

Modelagem Computacional em aneurisma de aorta com as hipóteses de fluidos newtoniano ou não-newtoniano

Henrique Castro Noronha, Departamento de Engenharia Mecânica, Escola Politécnica da Universidade de São Paulo, e-mail: henrique.noronha@poli.usp.br

Kleiber Lima de Bessa, Departamento de Engenharia Mecânica, Escola Politécnica da Universidade de São Paulo, e-mail: kleiber.bessa@poli.usp.br

Daniel Formariz Legendre, Departamento de Engenharia Mecânica, Escola Politécnica da Universidade de São Paulo, e-mail: daniel.legendre@poli.usp.br

Jayme Pinto Ortiz, Departamento de Engenharia Mecânica, Escola Politécnica da Universidade de São Paulo, e-mail: jportiz@usp.br. Instituto Mauá de Tecnologia – Escola de Engenharia Mauá, e-mail: ortiz@maua.br.

Introdução

O aneurisma é caracterizado por uma dilatação no vaso sanguíneo que pode acarretar danos irreversíveis à parede do vaso, como o seu rompimento. Neste estudo foi usada a técnica de Dinâmica dos Fluidos Computacional (DFC) para modelar uma geometria ideal de aneurisma, considerando um escoamento pulsátil.

Objetivo

Simular o escoamento pulsátil em aneurisma comparando-se o comportamento do fluido de trabalho admitido como newtoniano ou não-newtoniano.

Descrição do modelo

Para a descrição do fenômeno foi utilizada uma geometria ideal em 3 dimensões obtida de um modelo in vitro de aneurisma. A primeira malha, gerada com auxílio do software Gambit 2.0, com 71920 células foi submetida a uma simulação inicial e a um conseqüente refinamento nas regiões julgadas mais críticas. Seus resultados não são apresentados aqui. A segunda malha gerada tem 90792 células, e com ela foram feitas as duas simulações de interesse (Fig.1).

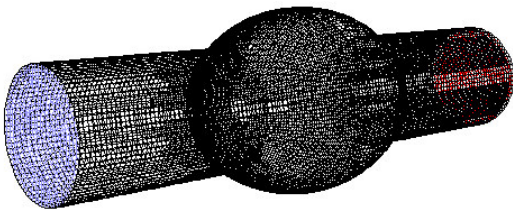


Figura 1: Malha final do aneurisma.

Cada uma dessas simulações tomou cerca de 3 horas de esforço computacional para convergência, segundo os métodos do software Fluent 6.2.

Condições de Contorno

O pulso da vazão de entrada no modelo numérico foi obtido através de um simulador in vitro. O pulso está apresentado na figura 2.

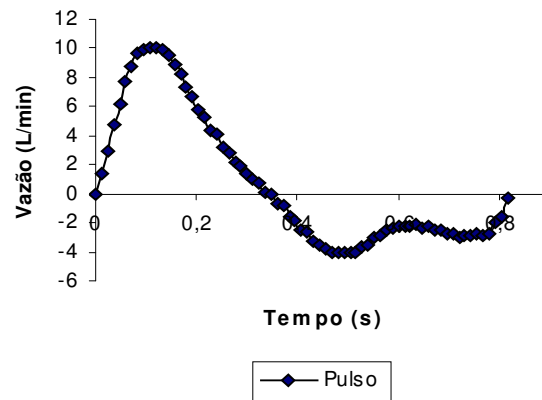


Figura 2. Pulso de entrada do modelo numérico.

Os coeficientes da função *power law* utilizada na condição de fluido de trabalho não-newtoniano, simulando o sangue, foram extraídos de Petkova et al. (2003) e estão apresentados na tabela 1:

Tabela 1

Índice n	0.4851
Índice k (kg.s ⁿ⁻² /m).	0.2073
Temperatura de referência (K)	310
Limite mín. de viscosidade(kg/m.s)	0.00125
Limite max. de viscosidade(kg/m.s)	0.003

Para a condição de fluido newtoniano a viscosidade foi simplesmente admitida como 0.003 kg/m.s.

Power Law para fluidos não newtonianos

O modelo *power law* utilizado pelo software Fluent calcula a viscosidade do fluido a partir da seguinte fórmula:

$$\mu = k\dot{\gamma}^{n-1} e^{T_0/T} \quad (1)$$

onde n, k e T₀ são os coeficientes dados, T é a temperatura atual e $\dot{\gamma}$ indica a taxa de cisalhamento. A viscosidade μ assim obtida não deve ser superior ou inferior às viscosidades máximas e mínimas, respectivamente. Se for, usar-se-ão as viscosidades limites.

A partir do valor de n podemos definir o tipo de material. Para n=1, o fluido é newtoniano, para n>1, ele é dilatante, e para n<1, pseudoplástico, como no nosso caso.

Resultados

Pudemos observar que, diferentemente do que é sugerido por Petkova et al. (2003) e Shibeshi et al. (2006), existem diferenças perceptíveis, ainda que não extraordinárias no resultado dos modelos, tanto para as velocidades axiais quanto para a tensão de cisalhamento nas paredes. Tais diferenças ficam em torno de 10 por cento para quase todo o fluido em qualquer velocidade como demonstrado nas figuras abaixo.

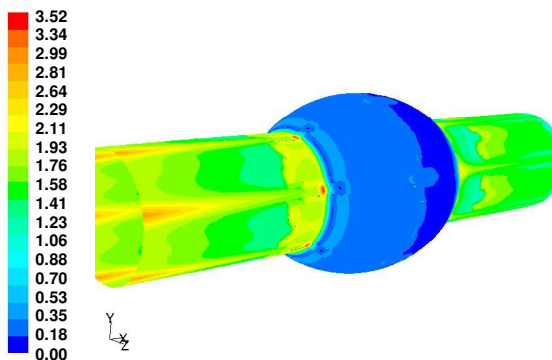


Figura 2: Distribuição da tensão de cisalhamento considerando fluido newtoniano.

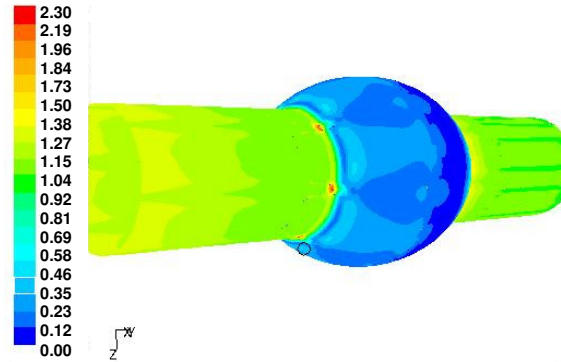


Figura 3: Distribuição da tensão de cisalhamento considerando fluido não-newtoniano.

Comentários finais

Apesar de algumas diferenças notadas, os resultados não são conclusivos, havendo a necessidade da continuidade dos estudos de modo a avaliar melhor o efeito de escala introduzido com a hipótese de escolha de fluido de trabalho newtoniano ou não na modelagem computacional de escoamento pulsátil em aneurisma de aorta.

Referências bibliográficas

[1]Petkova, S.; Hossain, A; Naser, J.; Palombo E.; CFD Modelling of Blood Flow in Portal Vein Hypertension with and without Trombosis; Third International Conference on CFD in the Minerals and Process Industries; Australia, dez 2003.
[2]Shibeshi, S.; Collins, W; The Rheology of Blood Flow in a Branched Arterial System, NIH Public Access; Aug 2006.
[3]Callaghan, S.; Walsh, M.;MacGlouchlin T.; Numerical Modelling of Newtonian an Non-Newtonian representation of blood in a distal end-to-side vascular bypass graft anastomosis; Medical Engineering & Physics, Apr 2005.