

## **AVALIAÇÃO DO ESCOAMENTO NUM FILTRO SANGUÍNEO USADO EM CIRCULAÇÃO EXTRACORPÓREA**

**Bernardo Augusto Roca Arenales, [bernardo.arenales@gmail.com](mailto:bernardo.arenales@gmail.com)<sup>1</sup>**  
**Rudolf Huebner, [rudolf@ufmg.com](mailto:rudolf@ufmg.com)<sup>1</sup>**

<sup>1</sup>Universidade Federal de Minas Gerais – Departamento de Engenharia Mecânica – UFMG – Av. Antônio Carlos, 6627 – CEP 31270-901 – Belo Horizonte – MG

**Resumo:** A circulação extracorpórea é um procedimento utilizado em diversas aplicações clínicas, tais como o desvio-cardiopulmonar utilizado em operações cardíacas. Durante a cirurgia, microêmbolos podem ser acidentalmente introduzidos no sistema arterial do paciente e levar a danos cerebrais decorrentes da falta de oxigenação de tecidos em virtude da interrupção do fluxo sanguíneo. Uma solução adotada para minimizar este problema foi a utilização de filtros de sangue na linha arterial do circuito de circulação extracorpórea. O objetivo destes filtros é aprisionar todo material no sangue circulante no circuito de circulação extracorpórea. Embora o foco de formação de trombos e da ocorrência de embolia em filtros de sangue arterial seja reconhecido, não existem informações quantitativas a respeito da taxa, dimensões e quantidade de êmbolos liberados. Desta forma, a análise do escoamento através de filtros de sangue constitui uma ferramenta essencial para o desenvolvimento adequado de filtros de sangue arterial. Neste trabalho, o escoamento em um filtro de sangue arterial foi avaliado numericamente e os resultados foram confrontados com dados disponíveis na literatura. Os resultados poderão auxiliar na determinação de regiões no campo de escoamento com elevado potencial hemolítico.

**Palavras-chave:** Filtro de sangue; Hemólise; Escoamento, Simulação

### **1. INTRODUÇÃO**

O desvio cardiopulmonar é uma técnica muito utilizada em operações cardíacas. Durante uma cirurgia cardíaca, trombos, bolhas de ar, agregados plaquetários, partículas de plástico ou fios de sutura microêmbolos podem ser acidentalmente introduzidos no sistema arterial do paciente. Uma maneira de se diminuir a possibilidade de introdução de microêmbolos na corrente sanguínea do paciente é o uso de filtros de sangue. Estes filtros têm por finalidade aprisionar todo material no sangue circulante no circuito de circulação extracorpórea, originado no equipamento ou no campo cirúrgico. Um filtro de sangue deve gerar a menor queda de pressão possível e danificar as células sanguíneas minimamente.

Pode-se dizer que o filtro arterial é um dispositivo do circuito extracorpóreo, que aumenta a margem de segurança na circulação extracorpórea contra a ocorrência de embolia aérea ou de outra natureza. O próprio filtro introduz um risco de embolia aérea devido à possibilidade de liberação, ao longo da cirurgia, do ar retido nos poros do elemento filtrante, durante a fase inicial de enchimento (Bergdahl e Björk, 1980).

O uso do filtro arterial é controverso. Alguns defendem seu uso com o argumento da redução de danos cerebrais enquanto outros consideram seu uso questionável devido à falta de informações clínicas conclusivas (Kim, 2000). Não existem informações quantitativas a respeito da taxa, dimensões e quantidade de êmbolos liberados por oxigenadores ou filtros, embora a formação de trombos e a possibilidade da ocorrência de embolia ao se utilizarem oxigenadores e filtros de sangue arterial sejam reconhecidos. Testes realizados por Dewanjee et al. (1992) mostram a ocorrência de formação de trombos e êmbolos após o filtro devido à alta concentração de substâncias liberadas por plaquetas e a presença de fatores de coagulação ativados.

O estudo da hemólise mecânica é de grande importância, especialmente ao se considerar o uso de dispositivos artificiais e da circulação extracorpórea. Uma das principais causas da hemólise em tais dispositivos é a presença de regiões no escoamento que expõem as hemácias a tensões de cisalhamento ou à turbulência. As células vermelhas são danificadas por dois fatores que atuam de forma simultânea: o nível de tensão de cisalhamento e o tempo de exposição da célula a esta tensão. A escala de Kolmogorov é uma maneira alternativa de se avaliar o potencial hemolítico em dispositivos implantáveis ou utilizados em circuitos de circulação extracorpórea. As regiões com maior potencial hemolítico, dentro de um determinado dispositivo, coincidirão com a localização de regiões onde a escala de Kolmogorov do escoamento turbulento é da mesma ordem de grandeza de uma hemácia (Huebner, 2003).

Desta forma, a análise do escoamento através de filtros constitui uma ferramenta essencial para a elaboração de projetos de filtros de sangue arterial. Técnicas de análise de escoamentos utilizadas na engenharia podem ser de grande auxílio no projeto de filtros de sangue. A análise de escoamentos vem sendo realizada por meio de experimentos ou pelo uso de simulações numéricas. Andrade et al. (1997) utilizaram uma técnica de visualização de escoamento para aprimorar o projeto de uma bomba de sangue. Pinotti e Paone (1996) utilizaram a técnica de anemometria laser Doppler para estudar o escoamento no interior de uma bomba de sangue e estimar os danos provocados pelo escoamento sobre as células sanguíneas. Castellini et al. (2004) utilizaram a velocimetria por imagens de partículas para avaliar o escoamento em uma válvula cardíaca. Huebner (2003) utilizou técnicas de visualização de escoamento por meio de injeção de corante, anemometria laser Doppler e Velocimetria por imagens de partículas para avaliar o escoamento em diversos filtros de sangue produzidos no Brasil. Burgreen et al. (2004) e Untaroiu et al. (2005) utilizaram técnicas de visualização de escoamento em conjunto com simulações numéricas para avaliar o escoamento em um dispositivo de assistência ventricular. Gage et al. (2002) e Gartner et al. (2000) avaliaram o escoamento em oxigenadores de membrana utilizando mecânica dos fluidos computacional. Nota-se que o uso de simulações numéricas em conjunto com técnicas de visualização e/ou medição de velocidade pode ser de grande auxílio na análise do escoamento no interior de dispositivos que interagem com sangue, como bombas, oxigenadores e filtros de sangue.

## 2. METODOLOGIA

O filtro apresenta corpo fabricado em acrílico e elemento filtrante em poliéster com porosidade de 40  $\mu\text{m}$ . Os conectores de entrada e saída são de acrílico reforçado e têm diâmetro de 9,5 mm. O filtro é dotado de uma linha para remoção de ar e recirculação ao reservatório de sangue venoso e de uma linha de desvio que pode ser utilizada no caso de obstrução do elemento filtrante. A Fig. (1) mostra os principais componentes e o princípio de funcionamento de um filtro de sangue. A seta vermelha representa sangue filtrado enquanto a azul representa sangue a ser filtrado. Toda a região a montante do elemento filtrante é denominada canal de entrada enquanto o canal de saída compreende a região à jusante do elemento filtrante, conforme é apresentado na Fig. (1).

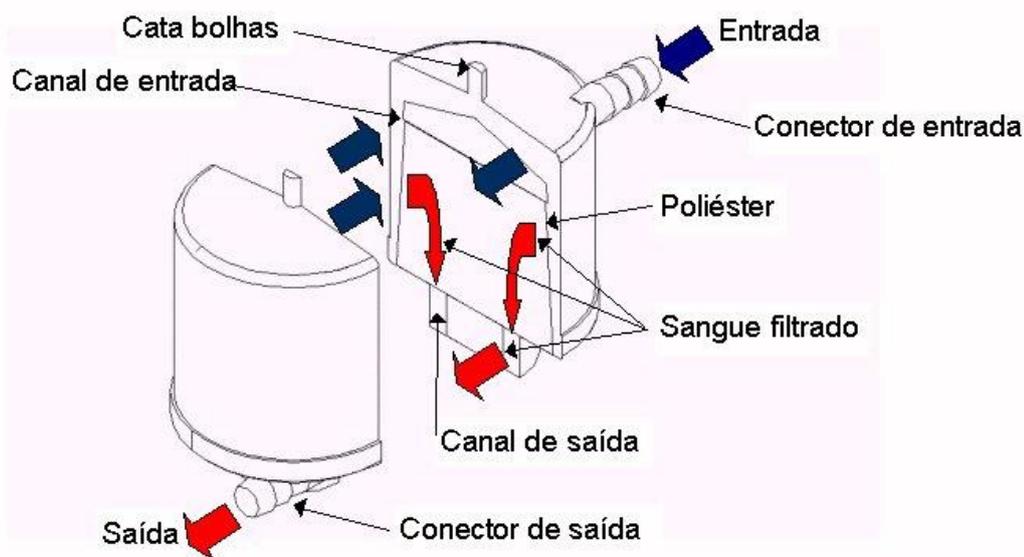


Figura 1. Vista do Filtro em corte.

A simulação foi realizada no ANSYS CFX<sup>®</sup> versão 12, tendo as malhas tetraédricas sido geradas pelo ANSYS Workbench<sup>®</sup>. O CFX é composto por três módulos, no primeiro importa-se a geometria com a malha gerada e realiza-se o pré-processamento. O segundo é o módulo de processamento e o último é o de pós-processamento. O filtro utilizado nas simulações foi desenhado no SOLIDWORKS<sup>®</sup>, conforme mostra a Fig. (2).



Figura 2. Vista do filtro gerado no SolidWorks.

O escoamento simulado pode ser representado pelas equações de momento, conservação de massa e energia junto com um modelo de turbulência, que neste caso foi o Reynolds Stress Turbulence Model. A equação que descreve o princípio da conservação da massa é:

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} + \nabla \cdot (\rho \mathbf{U}) = 0 \quad (1)$$

Enquanto a de momentum é descrita por:

$$\frac{\partial (\rho \mathbf{U})}{\partial t} + \nabla \cdot (\rho \mathbf{U} \otimes \mathbf{U}) = -\nabla p + \nabla \cdot \boldsymbol{\tau} + \mathbf{S}_M \quad (2)$$

Onde  $\mathbf{S}_M$  é a fonte de momento e o tensor de tensão,  $\boldsymbol{\tau}$ , é relacionado com a taxa de tensão por:

$$\boldsymbol{\tau} = \mu (\nabla \mathbf{U} + (\nabla \mathbf{U})^T) - \frac{2}{3} \delta \nabla \cdot \mathbf{U} \quad (3)$$

O modelo de Reynolds Stress é baseado em equações de transporte para todos os componentes do seu tensor de tensões e taxa de dissipação. Ele não usa a hipótese de viscosidade turbulenta, mas resolve uma equação para o transporte de tensão de Reynolds no fluido.

O ANSYS CFX resolve as seguintes equações para o transporte de tensões de Reynolds:

$$\frac{\partial \rho \overline{u \otimes u}}{\partial t} + \nabla \cdot (\rho \mathbf{U} \otimes \overline{u \otimes u}) = \left( \mathbf{P} + \phi + \nabla \cdot \left( \left( \mu + \frac{2}{3} c_S \rho \frac{k^2}{\epsilon} \right) \nabla \overline{u \otimes u} \right) - \frac{2}{3} \delta \rho \epsilon \right) \quad (6)$$

Onde  $\phi$  é a tensão de pressão,  $\epsilon$  é a taxa de dissipação da turbulência e  $\mathbf{P}$  é dado por:

$$\mathbf{P} = -\rho (\overline{u \otimes u} (\nabla \mathbf{U})^T + (\nabla \mathbf{U}) \overline{u \otimes u}) \quad (7)$$

As condições de contorno para as equações de conservação de massa e quantidade de movimento foram:

- Na seção de entrada do filtro o valor da vazão mássica é conhecido;
- Nas fronteiras sólidas (paredes) foi aplicada a condição de não-deslizamento.
- Na seção de saída de cada dispositivo será admitida a condição de escoamento plenamente desenvolvido. A pressão na saída é admitida como sendo nula (valor de referência).

O efeito da presença do elemento filtrante no escoamento será simulado por meio da lei de Darcy (Gage et al. 2002). A perda de carga prevista no modelo de Darcy será incorporada ao termo fonte da equação de balanço de quantidade de movimento.

A simulação foi realizada considerando um fluido com viscosidade de 3,71 MPa.s e massa específica de 1099 kg/m<sup>3</sup>, obtida à partir de uma solução de glicerina a 40%. Essa mistura apresenta características de fluido newtoniano e suas propriedades se assemelham em muito a aquelas encontradas no sangue em condições de circulação extracorpórea (Huebner, 2003). E utilizou-se uma vazão de 4,5 l/min.

Na Fig. (3), pode-se ver o desenho do filtro com a sua malha tetraédrica. A malha foi gerada com um tratamento especial nas paredes a partir de um melhor refinamento da malha. Com isso, aumentou-se o nível de precisão na avaliação da queda de pressão.

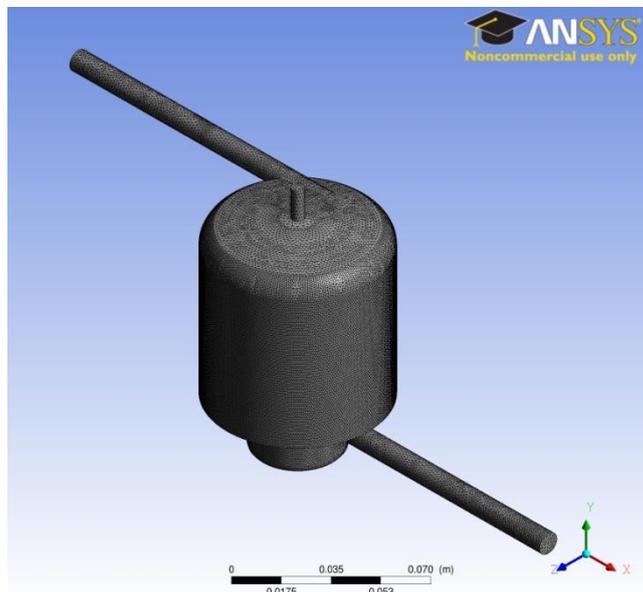


Figura 3. Vista do filtro e seus componentes discretizados.

### 3. RESULTADO E DISCUSSÃO

O fluido entra no filtro pelo conector superior, atinge a parede oposta à entrada e então começa a descrever um movimento no sentido horário e descendente. Na Fig. (4), pode-se observar as linhas de corrente do campo de escoamento interno do filtro. Como era de se esperar, o movimento dos vetores seguem o mesmo padrão dos observados por Huebner (2003).

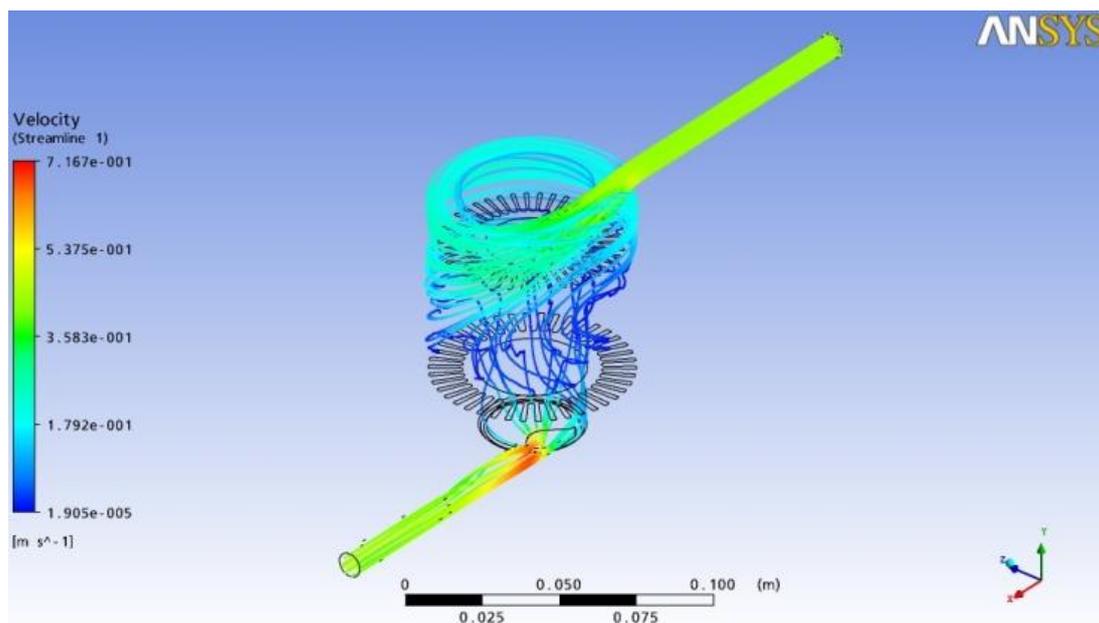


Figura 4. Linhas de corrente de velocidade.

A Fig. (5) mostra os vetores velocidade em três diferentes planos. Os planos, superior e inferior, estão a 15 mm de distância do plano intermediário, que é o plano que secciona o filtro pela metade. Esses vetores possuem uma maior velocidade na região mais afastada do elemento filtrante juntamente com a parte oposta à entrada que é aonde se encontra a saída. Isso ocorre devido à restrição que o elemento filtrante impõe ao fluido para a sua passagem e por causa da pequena entrada da área de seção do conector de saída.

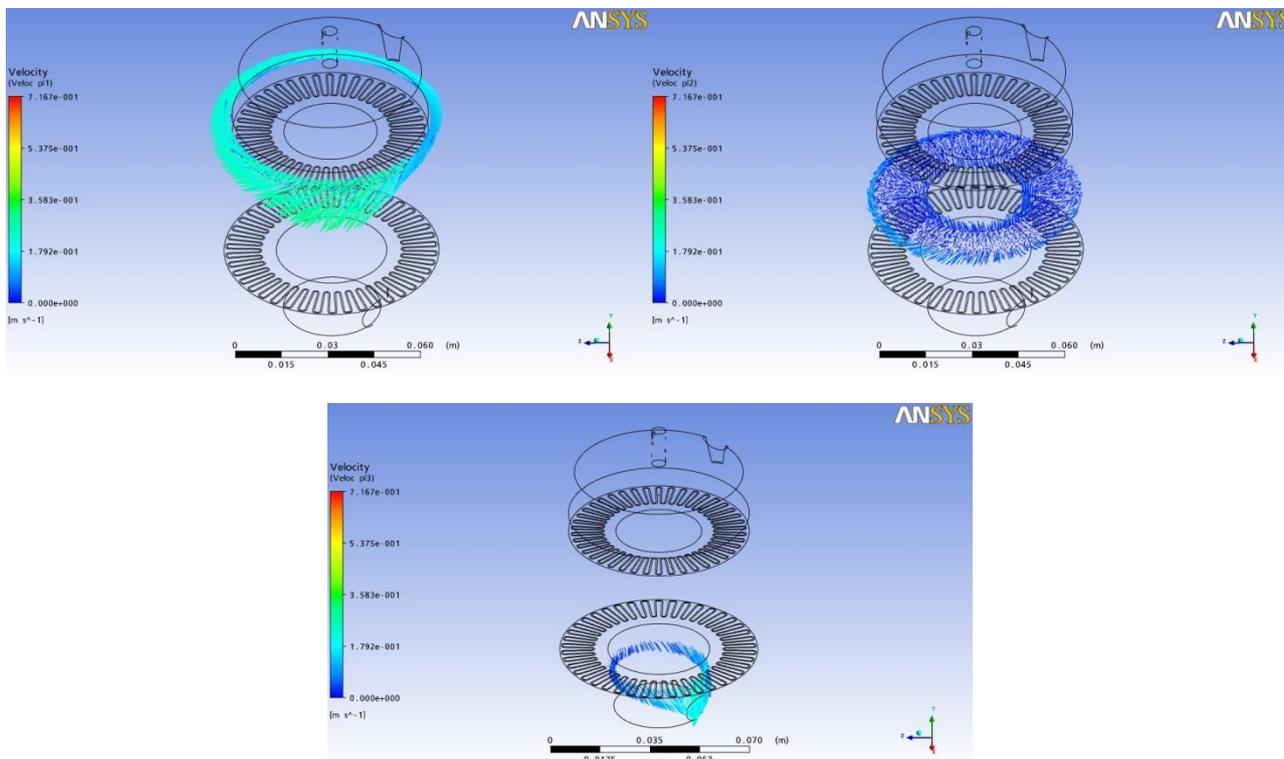


Figura 5. Vetores de velocidade em planos horizontais.

Como se pôde ver no plano inferior da Fig. (6), a seção de entrada do conector de saída do filtro é uma região aonde o campo de velocidade aumenta. A Fig. 6 mostra com mais detalhes o quanto crítico chega a ser essa região. Observa-se que a distribuição de velocidade nesse plano é desuniforme, isso é devido à forma em que o fluido escoo no filtro. A imagem a esquerda mostra os vetores de velocidade, enquanto o da direita, a distribuição do campo de velocidade no plano analisado. Pode-se ver q o fluido chega a atingir uma velocidade de  $0,7 \text{ m.s}^{-1}$  nessa região.

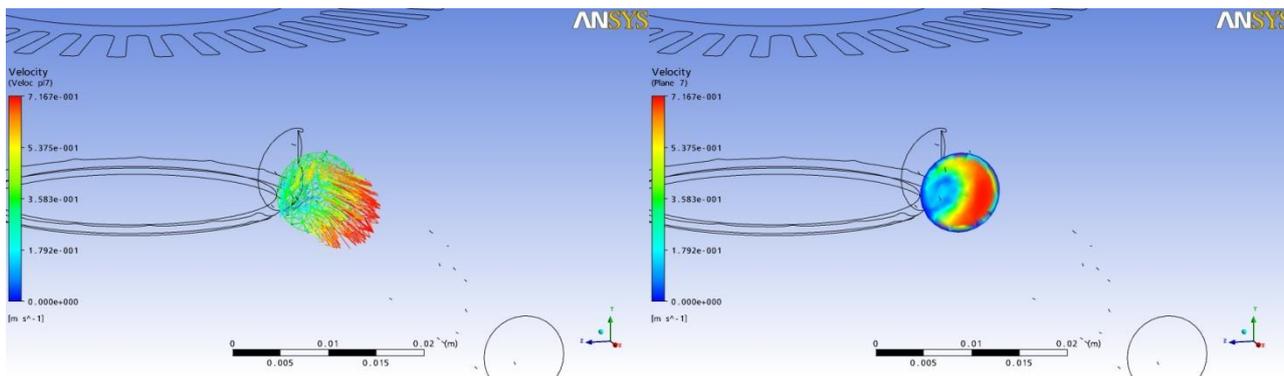
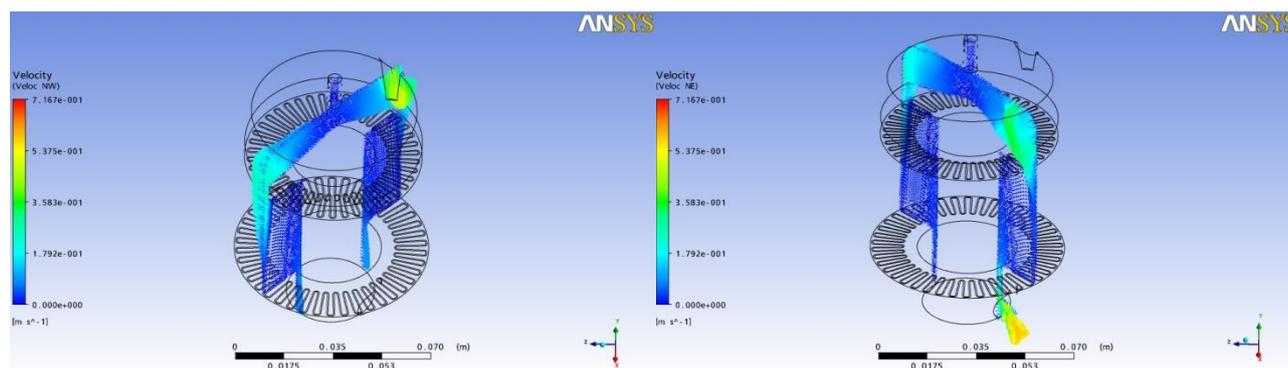


Figura 6. Vetor velocidade (esquerda) e distribuição do campo de velocidade (direita) no plano da entrada da saída do filtro.

A Fig. (7) representa planos verticais, passando pelo centro do filtro, que contêm vetores velocidades do escoamento interno. Tomando-se um plano ortogonal a entrada do escoamento, as imagens da esquerda e direita estão rotacionadas a  $-45^\circ$  e  $45^\circ$  no sentido horário, respectivamente. Ao se comparar os dois planos, observa-se que a velocidade decresce a partir do momento em que ela percorre o filtro e se aproxima do elemento filtrante. E ao analisar a entrada junto com a saída, observa-se que a entrada possui um escoamento com uma menor velocidade máxima que a saída. Como já foi citado mais acima, isso é devido à distribuição de velocidade com que o fluido entra na saída.



**Figura 7. Vetores velocidades em planos verticais.**

Na Tab (1) realiza-se um comparativo entre o resultado da queda de pressão na simulação numérica e o valor obtido experimentalmente por Huebner (2003), cujo trabalho utiliza as mesmas condições simuladas.

**Tabela 1. Comparativo entre os valores de queda de pressão**

Vazão l/min	Perda numérica (Pa)	Perda experimental (Pa)
4,5	5423,13	5443,54

#### 4. CONCLUSÃO

O presente trabalho apresenta resultados obtidos a partir da simulação numérica do campo de escoamento de um filtro de sangue de circulação extracorpórea através do modelo Reynolds Stress – SSG. Os resultados obtidos permitem avaliar o escoamento qualitativamente e mostram a existência de regiões críticas com condições de danificar células sanguíneas. O projeto do filtro pode ser melhorado com uma modificação do conector de saída de forma a se obter um escoamento mais uniforme.

#### 5. AGRADECIMENTOS

Agradecimentos ao CNPq pelo auxílio por meio dos processos n°200729/95-0 e n°300556/97-7 e à FAPEMIG por meio do processo TEC-APQ-01569-08.

#### 6. REFERÊNCIAS

- Andrade, A., Biscegli, J., Sousa, J.E., Ohashi, Y. & Nosé, Y. Flow visualization studies to improve the Spiral Pump Design, *Artificial Organs*, v.21, n.7, p.680-685, 1997.
- Bergdahl, L., e Björk, V.O., The effect of a nylon mesh blood filter in the arterial line during extracorporeal circulation, *Scand. J. Cardiovasc. Surg.*, v.14, p.263-266, 1980
- Burgreen, G.W., Loree II, H.M., Bourque, K., Dague, C., Poirier, V.L., Farrar, D., Hampton, E., Wu, Z.J., Gempp, T.M. e Schob, R., Computational fluid dynamics analysis of a maglev centrifugal left ventricular assist device, *Artificial Organs*, v.28, n.10, p.874-880, 2004.
- Castellini, P., Pinotti, M. e Scalise, L., Particle Image Velocimetry for Flow Analysis in Longitudinal Planes across a Mechanical Artificial Heart Valve, *Artificial Organs*, v.28, n.5, p.507-510, 2004.
- Dewanjee, M.K., Palatianos, G.M., Kapadvanjwala, M., Novak, S., Hsu, L., Serafini, A.N. e Sfakianakis, G.N., Rate constants of embolization and quantitation of emboli from the hollow-fiber and arterial filter during cardiopulmonary bypass, *ASAIO Journal*, v.38, p.317-321, 1992.
- Gage, K., Gartner, M.J., Burgreen, G.W. e Wagner, W.R., Predicting membrane oxygenator pressure drop using computational fluid dynamics, *Artificial Organs*, v.26, n.7, p.600-607, 2002.
- Gartner, M.J., Wilhelm, C.R., Fabrizio, M.C. e Wagner, W.R., Modeling flow effects on thrombotic deposition in a membrane oxygenator, *Artificial Organs*, v.24, n.1, p.29-36, 2000.
- Huebner, R., Tese de Doutorado – Escoamento em filtros de linha arterial utilizados em circuitos de circulação extracorpórea. Universidade Federal de Minas Gerais, Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica, 2003
- Kim, W.G., Kim, K.B. e Yoon, C.J., Scanning microscopic analysis of arterial line filters used in cardiopulmonary bypass, *Artificial Organs*, v.24, n.11, p.874-878, 2000.

- Pinotti, M., Paone, N. Estimating mechanical blood trauma in centrifugal blood pump: LDA measurements of the mean velocity field. *Artificial Organs*, vol.20, n.6, p.546-552, 1996.
- Untaroiu, A., Throckmorton, A.L., Patel, S.M., Wood, H.G., Allaire, P.E. e Olsen, D.B., Numerical and experimental analysis of an axial flow left ventricular assist device: The influence of the diffuser on overall pump performance, *Artificial Organs*, v.29, n.7, p.581-591, 2005.

## FLOW EVALUATION IN AN ARTERIAL BLOOD FILTER USED IN EXTRACORPOREAL CIRCULATION

Bernardo Augusto Roca Arenales, [bernardo.arenales@gmail.com](mailto:bernardo.arenales@gmail.com)<sup>1</sup>

Rudolf Huebner, [rudolf@ufmg.com](mailto:rudolf@ufmg.com)<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Universidade Federal de Minas Gerais – Department of Mechanical Engineering – UFMG – Av. Antônio Carlos, 6627 – CEP 31270-901 – Belo Horizonte – MG

**Abstract:** *The external arterial circulation is a procedure used in several clinical applications, such as cardiopulmonary bypass, used in cardiac operations. During surgery, microemboli may be accidentally introduced into the system of the patient and lead to brain damage resulting from lack of oxygen to tissues because of the interruption of blood flow. A solution adopted to minimize this problem was the use of blood filters in the arterial line of the cardiopulmonary bypass. The goal of these filters is to trap any material in the circulating blood in cardiopulmonary bypass. Although the focus of thrombus formation and the occurrence of embolism in the arterial blood filter is recognized, there is no quantitative information about the rate, size and amount of emboli released. Thus, the analysis of flow through filters of blood is an essential tool for the proper development of filters blood pressure. In this work the flow in an arterial blood filter was evaluated numerically and the results were compared with data available in literature. The results may help to determine regions where the flow of high hemolytic potential.*

**Keywords:** *Blood Filter; Hemolysis; Flow, Simulation*

### 7. DIREITOS AUTORAIS

Os autores são os únicos responsáveis pelo conteúdo do material impresso incluído no seu trabalho.