

MINISTÉRIO DA EDUCAÇÃO  
UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL  
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA MECÂNICA

ANÁLISE ANALÍTICO-NUMÉRICA DA TAXA DE ATIVAÇÃO PLAQUETÁRIA E  
HEMÓLISE PARA AVALIAÇÃO DA EFICIÊNCIA DE CATETERES VENOSOS  
CENTRAIS COMERCIAIS

por

Raphael Machado Cezar

Monografia apresentada ao Departamento de Engenharia Mecânica da Escola de Engenharia da Universidade Federal do Rio Grande do Sul, como parte dos requisitos para obtenção do diploma de Engenheiro Mecânico.

Porto Alegre, maio de 2021.

## DADOS INTERNACIONAIS DE CATALOGAÇÃO

Cezar, Raphael Machado  
ANÁLISE ANALÍTICO-NUMÉRICA DA TAXA DE ATIVAÇÃO  
PLAQUETÁRIA E HEMÓLISE PARA AVALIAÇÃO DA EFICIÊNCIA DE  
CATÉTERES VENOSOS CENTRAIS COMERCIAIS / Raphael Machado  
Cezar. -- 2021.

28 f.

Orientador: Guilherme Henrique Fiorot.

Trabalho de conclusão de curso (Graduação) --  
Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Escola de  
Engenharia, Curso de Engenharia Mecânica, Porto  
Alegre, BR-RS, 2021.

1. Cateter Venoso Central. 2. ativação plaquetária.  
3. escoamento sanguíneo. 4. tensão de cisalhamento. 5.  
tempo de residência. I. Fiorot, Guilherme Henrique,  
orient. II. Título.

Raphael Machado Cezar

ANÁLISE ANALÍTICO-NUMÉRICA DA TAXA DE ATIVAÇÃO PLAQUETÁRIA E  
HEMÓLISE PARA AVALIAÇÃO DA EFICIÊNCIA DE CATETERES VENOSOS  
CENTRAIS COMERCIAIS

ESTA MONOGRAFIA FOI JULGADA ADEQUADA COMO PARTE DOS  
REQUISITOS PARA A OBTENÇÃO DO TÍTULO DE  
**ENGENHEIRO MECÂNICO**  
APROVADA EM SUA FORMA FINAL PELA BANCA EXAMINADORA DO  
CURSO DE ENGENHARIA MECÂNICA

Prof. Dr. Mário Roland Sobczyk Sobrinho  
Coordenador do Curso de Engenharia Mecânica

Escolher uma das áreas de concentração: **Energia e Fenômenos de Transporte**

Orientador: Prof. Dr. Guilherme Henrique Fiorot

Comissão de Avaliação:

Prof<sup>a</sup>. Dra. Thamy Cristina Hayashi

Prof. Dr. Sergio Viçosa Möller

Prof. Dr. Paulo Smith Schneider

Porto Alegre, maio de 2021

## DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho aos meus pais, Marta e Glauco, por todo o apoio incondicional durante a minha graduação.

Aos meus padrinhos, Marivana e André, por todo o apoio, incentivo e acolhimento durante meu primeiro semestre de graduação.

## AGRADECIMENTOS

Aos meus professores e colegas da UFRGS por todo o aprendizado durante os anos de graduação.

Ao projeto de extensão Pampa Aerodesign UFRGS por possibilitar a aplicação prática dos conhecimentos desenvolvidos no curso e pelo trabalho em equipe.

À minha namorada pelo apoio e companheirismo durante todo o período da produção deste trabalho e pelo auxílio na gravação da apresentação para a banca avaliadora.

À Miriam, minha tia, pela revisão de português neste trabalho.

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL  
ESCOLA DE ENGENHARIA –CURSO DE ENGENHARIA MECÂNICA  
TRABALHO DE CONCLUSÃO DE CURSO – 2021

ANÁLISE ANALÍTICO-NUMÉRICA DA TAXA DE ATIVAÇÃO  
PLAQUETÁRIA E HEMÓLISE PARA AVALIAÇÃO DA EFICIÊNCIA DE  
CATETERES VENOSOS CENTRAIS COMERCIAIS

**Cezar, Raphael Machado**  
raphael.cezar@hotmail.com

**Resumo.** A hemodiálise é uma terapia aplicada principalmente em pacientes com doenças renais e consiste na filtragem do sangue por um equipamento externo. Uma das formas de acesso vascular existentes são os Cateteres Venosos Centrais (CVC), que possuem geometrias diferentes para cada fabricante. O objetivo desse trabalho é avaliar a eficiência de cateteres a partir da aplicação do Índice de Ativação Plaquetária (PLI) e pela porcentagem de partículas sob altas tensões de cisalhamento, que favorecem a lise celular. Neste estudo, foram realizadas simulações numéricas em cateteres com diferentes geometrias de furos laterais, a fim de comparar com o modelo sem furos laterais, considerando o sangue como um fluido não newtoniano. As análises foram realizadas pelo software ANSYS Fluent e pós-processadas no MATLAB para a obtenção dos campos de velocidade e tensão cisalhante, bem como os efeitos desses parâmetros sobre as partículas inseridas no domínio com objetivo de simular as células sanguíneas e avaliar o PLI e a lise celular. Os melhores resultados foram observados nos cateteres sem furos laterais, de furos retos e de furos cônicos 1, com baixo PLI. Os cateteres com o pior desempenho foram os com furos oblíquos 1 e cônicos 2.

**Palavras-chave:** Cateter Venoso Central, ativação plaquetária, escoamento sanguíneo, tensão de cisalhamento, tempo de residência.

**NUMERICAL AND ANALYTICAL ANALYSES OF THE PLATELET LYSIS INDEX AND HEMOLYSIS FOR EFFICIENCY AVALIATION OF CENTRAL VENOUS CATHETERS**

**Abstract.** Hemodialysis is a procedure applied mainly to patients with kidney diseases and consists of filtering the blood with an external equipment. One of the most widely used forms of access is the Central Venous Catheter (CVC), which has different geometries from each manufacturer. The objective of this study is to evaluate the efficiency of a catheter through the platelet lysis index (PLI) and the particle's percentage under high shear stress witch can increase the blood cell lysis. In this study, numerical simulations were performed on catheters with different side holes geometries for comparison with a no side holes model considering blood as a non-Newtonian fluid. The analyses were performed with ANSYS Fluent and post processed with MATLAB to obtain the velocity and shear stress contour, as well the effects of these parameters on the particles inside the domain in order to simulate the blood cells and to evaluate the PLI and blood cell lysis. The best results were obtained for the no side holes, straight side holes and conical side holes 1 catheters, with low PLI. The lowest efficiency was observed for the oblique side holes 1 and conical side holes 2 catheters.

**Keywords:** Central Venous Catheter, platelet lysis index, blood flow, shear stress, residence time.

## NOMENCLATURA

## Símbolos

$t$	Tempo qualquer	[s]
$A$	Constante experimental do Índice de Ativação Plaquetária (PLI)	
$t_p$	Tempo de residência da partícula dentro do domínio da simulação	[s]
$m$	Número total de partículas	
$s$	Desvio padrão	
$M_i$	Malha utilizada no estudo de convergência	
$r_{ij}$	Razão de refinamento entre duas malhas	
$N_j$	Número de elementos da malha mais refinada	
$N_i$	Número de elementos da malha menos refinada	
$k$	Ordem de convergência entre duas malhas	
$f$	Parâmetro físico escolhido para comparação entre malhas. Para este estudo foi escolhida a velocidade média do sangue no cateter	[m s <sup>-1</sup> ]
$GCI_{ij}$	Índice de Convergência entre duas malhas com diferentes números de elementos	
$F_s$	Fator de segurança para cálculo do $GCI_{ij}$ definido como 1,25	
$V_R$	Velocidade aproximada calculada pela extrapolação Richardson	[m s <sup>-1</sup> ]
$p$	Pressão estática	[Pa]

## Símbolos gregos

$\rho$	Massa específica do fluido de escoamento	[Kg m <sup>-3</sup> ]
$\vec{\nabla}$	Gradiente de multiplicação vetorial	
$\vec{u}$	Velocidade vetorial do fluido	[m s <sup>-1</sup> ]
$\tau$	Tensor cisalhante	[Pa]
$\vec{B}$	Forças de corpo	[N]
$\mu$	Viscosidade do fluido pelo método reológico de Carreau	[Pa s]
$\mu_\infty$	Viscosidade do fluido para altas tensões de cisalhamento pelo modelo de Carreau	[Pa s]
$\mu_0$	Viscosidade do fluido para baixas tensões de cisalhamento pelo modelo de Carreau	[Pa s]
$\lambda$	Constante de tempo para a faixa de transição entre a viscosidade constante e variável	
$\dot{\gamma}$	Taxa de cisalhamento	
$n$	Índice de <i>power-law</i> para o modelo reológico de Carreau	
$\tau_p$	Tensão de cisalhamento sob a partícula	[Pa]
$\bar{x}$	Média aritmética	
$x_i$	Valor da grandeza para cálculo da média aritmética	
$\varepsilon_{ij}$	Erro relativo da propriedade escolhida no estudo de convergência entre duas malhas	

## Abreviaturas e Acrônimos

CFD	Dinâmica dos Fluidos Computacional (do inglês, <i>Computational Fluid Dynamics</i> )
GCI	Índice de Convergência de Malha (do inglês, <i>Grid Convergence Index</i> )
PLI	Índice de Ativação Plaquetária (do inglês, <i>Platelet Lysis Index</i> )
UDF	Função Definida pelo Usuário (do inglês, <i>User Defined Function</i> )

**SUMÁRIO**

NOMENCLATURA.....	vii
1. INTRODUÇÃO.....	1
2. OBJETIVO.....	2
2.1. Objetivo Geral.....	2
2.2. Objetivos específicos.....	2
3. METODOLOGIA.....	2
3.1. Simulações numéricas.....	2
3.2. Desenvolvimento das geometrias da simulação.....	3
3.3. Desenvolvimento da malha.....	5
3.3.1. Estudo de convergência da malha.....	5
3.4. Modelagem reológica do fluido.....	5
3.5. Condições de contorno.....	6
3.6. Critério de convergência e configuração da simulação.....	7
3.7. Tempo de residência e ativação plaquetária.....	7
3.7.1. Tempo de Residência.....	7
3.7.2. Ativação Plaquetária.....	7
3.8. Pós-processamento.....	8
4. RESULTADOS E DISCUSSÃO.....	8
4.1. Estudo de Malha.....	8
4.2. Campos de Velocidade.....	9
4.3. Campos de Tensão cisalhante.....	10
4.4. Partículas no campo de escoamento.....	11
4.4.1. PLI médio.....	13
4.5. Ativação plaquetária e Hemólise.....	14
5. CONCLUSÃO.....	14
5.1 Sugestões de trabalhos futuros.....	15
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	15
APÊNDICE.....	17
APÊNDICE A.....	17
APÊNDICE B.....	19



## 1. INTRODUÇÃO

A hemodiálise é um tipo de tratamento substitutivo da função renal que pode se estender até o final da vida desses pacientes ou até que recebam um transplante renal (GUEDES, 2012). O tratamento consiste em um processo de filtração do sangue realizado por uma máquina e um dialisador, que substitui as funções renais (MACHADO, 2013).

O procedimento de hemodiálise é realizado através da filtração do sangue por um equipamento externo. O sangue do paciente é direcionado para o processo de filtração por meio de um sistema de circulação artificial. No equipamento, é realizada a diálise a partir de uma membrana semipermeável que permite a retirada de impurezas e substâncias tóxicas. Após o processo, o sangue retorna à corrente sanguínea.

Uma das opções de acesso vascular mais usuais para efetuar o tratamento é o uso do Cateter Venoso Central (CVC), que consiste na implantação de um cateter (tubo introduzido em cavidades ou canais do corpo com o intuito de drenar ou injetar fluidos) em uma veia de grande calibre do tórax ou parte superior do braço (GUIMARÃES et al., 2016).

O estudo de Neves (2020), que apresenta um levantamento dos dados de pacientes submetidos ao tratamento de hemodiálise no Brasil, entre os anos de 2009 e 2018, concluiu que houve um aumento no número de pacientes realizando tratamento de diálise crônica em 72%, totalizando 133.464 pacientes, sendo que, destes, 23,6% utilizam Cateter Venoso Central como acesso vascular. Uma das maiores intercorrências durante o tratamento está relacionada à vida útil do cateter devido a entupimentos nos lúmens de entrada. Essa redução da vida útil do cateter deve-se à ativação plaquetária que ocorre em regiões de alta tensão de cisalhamento, como nos orifícios de entrada no lúmen do cateter. Tal efeito pode causar o rompimento das células sanguíneas (lise celular).

Diversas geometrias de cateteres estão disponíveis no mercado e, portanto, avaliar a eficiência de um cateter tornou-se uma tarefa necessária para compreender o impacto desse tipo de equipamento sobre as células presentes no sangue, já que elas afetam significativamente o campo de pressão do fluxo sanguíneo. Uma das formas de avaliar a eficiência de um cateter é pelo Índice de Ativação Plaquetária (*Platelet Lysis Index – PLI*), desenvolvido por Giersipen (1990), o qual quantifica a ativação plaquetária, relacionando o tempo de residência da célula em regiões de alto cisalhamento. Estudos como Haniel (2019), Owen (2020) e Timothy (2015) aplicam o PLI como forma de validação numérica para cateteres de diferentes geometrias.

O estudo desenvolvido propõe uma avaliação da eficiência de Cateteres Venosos Centrais, duplo lúmen, simétricos, aplicados em procedimentos de hemodiálise, partindo de simulações numéricas (*Computational Fluid Dynamics – CFD*) de fluxo sanguíneo.

Assim, o objetivo do presente estudo é avaliar a taxa de rompimento das células sanguíneas em diferentes geometrias de cateteres simétricos, a partir da identificação das tensões de cisalhamento produzidas pelo escoamento nos lúmens de entrada e saída do cateter, bem como o tempo de residência de células nas regiões de maior tensão. O sangue é um fluido não newtoniano, uma vez que os componentes dessa suspensão são, em sua maioria, plaquetas, hemácias e proteínas sobre uma fase líquida, o plasma. A literatura aponta Carreau como um modelo reológico satisfatório para caracterizar de forma mais precisa o comportamento do sangue. Para avaliar o tempo de residência das células, foram utilizadas na simulação partículas que são lançadas no mesmo sentido do escoamento.

Os cateteres avaliados possuem variações nas extremidades com diferentes geometrias laterais para entrada e saída do sangue (sem entradas laterais, com furos retos, cônicos e oblíquos). Segundo Owen (2020), a inclusão de furos laterais em um cateter simétrico tem apresentado um incremento na sua performance, aumentando o fluxo do escoamento e diminuindo a tensão de cisalhamento. Espera-se que os resultados apontem para uma eficiência

superior dos cateteres oblíquos e cônicos em relação aos demais, de acordo com a literatura, devido ao sentido da geometria. Finalmente, pretende-se também culminar na avaliação da eficiência do cateter, a partir do PLI, indicador aceito pela comunidade médica.

## 2. OBJETIVO

### 2.1. Objetivo Geral

Desenvolver uma análise numérica do fluxo sanguíneo em um Cateter Venoso Central simétrico, considerando um modelo tridimensional e o sangue como um fluido não newtoniano. A partir de uma análise CFD, em regime permanente e escoamento laminar, determinar a influência de diferentes geometrias no tempo de residência das células sanguíneas em regiões de alta tensão de cisalhamento, causa raiz de complicações hospitalares na terapia de hemodiálise.

### 2.2. Objetivos específicos

- Obter um modelo de simulação numérica de fluido não newtoniano, a partir do modelo reológico de Carreau, amplamente aplicado em estudos numéricos vasculares;
- Criar modelos geométricos de cateteres simétricos, com base em geometrias comumente utilizadas em hospitais no procedimento de hemodiálise;
- Revisar a literatura para encontrar um método de avaliação da eficiência de um cateter que seja aceito pela comunidade médica;
- Relacionar as tensões de cisalhamento do escoamento sanguíneo com o tempo de residência das partículas injetadas no domínio;
- Avaliar os campos de velocidade, tensão cisalhante, o tempo de residência e o Índice de Ativação Plaquetária na região do lúmen de entrada de cateteres simétricos.

## 3. METODOLOGIA

### 3.1. Simulações numéricas

O processo de uma simulação numérica pode ser compreendido em quatro etapas, conforme exemplifica a tabela 3.1 abaixo.

Tabela 1 - (a) a (d) – Procedimento de uma simulação numérica.	
a) Pré-análise	b) Desenho das geometrias
Estudo do fenômeno a ser simulado	Determinação do tamanho do domínio
Definição do modelo reológico do fluido	Número de dimensões (2D ou 3D)
Tipo de escoamento	Criação de, no mínimo, três malhas de diferentes números de elementos
Levantamento dos parâmetros a serem obtidos	Refinamento em regiões de maior interesse

c) Simulação	d) Pós-processamento
Definição das condições de contorno	Análise dos resultados
Critério de convergência	Plotagem de gráficos
Configuração da simulação	
Simulação computacional	

Os estudos numéricos de dinâmica dos fluidos computacional (CFD) foram realizados através do software ANSYS Fluent 2020 R2 *Academic Version*, a fim de obter os campos de velocidade e tensão de cisalhamento, bem como o tempo de residência das partículas injetadas no interior do domínio. O computador utilizado nas análises numéricas possui um processador Intel CORE® I7:7500U de 2,70 GHz com 8Gb de memória RAM e sistema operacional Windows 10 64 bits.

O estudo em CFD conduzido neste trabalho consiste na resolução de equações de conservação através do Método dos Volumes Finitos. É um método conservativo, amplamente aplicado em simulações de escoamento tanto interno quanto externo, e é caracterizado pela divisão do domínio de estudo em diversos volumes de controle. A solução das equações governantes do fenômeno analisado em cada volume é obtida a partir dos valores de entrada que são computados até o critério de convergência ser alcançado.

O Método de Volumes Finitos é definido como todo método que, para obter as equações aproximadas, satisfaz a conservação de propriedade em nível de volumes elementares. (RAIMUNDO, 2004).

As equações a serem resolvidas pelo software computacional, considerando o estudo realizado, são: Conservação de massa (Equação 1):

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

em que o primeiro termo apresenta a variação da massa específica  $\rho$  com o tempo  $t$ , e o segundo, o fluxo líquido de massa calculado através do vetor de velocidade  $\vec{u}$ . É a relação de conservação da quantidade de movimento:

$$\frac{\partial(\rho \vec{u})}{\partial t} + \vec{\nabla} \cdot (\rho \vec{u} \vec{u}) = -\nabla p + \vec{\nabla} \cdot (\tau) + \vec{B} \quad (2)$$

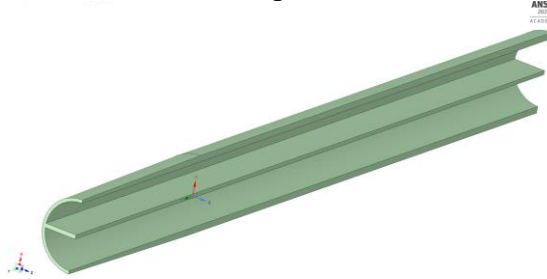
em que o primeiro termo descreve a variação do fluxo de massa pelo tempo, o segundo, representa o transporte advectivo do fluxo líquido de massa. O lado direito da Equação 2 representa o somatório das forças externas, sendo o segundo e terceiro termo o tensor de tensões do fluido e  $\vec{B}$  a força de corpo respectivamente.

### 3.2. Desenvolvimento das geometrias da simulação

O estudo é focado em avaliar a influência de variações no PLI somente através de diferentes configurações geométricas dos furos laterais nos lúmens de entrada e saída de um cateter duplo lúmen simétrico. Dessa forma, através do *Space Claim*, do pacote ANSYS 2020 R2, foi desenvolvido um cateter duplo lúmen simétrico de tamanho 12 FR (*French*), e os furos laterais foram adicionados utilizando o cateter como base.

Uma otimização do desenho a partir da simetria bilateral foi considerada como forma de reduzir o tempo computacional. O cateter sem furos laterais pode ser visualizado na Figura 1 abaixo.

Figura 1 – Cateter Venoso Central duplo lúmen simétrico sem furos laterais.



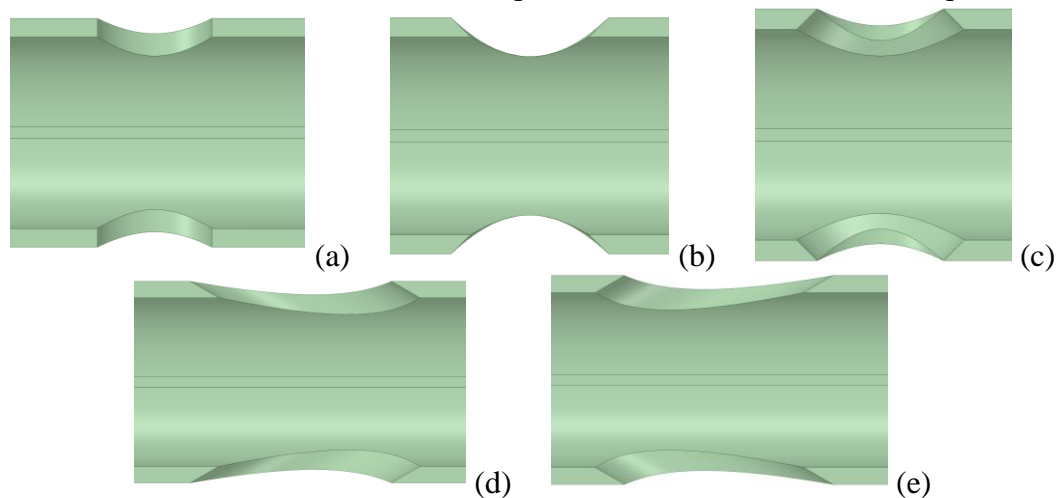
A dimensão da veia em que o cateter é inserido foi definida com base em Owen (2020), com 20 mm de diâmetro. As dimensões do cateter base e da veia são apresentadas na Tabela 2 abaixo.

Tabela 2 – Dimensões dos cateteres simétricos desenhados.

Diâmetro do cateter	4 mm (12 FR)
Diâmetro interno (formato <i>Double – D</i> )	3 mm
Espessura da parede de divisão dos lúmens	0,2032 mm (0,008 in.)
Espessura da parede externa do cateter	0,3302 mm (0,0013 in.)
Espessura da parede externa na ponta do cateter	0,1651 mm (0,00065 in.)

O levantamento das dimensões do cateter foi baseado em artigos, catálogos de fabricantes e patentes disponíveis para consulta de cateteres simétricos como o catálogo da *Medtronic* (2020) e a patente US1019533 (2019). Os furos laterais foram construídos com base no estudo de Owen (2020), o qual avaliou a ativação plaquetária em diferentes tipos de cateteres. E é proposto na análise o desenvolvimento de uma geometria alternativa que reduza os efeitos de ativação plaquetária. Os furos laterais analisados são apresentados na Figura 2 abaixo e estão posicionados a uma distância de 25 mm da ponta do cateter.

Figura 2 – (a) Cateter com furos retos; (b) Cateter com furos cônicos 1; (c) Cateter com furos cônicos 2; (d) Cateter com furos oblíquos 1; (e) Cateter com furos oblíquos 2.



As dimensões dos furos laterais são apresentadas na Tabela 3 abaixo.

Tabela 3 – Dimensões dos furos laterais dos cateteres simétricos da Figura 2.

Nome do cateter	Diâmetro do furo (mm)	Ângulo de corte do cateter (graus)
Furos retos	2	0°
Furos cônicos 1	2	30°
Furos cônicos 2	2	30°
Furos oblíquos 1	2	30°
Furos oblíquos 2	2	30°

### 3.3. Desenvolvimento da malha

A partir do software *Mesh*, do pacote ANSYS 2020 R2, foram construídas as malhas de elementos finitos nos volumes internos da veia e do cateter. Devido às variações das superfícies dos cateteres, uma malha não estruturada e tetraédrica foi empregada com refinamento nas regiões interna e externa do cateter e na interna da veia. Os refinamentos foram obtidos com o uso das propriedades de *inflation* e *face sizing*. Os elementos possuem um tamanho inicial na ordem de 0.0013 m, na região externa do cateter, até 0.00016 m no interior do lúmen de entrada. Essa variação representa 38,85% do diâmetro do cateter para a região externa e 4,78% para a interna. As propriedades de construção da malha são apresentadas na Tabela 4 abaixo.

Tabela 4 – Parâmetros da construção da malha dos cateteres simétricos.

Propriedade	Local	Configuração
<i>Body Sizing</i>	Todo o domínio	$1,3 \cdot 10^{-3}$ m / Soft
<i>Inflation</i>	Superfície interna da veia	10 camadas/ Taxa de crescimento: 1,2
	Superfície interna do lúmen de entrada	10 camadas/ Taxa de crescimento: 1,2
	Superfície interna do lúmen de saída	5 camadas/ Taxa de crescimento: 1,2
<i>Face Sizing</i>	Superfície externa do cateter	Tamanho do elemento: $2,25 \cdot 10^{-4}$ m
	Superfície interna do lúmen de entrada	Tamanho do elemento: $1,6 \cdot 10^{-4}$ m
	Superfície externa do lúmen de entrada	Tamanho do elemento: $3 \cdot 10^{-4}$ m
	Superfície interna dos furos laterais	Tamanho do elemento: $1,6 \cdot 10^{-4}$ m

#### 3.3.1. Estudo de convergência da malha

O estudo de independência de malha foi realizado conforme a metodologia proposta por Roache (1994). O procedimento aplicado para a obtenção do Índice de Convergência de Malha (*Grid Convergence Index – GCI*) é detalhado no APÊNDICE A.

### 3.4. Modelagem reológica do fluido

O sangue é considerado um fluido não newtoniano, isso significa que sua viscosidade não tem um valor constante, mas varia conforme a tensão de cisalhamento. Isso faz com que a tensão de cisalhamento não seja diretamente proporcional à taxa de deformação do fluido.

Partindo desse princípio, na literatura existem diversos modelos reológicos que caracterizam o escoamento de fluidos não newtonianos. Um dos modelos mais aplicados é o de Carreau (1968). Owen (2020) e Comim (2019) utilizam esse modelo para o fluxo sanguíneo em cateteres. Karimi (2014) compara nove modelos reológicos para o escoamento sanguíneo como

fluido não newtoniano, e os resultados apresentados pelo modelo de Carreau descrevem de forma satisfatória o comportamento do sangue. O modelo é definido pela Equação 3 abaixo.

$$\mu = \mu_{\infty} + (\mu_{\infty} + \mu_0)[1 + (\lambda\dot{\gamma})^2]^{\frac{n-1}{2}} \quad (3)$$

em que  $\mu$  é a viscosidade do fluido que depende da variação de taxa de cisalhamento  $\dot{\gamma}$ .  $\mu_{\infty}$  e  $\mu_0$  são as viscosidades para altas e baixas tensões de cisalhamento, respectivamente,  $\lambda$ , constante de tempo para a faixa de transição entre a viscosidade constante e variável, e  $n$  é o Índice de *power-law*. A massa específica do sangue foi definida como  $\rho = 1050 \text{ Kg/m}^3$ . Os valores utilizados para a modelagem do sangue são apresentados na Tabela 5 abaixo.

Para a Equação 3, foram utilizados os mesmos valores de Owen (2020).

Tabela 5 – Parâmetros do modelo de Carreau.

$\mu_{\infty} = 0,00345 \text{ Pa.s}$
$\mu_0 = 0,025 \text{ Pa.s}$
$\lambda = 25 \text{ s}$
$n = 0,25$

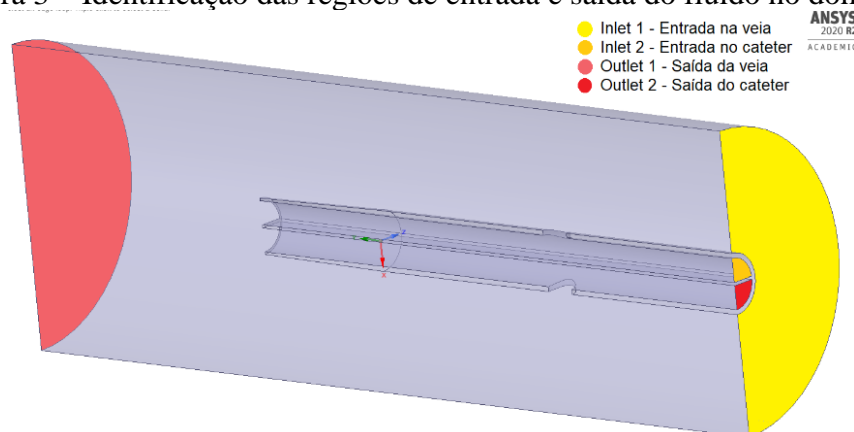
### 3.5. Condições de contorno

A velocidade de entrada (*inlet*) da Veia Cava Superior é constante, com magnitude de 0,3 m/s, de acordo com Mareels (2007). E a região de saída (*outlet*) da veia é definida como uma pressão constante de 0 Pa. As regiões de entrada e saída nos lúmens do cateter foram definidas, como em Owen (2020) e Timothy (2015), por uma vazão mássica de 0,0035 kg/s (200 mL/min) e pressão negativa de  $-905 \text{ Pa}$ , respectivamente. A pressão negativa dentro do cateter gera o efeito de sucção da bomba peristáltica no aparelho de hemodiálise.

A veia foi considerada como uma parede com uma condição de sem escorregamento, assim como o cateter. A face que reduz o domínio pela simplificação da geometria foi considerada como um plano de simetria. Isso garante que a geometria seja espelhada após a simulação e que não haja variações no campo de velocidade para o fluido em contato direto com a face.

A Figura 3 abaixo apresenta as regiões de entrada, saída, parede e simetria do domínio.

Figura 3 – Identificação das regiões de entrada e saída do fluido no domínio.



### 3.6. Critério de convergência e configuração da simulação

Os critérios de convergência utilizados na simulação de todos os cateteres foram: Resíduo de continuidade menor que  $10^{-2}$  e vazão mássica na saída do cateter igual a  $-0,0035$  kg/s ( $-200$  mL/min). A convergência foi alcançada após 2500 interações.

A solução das equações de conservação foi obtida através do método SIMPLE com gradiente calculado por Mínimos Quadrados com Base nas Células, pressão pelo método de Segunda Ordem e momento, por Segunda Ordem *Upwind*. Os coeficientes de relaxamento empregados são apresentados na Tabela 6 abaixo.

Tabela 6 – Coeficientes de relaxamento.

<i>Pressure</i> = 0,3
<i>Density</i> = 1
<i>Body forces</i> = 1
<i>Momentum</i> = 0,7

O cálculo da tensão de cisalhamento sobre o fluido não é uma função padrão do ANSYS, sendo necessária a compilação de uma *User Defined Function* (UDF), desenvolvida em linguagem C, para ser executada ao final da simulação. A UDF calcula a tensão de cisalhamento a partir dos gradientes de velocidade do fluido e da viscosidade fornecida pelo método de Carreau.

O estudo de convergência de malha foi realizado com o uso de uma planilha Excel. Os resultados dos campos de velocidade, tensão de cisalhamento e tempo de residência foram pós-processados pelo *CFD-Post* do pacote ANSYS 2020 R2 e pelo software MATLAB 2012b.

### 3.7. Tempo de residência e ativação plaquetária

#### 3.7.1. Tempo de Residência

O cálculo do tempo de residência é obtido a partir da injeção de partículas dentro do escoamento sanguíneo como representação das plaquetas e hemácias do sangue. As partículas foram consideradas sem massa e entrando no escoamento pelas duas faces de entrada do sangue no domínio (veia e lúmen de saída do cateter). Com base nos resultados da simulação, é possível relacionar o tempo de residência com a tensão de cisalhamento sobre o fluido e levantar dados sobre o tempo de permanência da partícula em uma região de alta tensão.

#### 3.7.2. Ativação Plaquetária

A forma mais aceita para avaliar a eficiência de um cateter é o levantamento do Índice de Ativação Plaquetária, PLI, proposto por Giersipen (1990), e aplicado em cateteres por Timothy (2015), Haniel (2019) e Owen (2020). O cálculo da ativação plaquetária é definido pela Equação 4.

$$PLI = A t_p^{0,77} \tau_p^{3,075} \quad (4)$$

em que  $A = 3,31 \cdot 10^{-6}$  é uma constante experimental,  $t_p$ , o tempo de residência da partícula e  $\tau_p$  é a tensão de cisalhamento na trajetória da partícula.

O PLI estimado no estudo considerou o tempo de residência da partícula dentro do domínio quando exposta a campos de tensões 10 Pa e 30 Pa. 10 Pa é considerado um valor limite para causar o rompimento das plaquetas sem a necessidade de considerar o tempo de residência. E o limite mínimo para a ocorrência da hemólise é de 30 Pa. Entretanto, tanto a ativação plaquetária quanto a hemólise podem ocorrer para um tempo de residência maior em regiões de menor tensão.

### 3.8. Pós-processamento

Os resultados de velocidade pelo tempo e de tensão de cisalhamento pelo tempo das partículas injetadas no domínio foram exportados do *Fluent* para o MATLAB 2012b e processados para a geração de valores médios e gráficos, com o objetivo de comparar os cateteres de forma quantitativa.

Para cada partícula, foram obtidos os valores de tensão de cisalhamento e velocidade pelo tempo. A partir desses dados, a média aritmética e o desvio padrão foram calculados em cada partícula pelas Equações 5 e 6 abaixo.

$$\bar{x} = \frac{1}{m} \sum_{i=1}^m x_i \quad (5)$$

$$s = \sqrt{\frac{1}{m-1} \sum_{i=1}^m (x_i - \bar{x})^2} \quad (6)$$

em que  $m$  é o número total de pontos no tempo da grandeza analisada,  $x_i$  é o valor da grandeza. O PLI foi estimado pela Equação 4 considerando os valores médios de tensão de cisalhamento e tempo total de residência dentro do domínio para cada partícula. O PLI médio do cateter foi obtido através da média do PLI de cada partícula.

As variáveis consideradas para a comparação entre os cateteres foram o PLI, o tempo de residência e a tensão de cisalhamento média para cada geometria.

## 4. RESULTADOS E DISCUSSÃO

### 4.1. Estudo de Malha

O estudo de malha realizado de acordo com o procedimento descrito no APÊNDICE A. Para o parâmetro de controle, utilizou-se da velocidade média do fluido em todo o domínio. Na Tabela 7, são apresentados os valores da propriedade obtidos para cada malha e aquele obtido pela aproximação de Richardson.

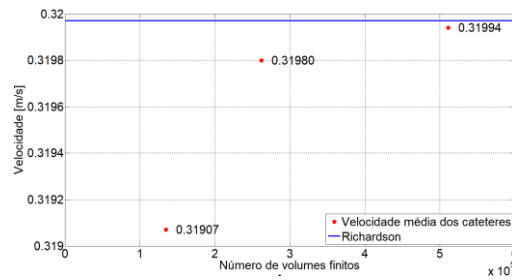
Tabela 7 – Velocidade média do sangue pelas malhas no estudo de convergência.

Malha	Quantidade de volumes finitos	Velocidade média [m/s]
M3	134.793	0,31907
M2	262.403	0,31979
M1	511.610	0,31994
$V_R$	-	0,31997

É possível visualizar a aproximação assintótica dos valores de velocidade média do fluido para cada malha com a estimativa de Richardson na Figura 4 abaixo.



Figura 4 – Relação entre as velocidades e o número de volumes finitos de cada malha.



Na figura 4, pode-se verificar uma aproximação satisfatória para a malha de 511.610 elementos com um erro de aproximadamente 0,0094% para o valor obtido por Richardson. Essa aproximação permite garantir que a independência de malha foi alcançada. Dessa forma, os resultados da simulação não são significativamente impactados pela malha utilizada.

Os valores de GCI calculados pela equação (A.6) são apresentados na Tabela 8 abaixo.

Tabela 8 – Índice de Convergência de Malha.

Índice de Convergência	
$GCI_{32}$	0,000674
$GCI_{21}$	0,000129
Proximidade $GCI_{32}/GCI_{21}$	0,000671

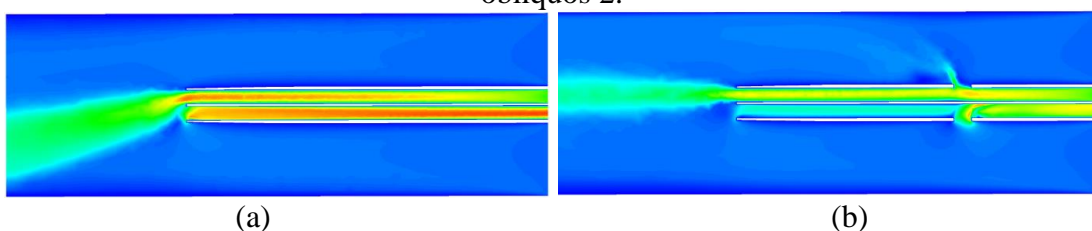
Pela Tabela 8, a proximidade estimada pela equação (A.5) entre as malhas desenvolvidas retornou um resultado próximo ao de  $GCI_{32}$ . A similaridade entre esses valores permite afirmar que as soluções obtidas pela malha 3 estão na região de convergência assintótica e reforça a independência da malha alcançada, com base nos valores da Tabela 7.

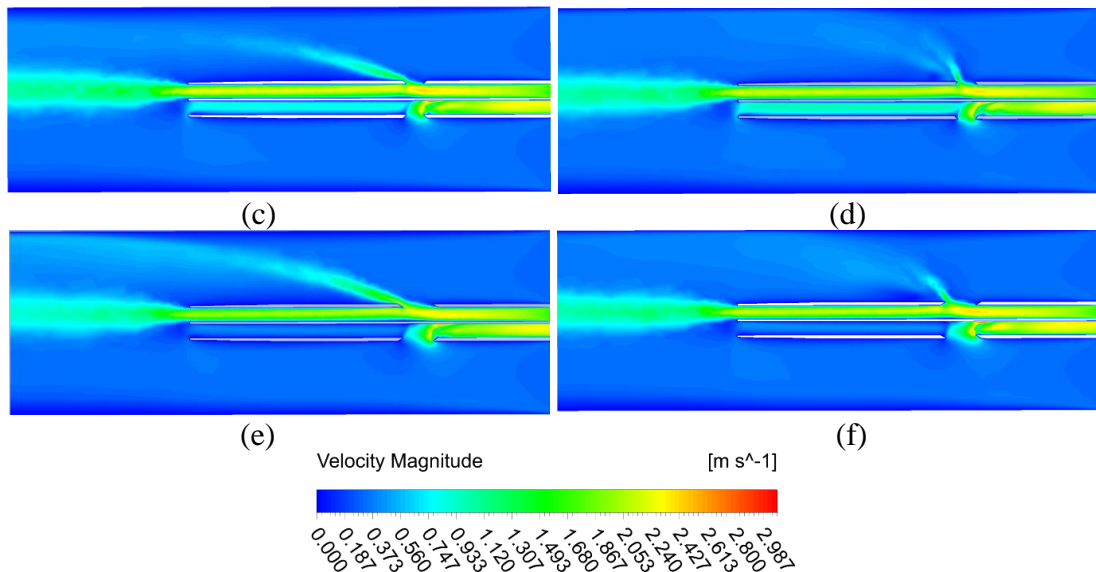
## 4.2. Campos de Velocidade

A partir dos campos de velocidade obtidos nas simulações, é possível identificar os efeitos das diferentes geometrias de furos laterais submetidos ao escoamento sanguíneo. Como forma de apresentação dos resultados, foi definido o plano de simetria do domínio, ou seja, a região central do cateter.

A Figura 5 abaixo apresenta os campos de velocidade produzidos no *CFD-Post* para os modelos geométricos analisados. Podem ser observadas as diferenças de escoamento para cada geometria de furo lateral, bem como seu efeito sobre os lúmens de entrada e saída do cateter na ponta do modelo. O fluido através dos cateteres apresentou velocidades máximas entre 2,69 e 3,08 m/s. Esses valores são observados nas regiões internas dos lúmens de entrada e saída do cateter.

Figura 5 – (a) Cateter sem furos; (b) Cateter com furos retos; (c) Cateter com furos cônicos 1; (d) Cateter com furos cônicos 2; (e) Cateter com furos oblíquos 1; (f) Cateter com furos oblíquos 2.





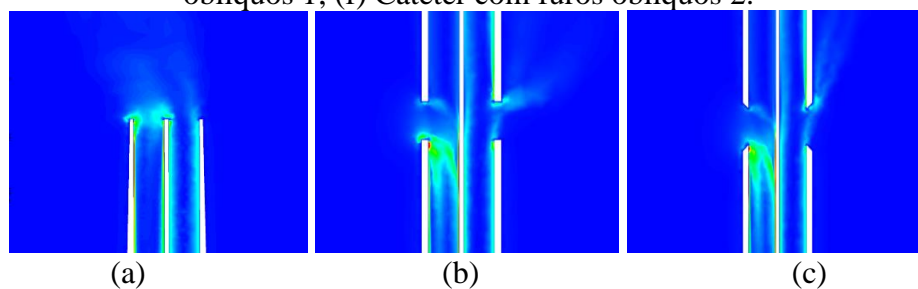
Na Figura 5 (a), é verificada uma alteração na trajetória do fluxo sanguíneo devido à sucção produzida pela pressão negativa do lúmen de entrada. Além disso, é o cateter que apresenta o escoamento mais bem desenvolvido no interior do lúmen em virtude da ausência de furos laterais. Os fluxos através do lúmen de saída dos cateteres restantes são similares em trajetória. É possível evidenciar nos cateteres com furos laterais o decréscimo da velocidade do sangue no lúmen de entrada, nas regiões entre a ponta do cateter e o início do furo lateral. Isso pode ser explicado devido à adição dos furos que acabam diminuindo o fluxo de sangue, pelo fato de o furo estar mais próximo da pressão negativa gerada pela sucção no lúmen de entrada do cateter.

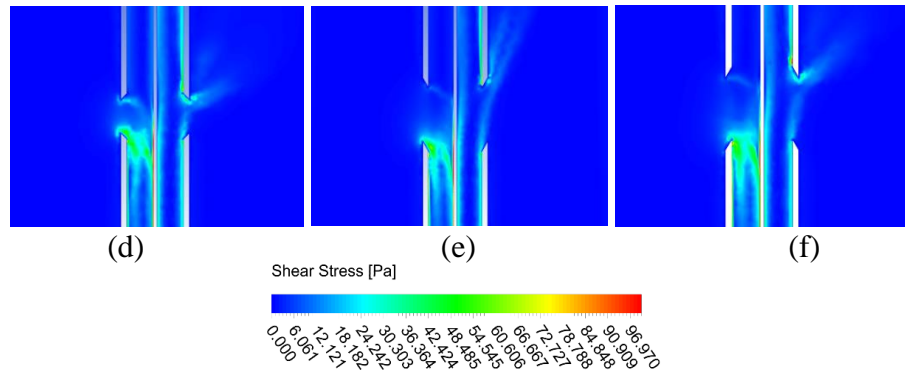
Em alguns casos, como nos cateteres com furos laterais oblíquos, Figuras 5 (e) e 5 (f), a velocidade do sangue nessa região é próxima de zero, não impactando o escoamento no restante do lúmen. Pode-se afirmar, então, que a geometria oblíqua faz com que o sangue escoe com mais facilidade dentro do lúmen de entrada.

### 4.3. Campos de Tensão cisalhante

Os campos de tensão cisalhante calculados pelo *Fluent*, com o uso de uma UDF, são apresentados na Figura 6 abaixo. É possível notar o efeito da alteração da geometria nas tensões cisalhantes ocasionadas pelo fluido não newtoniano.

Figura 6 – Campos de tensão cisalhante: (a) Cateter sem furos (b) Cateter com furos retos; (c) Cateter com furos cônicos 1; (d) Cateter com furos cônicos 2; (e) Cateter com furos oblíquos 1; (f) Cateter com furos oblíquos 2.





Na figura 6 (b), foi observada uma região ampla de tensão cisalhante elevada tanto na entrada quanto na saída do lúmen do cateter. Esse comportamento está relacionado à brusca mudança do perfil do furo lateral com ângulo reto. Ao comparar com os perfis mais suaves dos cateteres com furos cônicos e oblíquos, Figuras 6 (c) e 6 (f), a região de alta tensão cisalhante é menor.

Para os cateteres cônicos, mesmo com uma área menor de tensão cisalhante alta, em comparação aos de furos retos, é possível visualizar, nas Figuras 6 (c) e 6 (d), algumas regiões críticas de cisalhamento na parede dos lúmens de entrada e na borda do furo no lúmen de saída.

As simulações realizadas nos cateteres com furos oblíquos retornaram os campos cisalhantes nas Figuras 6 (e) e 6 (f). Nota-se que o cateter com furos oblíquos 1 apresenta regiões críticas de cisalhamento, tanto na entrada quanto na saída do cateter, que se prolongam até a divisão dos lúmens. Para o cateter com furos oblíquos 2, que possui uma geometria de furo inversa ao oblíquos 1, foi verificado um campo de tensão significativamente menor, mas com regiões críticas na parede interna do cateter e no furo do lúmen da saída.

#### 4.4. Partículas no campo de escoamento

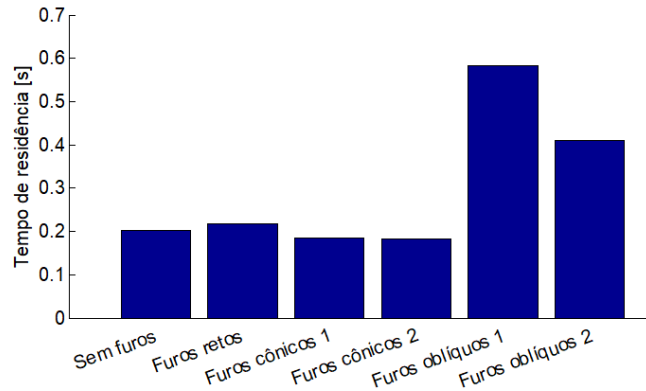
As injeções de partículas nos escoamentos apresentados na seção anterior possibilitam uma visão do efeito das tensões cisalhantes obtidas sobre as partículas, assim como ocorre nas células sanguíneas. Para cada cateter, foram injetadas em torno de 834 a 993 partículas nas regiões de entrada da veia e do cateter. Os valores médios do tempo de residência, tensão de cisalhamento e velocidade, os últimos dois acompanhados de seus desvios padrão, são apresentados na Tabela 9 abaixo.

Tabela 9 – Resultados médios das partículas injetadas em cada cateter.

Cateter	Tempo de residência [s]	Tensão de cisalhamento [Pa]	Desvio padrão da tensão [Pa]	Velocidade [m/s]	Desvio padrão da velocidade [m/s]
Sem furos laterais	0,2024	4,5466	3,5366	0,6900	0,2820
Furos retos	0,2176	4,7108	4,4271	0,6392	0,2576
Furos cônicos 1	0,1854	5,0605	5,3009	0,6523	0,2645
Furos cônicos 2	0,1830	4,9397	4,5700	0,6397	0,2592
Furos oblíquos 1	0,5819	4,8635	4,1664	0,6516	0,2586
Furos oblíquos 2	0,4108	4,0434	3,8686	0,6306	0,2548

Pela Tabela 9, o tempo de residência médio de cada cateter, composto pela média total do tempo das partículas dentro do domínio para cada cateter, apresentou valores maiores para cateteres com furos oblíquos, em comparação com o cateter sem furos. Na Figura 7 abaixo, é possível visualizar a diferença entre os tempos.

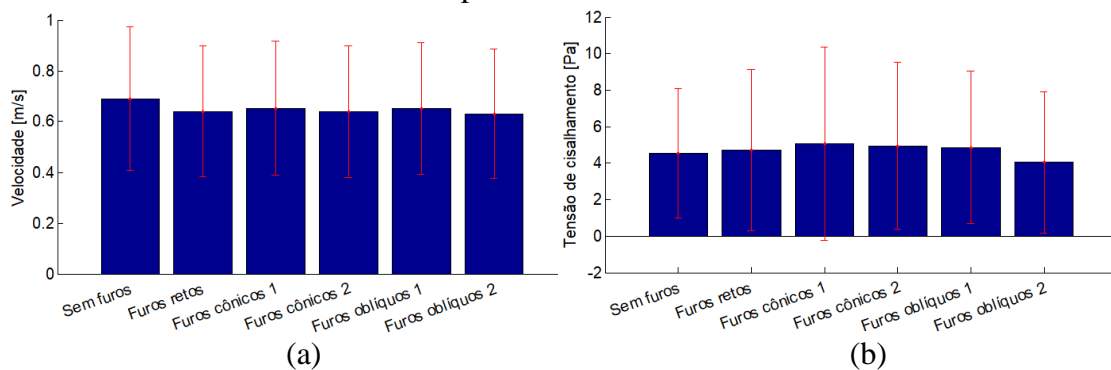
Figura 7 – Tempo de residência médio em cada cateter.



Esse comportamento não era previsto, pois acreditava-se que a ausência dos furos laterais aumentaria o tempo médio, uma vez que, para o sangue entrar ou sair do cateter, a trajetória dentro dos lúmens do cateter é maior. Isso pode ser justificado pela região comentada na seção anterior, nas Figuras 5 (e) e 5 (f), com baixa velocidade devido à presença do furo lateral que reduz a velocidade das partículas proporcionando um consequente aumento do tempo de residência, entre o lúmen de entrada e o furo lateral.

As velocidades médias das partículas em cada cateter retornaram valores significativamente menores que as máximas atingidas pelo fluido, como observado na seção anterior. A comparação das velocidades e tensões de cisalhamento com seus respectivos desvios é mostrada na Figura 8 abaixo.

Figura 8 – (a) Velocidade média das partículas em cada cateter; (b) Tensão de cisalhamento média das partículas em cada cateter.



Pela Figura 8 (a), os valores de velocidade média e o desvio padrão das partículas permaneceram similares entre os cateteres, sem apresentar influência significativa referente à geometria dos furos laterais.

Para as tensões de cisalhamento, na Figura 8 (b), as médias obtidas ficaram entre 4,04 Pa e 5,06 Pa, com a menor tensão sendo no cateter de furos oblíquos 2 e a maior, no cateter de furos cônicos 1. O desvio padrão retornou valores altos quando comparados à média, e isso é justificado pelas partículas que passaram pelas regiões de alto cisalhamento apresentadas anteriormente, bem como pela grande região de baixa tensão de cisalhamento entre o lado externo do cateter e a veia.

#### 4.4.1. PLI médio

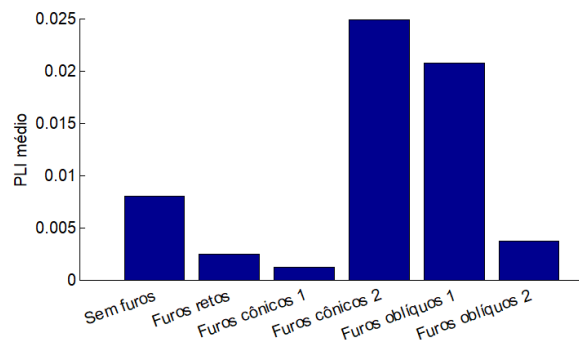
O PLI médio foi estimado a partir dos resultados de tempo de residência e tensão de cisalhamento em cada partícula. Com o cálculo do PLI médio em cada partícula, foi obtido o PLI médio em cada cateter. Os valores do Índice de Ativação Plaquetária são apresentados na Tabela 10 abaixo.

Tabela 10 – Resultados médios das partículas injetadas em cada cateter.

Cateter	Índice de Ativação Plaquetária (PLI) médio
Sem furos	0,0080
Furos retos	0,0024
Furos cônicos 1	0,0012
Furos cônicos 2	0,0249
Furos oblíquos 1	0,0208
Furos oblíquos 2	0,0037

Os cateteres de furos cônicos 2 e oblíquos 1 foram os que retornaram os maiores valores de PLI em comparação aos restantes. Isso pode ser explicado pelo fato de os campos de tensão de cisalhamento para essas geometrias terem apresentado regiões críticas nos furos laterais, como discutido na seção anterior. O Cateter sem furos também apresentou um campo de tensão crítico na sua ponta, mas em uma região menor, sendo assim o terceiro maior PLI. O cateter com furos retos, mesmo com uma região de alta tensão de cisalhamento, não influenciou significativamente em um aumento do PLI pelas partículas. Na Figura 9 abaixo, pode-se visualizar uma comparação dos Índices de Ativação Plaquetária em cada cateter.

Figura 9 – Índice de Ativação Plaquetária (PLI) médio em cada cateter.



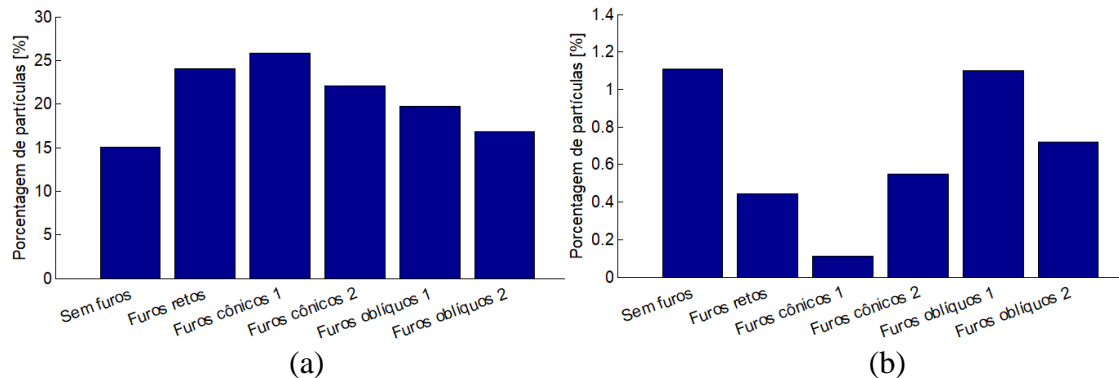
Pela Figura 9, podemos evidenciar que apenas variações na geometria dos furos laterais de um mesmo cateter simétrico base podem impactar significativamente na integridade das células sanguíneas.

Histogramas com a distribuição das partículas pela tensão cisalhante média acumulada, PLI médio acumulado e tempo de residência são apresentados no APÊNDICE B.

#### 4.5. Ativação plaquetária e Hemólise

Como exposto anteriormente, os valores de tensão de cisalhamento críticos para a ocorrência da ativação plaquetária e hemólise são 10 Pa e 30 Pa, respectivamente. Na Figura 10 abaixo, são apresentadas as porcentagens de partículas, em cada cateter, que estão acima dos valores críticos.

Figura 10 – (a) Porcentagem de partículas em ativação plaquetária em cada cateter ( $\tau_p > 10$  Pa); (b) Porcentagem de partículas sob hemólise em cada cateter ( $\tau_p > 30$  Pa).



A Figura 10 (a) mostra que, para o cateter com furos cônicos 1, temos o maior percentual com 25,83% das partículas em ativação plaquetária. Já o cateter sem furos apresenta 15,02% de ativação plaquetária.

Pela Figura 10 (b), alguns dos valores percentuais de partículas sob hemólise são inversos aos submetidos à ativação plaquetária. O cateter de furos cônicos 1, por exemplo, que possui o maior percentual em ativação plaquetária, tem o menor percentual de hemólise, 0,11%. Essa observação também é válida para o cateter sem furos com a maior porcentagem de partículas sob hemólise e para o de furos retos, com comportamento inverso.

Contudo, o cateter de furos oblíquos 1 possui tanto um percentual alto de partículas em ativação plaquetária quanto sob hemólise, 19,78 e 1,1%, respectivamente, concentrando um número significativo de partículas em regiões de altas tensões de cisalhamento. Como apresentado nos campos de tensões, essa geometria retornou o perfil de tensão cisalhante mais crítico entre todos, o que pode justificar os resultados obtidos nas partículas.

## 5. CONCLUSÃO

O estudo numérico realizado em diferentes geometrias de furos laterais de cateteres, com o objetivo de aplicar o PLI como forma de quantificar a eficiência de um cateter, possibilitou compreender o efeito das grandezas envolvidas no escoamento. Pode-se concluir que alterações na geometria do furo impactam significativamente no escoamento, refletindo no tempo de residência, tensão de cisalhamento e velocidade das partículas.

Um outro ponto levantado no estudo é de que cateteres com furos laterais podem ser menos danosos às células sanguíneas, ao comparar o PLI médio obtido e a distribuição das tensões de cisalhamento. Isso justifica seu uso atualmente na terapia de hemodiálise, além do fato de que um cateter com mais entradas e saídas dos lúmens é mais compatível com as variadas formas de acesso vascular para cada tipo de paciente.

Para os cateteres analisados nas simulações, é possível inferir que os cateteres com os piores desempenho são os com furos laterais oblíquos 1 e furos laterais cônicos 2. As geometrias

apresentaram regiões de tensão cisalhante de críticas, valores altos de PLI médio e também de taxa de partículas sob ativação plaquetária e hemólise, este último somente para o cateter com furos oblíquos 1. Os cateteres que apresentaram o melhor desempenho, com base nos parâmetros utilizados, foram os sem furos laterais, furos retos e com furos cônicos 1. As partículas injetadas sobre essas geometrias apresentaram Índices de Ativação Plaquetária médios baixos e taxas de partículas sob ativação plaquetária médias, mas que não considera o tempo das partículas sob essas tensões. Para a taxa de hemólise, o cateter sem furos apresentou uma das maiores porcentagens, entretanto, isso representa 1,11% das partículas submetidas a essas tensões cisalhantes.

É importante ressaltar que o aumento de furos laterais pode tanto aumentar a vida útil do cateter, possibilitando mais vias de acesso ao sangue, como também acelerar a ativação plaquetária, gerando coágulos dentro do dispositivo e obstruindo o acesso do sangue. Dessa forma, a tomada de decisão do tipo de geometria de cateter a ser utilizado no paciente cabe ao profissional de saúde especializado que deve avaliar a dificuldade do acesso vascular para o uso de cateteres com ausência ou não de furos laterais, uma vez que, segundo o estudo apresentado, existem cateteres com furos laterais que possuem baixo PLI, combinando com uma baixa taxa de ativação plaquetária e de hemólise.

### 5.1 Sugestões de trabalhos futuros

Alguns tópicos foram levantados ao decorrer do estudo com o objetivo de aprimorar as análises realizadas. Tais tópicos são apresentados abaixo como propostas de trabalhos futuros.

- Estimar o tempo de residência da partícula em regiões de alta tensão de cisalhamento, e não em todo o domínio, de forma a reduzir os altos valores obtidos para os desvios padrão;
- Aplicar o estudo em cateteres com furos laterais baseados não apenas em geometrias não circulares. Existem cateteres simétricos comercializados atualmente com furos retangulares e em formas espirais;
- Simular com diferentes refinamentos de partículas dentro do domínio. Em algumas simulações testes, foram obtidos resultados com PLI médio significativamente alto quando comparado aos artigos referenciados no estudo;
- Determinar a taxa de fluxo recirculante do sangue como evidenciado no cateter duplo lúmen sem furos laterais;
- Fazer um estudo baseado em compreender o comportamento da distribuição dos resultados de tempo de residência e o impacto dessa relação no PLI médio obtido. Neste estudo, foram identificados padrões com distribuição log-normal em todos os cateteres com furos laterais, como pode ser visualizado no APÊNDICE B.

### REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ANSYS, Inc.; ANSYS Fluent UDF Manual, n. 15.0, 2013. Disponível em: <<http://www.pmt.usp.br/academic/martoran/NotasModelosGrad/ANSYS%20Fluent%20UDF%20Manual.pdf>>.

ATHERIKUL, Kraikerk; SCHWAB, Steve J.; CONLON, Peter J.; Adequacy of haemodialysis with cuffed central-vein catheters, **Nephrol Dial Transplant**, v. 13, p.745–749, 1998. Disponível em: <<https://doi.org/10.1093/ndt/13.3.745>>.

BIALESKI, Andreia B.; Fatores Relacionados ao Tempo de Hemodiálise e Seus Desfechos Clínicos em Doentes Renais Crônicos, **Dissertação de Mestrado, Unisul**, 2018. Disponível em: <<http://www.riuni.unisul.br/handle/12345/5819>>.

CLARK, Timothy W. I.; ISU, Giuseppe; GALLO, Diego; VERDONCK, Pascal; MORBIDUCCI, Umberto; Comparison of Symmetric Hemodialysis Catheters Using Computational Fluid Dynamics, **Journal of Vascular and Interventional Radiology**, v. 26 n. 2, p. 252–259, 2015. Disponível em: <<https://doi.org/10.1016/j.jvir.2014.11.004>>.

COMIM, Guilherme O.; 3D computational analysis of blood flow in central venous catheters for patients submitted to hemodialysis treatment. **Brazilian Congress of Thermal Sciences and Engineering**, 2020. Disponível em: <<http://www.bibliotecadigital.ufrgs.br/da.php?nrb=001120241&loc=2020>>.

DAVEY, Christopher T.; SANSOUCY, Michael R.; MCCARTHY, Matthew N.; **High Flow Rate Dialysis Catheters**. Depositante: Christopher T. Davey, US 10,195,331 B2. Depósito: 27 nov. 2017. Concessão: 22 nov. 2011. Disponível em: <<https://patents.google.com/patent/US10195331B2/en?q=US+10%2c195%2c331>. Acesso em: 12/02/2021>.

GIERSIEPEN, M.; WURZINGER, L.J.; OPITZ, R.; REUL, H.; Estimation of shear stress-related blood damage in heart valve prostheses—in vitro comparison of 25 aortic valves. **The International Journal of Artificial Organs**, v. 13, p. 300-306, 1990. Disponível em: <<https://doi.org/10.1177/039139889001300507>>.

GUIMARÃES, Gilberto D.; GOVEIA, Vânia R.; MENDOZA, Isabel Y. Q.; CORRÊA, Allana D.; MATOS, Selme S.; GUIMARÃES, Juliana O.; Profile of the Patient Using a Central Venous Catheter During Hemodialysis, **Revista de Enfermagem UFPE On-Line**, v. 10, n. 12, p. 4434–4442, 2016. Disponível em: <<https://doi.org/10.5205/reuol.9978-88449-6-ED1012201601>>.

GUEDES, Karine D.; GUEDES, Helisamara M.; Qualidade de vida do paciente portador de insuficiência renal crônica, **Revista Ciência & Saúde**, v. 5, n. 1, p.48–53, 2012. Disponível em: <<https://doi.org/10.15448/1983-652X.2012.1.9734>>.

HANIEL, Jonathas; LUCAS, Thabata C.; HUEBNER, Rudolf; Evaluation of thrombogenic potential by partial differential equations in the blood flow dynamics with central venous catheter. **Journal of the Brazilian Society of Mechanical Sciences and Engineering**, v. 41, p. 299, 2019. Disponível em: <<https://doi.org/10.1007/s40430-019-1801-0>>.

KARIMI, Safoora; DABAGH, Mahsa; VASAVA, Paritosh; DADVAR, Mitra; DABIR, Bahram; JALALI, Payman; Effect of rheological models on the hemodynamics within human aorta: CFD study on CT image-based geometry, **Journal of Non-Newtonian Fluid Mechanics**, v. 207, p. 42-52, 2014. Disponível em: <<https://doi.org/10.1016/j.jnnfm.2014.03.007>>.

MACHADO, Jaqueline R.; SARAIVA, Greice K.; SILVA, Graziela P. C.; Estudo da Hemodiálise, **Anais do Congresso de Iniciação Científica do Inatel – Incitel, 6-8 maio 2013**, v.1, p 239-240, 2013. Disponível em: <<https://inatel.br/incitel/anais-incitel/incitel-2013-1>>.



MALISKA, Clóvis R. **Transferência de Calor e Mecânica dos Flúídos Computacional**, Brasil, 4. ed. Grupo GEN, 2004. Disponível em: <<https://app.minhabiblioteca.com.br/#/books/9788521633365/>>.

MAREELS, Guy; KAMINSKY, Radoslav; ELOOT, Sunny; VERDONCK, Pascal R.; Particle Image Velocimetry-validated, computational fluid dynamics-based design to reduce shear stress and residence time in central venous hemodialysis catheters. **Journal of American Society for Artificial Internal Organs**, v. 53, n. 4, p. 438–46, 2007. Disponível em: <<https://doi.org/10.1097/MAT.0b013e3180683b7c>>.

MARINO, Paul L.; **Compêndio de UTI**, Brasil, 4. ed., Artmed, 2015. Disponível em: <<https://app.minhabiblioteca.com.br/#/books/9788582711996/>>.

Medtronic; **MAHURKAR™ Elite acute dialysis catheter family**, Disponível em: <<https://www.medtronic.com/content/dam/covidien/library/us/en/product/dialysis-vascular-access/mahurkar-elite-acute-dialysis-catheter-family-brochure.pdf>>. Acessado em: 11/02/2021.

OWEN, David G.; DE OLIVEIRA, Diana C.; QIAN, Shuang; GREEN, Naomi C.; SHEPHERD, Duncan E. T.; ESPINO, Daniel M.; Impact of side-hole geometry on the performance of hemodialysis catheter tips: A computational fluid dynamics assessment. **PLoS ONE**, v. 15, n. 8, 2020. Disponível em: <<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0236946>>.

ROACHE, P. J.; Perspective: A Method for Uniform Reporting of Grid Refinement Studies, **Asme Journal of Fluids Engineering**, v. 116, p. 405–413, 1994.

TWARDOWSKI, Zbylut J.; HAYNIE Jimmy D.; Measurements of hemodialysis catheter blood flow in vivo, **The International Journal of Artificial Organs**, v. 25, n. 4, p. 276-280, 2002. Disponível em: <<https://doi.org/10.1177/039139880202500405>>.

## APÊNDICE

### APÊNDICE A

Este apêndice descreve a metodologia aplicada no estudo da convergência de malhas construídas sobre o cateter sem furos.

O estudo de independência de malha foi realizado considerando a malha com o número de elementos mais próximo de 512.000 como a mais refinada, pelo fato de o pacote ANSYS Fluent, na versão acadêmica, limitar o número de elementos até tal valor. Dessa forma, a metodologia seguida foi de reduzir o número de elementos em 48,80% para a segunda malha e 73,39% – em relação ao número de elementos da malha original – para a terceira. Na Tabela A.1 abaixo, é apresentada a quantidade de volumes finitos para cada malha.

Tabela A.1 – Tamanho das malhas utilizadas no estudo de convergência.

Malha	Quantidade de volumes finitos
M1	511.610
M2	262.403
M3	134.793

Como forma de garantir a convergência das malhas, foi aplicado o Índice de Convergência de Malhas para os valores de arrasto sobre a superfície externa do cateter. Tal metodologia, proposta por Roache (1994), tem como primeira etapa o cálculo da razão de refinamento pela equação entre duas malhas consecutivas pela Equação A.1.

$$r_{ij} = \left(\frac{N_j}{N_i}\right)^{\frac{1}{D}} \quad (\text{A.1})$$

na qual  $r_{ij}$  é a razão de refinamento da malha entre a malha com mais elementos  $N_j$  e a com menos  $N_i$ . O termo  $D$  representa a dimensão da malha. Como o estudo é tridimensional, 3 é o valor aplicado. Com a razão de refinamento, pode-se obter a ordem de convergência  $k$  pela Equação A.2.

$$k = \frac{\ln\left(\frac{f_3 - f_2}{f_2 - f_1}\right)}{\ln(r_{12})} \quad (\text{A.2})$$

em que  $f$  é o parâmetro escolhido para ser analisada a independência da malha, neste caso, o coeficiente de arrasto na superfície externa do cateter para cada malha construída. O erro relativo entre os parâmetros de cada malha foi calculado pela Equação A.3.

$$\varepsilon_{ij} = \frac{f_j - f_i}{f_i} \quad (\text{A.3})$$

Com os dados calculados, podemos estimar o valor do  $GCI$  entre duas malhas pela Equação A.4.

$$GCI_{ij} = \frac{F_s |\varepsilon|}{r_{ij}^{k-1}} \quad (\text{A.4})$$

em que  $F_s$  é um fator de segurança definido como 1,25, que corresponde ao número de malhas comparadas, neste caso, 3. A seleção da malha é realizada pela extrapolação de Richardson, que estima a velocidade do fluido para um volume que tende a zero. A relação definida pela Equação A.5

$$V_R \cong f_j + \frac{(f_i - f_j)r_{ij}^k}{r_{ij}^{k-1}} \quad (\text{A.5})$$

em que  $V_R$  é a velocidade aproximada para os valores calculados pelas equações anteriores e os dados obtidos pelas malhas do estudo. Por fim, a proximidade assintótica conforme a Equação A.6

$$GCI_{ij} \cong r_{ij}^k GCI_{(i-1)(j-1)} \quad (\text{A.6})$$

na qual  $GCI_{ij}$  e  $GCI_{(i-1)(j-1)}$  são os índices de convergência entre as malhas média e fina e entre as malhas grossa e média, respectivamente.

## APÊNDICE B

Este apêndice é dedicado à apresentação das figuras mencionadas nas seções 4.4.1 e 5.1 referentes aos histogramas da tensão cisalhante, do PLI médio e do tempo de residência. Neste último, foi evidenciada uma distribuição log-normal.

Figura B.1 – Histogramas da tensão cisalhante média acumulada: (a) Cateter sem furos; (b) Cateter com furos retos; (c) Cateter com furos cônicos 1; (d) Cateter com furos cônicos 2; (e) Cateter com furos oblíquos 1; (f) Cateter com furos oblíquos 2.

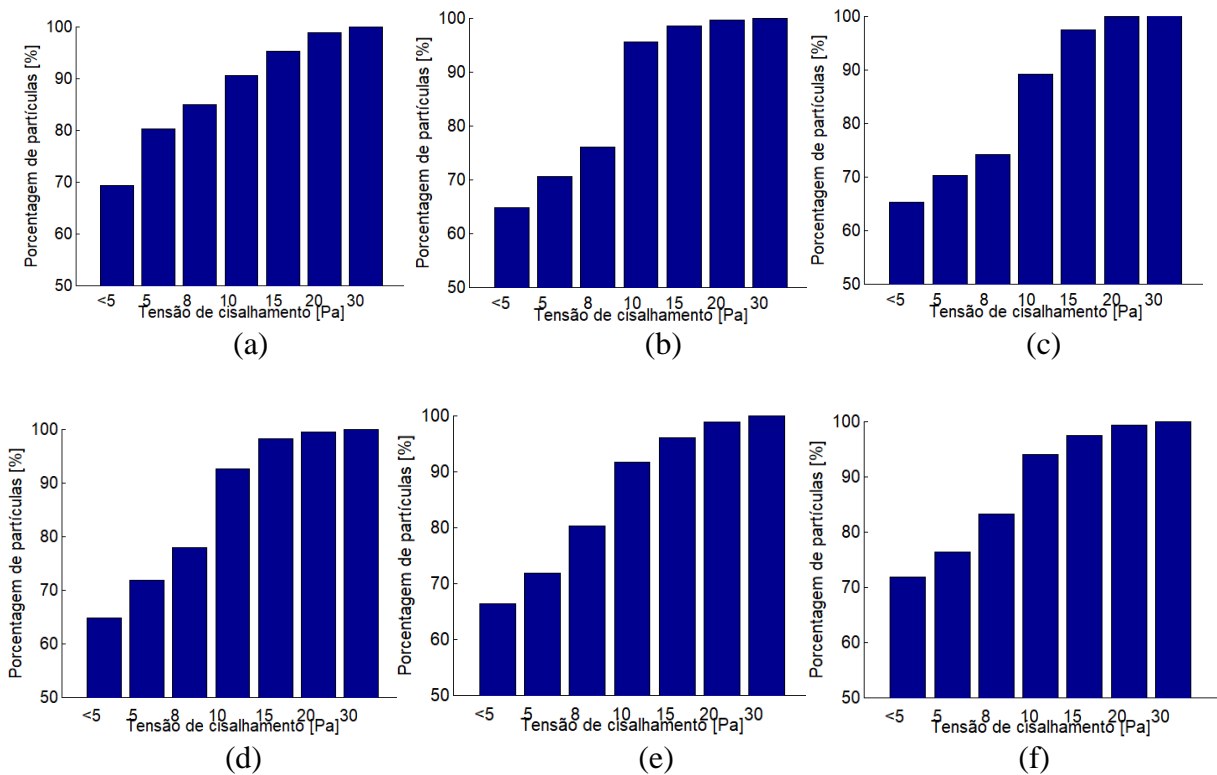
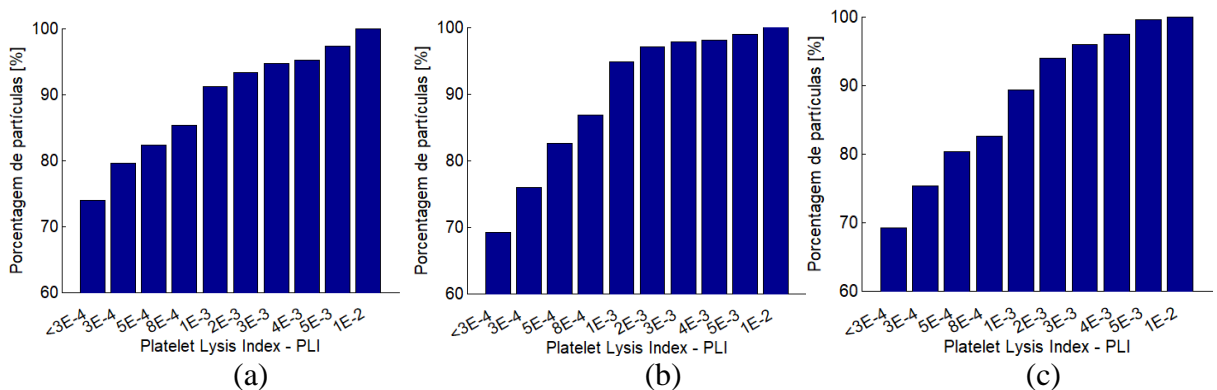


Figura B.2 – Histogramas do PLI médio acumulado: (a) Cateter sem furos; (b) Cateter com furos retos; (c) Cateter com furos cônicos 1; (d) Cateter com furos cônicos 2; (e) Cateter com furos oblíquos 1; (f) Cateter com furos oblíquos 2.



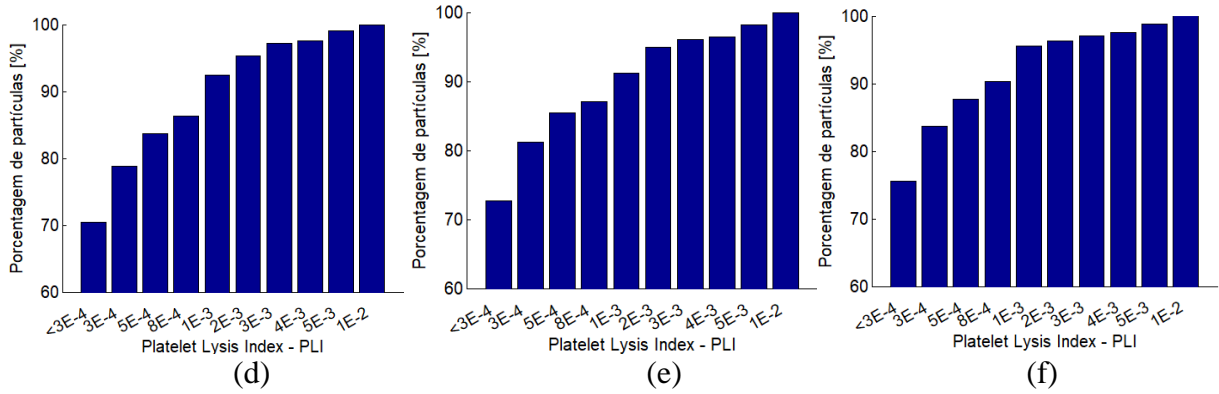


Figura B.3 – Histograma do tempo de residência: (a) Cateter sem furos; (b) Cateter com furos retos; (c) Cateter com furos cônicos 1; (d) Cateter com furos cônicos 2; (e) Cateter com furos oblíquos 1; (f) Cateter com furos oblíquos 2.

