



## ANÁLISE DE UM ANEURISMA AÓRTICO COM SIMULAÇÃO NUMÉRICA DE ESCOAMENTO

**Jeane Batista Carvalho**

**Gustavo Aparecido Pita Baggio**

jeaneengmec@gmail.com

gapbaggio@dem.feis.unesp.br

Universidade Estadual Paulista - UNESP

Avenida Brasil, nº56, 15385-000, Ilha Solteira, São Paulo, Brasil.

**João Batista Campos Silva**

jbcampos@dem.feis.unesp.br

Universidade Estadual Paulista - UNESP

Avenida Brasil, nº56, 15385-000, Ilha Solteira, São Paulo, Brasil.

**Abstract.** *As ferramentas numéricas para simular o fluxo de sangue no sistema cardiovascular estão constantemente se desenvolvendo devido ao grande interesse clínico e aos avanços científicos em modelos computacionais. Neste trabalho, o objetivo é análise numérica do problema de aneurismas da aorta abdominal. Com auxílio do software Ansys®, foram feitas simulações de escoamentos utilizando modelos de turbulência e de reologia não-Newtoniana, considerando o fluido como incompressível com o intuito de entender o mecanismo que pode influenciar a ruptura da parede arterial. Resultados preliminares são apresentados para se verificar a influência das metodologias utilizadas.*

**Palavras Chave:** *Aneurisma aórtico, Volumes finitos, Hemodinâmica, Ansys®.*

## 1 INTRODUÇÃO

Nas últimas décadas, existe uma crescente preocupação em mensurar os parâmetros dinâmicos do sangue, dadas as imensas perdas de vidas por doenças cardiovasculares na história da humanidade, entre elas os aneurismas.

Cerca de 6,5 mil pessoas morrem anualmente no Brasil por ruptura de aneurismas. Dados do Ministério da Saúde indicam que, em 2010, foram 6.680 óbitos, dos quais 4.016 no Sudeste, 1.063 no Sul, 977 no Nordeste, 456 no Centro-Oeste e 168 no Norte. Nos anos anteriores, 2009 e 2008, o Brasil registrou 6.419 e 6.413 mortes. Em 2014 foram registradas 9.863 mortes por aneurismas da aorta nos Estados Unidos, essa mesma causa contribuiu em mais de 17.215 mortes nos Estados Unidos em 2009 (Mozaffarian et al. 2013).

Aneurisma da aorta abdominal (AAA), ilustrado na Figura 1, é uma dilatação anormal das paredes de um vaso sanguíneo, seja uma artéria ou uma veia. (Azevedo, 2010). Entende-se por dilatação anormal diâmetros maiores do que 50% do normal, que ocorre na maioria das vezes na região infra-renal (Johnston et al., 1991). Devido a doença ser silenciosa, cerca de 70% dos casos, é diagnosticada tardiamente (Law, 1998). O que é a causa de muitas mortes súbitas pela ruptura do AAA, que ocorre imediatamente ou algumas horas após o início das dores abdominais ou lombares (Puech-Leão e Kauffman, 1998).

Portanto surge dos dados estatísticos uma curiosidade em entender o mecanismo que leva a ruptura da parede aórtica e para que isso ocorra surge a necessidade de se conhecer a velocidade do sangue e os campos de pressão para melhor predizer o comportamento de aneurismas em uma aorta abdominal (AAA).

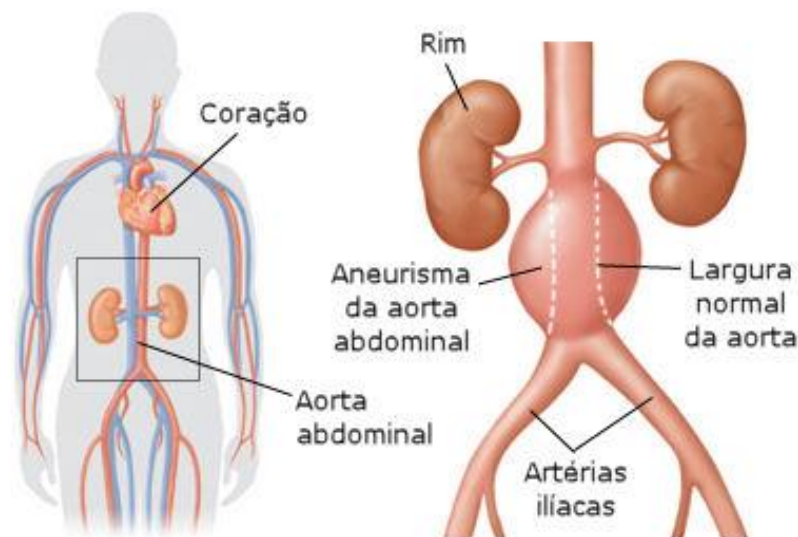


Figura 1. Aneurisma na aorta abdominal.

Embora a ruptura esteja relacionada com diâmetros maiores. A ruptura também pode ocorrer em aneurismas menores (Wolters, et al. 2005). Os aneurismas mais comuns ocorrem nas bifurcações dos vasos sanguíneos (Azevedo, 2010). Segundo Carneiro (2009), na vizinhança da bifurcação, o fluxo sanguíneo torna-se mais complexo, sendo que a uma distância de 15 mm a jusante da bifurcação, verifica-se a existência de fluxo reverso próximo às paredes, em quase todo o ciclo cardíaco. Pode-se dizer que um melhor preditor de ruptura para grandes AAA é a espessura da parede e a rigidez (Martino et al., 2006).

Mas pouco se sabe sobre o modo como os aneurismas se formam e as causas reais de sua ruptura ainda são foco de discussão na sociedade médica e científica. Observa-se que o comportamento dos aneurismas difere caso a caso. Isso pode ser explicado por fatores estruturais da parede arterial que podem ser adquiridos no nascimento, causas não determinadas e doenças específicas. Assim como fatores hemodinâmicos que alteram o fluxo em determinadas regiões da artéria. Além de fatores como idade, sexo, uso de cigarros ou drogas que favorecem aneurismas com características diferentes por lesão da parede arterial. (Azevedo, 2010).

Órfão (2014), apresenta duas teorias relacionadas às causas hemodinâmicas da ruptura do aneurisma. Uma teoria declara que os aneurismas estão sob uma baixa tensão de cisalhamento na parede, o que desencadeia processos, como a remodelação da parede arterial, que degradam a qualidade da mesma e originam pontos enfraquecidos na parede do aneurisma, resultando em ruptura. A segunda teoria considera que os processos associados com elevadas tensões de cisalhamento nas paredes são responsáveis pelos danos causados na parede do vaso, de que resulta a sua ruptura. Assim, o estudo da dinâmica do escoamento sanguíneo reveste-se de elevada importância para caracterizar em detalhe os campos de tensão de corte, de modo a permitir avaliar se os aneurismas estão sujeitos a elevadas ou baixas tensões de cisalhamento.

Com os inúmeros fatores surge a oportunidade de verificar se o método de volumes finitos será adequado para o estudo da pressão e do perfil de velocidades no fluido. O que leva a uma outra motivação de implementar simulações numéricas que permitissem analisar a diferença de escoamento entre artérias com aneurisma e sem aneurismas, assim como as deformações e deslocamentos nas paredes das artérias.

## **1.1. O Sangue**

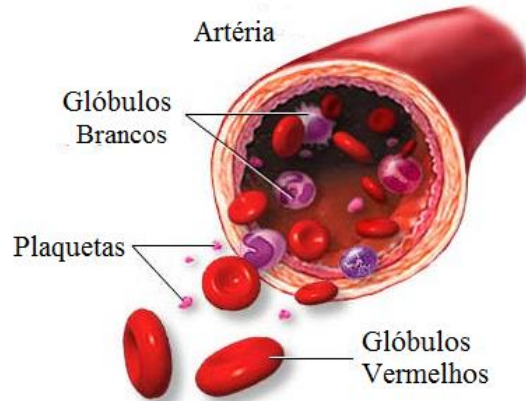
### **1.1.1. Composição do sangue**

Uma pessoa adulta tem, em seu corpo, aproximadamente cinco litros de sangue. O sangue é bombeado pelo coração com uma frequência cardíaca que varia de 50 a 70 batimentos por minuto, em uma pessoa adulta saudável e em repouso (Tabacow, 2014). O sangue é um tecido conjuntivo líquido que circula pelo sistema vascular em animais com sistemas circulatórios fechados.

O sangue é constituído de duas frações combinadas, sendo 55% de fração acelular, ou plasma, e 45% de fração celular, as células sanguíneas. A porção acelular ou plasma é constituído de 91,5% de água que serve de solvente das substâncias orgânicas e minerais e ainda de veículo para as células, moléculas e íons. Os restantes 8,5% são formados por proteínas, sais e outros constituintes orgânicos em dissolução.

A porção celular apresenta três tipos de células em suspensão no plasma, Figura 2:

- Glóbulos vermelhos, hemácias ou eritrócitos.
- Glóbulos brancos ou leucócitos.
- Plaquetas ou trombócitos.



**Figura 1. Artéria com a representação dos elementos celulares.**

### 1.1.2. Reologia do sangue

Segundo Oliveira (2010) e Carvalho (2006), o plasma é um fluido newtoniano, com uma viscosidade entre 1,16 e 1,35 centiPoise [cP] a 37°C. Ao contrário do plasma, o sangue tem um comportamento não newtoniano que apresenta características de fluidos Bingham, diversos graus de pseudoplasticidade de acordo com a geometria em que esteja escoando e com a sua composição, basicamente, há a presença de glóbulos vermelhos, o que é determinante para definir as propriedades reológicas do sangue.

Os fluidos são meios contínuos, o que corresponde a ideia de que cada ponto no espaço corresponde a um ponto do fluido. O plasma por sua vez é uma fase continua de suspensões. Entende-se por suspensões um fluido composto por uma mistura de duas fases, uma fase líquida pura e uma fase formada por partículas sólidas em movimento imersas na fase líquida, sem se dissolver. A presença de uma fase com partículas sólidas suspensas na fase fluida influencia a viscosidade. A viscosidade da fase fluida é newtoniana, sendo, portanto, uma constante para uma dada temperatura. Já a viscosidade de uma suspensão depende da concentração de partículas, e tende a aumentar quando a concentração aumenta. O efeito da temperatura, por outro lado, é de fazer diminuir a viscosidade (Oliveira, 2010). Estes efeitos são ilustrados na Figura 3.

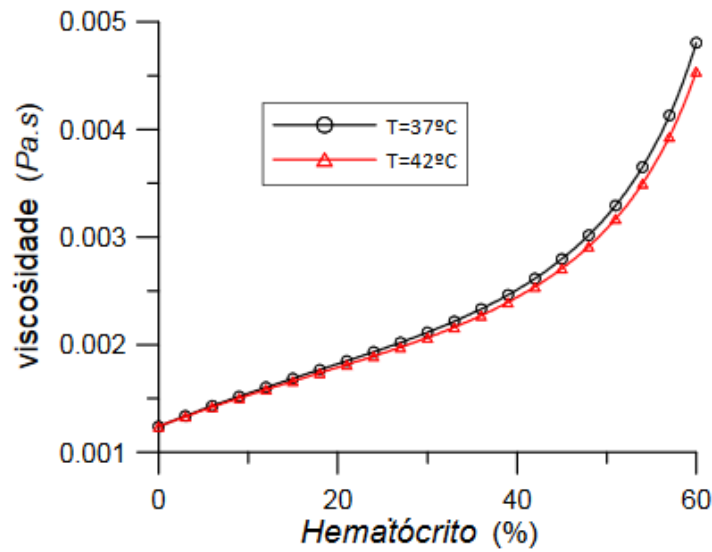


Figura 2. Viscosidade do sangue em função da concentração de glóbulos vermelhos e temperatura. (Oliveira, 2010).

## 2 EQUAÇÕES GOVERNANTES

Do ponto de vista numérico, o escoamento de sangue no interior de veias e artérias é um processo muito complexo. Exemplo disso é o sangue não ser um fluido Newtoniano, existir o movimento das fronteiras (paredes das artérias) o que acarreta em um problema de interação fluido-estrutura, entre outros. Tais fenômenos são de grande complexidade para a simulação numérica.

Neste trabalho, o sangue é considerado como um fluido incompressível e as fronteiras são mantidas fixas, ou seja, sem interação fluido-estrutura. Sendo assim, as equações que regem o nosso problema são:

Conservação da Massa:

$$\frac{\partial(u_i)}{\partial x_i} = 0 \quad (1)$$

Equação da Quantidade de Movimento:

$$\frac{\partial U_i}{\partial t} + \frac{\partial}{\partial x_j}(u_j U_i) = -\frac{\partial p}{\partial x_i} + \frac{\partial \tau_{ij}}{\partial x_j} \quad (2)$$

onde,  $U = \rho u$ ; e  $\tau_{ij}$  a componente de tensão dada por:

$$\tau_{ij} = \mu \left( \frac{\partial u_i}{\partial x_j} + \frac{\partial u_j}{\partial x_i} - \frac{2}{3} \delta_{ij} \frac{\partial u_k}{\partial x_k} \right) \quad (3)$$

## 2.1 Software Ansys®.

O programa Ansys e a maioria dos programas comerciais de análise usam procedimentos similares para entrada dos dados, aplicação da solução e análise dos resultados. O aumento significativo da utilização destes tipos de programas na execução de análises se deve, principalmente, à crescente velocidade de processamento dos computadores nas últimas décadas e a facilidade de acesso a estes pela sua redução de custo.

Os programas de análises se utilizam das informações existentes nos arquivos dos desenhos feitos em computador (CAD) e alguns programas como o Ansys® também permitem que o desenho seja feito no próprio programa.

Para introduzir a técnica CFD e em particular o método dos volumes finitos, no caso o Fluent, Martins (2014), nos diz que as equações governantes são resolvidas numericamente usando o método dos volumes finitos. Neste método o domínio de estudo é dividido em células computacionais (volumes de controle) que constituem a malha computacional. As equações são integradas para cada um dos volumes de controle, resultando num sistema de equações algébricas para as variáveis dependentes discretas (tais como a pressão e a velocidade) que é resolvido numericamente até que o critério de convergência estipulado pelo usuário seja atingido.

O tempo de processamento para obtenção dos resultados depende diretamente da quantidade de nós e elementos existentes. Quanto maior a quantidade de nós e elementos, maior o tempo para o computador mostrar os resultados.

A análise se divide em três etapas distintas: o pré-processamento, solução e pós-processamento, como ilustra a Figura 4.

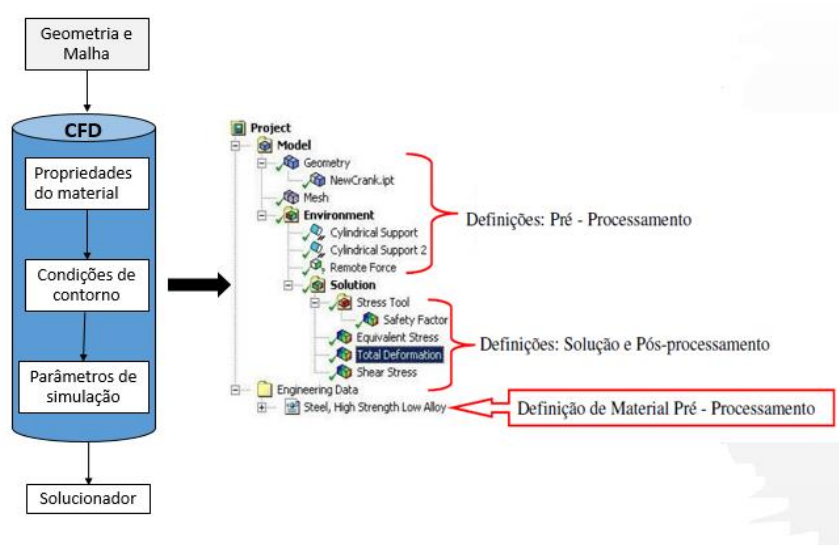


Figura 4. Diagrama das etapas de simulação do Ansys®.

## 2.2 Modelo de Turbulência.

Neste trabalho utiliza-se o modelo de turbulência  $k$ - $\varepsilon$ . A energia cinética de turbulência,  $k$ , e a sua taxa de dissipação,  $\varepsilon$ , são obtidas a partir das seguintes equações de transporte:

$$\frac{\partial}{\partial t}(\rho k) + \frac{\partial}{\partial x_i}(\rho k U_i) = \frac{\partial}{\partial x_j} \left[ \left( \mu + \frac{\mu_t}{\sigma_k} \right) \frac{\partial k}{\partial x_j} \right] + G_k + G_b - \rho \varepsilon - Y_M + S_k \quad (4)$$

$$\frac{\partial}{\partial t}(\rho \varepsilon) + \frac{\partial}{\partial x_i}(\rho \varepsilon U_i) = \frac{\partial}{\partial x_j} \left[ \left( \mu + \frac{\mu_t}{\sigma_k} \right) \frac{\partial \varepsilon}{\partial x_j} \right] + C_{1\varepsilon} \frac{\varepsilon}{k} (G_k + C_{3\varepsilon} G_b) + C_{2\varepsilon} \rho \frac{\varepsilon^2}{k} - Y_M + S_\varepsilon \quad (5)$$

nas quais  $C_{1\varepsilon}$ ,  $C_{2\varepsilon}$  e  $C_{3\varepsilon}$  são constantes empíricas,  $\sigma_k$  e  $\sigma_\varepsilon$  são números de Prandtl governando a difusão turbulenta de  $k$  e  $\varepsilon$ ,  $Y_M$  representa a contribuição da dilatação flutuante em turbulência compressível para a taxa de dissipação total,  $S_k$  e  $S_\varepsilon$  são termos fontes,  $G_k$  é a taxa de produção de energia cinética turbulenta,  $G_b$  é a geração de energia cinética turbulenta por efeitos de empuxo, definidas por:

$$G_k = -\overline{\rho u_i' u_j'} \frac{\partial u_j}{\partial x_i} \quad (6)$$

$$G_b = \beta g_i \frac{\mu_t}{Pr_t} \frac{\partial \theta}{\partial x_i} \quad (7)$$

onde  $Pr_t$  é o número de Prandtl turbulento para a energia e  $g_i$  é a componente do vector gravitacional na direcção  $i$ . Para o modelo padrão, o valor de  $Pr_t$  é 0,85. A viscosidade turbulenta  $\mu_t$  é dada por:

$$\mu_t = \rho C_\mu \frac{k^2}{\varepsilon} \quad (8)$$

e as constantes são:

$$C_{1\varepsilon} = 1.44, \quad C_{2\varepsilon} = 1.92, \quad C_\mu = 0.09, \quad \sigma_k = 1.0, \quad \sigma_\varepsilon = 1.3$$

na qual o coeficiente de expansão térmica,  $\beta$ , é definido como:

$$\beta = -\frac{1}{\rho} \left( \frac{\partial \rho}{\partial T} \right)_p \quad (9)$$

Sabendo que o fluido é incompressível e supondo que não existe termos fontes, pode se reescrever as duas equações 4 e 5 nas formas:



$$\frac{\partial}{\partial t}(\rho k) + \frac{\partial}{\partial x_i}(\rho k U_i) = \frac{\partial}{\partial x_j} \left[ \left( \mu + \frac{\mu_t}{\sigma_k} \right) \frac{\partial k}{\partial x_j} \right] + G_k + G_b - \rho \varepsilon \quad (10)$$

$$\frac{\partial}{\partial t}(\rho \varepsilon) + \frac{\partial}{\partial x_i}(\rho \varepsilon U_i) = \frac{\partial}{\partial x_j} \left[ \left( \mu + \frac{\mu_t}{\sigma_k} \right) \frac{\partial \varepsilon}{\partial x_j} \right] + C_{1\varepsilon} \frac{\varepsilon}{k} (G_k + C_{3\varepsilon} G_b) + C_{2\varepsilon} \rho \frac{\varepsilon^2}{k} \quad (11)$$

### 2.3 Modelo Reológico de Carreau-Yasuda

Uma coisa a notar na equação de Navier-Stokes é que o coeficiente de viscosidade  $\mu$  não é constante para fluidos não-Newtonianos, mas sim uma função não linear da taxa de cisalhamento. O sangue fica menos viscoso quando a taxa de cisalhamento aumenta (pseudoplasticidade). Aqui, nós modelamos a viscosidade do sangue usando o modelo de fluidos Carreau-Yasuda.

O modelo de Carreau-Yasuda é uma forma empírica de curva de viscosidade no qual podem ser ajustadas muitas curvas reais de viscosidade com boa precisão, num dado intervalo de taxa de deformação (Cardoso, 2013). Este modelo possui cinco parâmetros e descreve o comportamento da viscosidade a baixas, médias e altas taxas de cisalhamento, conforme demonstrado na Equação 12.

$$\frac{\mu_{eff} - \mu_{\infty}}{\mu_0 - \mu_{\infty}} = [1 + (\lambda \dot{\gamma})^a]^{\frac{n-1}{a}} \quad (12)$$

onde  $\mu_{eff}$  é a viscosidade efetiva,  $\mu_0$  é a viscosidade do fluido quando a taxa de cisalhamento é nula,  $\mu_{\infty}$  é a viscosidade com taxa de cisalhamento tendendo à infinito,  $\lambda$  é a constante de tempo,  $n$  é o expoente da lei de potência e  $a$  é um parâmetro adimensional que descreve a região de transição entre a região de taxa de cisalhamento nula e a zona de lei de potência.

Os parâmetros  $\mu_0$ ,  $\mu_{\infty}$ ,  $\lambda$  e  $n$  são coeficientes de material que dependem do material. Para o caso do sangue Siebert e Fodor, (2009) definem:

$$\mu_0 = 0.056 \text{ (kg/m.s)}$$

$$\mu_{\infty} = 0.0035 \text{ (kg/m.s)}$$

$$\lambda = 3.313 \text{ (s)}$$

$$n = 0.3568$$



### 3 RESULTADOS

Para os resultados das simulações foi utilizado a mesma malha que contém 92170 nós e 504013 elementos tetraédricos. A geometria foi gerada em um software CAD e importada para o Ansys® para a geração da malha.

#### 3.1 Geometria

Para uma maior precisão e qualidade na modelagem de uma aorta abdominal humana foi criado outro modelo geométrico baseado em Legendre (2009) que apresenta uma bifurcação baseada em dimensões reais.

As escolhas das localizações dos aneurismas estão em linha com o que diversos autores apontam como sendo os locais onde os aneurismas da Aorta Abdominal têm maior probabilidade de ocorrência. Destes, mais de 90% se localizam embaixo no nível das artérias renais (Pinheiro, 2015).

A Figura 5 ilustra uma bifurcação da aorta com um aneurisma localizado próximo a ela e a Figura 6 ilustra a malha gerada.

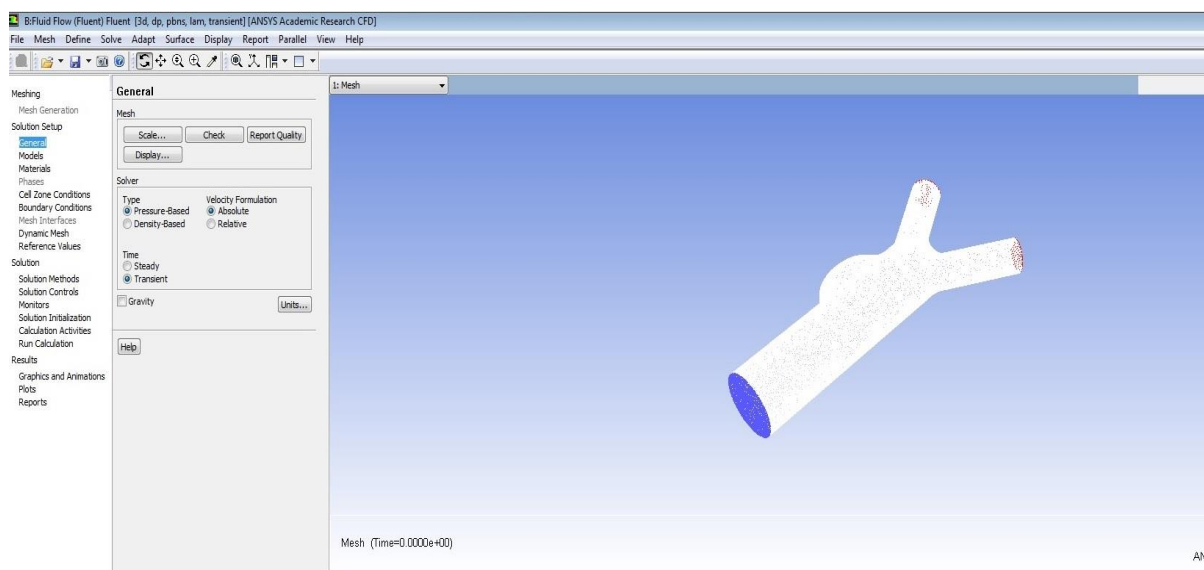
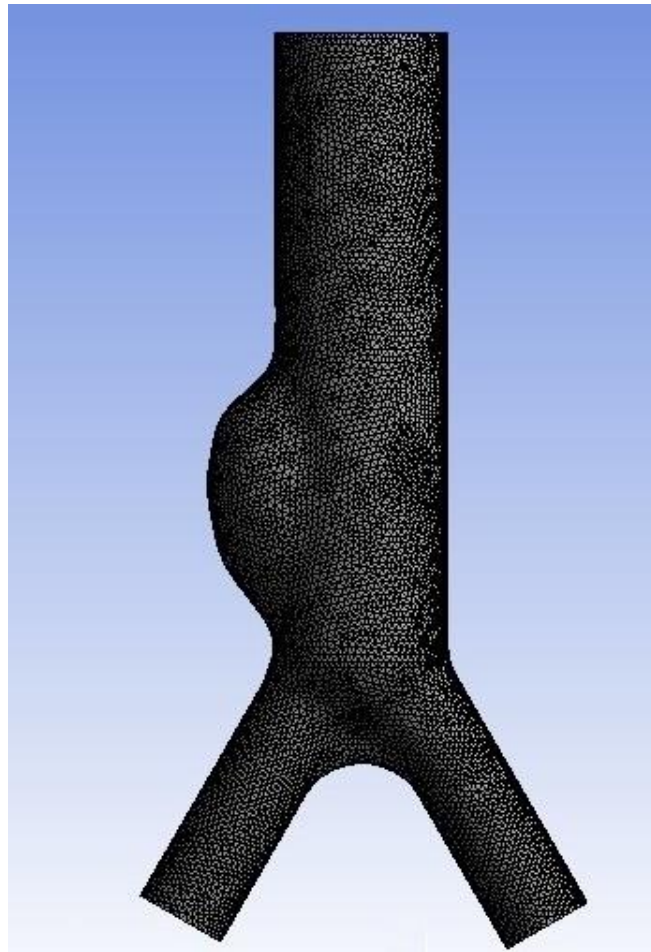


Figura 5. Importação da geometria e geração de malha.



**Figura 6.** Malha de elementos tetraédricos.

## **3.2 Condições de contorno.**

### **3.2.1 Entrada**

Como mencionado, anteriormente, o fluxo sanguíneo é pulsátil e de natureza cíclica. Assim, a velocidade da entrada não é considerada constante, mas em vez disso, é um perfil periódico variável no tempo. O perfil pulsátil de cada período é considerado como uma combinação de duas fases. Durante a fase sistólica, a velocidade à entrada varia em padrão senoidal. A onda senoidal durante a fase sistólica tem um pico de velocidade de 0,5 m/s e uma velocidade mínima de 0,1 m/s. Assumindo uma taxa de frequência de 120 batimentos por minuto, a duração de cada período é de 0,5s. Este modelo de fluxo sanguíneo pulsátil é proposto por Sinnott et al., (2006). A Figura 7 do perfil entre dois períodos é mostrada a seguir.

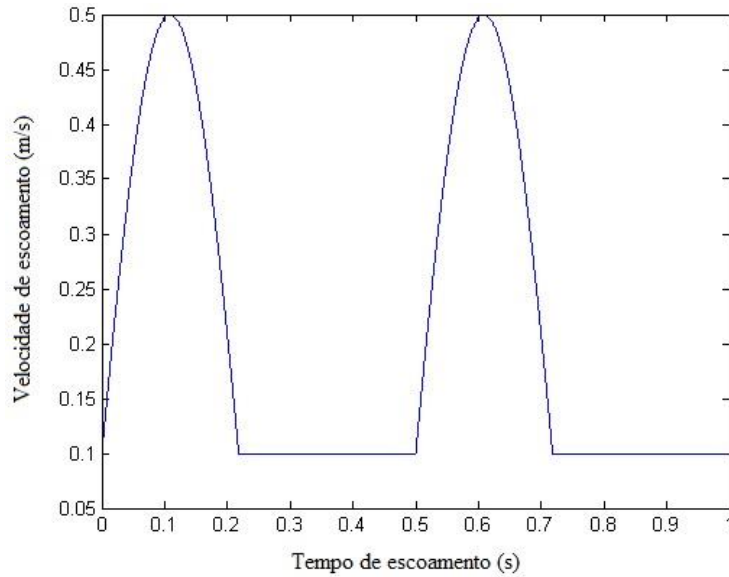


Figura 7. Perfil de velocidade em dois pontos. (Sinnott et al, 2006).

### 3.2.2 Saída

A pressão sistólica de um ser humano saudável é de cerca de 120 mmHg e a pressão diastólica de um ser humano saudável é cerca de 80 mmHg. Assim, tendo a pressão média das duas fases, usamos 100 mmHg (cerca de 13332 Pascal) como a pressão estática nas saídas. As representações das condições de contorno são mostradas na Figura 8.

No estudo apresentado neste trabalho, considerou-se dois casos para o comportamento do sangue: newtoniano e não newtoniano. Na Tabela 3, são definidas as propriedades referentes ao sangue.

Tabela 1 - Propriedades do sangue como fluido. (Ene, 2014)

Propriedade	Valor	Unidade
Massa Específica ( $\rho$ )	1055	$Kg/m^3$
Densidade	1,055	Adimensional
Viscosidade Dinâmica ( $\mu$ )	0,0035	$Pa \cdot s$
Viscosidade Cinemática ( $\nu$ )	0,0033	$cm^2 / s$
Compressibilidade	Incompressível	—

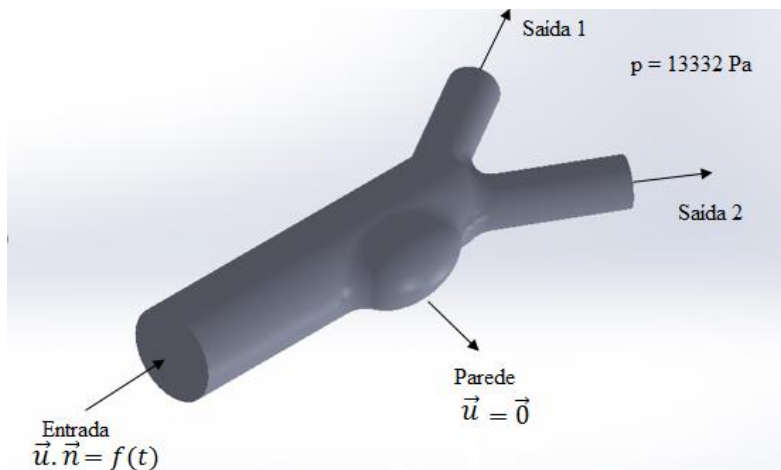


Figura 8. Condições de contorno baseado em Legendre (2009).

Nas Figuras 9 a 12, a seguir, estão os resultados obtidos para a análise utilizando o modelo de turbulência  $k-\varepsilon$  padrão.

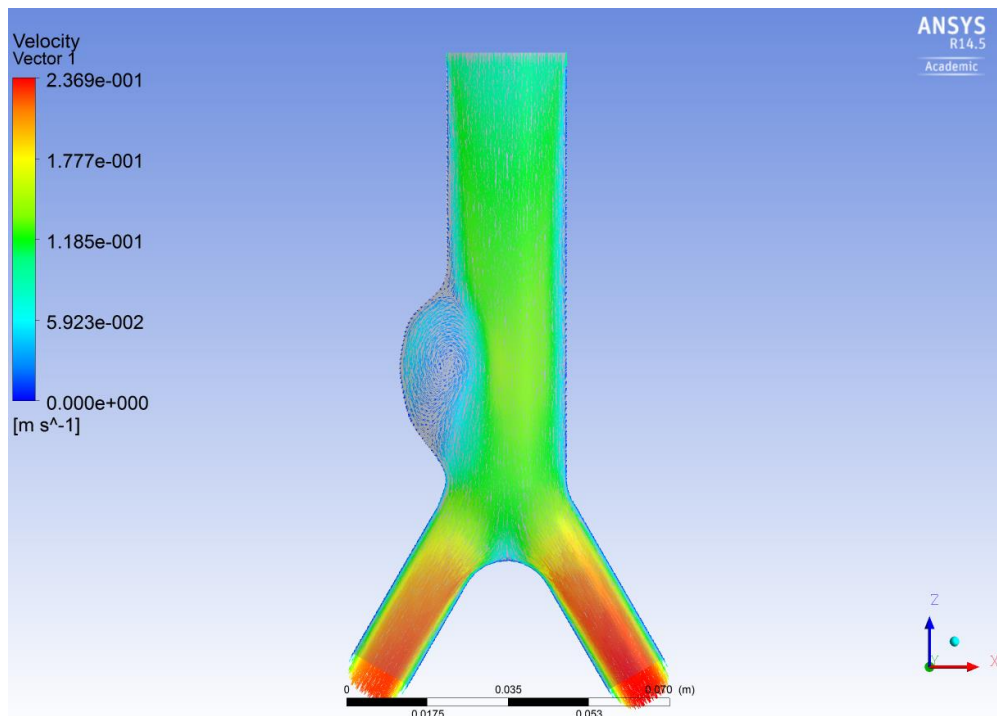


Figura 9. Campo de velocidades utilizando o modelo turbulento  $k-\varepsilon$  padrão.

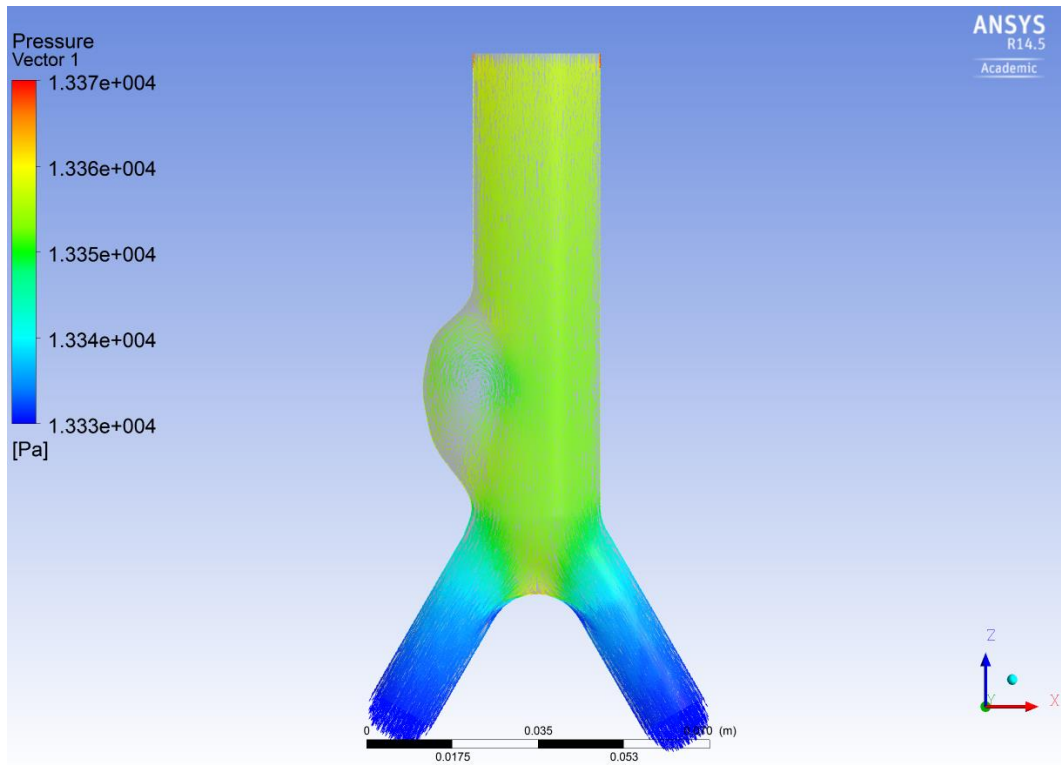


Figura 10. Campo de pressão utilizando o modelo turbulento  $k-\varepsilon$  padrão.

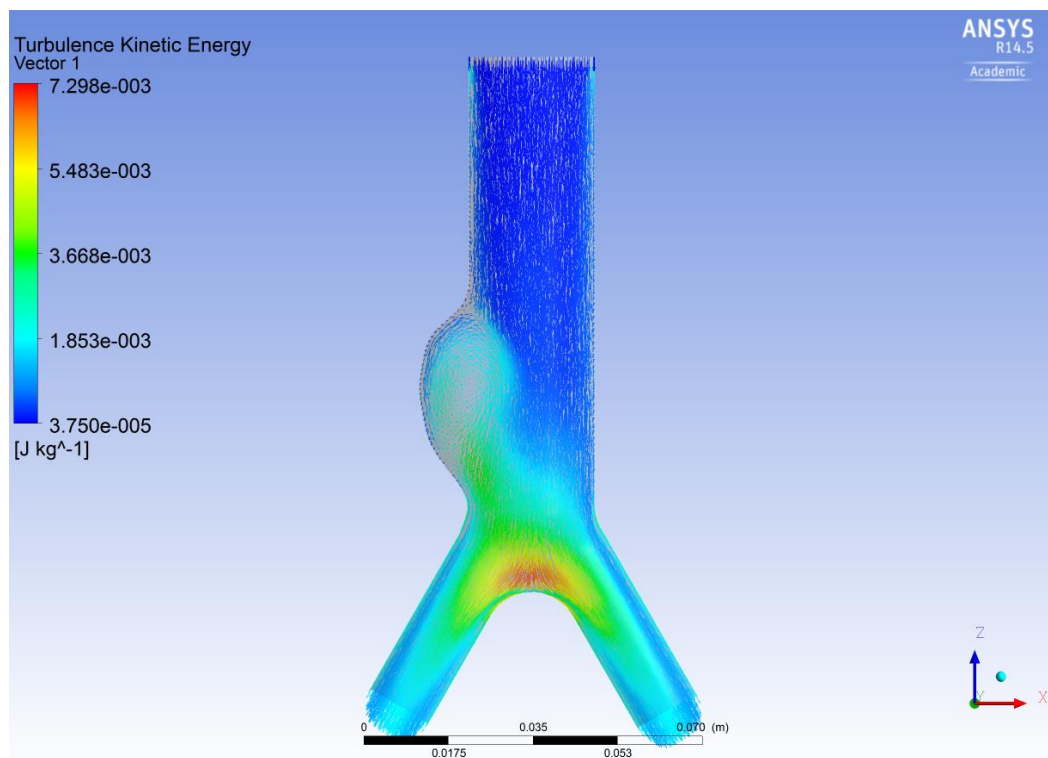


Figura 11. Campo da energia cinética turbulenta utilizando o modelo  $k-\varepsilon$  padrão.

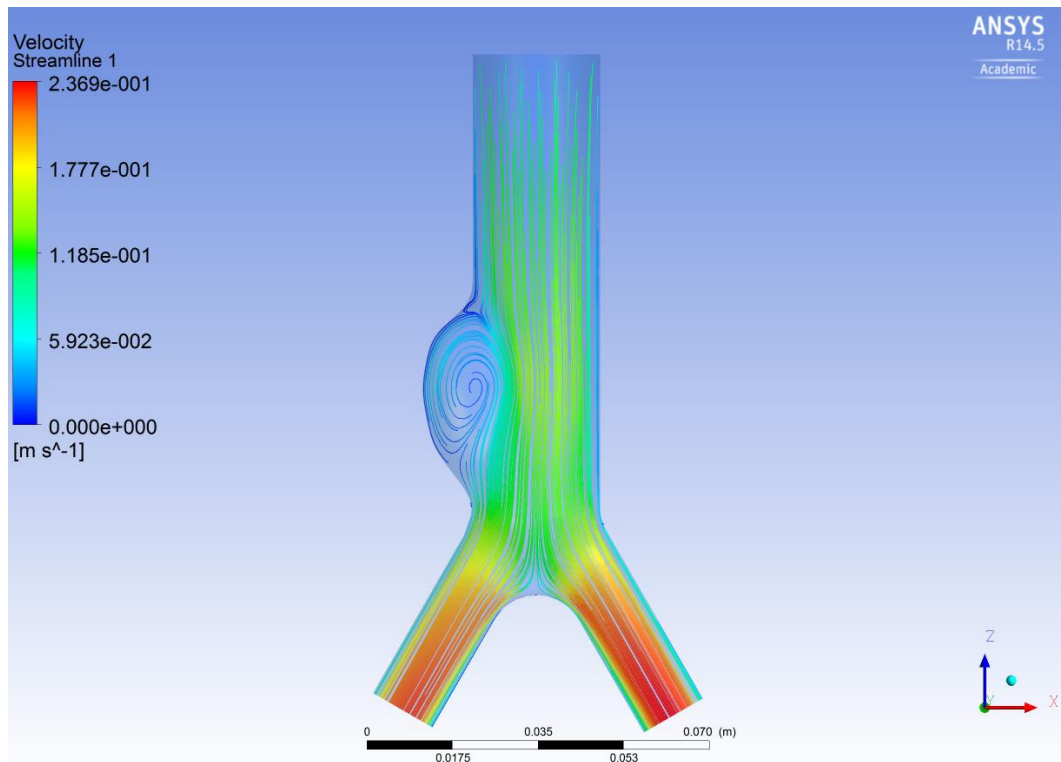


Figura 12. Campo de velocidades (*streamlines*) utilizando o modelo turbulento  $k-\varepsilon$  padrão.

Nas Figuras 13 a 15, são apresentados os resultados utilizando o modelo reológico de Carreau-Yasuda mas considerando o escoamento como laminar.

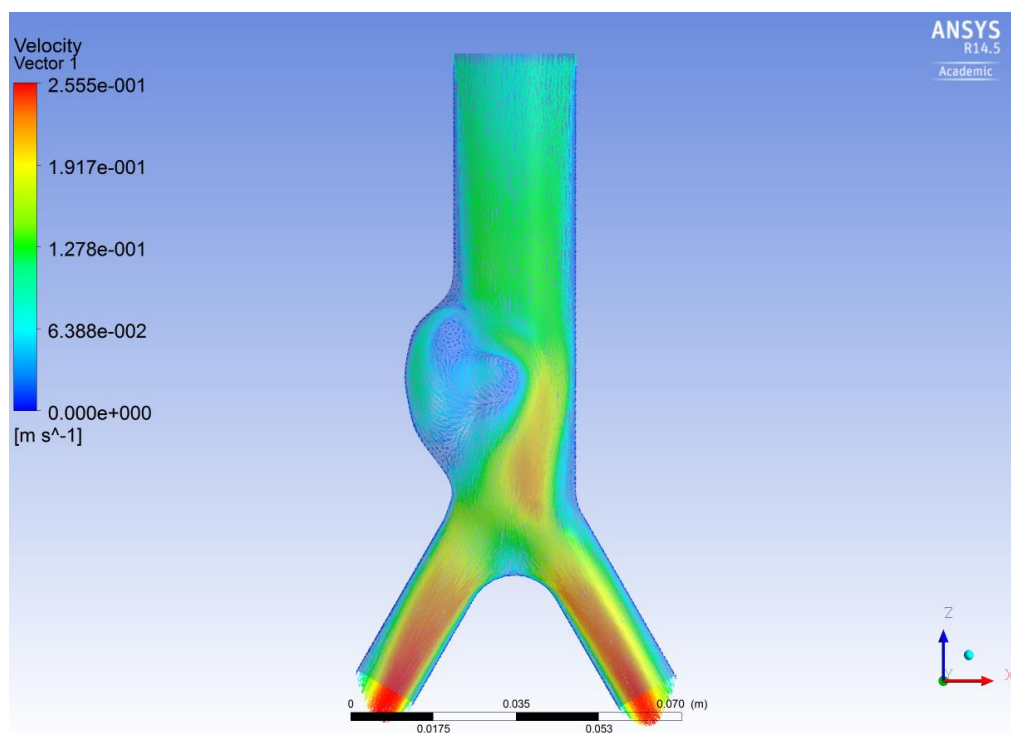


Figura 13. Campo de velocidades utilizando o modelo reológico de Carreau-Yasuda.



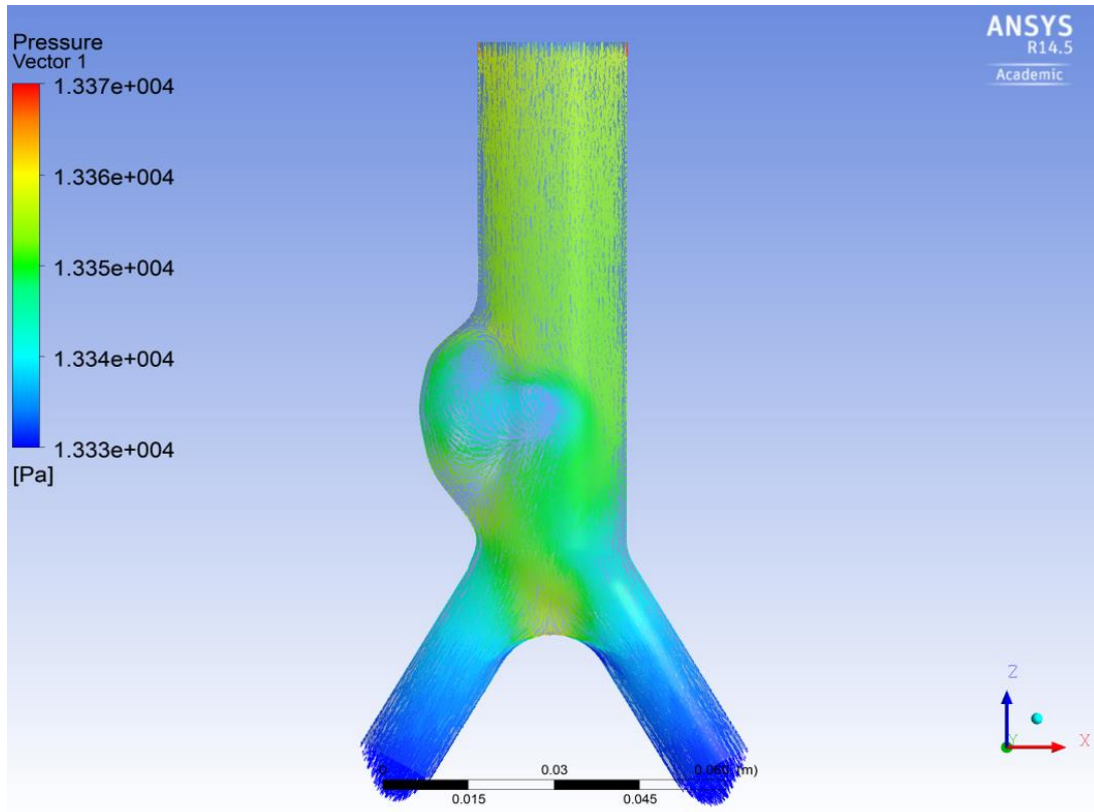


Figura 14. Campo de pressão utilizando o modelo reológico de Carreau-Yasuda.

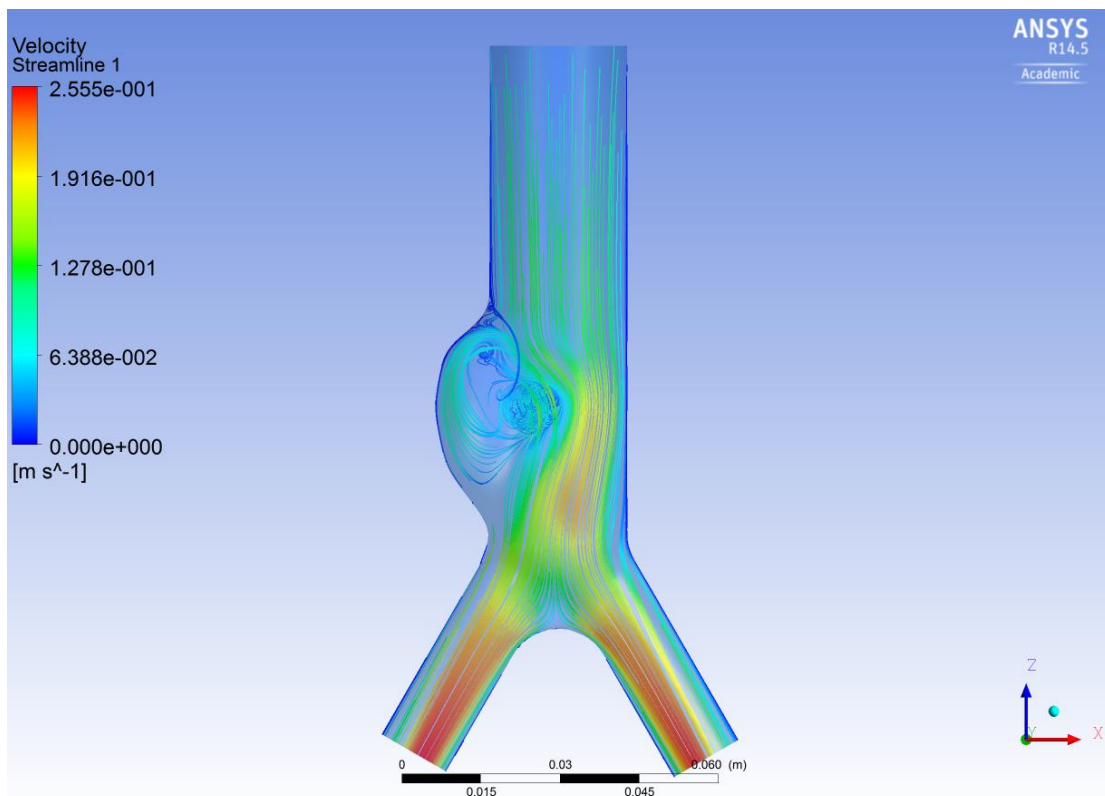


Figura 15. Campo de velocidades (*streamlines*) utilizando o modelo reológico de Carreau-Yasuda.



A ordem de grandeza da velocidade de ambos os modelos é próxima quando comparados entre si. É possível observar que o escoamento na região do aneurisma apresenta uma zona de recirculação para ambos resultados, porém para o caso do fluido não-Newtoniano, onde a viscosidade é uma função não linear do gradiente de velocidade, o efeito da recirculação é mais parece ser mais fortemente dependente do comportamento do fluxo, como se vê na Figura 15, do que no caso do escoamento turbulento, Figura 12, causando uma região de maior velocidade na região da entrada da bifurcação.

## **4 CONCLUSÕES**

Neste trabalho, dois modelos de simulação de escoamentos foram utilizados de modo a comparar os resultados quando aplicados a uma geometria de aneurisma aórtico. Sabe-se que os dois fenômenos, turbulência e reologia não-newtoniana, estão presentes no escoamento real. Nesta primeira etapa do trabalho, a o efeito de turbulência foi considerada apenas para fluido Newtoniano; enquanto que para o modelo de fluido não-Newtoniano, considerou-se o escoamento como laminar. Nas próximas etapas serão considerados efeitos de interação fluido estrutura, uma vez que a parede da aorta é flexível.

### ***Agradecimentos***

Os autores são profundamente gratos ao CNPq, à CAPES e ao programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica da UNESP de Ilha Solteira.

## **REFERÊNCIAS**

- Ansys. 2013. *ANSYS Fluent theory guide*, v14.5 (november), 983p.
- Azevedo, B. M. C. 2010. *Estudo preliminar da hemodinâmica em modelos simplificados de aneurismas saculares*. 145f. Dissertação – Universidade de Portugal, Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, Portugal.
- Cardoso, E. A. C. 2013. *Análise experimental de escoamento de fluidos newtonianos e não - newtonianos em tubulações lisas e rugosas*. 110f. Dissertação – UFRJ/ COPPE/ Programa de Engenharia Mecânica.
- Carvalho, J. A. 2006. *A Mecânica dos fluidos aplicada a escoamento do sangue na microcirculação*. 16º Simpósio de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica, Uberlândia, Brasil.
- Ene, F. 2014. *Fluid Structure interaction in abdominal aortic aneurysm using workbench*. GMEDTECH – Galway Medical Technologies Centre.
- Johnston K. W., Rutherford R. B., Tilson M. D., Shah D.M., Hollier L., Stanley J. C. 1991. Suggested standards for reporting on arterial aneurysms. Subcommittee on Reporting Standards for Arterial Aneurysms, Ad Hoc Committee on Reporting Standards, Society for

Vascular Surgery and North American Chapter, International Society for Cardiovascular Surgery. *Journal of Vascular Surgery*; 13:452-8.

Legendre, D. F. 2009. *Estudo de comportamento de fluxo através de modelo físico e computacional de aneurisma de aorta infra-renal obtido por tomografia*. 204f. Tese - Escola Politécnica da Universidade de São Paulo.

Martino, E. S. 2006. Biomechanical properties of ruptured versus electively repaired abdominal aortic aneurysm wall tissue. *Journal of Vascular Surgery*, Pittsburgh, Pa, v. 43, n. 3, p.570-576, Elsevier BV.

Martins, R. J. A. 2014. *Estudo Numérico da Hemodinâmica na Artéria Aorta Abdominal*. 69f. Dissertação - Universidade de Trás-os-Montes e Alto Douro, Vila Real, Portugal.

Mozaffarian, D., Roger, V. L., Benjamin, E. J., Berry, J. D. 2013. *Heart disease and stroke statistics-2013 update: a report from the American Heart Association*. *Circulation*. 127:e6-e245.

Law, M. 1998. *Screening for abdominal aortic aneurysms*. *Br Med Bull*, 54(4):903- 13.

Oliveira, P.J. 2010. *Noções Básicas de Mecânica dos Fluidos e de Fluidos Não Newtonianos – Parte II. Biotransporte*.

Puech-Leão, P., Kauffman, P. 1998. *Aneurismas arteriais*. São Paulo: Fundo Editorial Bik, p. 282.

Siebert, M. W., Fodor, P. S. 2009. Newtonian and Non-Newtonian Blood Flow over a Backward- Facing Step – A Case Study. *Excerpt from the Proceedings of the COMSOL Conference*, Boston.

Sinnott, M., Cleary, P. W., Prakash, M. 2006. *An investigation of pulsatile blood flow in a bifurcating artery using a grid-free method*. Fifth International Conference on CFD in the Process Industries CSIRO, Melbourne, Australia.

Tabacow, F. B. D. 2014. *Análise computacional de esforços hemodinâmicos em aneurisma de aorta abdominal infra-renal antes e após a instalação de endopróteses*. 125f. Dissertação – Escola Politécnica da universidade de São Paulo, Brasil.

Wolters, B. J. B. M. 2005. A patient-specific computational model of fluid–structure interaction in abdominal aortic aneurysms. *Medical Engineering & Physics*, The Netherlands, v. 27, n. 10, p.871-883, Elsevier BV.