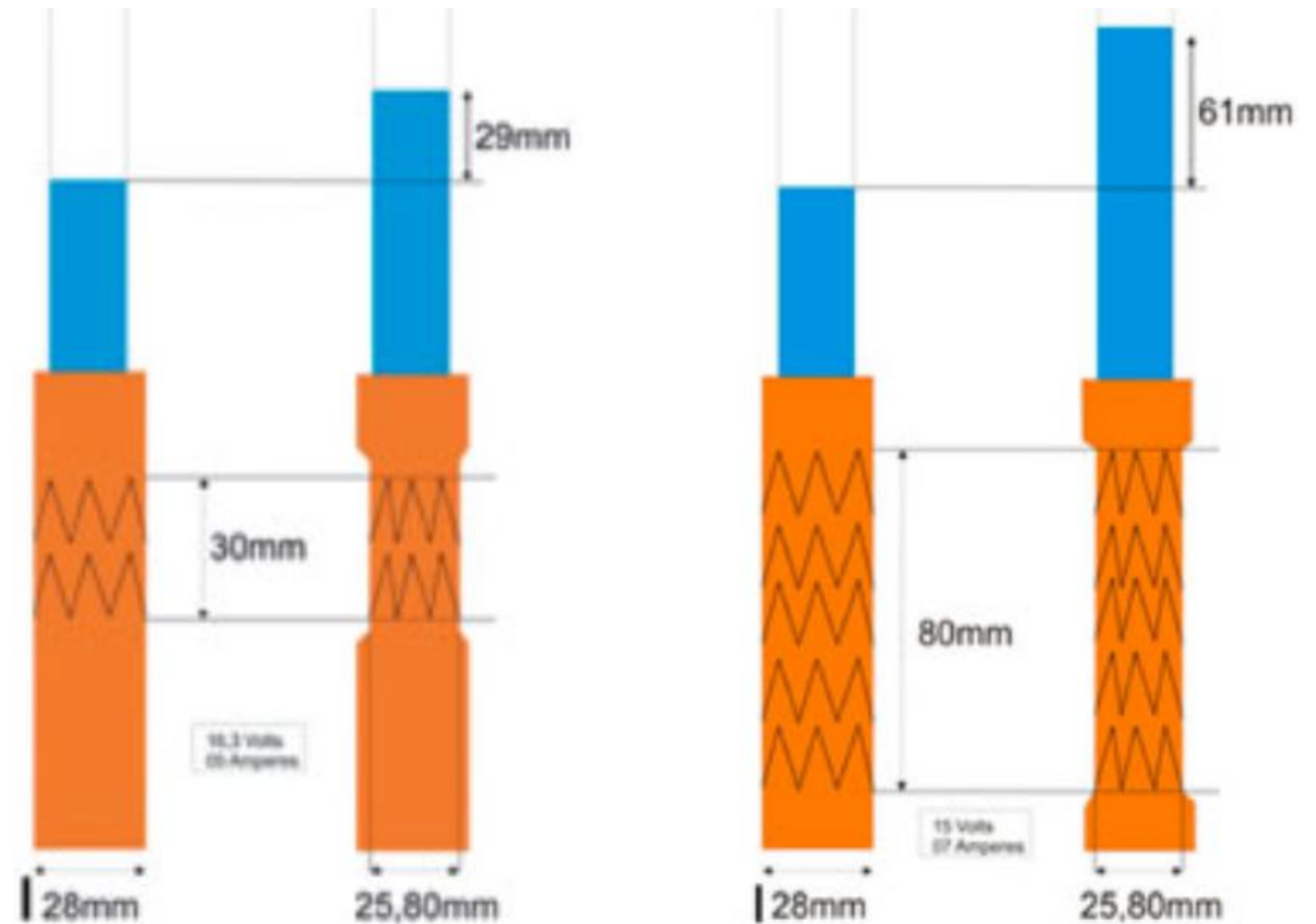
METODOLOGIA

- Diferentes correntes elétricas foram aplicadas a unidades ligadas em série, de modo a causar contração da estrutura e deslocamento de uma coluna líquida.
- Foram realizadas duas sequências de testes, para duas disposições de *stents*, onde uma delas era composta por duas gaiolas, e a outra composição de 5 gaiolas:
 - Primeiro teste: ambas as concepções - tensão de 16,7 Volts e corrente de 5 amperes;
 - Segundo teste: ambas concepções - tensão de 15 volts e corrente de 7 amperes.

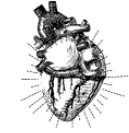


RESULTADOS:

- Na primeira sequência de testes, obteve-se o efeito pulsátil dos 2 stents, havendo contração do tubo e deslocamento da coluna d'água suficientes para validar o efeito
- Na primeira etapa, para as duas tensões e correntes plicadas, ejetou-se um volume de 2,6 mL por ciclo;
- Na segunda etapa, conseguiu-se uma variação de 7,4 mL por ciclo.

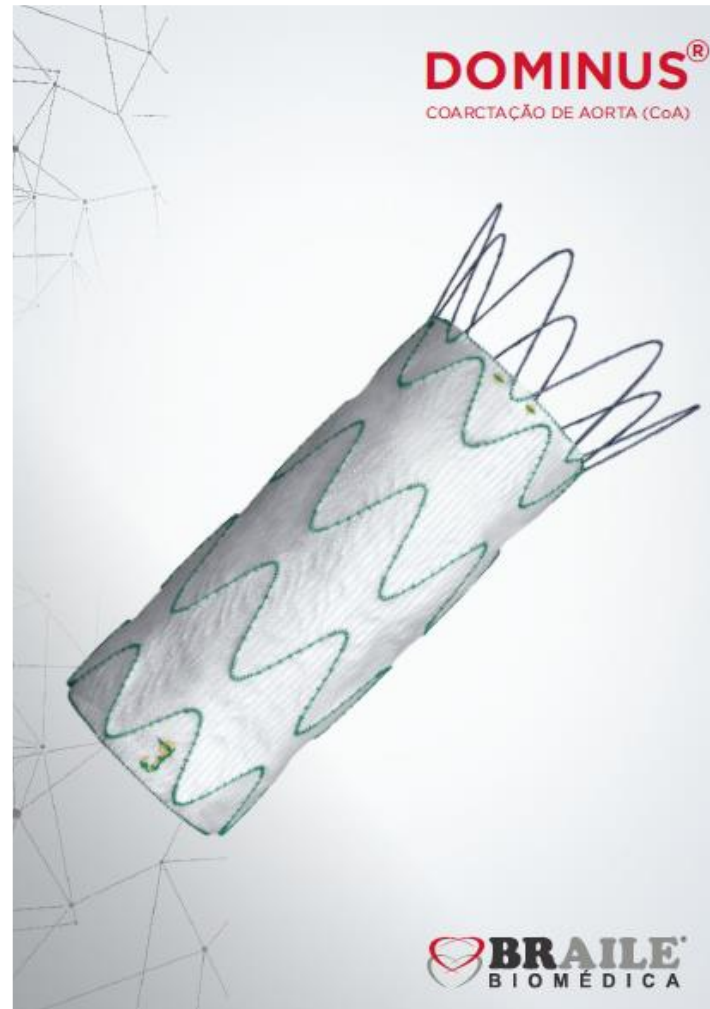


Principal fator limitante levantado:



HEART BEATS
INTRA-AORTIC SOLUTIONS

- Aquecimento do material – Temperatura na endoprótese de Nitinol, deve ser de 60°C, para ocorrer o efeito memória de forma;
- Material ainda não é o ideal esta aplicação;
- Hoje, já existem produtos patenteados, que ainda sim têm campo para melhorias aplicadas;
- Existe a necessidade do uso de uma bateria de grande porte extracorpórea.



Endoprótese metálica autoexpansível com revestimento de poliéster de baixa porosidade e estrutura de Nitinol. Para correção endovascular de coarctação de aorta.

ALTA FORÇA RADIAL

► **Sutura**
Suturas em poliéster para fixação do esqueleto metálico

► **Revestimento**
Poliéster tubular de baixa porosidade

► **Nitinol**
Liga metálica superelástica com memória térmica
Grande resistência à corrosão e fadiga

800mm

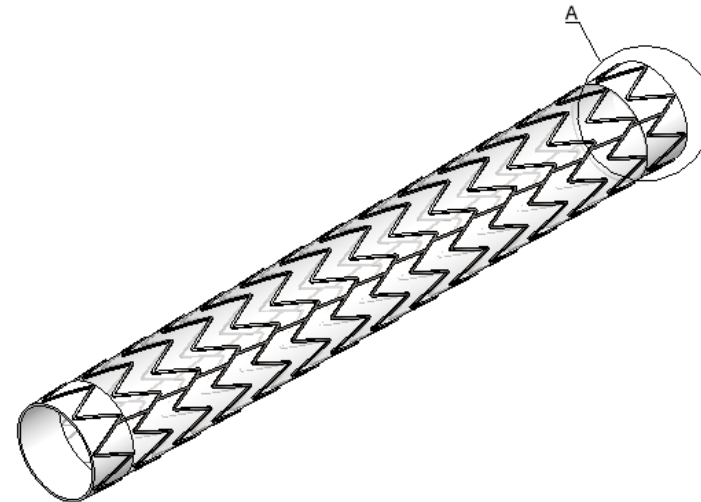
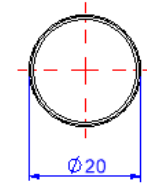
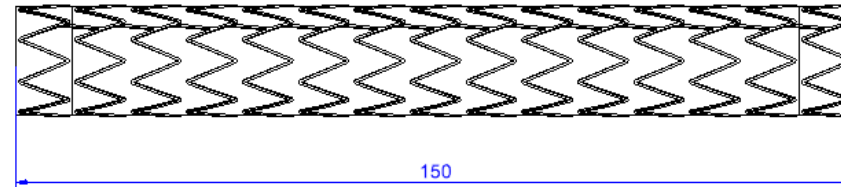
A B C

A	B	C
DIÂMETRO (MM)	COMPRIMENTO (MM)	ACABAMENTO
18 - 20 - 22	50 mm	Free Flow - 25 mm
18 Fr		Open Web

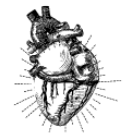
* Consulte disponibilidade de outras medidas.

Concepção e Montagem do *Stent* intra-aórtico

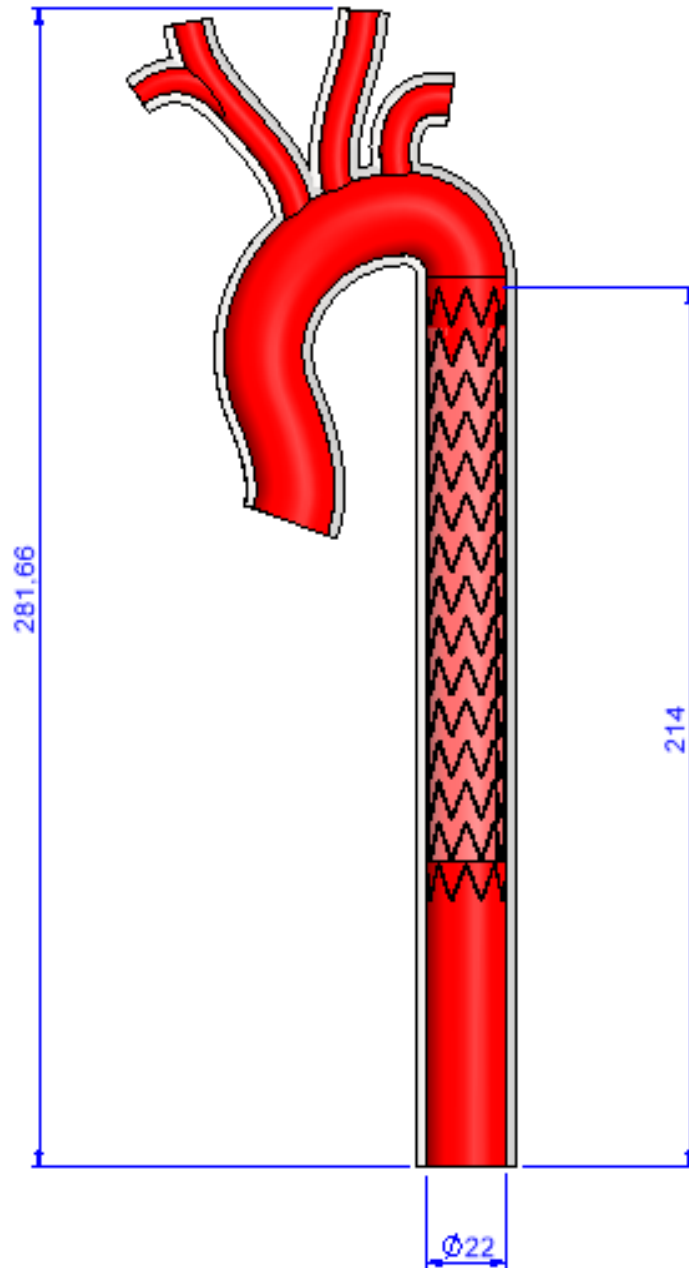
- A forma de inserção deste tipo de assistência, é pela aorta através de um cateter. O *stent* deve estar comprimido e após posicionado, o cateter é inflado para expandi-lo e fixá-lo na posição desejada.
- A fixação é feita através de uma endoprótese metálica expansível com revestimento de poliéster de baixa porosidade e estrutura Nitinol.



A
Custom 2 : 1



Esquemáticação *Stent* Intra- Aórtico Pulsátil



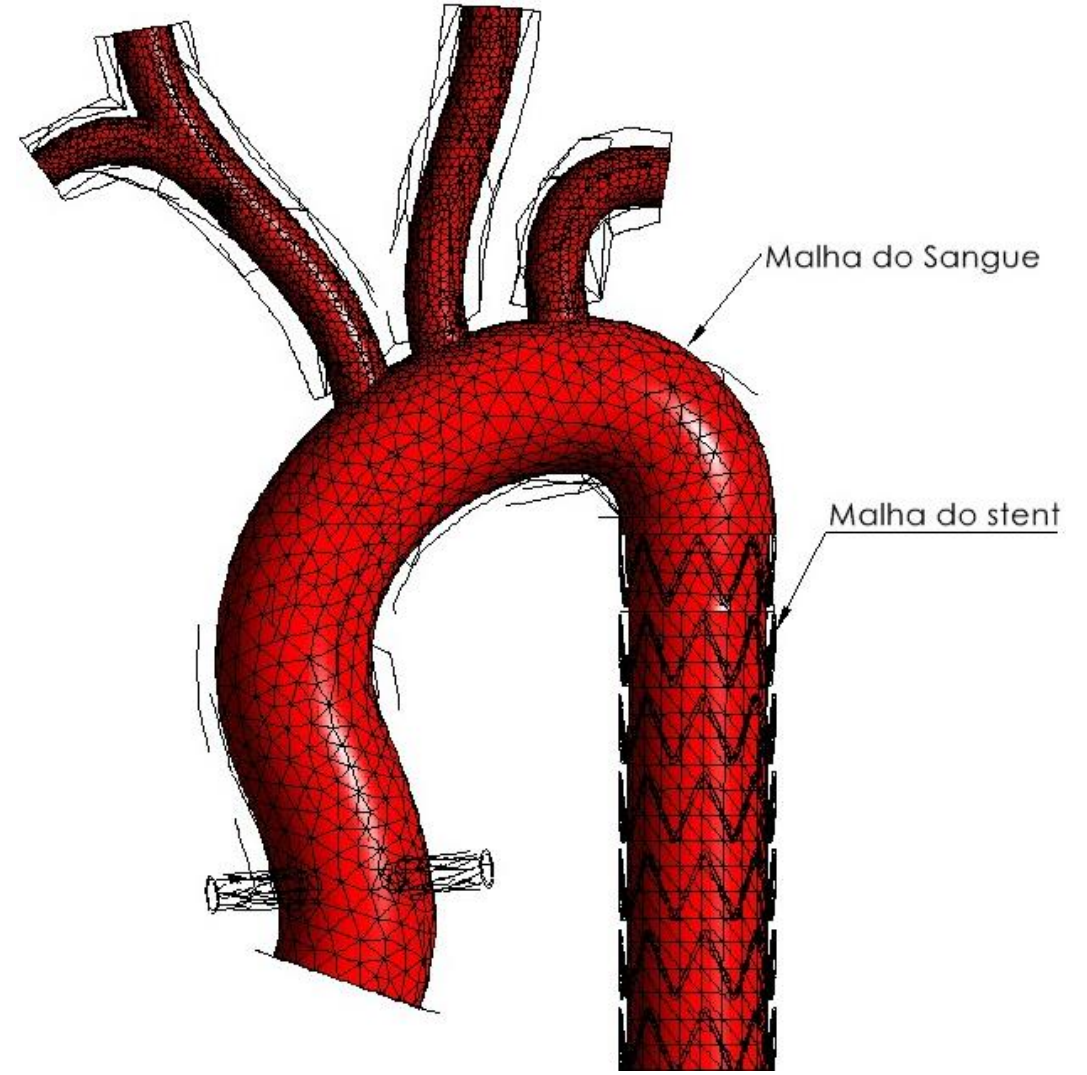
HEART BEATS
INTRA-AORTIC SOLUTIONS

STENT NO INTERIOR
DA AORTA

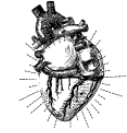
Fonte : Autores.

Simulações computacionais – Ansys R2 2020 - FSI

- Modo *Fluid Structure Interaction (FSI)*:
 - *Módulo: Transient Structural;*
 - *Módulo Fluent;*



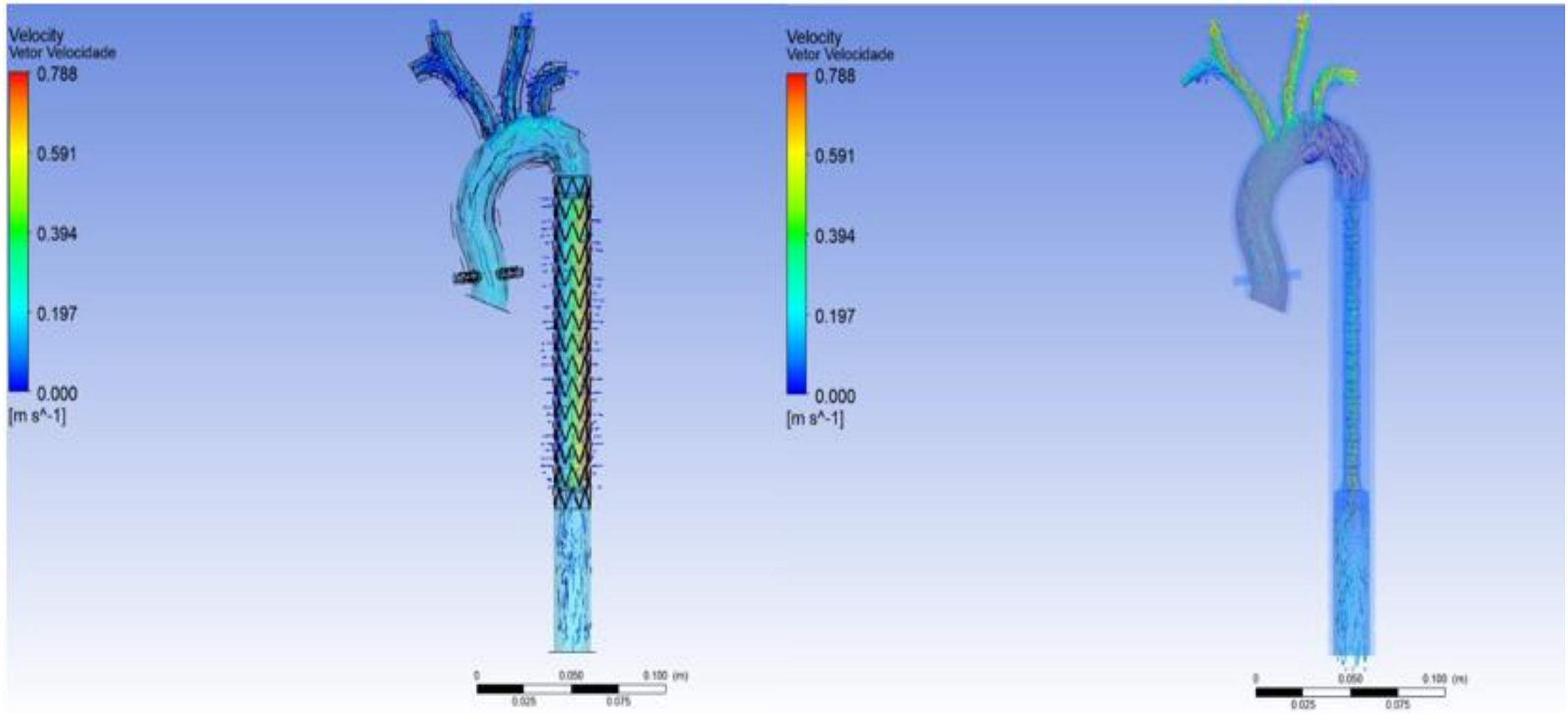
Fonte: Autores.



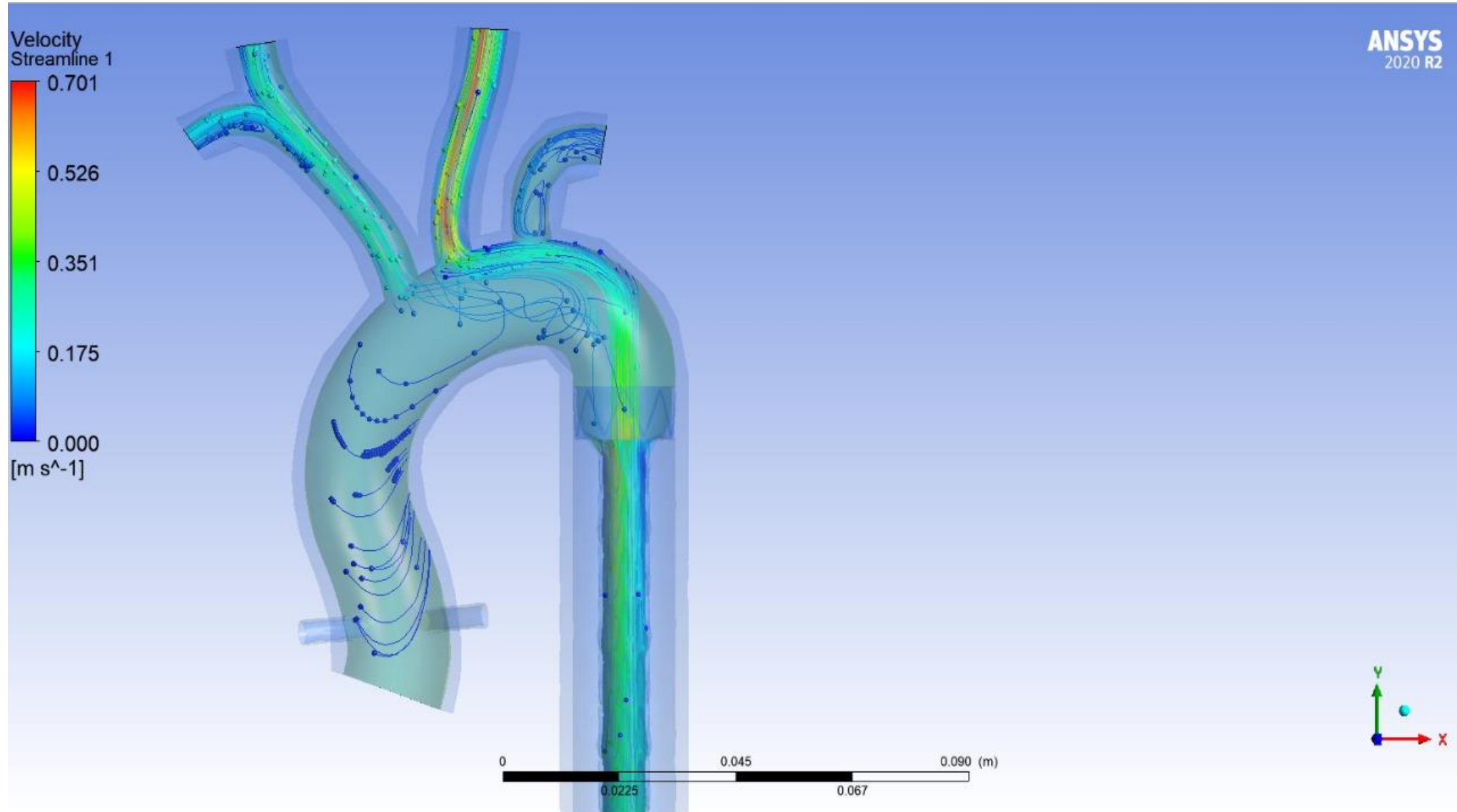
Condições de Contorno:

- Sangue como fluido newtoniano, devido ao grande calibre aórtico.
- Na aorta, o escoamento do sangue tem característica laminar. Entretanto, devido ao atrito com parede do *stent* e/ou alguma obstrução, este pode apresentar regime turbulento. Por isso, foi necessário a utilização de modelo de turbulência $k - \omega$.
- Parâmetros de entrada para simulação:
 - Pressão de entrada em 70 mmHg
 - Tempo de contração do *stent*: $0,65 \text{ segundos}$ (*Diástole média*);
 - Tempo de expansão do *stent*: $0,45 \text{ segundos}$ (*até o fim da diástole e início da sístole*).
 - Fluxo de massa de sangue na entrada: $0,09 \text{ kg/s}$ (que representam $5,0 \text{ L/min}$).
 - Deslocamento da parede do *stent*: $5,0 \text{ mm}$ ($D_i = 20,0 \text{ mm}$ e $D_f = 10,0 \text{ mm}$).
 - Temperatura de entrada do sangue: 37°C .

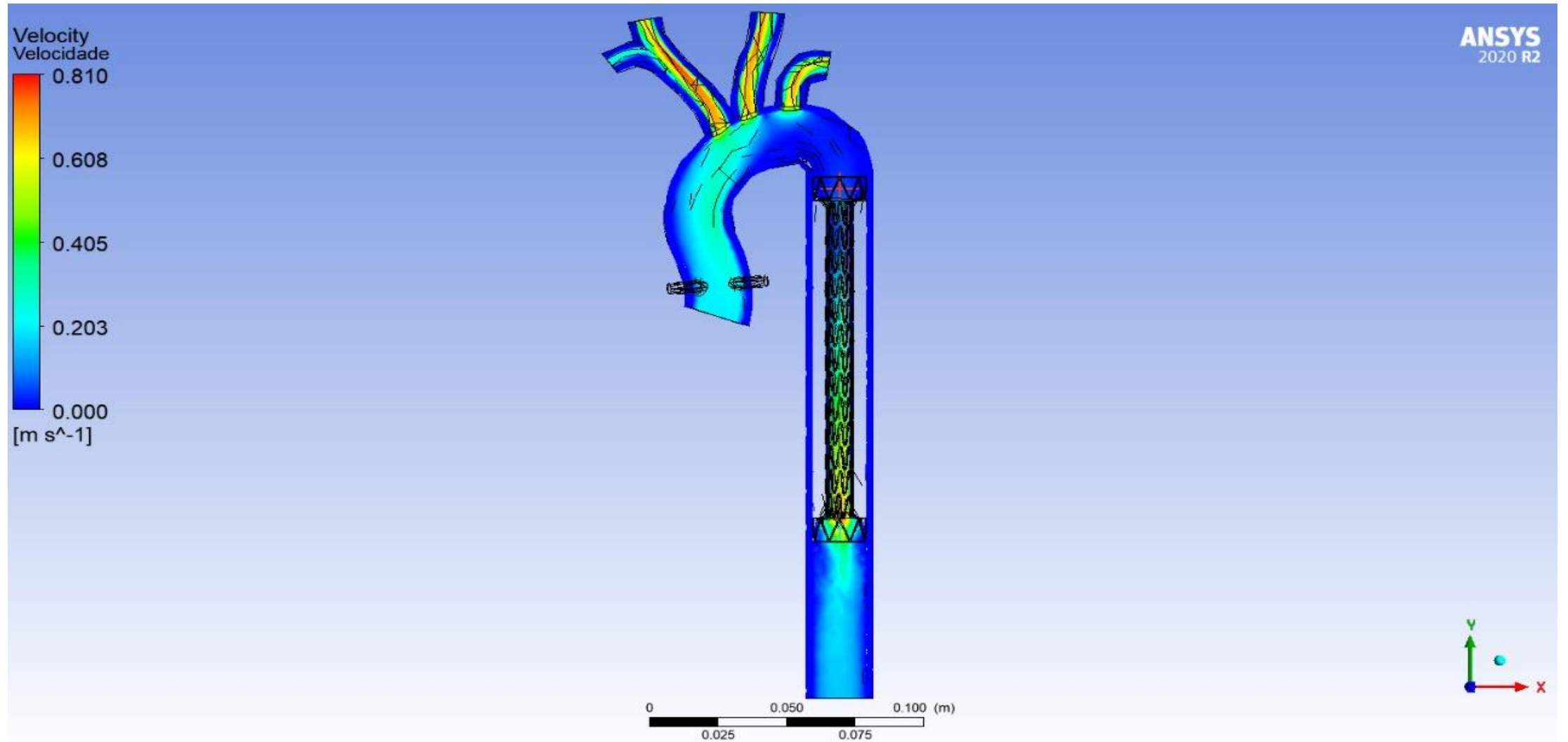
Linhas de Corrente



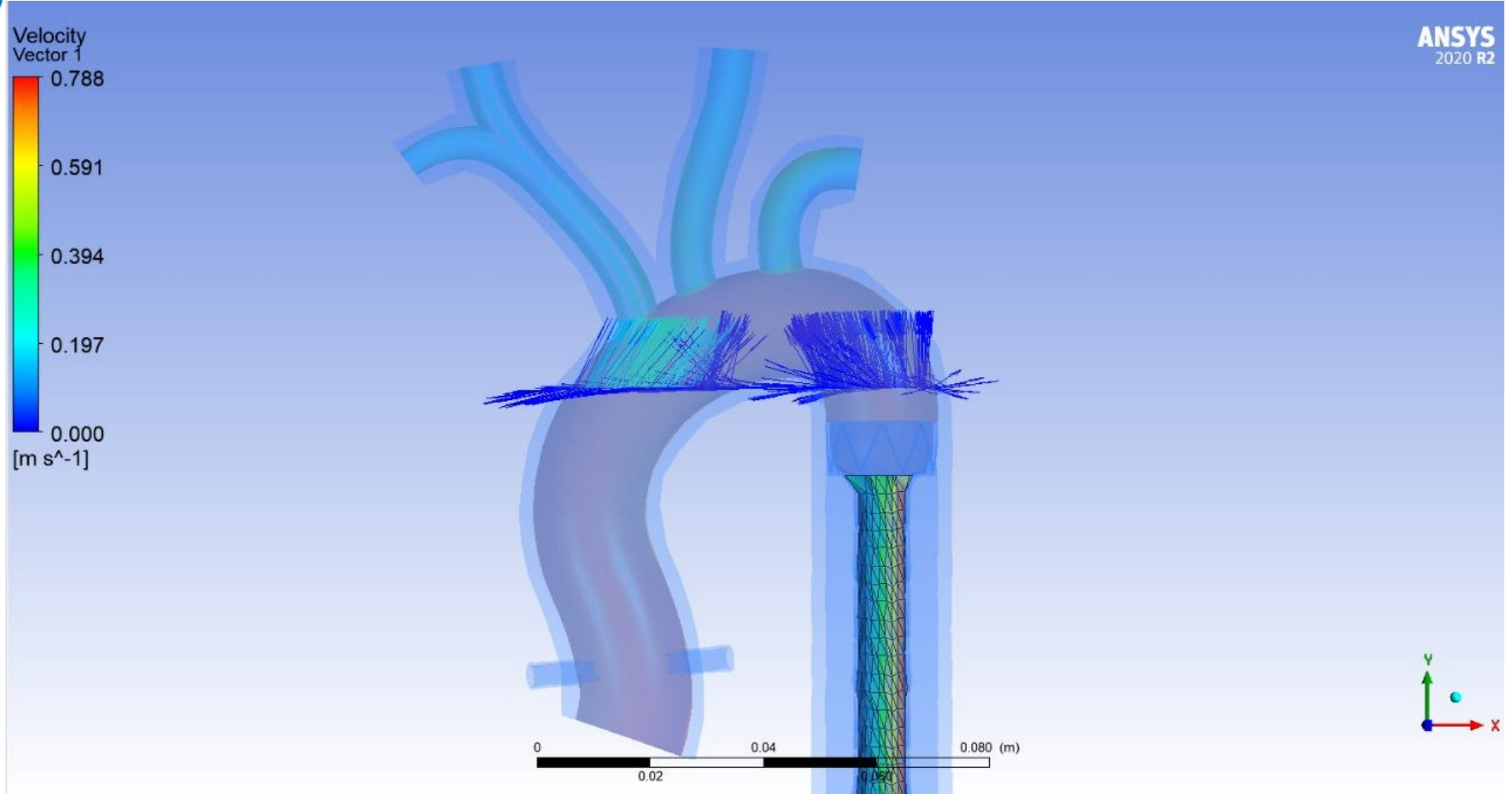
Linhas de Corrente



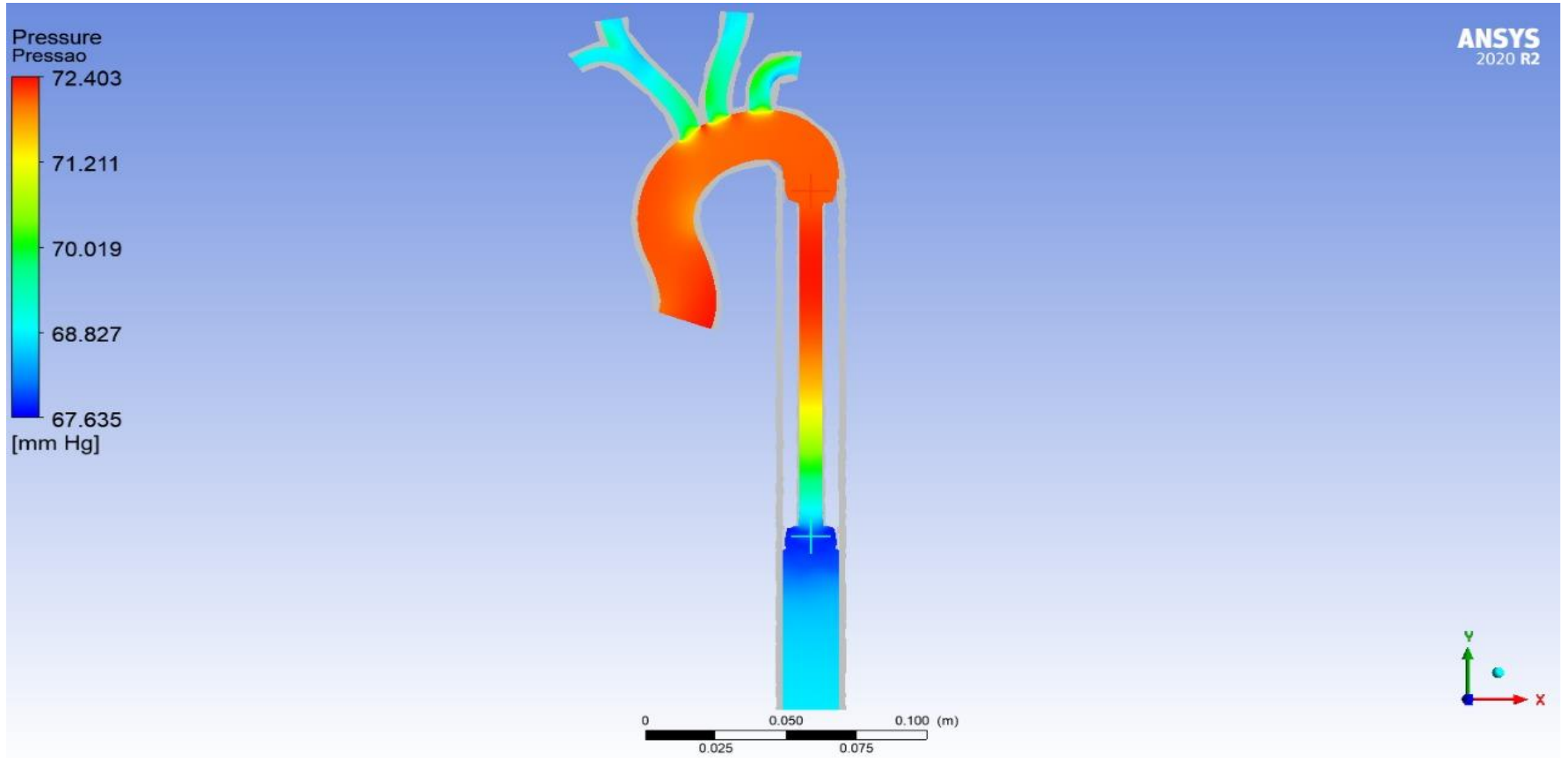
Velocidade de Escoamento



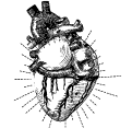
Vetores de Velocidade



Distribuição de Pressão



Discussão: Estimativa da Energia mínima necessária através do Trabalho realizado pelo Sangue:



$$\tau = p \cdot \Delta V$$

$$D_{inicial} = 20 \text{ mm}$$

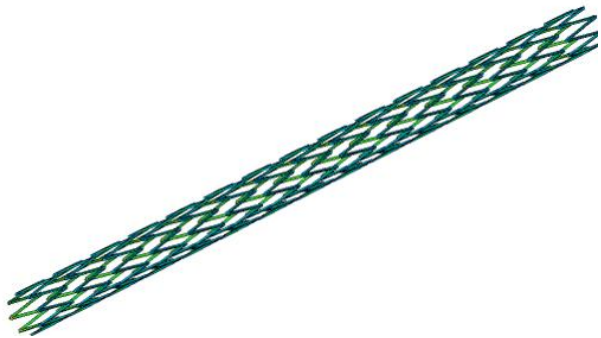
$$D_{final} = 10 \text{ mm}$$

$$l_{stent} = 150 \text{ mm}$$

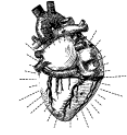
$$V_{inicial} = \frac{\pi \cdot (20 \cdot 10^{-3})^2}{4} \cdot (150 \cdot 10^{-3}) = 4,712 \cdot 10^{-5} \text{ m}^3$$

$$V_{final} = \frac{\pi \cdot (10 \cdot 10^{-3})^2}{4} \cdot (150 \cdot 10^{-3}) = 1,178 \cdot 10^{-5} \text{ m}^3$$

$$\Delta V = |1,178 \cdot 10^{-5} - 4,712 \cdot 10^{-5}| = 3,534 \cdot 10^{-5} \text{ m}^3$$



Discussão: Estimativa da Energia mínima necessária através do Trabalho realizado pelo Sangue:



- A partir da simulação computacional, os valores de pressão média, foram obtidos para determinação do trabalho mínimo realizado pelo fluido:

$$p_{med} = 73,654 \text{ mmHg} \rightarrow 9,5474 \text{ kPa (SI)}$$

$$\tau = p_{med} \cdot \Delta V$$

$$\tau = (9,5474 \cdot 10^3) \cdot (3,534 \cdot 10^{-5}) = 0,337 \text{ J}$$

Discussão: Estimativa da Energia mínima necessária através do Trabalho realizado pelo Sangue:



- Vale para o instante de tempo, em que o *stent* está em sua contração máxima, ou seja, a variação de pressão tem seu valor estimado pela média deste ciclo. O valor encontrado, deve ser considerado para um ciclo de contração:

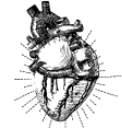
$$\tau_{stent \rightarrow fluido} = 0,337 \text{ J/c ciclo}$$

- Considerando que o funcionamento siga a regra de 1,0 ciclo/segundo, onde considera-se 0,65 segundo para contração do *stent* e 0,45 segundo para que haja expansão:

$$E_{mín. nec.} = \tau_{stent \rightarrow fluido} \cdot \frac{n^{\circ} \text{ de ciclos}}{\text{segundo}}$$

$$E_{mín. nec.} = 0,337 \frac{J}{\text{ciclo}} \cdot 1,0 \frac{\text{ciclo}}{s} = 0,337 \text{ W}$$

Discussão: Estimativa do Volume de Sangue Deslocado



- Considerando-se o volume de contração, podemos ver a seguinte relação:

$$\Delta V = 3,534 \cdot 10^{-5} \text{ m}^3$$

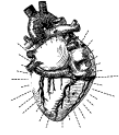
- Esta variação volumétrica, considerada pela variação de diâmetro no *stent*, podemos verificar que:

$$V_{\text{Sangue deslocado}} = \Delta V_{\text{Contração stent}}$$

- Sendo assim:

$$V_{\text{Sangue deslocado}} = 3,534 \cdot 10^{-5} \text{ m}^3 / \text{ciclo} = 35,34 \text{ mL} / \text{ciclo}$$

Discussão: Estimativa do Volume de Sangue Deslocado



- Porém, esta variação é válida para um ciclo de atuação do stent (ciclo este, como vimos de 1,0 ciclo/segundo). Se verificarmos esta quantidade impulsionada, por minuto temos a seguinte relação:

1,0 segundo → 1 ciclo

1,0 minuto → 60 segundos

Logo:

1,0 minuto → 60 ciclos

Sendo assim:

$$V_{Sangue\ deslocado} = 35,34 \cdot 60 = 2120,4 \text{ mL/min}$$

ou

$$V_{Sangue\ deslocado} = 35,34 \cdot 60 = 2,12 \text{ L/min}$$

Discussão: Estimativa do Volume de Sangue Deslocado



- O já consolidado balão intra-aórtico, trabalha com contra pulsação. A partir destas informações, e dos resultados gerados empiricamente para o balão:

0,85 segundo → 1 ciclo

1,0 minuto → 60 segundos

Logo:

1,0 minuto → 70,6 ciclos

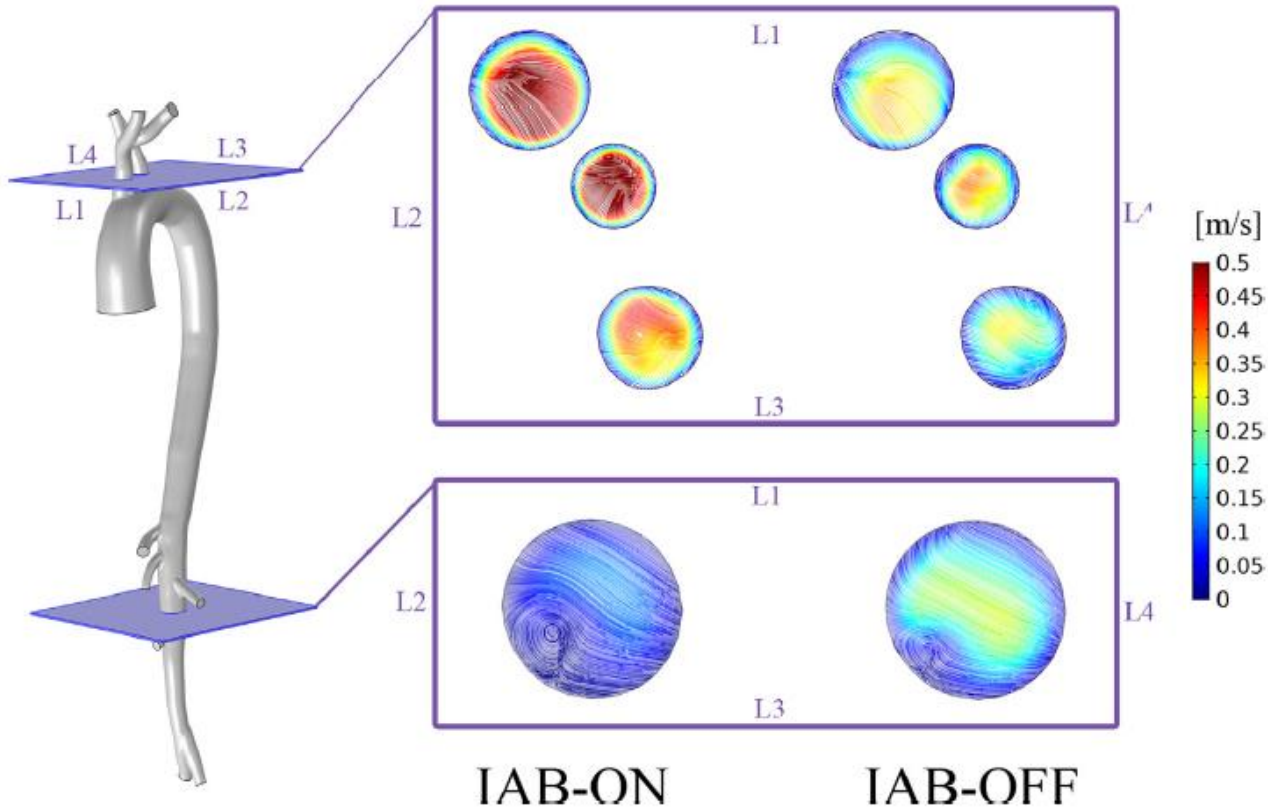
Sendo assim:

$$V_{sangue\ deslocado}^{B.I.A.} = 25,00 \cdot 70,6 = 1765 \text{ mL/min}$$

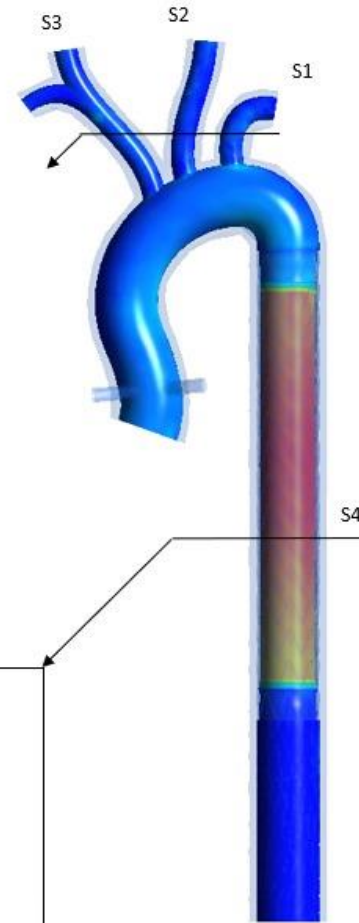
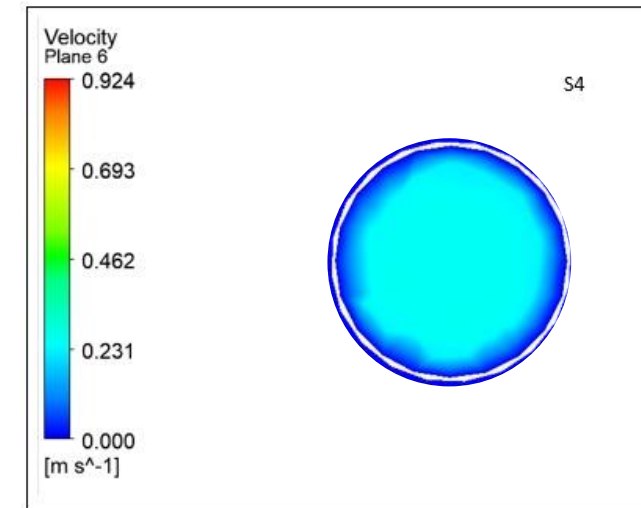
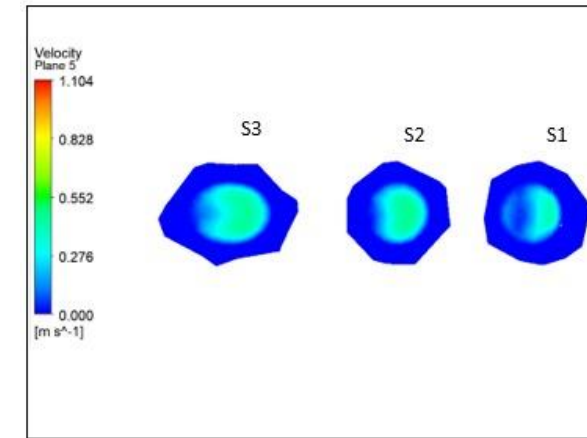
ou

$$V_{sangue\ deslocado}^{B.I.A.} = 1,77 \text{ L/min}$$

Comparação de resultados: Velocidade



Stent Expandido

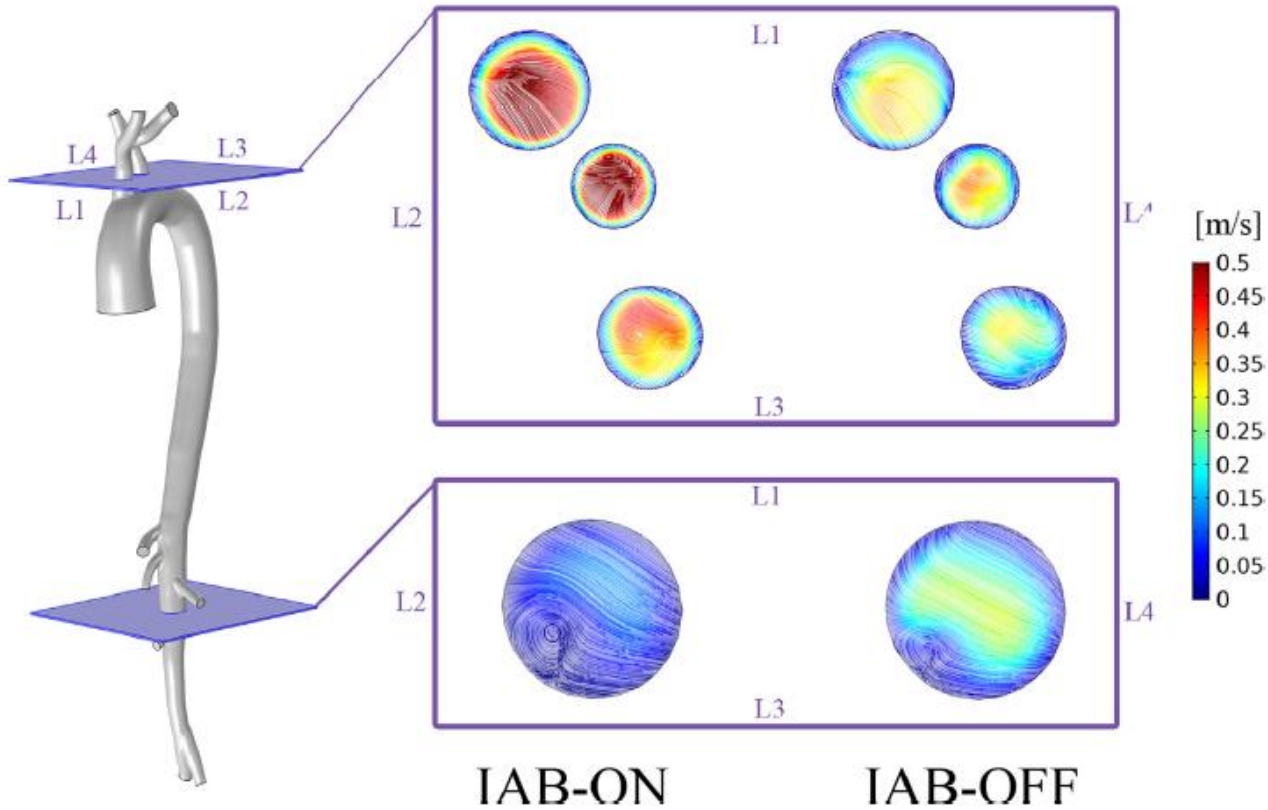


Fonte: A CFD investigation of intra-aortic balloon pump assist ratio effects on aortic hemodynamics.²

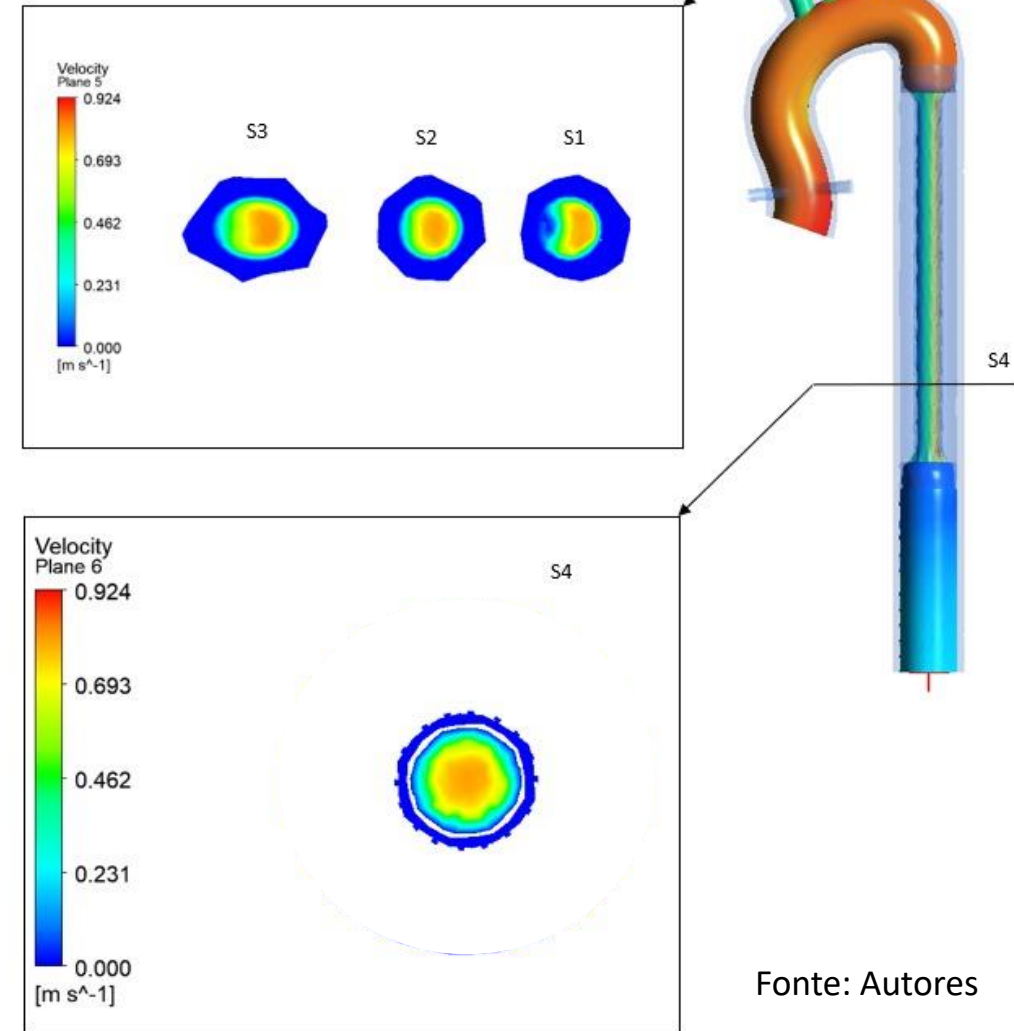
Fonte: Autores

²CARUSO, Maria Vittoria; GRAMIGNA, Vera; FRAGOMENI, Gionata. A CFD investigation of intra-aortic balloon pump assist ratio effects on aortic hemodynamics . Nalecz Institute of Biocybernetics and Biomedical Engineering of the Polish Academy of Sciences, vol. 39, Janeiro – março 2019. Disponível em: <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S0208521618303371>. Acesso em: 15 set. de 2020.

Comparação de resultados: Velocidade



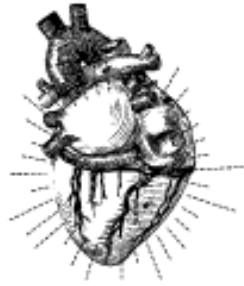
Stent em Contração.



Fonte: A CFD investigation of intra-aortic balloon pump assist ratio effects on aortic hemodynamics.²

Fonte: Autores

² CARUSO, Maria Vittoria; GRAMIGNA, Vera; FRAGOMENI, Gionata. **A CFD investigation of intra-aortic balloon pump assist ratio effects on aortic hemodynamics**. Nalecz Institute of Biocybernetics and Biomedical Engineering of the Polish Academy of Sciences, vol. 39, Janeiro – março 2019. Disponível em: <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S0208521618303371>. Acesso em: 15 set. de 2020.



HEART BEATS

INTRA-AORTIC SOLUTIONS

Considerações Finais

- Nota-se que este é um projeto com inúmeras nuances que ainda necessitarão de maior detalhamento. Hoje a principal tratativa à ser estudada, é o material ideal. Questão essa, que ainda depende dos avanços desta área de estudo. Entretanto, este avanço já vem ocorrendo !!
- Ao analisar-se a questão dos materiais com efeito memória de forma, já somos capazes de enxergar aumento na gama de aplicações e formas de manipulação destes, estão evoluindo.
- Antes, tais materiais necessitavam de grande energia, seja ela térmica, magnética ou elétrica, porém a cada dia vemos estas aplicações mais e mais imersas nas áreas da saúde como: *stents* fixos, aparelhos ortodônticos, estudos para utilização em ossos de ligas NiTi, luvas de reabilitação motora para tratamento ortopédico e até aplicações aeronáuticas, como fios para armação dos *flaps* em aeronaves.

Aplicações em Fraturas – Grampo de Judet



Villarinho, D. J., Schaeffer L., Saueressig, M. G., Macedo B. R., Baldissera D., Neto, A. V. M. ,
**Estudo preliminar do Grampo de Judet de Nitinol e sua possível aplicação em Tórax Instável.,
2010**

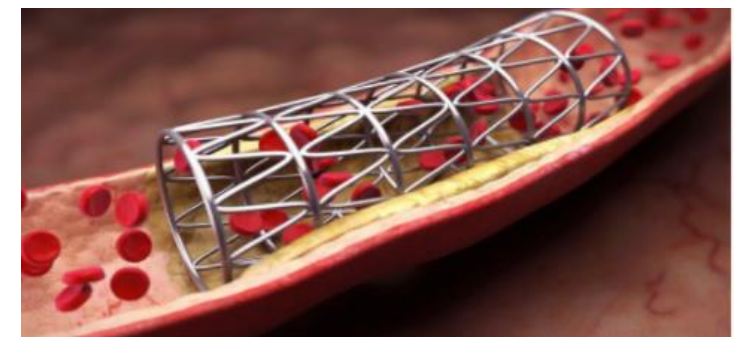
Aparelhos ortodônticos



Disponível em:

https://edisciplinas.usp.br/pluginfile.php/4919253/mod_resource/content/0/Material%20Apoio%20Memoria%20Forma.PDF

Stent Fixo



Disponível em: <https://solucionarejr.com/>

Próximos Passos

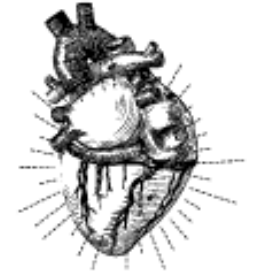
- Toda e qualquer inovação, por mais complexa que seja, tem um “pontapé” inicial, algo que impulsiona à melhorar quaisquer esferas da sociedade que estamos imergidos.
- Este estudo, mostra que os pontos que virão a seguir serão complexos, mas são possíveis.
- Questões como influências na parede aórtica, a energia real necessária, ainda esbarram na definição do material.
- Porém, a interação fluidodinâmica foi desbravada e os resultados encontrados devem ser ainda mais disseminados para que assim, possíveis melhorias ocorram com os avanços tecnológicos no âmbito da engenharia de materiais.
- Permanecemos totalmente dispostos, à ajudar e acompanhar as evoluções futuras que certamente virão !!!



HEART BEATS

INTRA-AORTIC SOLUTIONS

Muito Obrigado!

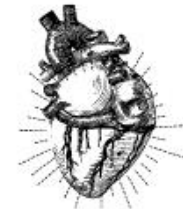


HEART BEATS
INTRA-AORTIC SOLUTIONS

- Ao Professor Dr. Cyro por toda a orientação;
- Ao Professor Dr. Arnaldo Forgas Jr., por toda ajuda e as aulas ministradas;
- Ao Doutor José Honório Palma e sua equipe por nos apresentar o projeto;
- Aos membros da banca avaliadora, pelo tempo e atenção.

NMC420 – Trabalho Final de Curso II

- **Integrantes:**
 - Lucas Barbosa Galhardo - 12.110.042-4
 - Matheus Maximiano Garcia Queiroz – 12.112.063-8
 - Guilherme Sakamoto – 12.113.073-6
 - Rafael Yuiti Kinoshita Murasse – 12.113.125-4
 - Wesley Silva Nunes – 12.113.446-4
 - Anderson Shouta Suzuki – 12.215.239-0
 - Vinicius Mathioli Beghini – 12.215.253-1
 - Carlos Alberto da Silva – 12.217.124-2
 - Renan Sivieri Paiva – 12.217.187-9
- **Orientador:** Prof. Dr. Cyro Albuquerque Neto



HEART BEATS
INTRA-AORTIC SOLUTIONS