

Marílson Fonseca de Carvalho Almeida

# **Estudo Numérico da Hemólise em um Filtro de Linha Arterial**

Belo Horizonte

2021

Marílson Fonseca de Carvalho Almeida

## **Estudo Numérico da Hemólise em um Filtro de Linha Arterial**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Minas Gerais, como requisito parcial à obtenção do título de Mestre em Engenharia Mecânica.

Universidade Federal de Minas Gerais

Escola de Engenharia

Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica

Orientador: Profa. Dra. Edna Maria de Faria Viana

Coorientador: Prof. Dr. Rudolf Huebner

Belo Horizonte

2021

A447e

Almeida, Marílson Fonseca de Carvalho.

Estudo numérico da hemólise em um filtro de linha arterial  
[recurso eletrônico] / Marílson Fonseca de Carvalho Almeida. - 2021.  
1 recurso online (89 f.: il.,color.) : pdf.

Orientadora: Edna Maria de Faria Viana.  
Coorientador: Rudolf Huebner.

Dissertação (mestrado) - Universidade Federal de Minas Gerais,  
Escola de Engenharia.

Anexos: f.81-88.  
Apêndices: f. 77-80.  
Bibliografia: f. 71-76.

Exigências do sistema: Adobe Acrobat Reader.

1. Engenharia mecânica - Teses. 2. Hemodinâmica – Teses.  
3. Sangue – Teses. 4. Fluidodinâmica computacional – Teses.  
I. Viana, Edna Maria de Faria. II. Huebner, Rudolf. III. Universidade  
Federal de Minas Gerais. Escola de Engenharia. VI. Título.

CDU: 621(043)



UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS  
ESCOLA DE ENGENHARIA  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA MECÂNICA

## FOLHA DE APROVAÇÃO

### *ESTUDO NUMÉRICO DA HEMÓLISE EM UM FILTRO DE LINHA ARTERIAL*

**MARÍLSON FONSECA DE CARVALHO ALMEIDA**

Dissertação submetida à Banca Examinadora designada pelo Colegiado do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Minas Gerais, constituída pelos Professores: Dra. Edna Maria de Faria Viana (Orientadora-Departamento de Engenharia Hidráulica e Recursos Hídricos/UFMG), Dr. Rudolf Huebner (Departamento de Engenharia Mecânica/UFMG), Dr. Carlos Barreira Martinez (Universidade Federal de Itajubá/UNIFEI), Dra. Thabata Coaglio Lucas (Universidade Federal dos Vales do Jequitinhonha e Mucuri/ UFVJM), como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de "**Mestre em Engenharia Mecânica**", na área de concentração de "**Energia e Sustentabilidade**".

Dissertação aprovada no dia 29 de março de 2021.

Por:



Documento assinado eletronicamente por **Edna Maria de Faria Viana, Professora do Magistério Superior**, em 20/04/2021, às 08:38, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 5º do Decreto nº 10.543, de 13 de novembro de 2020.



Documento assinado eletronicamente por **Carlos Barreira Martinez, Usuário Externo**, em 27/04/2021, às 23:32, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 5º do Decreto nº 10.543, de 13 de novembro de 2020.



Documento assinado eletronicamente por **Thabata Coaglio Lucas, Usuário Externo**, em 28/04/2021, às 10:23, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 5º do Decreto nº 10.543, de 13 de novembro de 2020.



Documento assinado eletronicamente por **Rudolf Huebner, Professor do Magistério Superior**, em 05/05/2021, às 20:51, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 5º do Decreto nº 10.543, de 13 de novembro de 2020.



A autenticidade deste documento pode ser conferida no site [https://sei.ufmg.br/sei/controlador\\_externo.php?acao=documento\\_conferir&id\\_orgao\\_acesso\\_externo=0](https://sei.ufmg.br/sei/controlador_externo.php?acao=documento_conferir&id_orgao_acesso_externo=0), informando o código verificador **0684333** e o código CRC **757D0DC0**.



*Para Dolores...*

*“Everything should be made as simple as possible, but no **simpler**.”*  
*(Albert Einstein)*

*“The purpose of computing is insight, not **numbers**.”*  
*(Cecil Hastings Jr.)*

*“All models are **wrong**, but some models are useful”*  
*(George Box)*

# Resumo

O rompimento parcial ou total da membrana das hemácias, fenômeno conhecido como hemólise, é um problema persistente para dispositivos que entram em contato direto com o sangue. O objetivo desse trabalho foi avaliar numericamente a hemólise em um filtro de linha arterial utilizado em circuitos de circulação extracorpórea a partir da técnica de fluidodinâmica computacional. O modelo de tensão de cisalhamento em formato de lei de potências é um dos mais populares para estimar o dano às hemácias devido sua aplicabilidade em várias geometrias. Nesse trabalho, diferentes implementações Eulerianas e Lagrangianas foram comparadas em dois *benchmarks* para verificação e validação do modelo: um escoamento com solução analítica e um escoamento em um equipamento médico idealizado em forma de bocal. Porém ainda não é bem compreendido como o tensor turbulento afeta diretamente as hemácias, não sendo recomendada a sua aplicação no modelo de lei de potências. Desse modo, foi usado um modelo adicional baseado na absorção da energia dos menores vórtices pela membrana dessas células e sua correlação com sua ruptura. Paralelamente, um modelo numérico do escoamento no filtro foi criado e validado com dados experimentais de perda de carga, visualização por corante e campos de velocidade por velocimetria de imagens de partículas. Finalmente, a hemólise foi estimada no escoamento no filtro a partir dos modelos apresentados. A geometria do filtro mostra que a hemólise ocorre principalmente no canal de distribuição na zona de entrada a montante do elemento filtrante devido a formação de um jato com altas velocidades e mudança de direção perpendicular ao escoamento. Uma relação direta da hemólise com a vazão no filtro foi levantada e ser usada em estudos comparativos ou de otimização do *design*.

**Keywords:** fluidodinâmica computacional. hemodinâmica. hemólise. filtro de linha arterial. meio poroso.

# Abstract

The partial or total rupture of the red cell membrane, a phenomenon known as hemolysis, is a persistent problem for blood-wetted devices. The objective of this work was to evaluate hemolysis numerically in an arterial line filter used in extracorporeal circulation circuits with the computational fluid dynamics technique. The shear stress model in the power law format is one of the most popular for estimating damage to red blood cells due to its applicability in various geometries. In this work, different Eulerian and Lagrangian implementations were compared in two benchmarks to verify and validate the model: a flow with analytical solution and a flow in medical equipment idealized in the form of a nozzle. However, it is still not well understood how the turbulent tensor directly affects red blood cells, and its application in the power law model is not recommended. Thus, an additional model was used based on the absorption of energy from the smallest eddies by the membrane of these cells and their correlation with its rupture. In parallel, a numerical model of filter flow was created and validated with experimental data on pressure drop, dye visualization and velocity fields by particle image velocimetry. Finally, hemolysis was estimated in the filter flow from the models presented. The geometry of the filter shows hemolysis occurs mainly in the distribution channel in the entrance zone upstream of the filter element due to the formation of a jet with high speeds and a change of direction perpendicular to the flow. A direct relationship between hemolysis and the flow in the filter was proposed and can be used in comparative or optimization studies of its design.

**Keywords:** computational fluid dynamics. hemodynamics. hemolysis. arterial line filter. porous medium.

# Lista de ilustrações

Figura 1 – Composição volumétrica do sangue humano. . . . .	22
Figura 2 – Variação da viscosidade do sangue com hematócrito. . . . .	22
Figura 3 – Comparação do ajuste das curvas de diferentes modelos para a viscosidade do sangue. . . . .	23
Figura 4 – Plasma humano demonstrando como diferentes valores de hemoglobina livre alteram sua aparência. . . . .	24
Figura 5 – Viscosímetro de cilindros concêntricos. . . . .	25
Figura 6 – Eritrócitos humanos submetidos à uma tensão de cisalhamento constante	26
Figura 7 – Correlação entre hemólise, tensão de cisalhamento e tempo de exposição.	26
Figura 8 – Dimensões típicas de um hematócrito humano. . . . .	32
Figura 9 – Esquema representativo de um circuito de circulação extracorpórea com oxigenador de membranas . . . . .	34
Figura 10 – Geometria do escoamento de Hagen-Poiseuille. . . . .	37
Figura 11 – Geometria do Bocal FDA. . . . .	39
Figura 12 – Modelagem geométrica do Bocal FDA. . . . .	39
Figura 13 – Refinamento das malhas para o Bocal FDA no plano de entrada. . . . .	39
Figura 14 – Corte da Malha 3 do Bocal FDA. . . . .	40
Figura 15 – Pontos de medição da velocidade axial do Bocal FDA. . . . .	41
Figura 16 – Filtro DMG FA-40. . . . .	42
Figura 17 – Escoamento no DMG FA-40. . . . .	42
Figura 18 – Divisão das zonas fluidas do DMG FA-40. . . . .	43
Figura 19 – Extensão dos planos de entrada e saída . . . . .	43
Figura 20 – Comparação das malhas para o Bocal FDA. . . . .	43
Figura 21 – Perda de carga experimental para o DMG FA-40. . . . .	44
Figura 22 – Comparação do perfil dos modelos linearizados de hemólise na saída do escoamento analítico. . . . .	55
Figura 23 – Comparação da velocidade axial experimental com a numérica para o Bocal FDA nas cinco vazões simuladas. . . . .	57
Figura 24 – Trajetórias usadas para o cálculo dos índices hemolíticos lagrangianos no Bocal FDA. . . . .	58
Figura 25 – Comparação do índice hemolítico relativo no Bocal FDA da presente simulação com os resultados do <i>Estudo Computacional Interlaboratório 1</i>	59
Figura 26 – Perda de carga experimental e numérica para o DMG FA-40. . . . .	60
Figura 27 – Pontos de injeção do corante no DMG FA-40. . . . .	61
Figura 28 – Comparação da técnica experimental de injeção de corante com linhas de trajetória do escoamento numérico no canal externo do DMG FA-40.	61

Figura 29 – Definição dos planos de velocidade medidos por PIV no DMG FA-40. . . . .	62
Figura 30 – Comparação do campo vetorial de velocidade experimental com o numérico para $Q = 4, 40$ L/min. . . . .	63
Figura 31 – Planos definidos para o estudo do escoamento no filtro. . . . .	64
Figura 32 – Campo vetorial de velocidade numérico para $Q = 4, 40$ L/min. . . . .	65
Figura 33 – Variação da geração de $H'$ com a vazão nos planos axiais. . . . .	66
Figura 34 – Comparação dos modelos numéricos de hemólise para o DMG FA-40. . . . .	68
Figura 35 – Vórtices menores que $100 \mu\text{m}$ na zona de entrada . . . . .	69
Figura 36 – Comparação do módulo da velocidade axial experimental com o numérico para $Q = 4, 40$ L/min. . . . .	84
Figura 37 – Comparação do módulo da velocidade radial experimental com o numérico para $Q = 4, 40$ L/min. . . . .	85
Figura 38 – Comparação do módulo da velocidade experimental com o numérico para $Q = 4, 40$ L/min. . . . .	86
Figura 39 – Vista isométrica da velocidade nas trajetórias para o DMG FA-40 ( $n$ reduzido para 200 linhas para melhor visualização). . . . .	87
Figura 40 – Vista superior da velocidade nas trajetórias para o DMG FA-40 ( $n = 1996$ ) . . . . .	88

# Lista de tabelas

Tabela 1 – Relação de valores experimentais para as constantes da Equação 2.4. . . . .	27
Tabela 2 – Vazão $Q$ correspondente ao número de Reynolds na garganta do Bocal FDA . . . . .	40
Tabela 3 – Modelos para implementação numérica da Equação 2.4 . . . . .	54
Tabela 4 – Relação de $H$ para o escoamento de Hagen-Poiseuille. . . . .	54
Tabela 5 – Correlação entre os resultados numéricos e os experimentais para o Bocal FDA. . . . .	57
Tabela 6 – GCI absoluto para o DMG FA-40. . . . .	60
Tabela 7 – Resultado das implementações da Equação 2.4. . . . .	67
Tabela 8 – Relação de constantes para os métodos Newtonianos generalizados para viscosidade do sangue com constantes correspondentes à Figura 3. . . . .	77
Tabela 9 – $RM_{95\%}$ e $GCI$ para $Re_{restrição} = 500$ . . . . .	81
Tabela 10 – $RM_{95\%}$ e $GCI$ para $Re_{restrição} = 2000$ . . . . .	82
Tabela 11 – $RM_{95\%}$ e $GCI$ para $Re_{restrição} = 3500$ . . . . .	82
Tabela 12 – $RM_{95\%}$ e $GCI$ para $Re_{restrição} = 5000$ . . . . .	83
Tabela 13 – $RM_{95\%}$ e $GCI$ para $Re_{restrição} = 6500$ . . . . .	83

# Lista de abreviaturas e siglas

CCE	Circuito de Circulação Extracorpórea
CFD	<i>Computational Fluid Dynamics</i> , Fluidodinâmica Computacional
DPM	<i>Discrete Phase Model</i> , Modelo de Fase Discreta
FDA	<i>Food and Drug Administration</i> , Administração de Alimentos e Medicamentos dos Estados Unidos
GCI	<i>Grid Convergence Index</i> , Índice de Convergência de Malha
LDA	<i>Laser Doppler Anemometry</i> , Anemometria a Laser por efeito Doppler
PIV	<i>Particle Image Velocimetry</i> , Velocimetria por Imagens de Partículas
RANS	<i>Reynolds-Averaged Navier–Stokes equations</i> , equações de Navier-Stokes com Média de Reynolds
SIMPLE	<i>Semi-Implicit Method for Pressure Linked Equations</i> , Método Semi-Implícito para Equações Acopladas por Pressão
SIMPLEC	<i>Semi-Implicit Method for Pressure Linked Equations-Consistent</i> , Método Semi-Implícito Consistente para Equações Acopladas por Pressão
TDMA	<i>Tridiagonal Matrix Algorithm</i> , Algoritmo de Matrizes Tridiagonais
V&V	<i>Verification and Validation</i> , Verificação e Validação
FVM	<i>Finite Volume Method</i> , Método dos Volumes Finitos



# Lista de símbolos

## Símbolos latinos

$a$	constante experimental do modelo hemolítico por lei de potências referente à tensão de cisalhamento
$A$	área
$b$	constante experimental do modelo hemolítico por lei de potências referente ao tempo decorrido
$c_p, c_v$	calor específico à pressão e à volume constante
$C$	constante experimental de proporcionalidade do modelo hemolítico por lei de potências
$C_1$	fator de resistência viscosa
$C_2$	fator de resistência inercial
$D$	dose mecânica
$D^+$	fator de acoplamento do modelo $\kappa$ - $\omega$ SST
$DP$	desvio padrão
$e$	erro de discretização da malha refinada
$E_h$	erro de discretização da malha
$f$	solução numérica
$f_\beta$	função do modelo $\kappa$ - $\omega$ SST
$F_1, F_2$	fatores de acoplamento do modelo $\kappa$ - $\omega$ SST
$F(M_t)$	função de compressibilidade
$FS$	fator de segurança
$G_x$	função de geração de $x$
$h$	tamanho representativo da malha
$hc$	hematócrito

$hb$	hemoglobina
$hb_{total}$	hemoglobina intracelular e extracelular
$hb_{livre}$	hemoglobina livre no plasma
$H_{trad}$	índice tradicional de hemólise
$H_{norm}$	índice normalizado de hemólise
$H$	índice hemolítico modificado adimensional
$H'$	linearização do índice hemolítico modificado adimensional
$I_1, I_2, I_3$	invariantes de um tensor
$IN$	valor da incerteza da medição
$K_1$	fator linear do modelo poroso, $(\mu/\alpha)\Delta m$
$K_2$	fator quadrático do modelo poroso, $(C_2\rho/2)\Delta m$
$L$	comprimento
$\dot{m}$	vazão mássica
$\Delta m$	espessura da zona fluida idealizada do elemento filtrante
$p$	ordem de convergência da incerteza numérica
$p, p_i$	pressão
$\hat{p}$	pressão modificada, $p + \frac{2}{3}\rho\kappa$
$\Delta P$	perda de carga
$Pr$	número de Prandtl, $\mu c_p/k$
$q$	variável para iteração de $p$
$Q$	vazão
$r$	fator de refinamento da malha
$R$	raio
$R_i$	constantes do modelo $\kappa$ - $\omega$ SST, em relação a $i$
$R^2$	quadrado do coeficiente de correlação de Pearson
$Re$	número de Reynolds, $\rho u L/\mu$

$RM$	resultado da medição
$RM_{95\%}$	intervalo de confiança de 95% das amostras
$s$	variável para iteração de $p$
$S_{ij}$	componentes do tensor taxa de deformação
$t$	tempo decorrido
$t_e$	tempo efetivo
$\Delta t$	passo de tempo
$\vec{u}, u_i$	velocidade
$U$	velocidade máxima da parábola
$V$	volume
$VM$	valor médio das amostras
$\vec{x}, x_i$	posição
$y$	distância até a superfície mais próxima
$Y_x$	função de dissipação de $x$

### Símbolos gregos

$\alpha$	permeabilidade
$\alpha^*$	constante do modelo $\kappa$ - $\omega$ SST
$\beta^*$	constante do modelo $\kappa$ - $\omega$ SST
$\delta_{ij}$	delta de Dirac
$\eta$	microescala de Kolmogorov de comprimento
$\varepsilon_{ij}$	erro da variável em análise
$\varepsilon$	taxa de dissipação da energia cinética turbulenta
$\kappa$	energia cinética turbulenta
$\Lambda_x$	difusividade de $x$

$\mu$	viscosidade molecular
$\mu_t$	viscosidade turbulenta
$\nu$	viscosidade cinemática
$\phi_1, \phi_2$	funções do modelo $\kappa$ - $\omega$ SST
$\varphi_i$	variável em análise
$\rho$	densidade
$\sigma$	tensão principal
$\tau$	tensão de cisalhamento escalar
$\bar{\bar{\tau}}$	tensor viscoso
$\tau_{ij}$	componente do tensor viscoso
$\chi$	constante do modelo $\kappa$ - $\omega$ SST
$\omega$	taxa específica de dissipação da energia cinética turbulenta
$\Omega$	constante do modelo $\kappa$ - $\omega$ SST
$\zeta$	constante do modelo $\kappa$ - $\omega$ SST

## Funções

$ x $	módulo de $x$
$\cos(x)$	cosseno de $x$
$\cosh(x)$	cosseno hiperbólico de $x$
$\det(X)$	determinante da matriz $X$
$\ln(x)$	logaritmo natural de $x$
$\max(x)$	máximo da função $x$
$\min(x)$	mínimo da função $x$
$\sen(x)$	seno de $x$
$\sinh(x)$	seno hiperbólico de $x$

$\text{sign}(x)$	função sinal de $x$
$\tan(x)$	tangente de $x$
$\tanh(x)$	tangente hiperbólica de $x$
$\text{tr}(X)$	traço da matriz $X$

## Subscritos

0	valor no tempo inicial
$\infty$	valor com tempo tendendo ao infinito
$A$	resultado analítico
$BL$	conforme Bludszuweit
$ent$	na zona fluida de entrada
$exp$	resultado experimental
$E$	de modo Euleriano
$fil$	na zona fluida idealizada do elemento filtrante
$gar$	referente à garganta do Bocal FDA
$HP$	escoamento de Hagen-Poiseuille
$L$	de modo Lagrangiano
$num$	resultado numérico
$sai$	na zona fluida de saída
$TR$	conforme Tresca
$VM$	conforme von Mises
$x, y, z$	coordenadas cartesianas

# Sumário

<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO</b>	<b>19</b>
1.1	Objetivo geral	19
1.2	Objetivos específicos	19
<b>2</b>	<b>REVISÃO DA LITERATURA</b>	<b>21</b>
2.1	O sangue humano	21
2.2	A hemólise e sua quantificação	23
2.3	Predição da hemólise por lei de potências	25
2.3.1	Tratamento do tensor viscoso	27
2.3.2	Integração do modelo hemolítico	29
2.4	Turbulência e hemólise	31
2.5	Filtros de linha arterial	33
<b>3</b>	<b>METODOLOGIA</b>	<b>35</b>
3.1	Pré-processamento	36
3.1.1	Modelagem do domínio computacional	36
3.1.1.1	Escoamento analítico	37
3.1.1.2	Bocal FDA	38
3.1.1.3	Filtro DMG FA-40	41
3.1.2	Modelo do escoamento	45
3.1.3	Modelo da turbulência	46
3.1.4	Modelo do meio poroso	49
3.2	Processamento	50
3.3	Pós-processamento	51
<b>4</b>	<b>RESULTADOS E DISCUSSÃO</b>	<b>53</b>
4.1	Verificação e validação do modelo de hemólise mecânica	53
4.1.1	Escoamento analítico	53
4.1.2	Bocal FDA	56
4.2	Verificação e validação do modelo do escoamento no DMG FA-40	59
4.2.1	Perda de carga	59
4.2.2	Visualização do escoamento	61
4.2.3	Campos vetoriais de velocidade	62
4.3	Predição da hemólise no DMG FA-40	64
4.3.1	Descrição do escoamento	64
4.3.2	Zonas críticas para hemólise do escoamento	66

4.3.3	Varição da hemólise com a vazão . . . . .	67
4.3.4	Influência da turbulência na hemólise . . . . .	69
<b>5</b>	<b>CONCLUSÃO . . . . .</b>	<b>70</b>
	<b>REFERÊNCIAS . . . . .</b>	<b>71</b>
	<b>APÊNDICE A – MODELOS DE VISCOSIDADE PARA O SANGUE HUMANO . . . . .</b>	<b>77</b>
	<b>APÊNDICE B – DEFINIÇÃO DO INTERVALO DE CONFIANÇA NUMÉRICO . . . . .</b>	<b>78</b>
	<b>APÊNDICE C – DEFINIÇÃO DO INTERVALO DE CONFIANÇA EXPERIMENTAL E DE SUA CORRELAÇÃO COM OS RESULTADOS NUMÉRICOS . . . . .</b>	<b>80</b>
	<b>ANEXO A – VALIDAÇÃO DO ESCOAMENTO NUMÉRICO DO BOCAL FDA . . . . .</b>	<b>81</b>
	<b>ANEXO B – CAMPOS DE VELOCIDADE EXPERIMENTAL E NUMÉRICO DO DMG FA-40 . . . . .</b>	<b>84</b>
	<b>ANEXO C – TRAJETÓRIAS DO DMG FA-40 . . . . .</b>	<b>87</b>

# 1 Introdução

Um fator importante no desenvolvimento e análise de dispositivos para processamento de sangue é evitar danos ao próprio sangue. A hemólise é um dano causado pela quebra da membrana de hemácias seguida da liberação de hemoglobina, e pode ser estimada através de correlações empíricas entre a concentração da hemoglobina livre no plasma e as propriedades do escoamento (OSTADFAR, 2016; WESTERHOF et al., 2019).

A hemólise pode ser estimada baseando-se na solução numérica de modelos hemolíticos no escoamento através da Fluidodinâmica Computacional (CFD, *Computational Fluid Dynamics*), um ramo da Mecânica dos Fluidos que usa análise numérica para resolver problemas que envolvem escoamentos (MALALASEKERA; VERSTEEG; SHARMA, 2007).

O filtro de linha arterial é um dispositivo acessório de um Circuito de Circulação Extracorpórea (CCE) que aumenta a margem de segurança com função básica de reter êmbolos e evitando isquemia no paciente. A sua eficácia não pode ser questionada e nos dias atuais a filtração é um adjunto da maior importância. Nos países do primeiro mundo, a falta de um filtro na linha arterial pode constituir um fator agravante nas disputas legais (SOUZA; ELIAS, 2006).

O presente estudo propõe a avaliação numérica da hemólise em um filtro de linha arterial baseado em propriedades do escoamento. Para isso, serão analisadas implementações do modelo de lei de potências (GIERSIEPEN et al., 1990) e menores vórtices (OZTURK; O'REAR; PAPAVALASSILOU, 2015) no escoamento do filtro DMG FA-40 validado com experimentos com uma mistura análoga ao sangue (HUEBNER, 2003), onde será possível estimar as regiões do escoamento com maior tendência a destruição das hemácias e a relação da hemólise com a vazão no dispositivo.

## 1.1 Objetivo geral

Avaliar numericamente a hemólise em um filtro arterial.

## 1.2 Objetivos específicos

- Implementar de forma Euleriana e Lagrangiana o modelo de hemólise no formato de lei de potências;
- Verificar e validar as implementações do modelo anterior em dois *benchmarks*: um



escoamento com solução analítica e um dispositivos médico genérico;

- Implementar um modelo hemolítico baseado em propriedades turbulentas;
- Implementar um modelo numérico do escoamento em um filtro de linha arterial, validado a partir de medições experimentais;
- Aplicar os modelos de hemólise ao escoamento do filtro.

## 2 Revisão da literatura

O capítulo de revisão bibliográfica foi dividido em cinco seções.

A [seção 2.1](#) determina o fluido de trabalho – o sangue humano – e caracteriza suas propriedades para implementação em modelos matemáticos do escoamento.

A hemólise e sua quantificação são determinadas na [seção 2.2](#). Experimentos em viscosímetros de Couette que levaram a uma relação da hemólise com a as tensões do escoamento através de um modelo de lei de potências são descritos na [seção 2.3](#) e é exposto algumas das limitações do modelo. A relação entre turbulência e hemólise é discutida na [seção 2.4](#) e sugerido um modelo baseado na escala de Kolmogorov.

Por fim, na [seção 2.5](#), é descrito o que são filtros de linha arterial e relacionado alguns trabalhos relevantes sobre o estudo do escoamento em tais dispositivos.

### 2.1 O sangue humano

O corpo humano possui quatro tipos básicos de tecido: conjuntivo, epitelial, muscular e nervoso. O sangue é um tecido conjuntivo especializado, composto de componentes imersos em um fluido aquoso, o plasma, sendo classificado como um coloide do tipo sólido disperso em líquido. Um adulto saudável possui 4,5 – 6,0 L de sangue, correspondendo a 6 – 8% do peso corporal ([GALDI et al., 2008](#)).

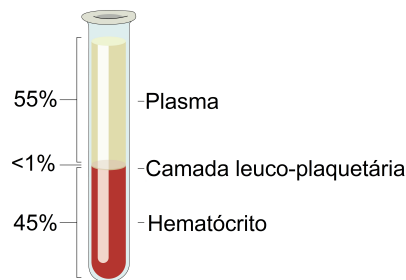
A separação dos componentes sanguíneos pode ser feita por um processo de centrifugação, onde sangue se divide em três frações – plasma, camada leuco-plaquetária e hematócrito<sup>1</sup> – conforme a [Figura 1](#). O Plasma é a matriz desse tecido conjuntivo, sendo constituído por água (cerca de 90%), proteínas, cátions (sódio, potássio, cálcio e magnésio) e ânions (cloretos, bicarbonatos e fosfatos). Já os elementos celulares são divididos basicamente em três tipos: plaquetas (trombócitos), células brancas (leucócitos) e células vermelhas (hemácias ou eritrócitos). As hemácias são células flexíveis de forma bicôncava, sem núcleo e organelas citoplasmáticas. Elas são compostas por água (65% em massa), hemoglobina (32%), estrutura da membrana celular (3%, subdividida em proteínas, colesterol e fosfolipídeos) e pequenas concentrações de sais inorgânicos (como sódio, potássio, magnésio e cálcio) ([SELDIN; SLOAN, 2015](#)).

O sangue pode ser considerado um fluido incompressível, com valor típico de densidade  $\rho = 1060 \text{ kg/m}^3$  a  $37^\circ\text{C}$ . Além disso, devido ao princípio de homeotermia do corpo humano, não é necessário a avaliação da variação viscosidade quanto a temperatura e

<sup>1</sup> O Hematócrito, *hc*, é a proporção volumétricas das hemácias em uma amostra de sangue ([SELDIN; SLOAN, 2015](#)).

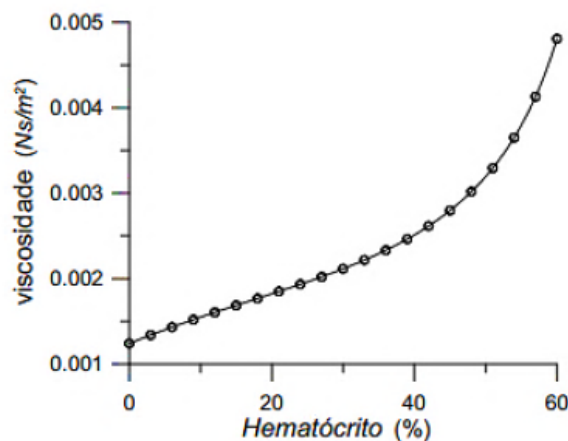
pressão (TU; INTHAVONG; WONG, 2015). Porém a viscosidade varia consideravelmente com o hematócrito. A Figura 2 demonstra esse comportamento, onde a curva foi feita a partir de um modelo análogo ao sangue, baseado na viscosidade de uma suspensão composta de partículas esféricas a  $37^{\circ}C$  (LOPES, 2016).

Figura 1 – Composição volumétrica do sangue humano.



Fonte: Seldin e Sloan (2015).

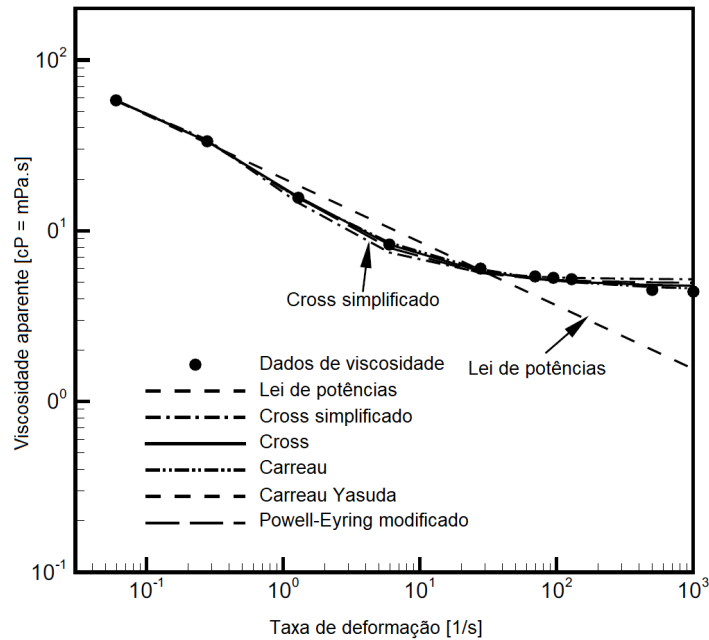
Figura 2 – Variação da viscosidade do sangue com hematócrito.



Fonte: Lopes (2016).

O sangue se comporta de forma macroscópica como um pseudoplástico. Isso se deve às características dos eritrócitos: sua tendência de formar agregados em baixas taxas de deformação, sua deformabilidade e sua tendência de se alinhar com o escoamento a altas taxas de deformação. Diversos modelos empíricos e teóricos já foram propostos para relacionar a viscosidade do sangue com a taxa de deformação. Para ilustrar essa característica, a Figura 3 mostra a viscosidade aparente em função da taxa de deformação, onde uma amostra de sangue de uma paciente com 25 anos com  $hc \approx 40\%$  a  $23^{\circ}C$  foi submetida a um viscosímetro de Couette numa faixa de taxa de deformação de 0,06 a  $128 s^{-1}$  e a um reômetro capilar para taxas de deformação maiores. A modelagem matemática e as constantes empíricas usadas nos modelos estão relacionadas no Apêndice A.

Figura 3 – Comparação do ajuste das curvas de diferentes modelos para a viscosidade do sangue.



Fonte: [Galdi et al. \(2008\)](#).

É controverso o comportamento da viscosidade do sangue para taxas de deformação próximas a zero. Para valores da ordem de  $1 \text{ s}^{-1}$  e maiores, ela tende a reduzir, até cerca de  $50 \text{ s}^{-1}$ , a partir de onde o sangue pode ser aproximado de um fluido Newtoniano. O valor para a viscosidade na faixa Newtoniana comumente usada é  $\mu \approx 0,0035 \text{ Pa}\cdot\text{s}$  ([GALDI et al., 2008](#)).

## 2.2 A hemólise e sua quantificação

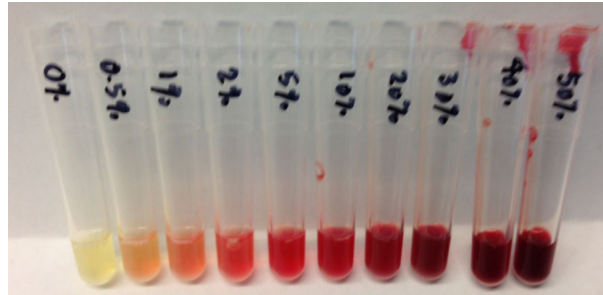
A hemólise é uma destruição prematura das hemácias por rompimento da membrana celular, resultando na liberação de hemoglobina. A hemoglobina é uma proteína com função de conduzir oxigênio dos pulmões para os tecidos do corpo e é localizada basicamente no interior das hemácias<sup>2</sup>. A presença de hemoglobina livre altera a aparência do plasma, conforme a [Figura 4](#), e pode ser medida por sua concentração em massa no mesmo ([FUNG et al., 2015](#)).

A hemólise pode ocorrer por processos mecânicos, térmicos, químicos e biológicos e pode ser causada por fatores internos ao corpo humano, normalmente ligados a problemas congênitos, genéticos e condições clínicas e patológicas, ou por fatores externos, como a

<sup>2</sup> A hemoglobina livre é filtrada pelos rins, provocando uma concentração quase nula no plasma em condições saudáveis no paciente ([GALDI et al., 2008](#)).

retirada do sangue, seu transporte, armazenamento ou por dano mecânico causado pelo escoamento em dispositivos com superfícies artificiais (YU et al., 2017). A hemólise é indesejável porque alguns problemas se apresentam com o excesso de substâncias anormais resultantes no sangue, podendo causar falência renal, hepática inflamação no baço, hipertensão e, como consequência, dificuldade respiratória aguda e insuficiência cardíaca (LOPES, 2016).

Figura 4 – Plasma humano demonstrando como diferentes valores de hemoglobina livre alteram sua aparência.



Fonte: Fung et al. (2015).

Para quantificar a hemólise, é introduzido o conceito de índice hemolítico, uma medida da hemoglobina livre no sangue (NAITO; MIZUGUCHI; NOSÉ, 1994). O índice tradicional de hemólise ( $H_{trad}$ ) usa unidades por micrograma de hemoglobina liberada no sangue ( $hb_{livre}$ ) em mg por dL de sangue, conforme a Equação 2.1.

$$H_{trad} = \Delta hb_{livre} \quad (2.1)$$

onde  $\Delta hb_{livre}$  é a medida de hemoglobina livre no plasma de duas medidas sucessivas por dL de sangue. O índice normalizado de hemólise ( $H_{norm}$ ) é normalizado por hematócrito, conforme a Equação 2.2.

$$H_{norm} = \Delta hb_{livre} \times \frac{100 - hc}{100} \quad (2.2)$$

em que o  $H_{norm}$  considera que a quantidade de hemoglobina que pode ser liberada no plasma é proporcional à concentração de células vermelhas, mas ainda tem dimensões (mg/dL).

Finalmente, índice hemolítico modificado adimensional<sup>3</sup> ( $H$ ) é encontrado normalizando  $H_{norm}$  pela hemoglobina total do sangue<sup>4</sup>,  $hb_{total}$ , conforme a Equação 2.3.

$$H = \frac{\Delta hb_{livre}}{hb_{total}} \times \frac{100 - hc}{100} \quad (2.3)$$

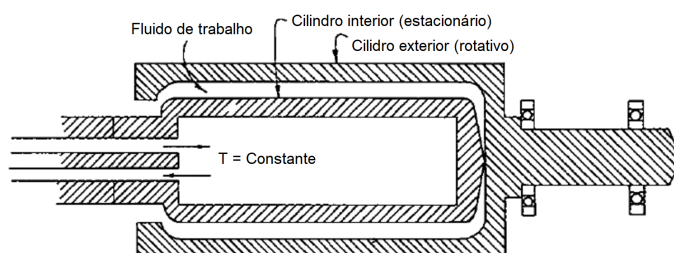
<sup>3</sup> O índice hemolítico modificado adimensional será denominado desse ponto em diante simplesmente como índice hemolítico.

<sup>4</sup> A hemoglobina total do sangue corresponde à hemoglobina intracelular e extracelular, em mg/dL.

## 2.3 Predição da hemólise por lei de potências

Blackshear, Dorman e Steinbach (1965) foram um dos pioneiros nos estudos da hemólise<sup>5</sup> usando sangue canino em experimentos com reômetros de cilindros concêntricos, ou viscosímetro de Couette (Figura 5). Eles são dispositivos relativamente simples e úteis para avaliação de hemólise, pois criam uma tensão de cisalhamento constante e conhecida, permitindo relacionar a hemoglobina livre no sangue com a tensão do escoamento.

Figura 5 – Viscosímetro de cilindros concêntricos.



Fonte: Blackshear, Dorman e Steinbach (1965).

Leverett et al. (1972) usaram esse dispositivo e determinaram alguns fatores preponderantes da hemólise, dentre eles a tensão de cisalhamento do escoamento. Sutura e Mehrjardi (1975) fizeram uma análise a nível celular, onde eritrócitos humanos ( $hc = 20\%$ ) foram submetidos à uma faixa de tensão cisalhante uniforme durante 4 min e fixados em uma solução gelatinosa. Foi encontrado um limite crítico para hemólise de 250 Pa, a partir do qual é possível observar a deformação e fragmentação das hemácias para valores maiores que essa tensão, conforme demonstrado na Figura 6.

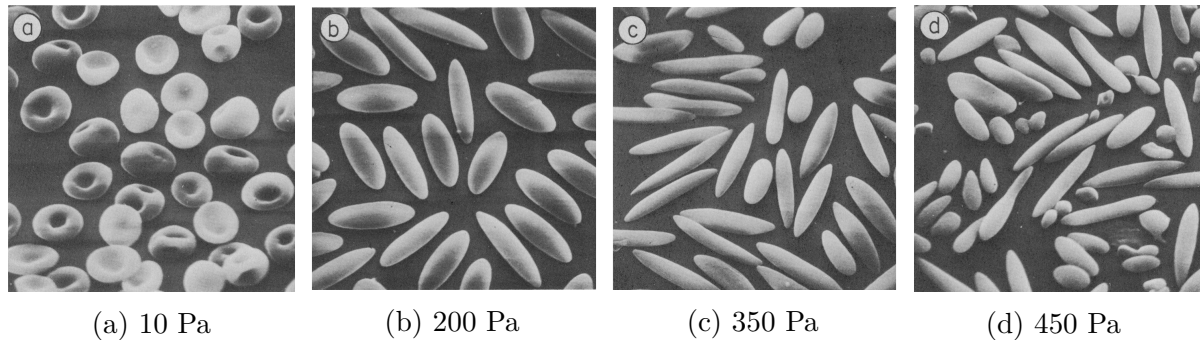
Uma relação bibliográfica com dezenas de experimentos quantificando uma tensão mínima para o rompimento da membrana das hemácias em diferentes tipos de escoamento pode ser encontrada em Myagmar (2011), Lopes (2016) e Faghieh (2019), além de modelos matemáticos relacionando a tensão de cisalhamento mínima com hemólise em Nerem (1981), Hashimoto (1989) e Sharp e Mohammad (1998), porém essa análise foge do escopo do presente trabalho, que pretende estudar uma correlação contínua para hemólise.

Uma lei de potências entre o índice hemolítico  $H$ , tensão de cisalhamento  $\tau$  e o tempo de exposição a essa tensão  $\Delta t$ , foi sugerida por Giersiepen et al. (1990), baseado nas pesquisas de Heuser e Opitz (1980), na forma da Equação 2.4.

$$H = C\tau^a t^b \quad (2.4)$$

<sup>5</sup> No presente trabalho será focada a hemólise induzida por dano mecânico proveniente das tensões do escoamento, sendo esse tipo referenciado apenas por hemólise daqui em diante.

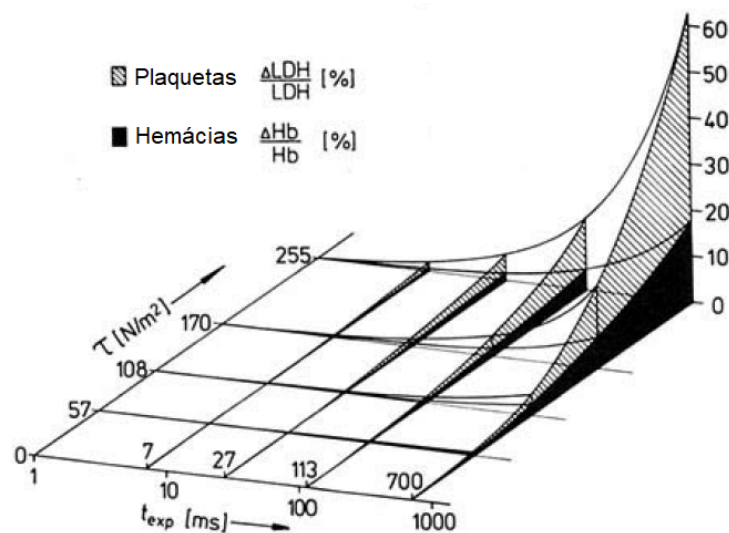
Figura 6 – Eritrócitos humanos submetidos à uma tensão de cisalhamento constante



(a) 10 Pa                      (b) 200 Pa                      (c) 350 Pa                      (d) 450 Pa  
 Fonte: [Sutera e Mehrjardi \(1975\)](#).

Na [Equação 2.4](#), as constantes encontradas para sangue humano foram  $C = 3,62 \times 10^{-6}$ ,  $a = 2,416$  e  $b = 0,785$ , plotadas<sup>6</sup> na [Figura 7](#). O experimento foi conduzido num reômetro de Couette em diferentes valores de tensão e tempo de exposição, variando  $\tau$  de 0 a 255 Pa e  $\Delta t$  de 0 a 700 ms.

Figura 7 – Correlação entre hemólise, tensão de cisalhamento e tempo de exposição.



Fonte: [Giersiepen et al. \(1990\)](#).

Conforme [Goubergrits e Affeld \(2004\)](#), há algumas dúvidas sobre a validade dessas constantes, onde estudos da época sugerem que superestimam valores de hemólise em uma ordem de magnitude. A suspeita para esse equívoco é um dano adicional às células causado por um selo mecânico usado no dispositivo. Porém a relação exponencial permanece válida,

<sup>6</sup> [Giersiepen et al. \(1990\)](#) também relacionaram a tensão de cisalhamento e tempo de exposição com formação de trombos na [Figura 7](#) a partir da liberação de LDH (lactato desidrogenase) no sangue, correlação não explorada no presente trabalho.

o que sugere seu uso em estudos comparativos, inclusive fora dos parâmetros originais. [Wu et al. \(2018\)](#) sugeriram que condições não ideais de experimentos em reômetros de Couette, como a excentricidade do rotor e tempo de exposição e tensão de cisalhamento não são idealmente uniformes, levam inerentemente a inexatidão da correlação. Outra fonte de erros foi levantada por [Craven et al. \(2019\)](#), em que o ajuste da curva experimental pode causar uma diferença de até duas ordens de grandeza nos coeficientes.

Outra dificuldade da experimentação está na maior disponibilidade de estudos com sangue animal que humano. O hematócrito tem dimensões, concentração e propriedades físicas diferentes entre as espécies. [Ding et al. \(2015\)](#) comparou o índice hemolítico de sangue ovino, porcino, humano e bovino em mesmas condições experimentais, encontrando valores de diferentes constantes  $a$ ,  $b$  e  $C$  para a [Equação 2.4](#). Elas foram comparadas com os modelos de [Heuser e Opitz \(1980\)](#) e [Giersiepen et al. \(1990\)](#) na [Tabela 1](#).

Tabela 1 – Relação de valores experimentais para as constantes da [Equação 2.4](#).

Autor	Espécie	C	a	b
<a href="#">Heuser e Opitz (1980)</a>	Porcino	$1,800 \times 10^{-6}$	1,9910	0,7650
<a href="#">Giersiepen et al. (1990)</a>	Humano	$3,620 \times 10^{-7}$	2,4160	0,7850
	Ovino	$1,228 \times 10^{-7}$	1,9918	0,6606
<a href="#">Ding et al. (2015)</a>	Porcino	$6,701 \times 10^{-6}$	1,0981	0,2778
	Humano	$3,458 \times 10^{-8}$	2,0639	0,2777
	Bovino	$9,772 \times 10^{-7}$	1,4445	0,2076

Fonte: O autor.

### 2.3.1 Tratamento do tensor viscoso

Uma das limitações da [Equação 2.4](#) é a redução do tensor viscoso  $\bar{\bar{\tau}}$  no valor escalar  $\tau$ . Um tensor viscoso pode ser descrito pelas suas componentes  $\tau_{ij}$  em forma cartesiana na forma da [Equação 2.5](#),

$$\bar{\bar{\tau}} = \begin{bmatrix} \tau_{xx} & \tau_{yx} & \tau_{zx} \\ \tau_{xy} & \tau_{yy} & \tau_{zy} \\ \tau_{xz} & \tau_{yz} & \tau_{zz} \end{bmatrix} \quad (2.5)$$

onde suas componentes diagonais representam as tensões normais (de compressão ou tração), e as não-diagonais representam a tensão de cisalhamento agindo na partícula fluida ([WHITE; CORFIELD, 2006](#)). O tensor é simétrico ( $\tau_{ij} = \tau_{ji}$ ) e pode ser caracterizado pelos seus invariantes  $I_1$ ,  $I_2$  e  $I_3$ , definidos na [Equação 2.6](#).

$$\begin{aligned} I_1 &= \text{tr}(\bar{\bar{\tau}}) &= \tau_{xx} + \tau_{yy} + \tau_{zz} \\ I_2 &= \frac{1}{2} \left( \text{tr}^2(\bar{\bar{\tau}}) - \text{tr}(\bar{\bar{\tau}}^2) \right) &= \tau_{xx}\tau_{yy} + \tau_{yy}\tau_{zz} + \tau_{zz}\tau_{xx} - \tau_{xy}^2 - \tau_{yz}^2 - \tau_{zx}^2 \\ I_3 &= \det(\bar{\bar{\tau}}) &= \tau_{xx}\tau_{yy}\tau_{zz} - \tau_{xx}\tau_{yz}^2 - \tau_{yy}\tau_{zx}^2 - \tau_{zz}\tau_{xy}^2 - 2\tau_{xy}\tau_{yz}\tau_{zx} \end{aligned} \quad (2.6)$$



As tensões principais  $\sigma = (\sigma_1, \sigma_2, \sigma_3)$  se relacionam com os invariantes pelo polinômio descrito na [Equação 2.7](#),

$$\sigma^3 - I_1\sigma^2 + I_2\sigma - I_3 = 0 \quad (2.7)$$

em que uma solução analítica pode ser dada pela [Equação 2.8](#) (FAGHIIH, 2019).

$$\begin{aligned} \phi &= (1/3) \cos^{-1} \left( (2I_1^3 - 9I_1I_2 + 27I_3) / (2(I_1^2 - 3I_2)^{3/2}) \right) \\ \sigma_1 &= I_1/3 + (2/3) \sqrt{I_1^2 - 3I_2} \cos \phi \\ \sigma_2 &= I_1/3 + (2/3) \sqrt{I_1^2 - 3I_2} \cos(\phi - 2\pi/3) \\ \sigma_3 &= I_1/3 + (2/3) \sqrt{I_1^2 - 3I_2} \cos(\phi - 4\pi/3) \end{aligned} \quad (2.8)$$

Uma das formas de reduzir um tensor para um escalar é pela teoria da máxima tensão cisalhante, com a tensão de Tresca,  $\tau_{TR}$ , conforme a [Equação 2.9](#) (PINOTTI, 1996).

$$\tau_{TR} = \frac{1}{2} \max(|\sigma_1 - \sigma_2|, |\sigma_2 - \sigma_3|, |\sigma_3 - \sigma_1|) \quad (2.9)$$

Outra forma popular é calculado pela raiz quadrada do segundo invariante multiplicado por um fator negativo  $-n$ , no formato da [Equação 2.10](#) (YU et al., 2017).

$$\tau_n = \sqrt{-nI_2} \quad (2.10)$$

Pela teoria da máxima energia de distorção temos a tensão de von Mises,  $\tau_{VM}$ , com  $n = 3$ , ou rearranjado na [Equação 2.11](#) em função das tensões principais,

$$\tau_{VM} = \sqrt{\frac{1}{2} \left[ (\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2 \right]} \quad (2.11)$$

Um critério extensivamente usado foi sugerido por Bludszuweit (1995), com  $n = 2$  que, levando em conta a correção citada por Faghiih e Sharp (2016), reduz o tensor a  $\tau_{BL}$ , simplificado na [Equação 2.12](#).

$$\tau_{BL} = \sqrt{\frac{1}{12} (\tau_{ii} - \tau_{jj})^2 + \frac{1}{2} \tau_{ij}^2} \quad (2.12)$$

De forma alternativa, um fator  $n = 1$  também é sugerida. Essa formulação tem a elegante propriedade de que em um fluxo cisalhante unidimensional retorna a tensão de cisalhamento uniforme, ao passo que os demais métodos retornam  $\sqrt{n}$  vezes esse valor, e pode ser descrita pela [Equação 2.13](#).

$$\tau = \sqrt{-I_2} \quad (2.13)$$

### 2.3.2 Integração do modelo hemolítico

Dentre os modelos matemáticos para o cálculo da hemólise, o método de leis de potências é o mais popular devido sua fácil implementação e aplicabilidade em uma grande variedade de dispositivos, conforme a [Equação 2.4](#). Porém não há um consenso quanto a melhor forma de resolução do modelo considerando as características do escoamento. As abordagens usadas podem ser de formulação Euleriana ou Lagrangiana, algumas discutidas a seguir.

A formulação Euleriana proposta por [Garon e Farinas \(2004\)](#) corresponde à linearização do tempo na [Equação 2.4](#), conforme a [Equação 2.14](#).

$$\Delta H' = (\Delta H)^{\frac{1}{b}} = C^{\frac{1}{b}} \tau^{\frac{a}{b}} \Delta t \quad (2.14)$$

onde  $H'$  é o índice hemolítico linearizado. Com isso é possível chegar na equação de transporte em regime permanente definida na [Equação 2.15](#).

$$(\vec{v} \cdot \nabla) H' = C^{\frac{1}{b}} \tau^{\frac{a}{b}} \quad (2.15)$$

Existe um entrave à aplicação desse modelo em escoamentos não ideais. O termo fonte no lado direito da [Equação 2.15](#) foi simplificado desconsiderando a variação da tensão de cisalhamento – devido ao paradoxo de uma variação negativa na tensão gerar um aumento na hemólise – o que limita sua aplicação a escoamentos uniaxiais e tensão constante ([FAGHIH, 2019](#)). Porém pode ser usada para calcular analiticamente a hemólise em escoamentos simples, normalizando pela vazão  $Q$ , de acordo com a [Equação 2.16](#),

$$H_{EA} = \frac{C}{Q^b} \left( \int_V \tau^{\frac{a}{b}} dV \right)^b \quad (2.16)$$

onde  $H_{EA}$  é o escoamento Euleriano analítico e a tensão  $\tau$  tem forma conhecida. Com base na [Equação 2.16](#), é sugerido o primeiro método numérico de integração na [Equação 2.17](#).

$$H_{E1} = \frac{C}{Q^b} \left( \sum_{i=1}^N \tau_i^{\frac{a}{b}} \Delta V_i \right)^b \quad (2.17)$$

onde  $H_{E1}$  é definido como índice hemolítico Euleriano 1, integrado no volume  $V$  de  $N$  elementos  $i$  e volumes  $V_i$ .

Outra forma de usar a [Equação 2.15](#) é a implementação direta da equação de transferência e ponderar seu valor no plano de saída do volume de controle, conforme a [Equação 2.18](#)

$$H_{E2} = \left( \frac{\sum_{i=1}^N H'_i \dot{m}_i}{\sum_{i=1}^N \dot{m}_i} \right)^b \quad (2.18)$$

onde  $m_i$  e  $H'_i$  são a vazão mássica e o índice hemolítico de cada face  $i$  do plano de saída e  $H_{E2}$  é o segundo modelo Euleriano estudado nesse trabalho.

Os métodos Lagrangianos trazem uma nova aproximação do problema, onde é possível calcular o histórico da hemólise das hemácias. Linhas de trajetória<sup>7</sup> são traçadas da entrada até a saída do volume de controle e, apesar das linhas não reproduzirem o movimento real das hemácias, são assumidas como trajetórias típicas e representativas do escoamento. Apesar da tensão de cisalhamento variar ao longo das linhas, é proposto que pode ser aproximada de um valor constante em pequenos passos de tempo, sendo possível sua integração ao longo da linha e a média mássica ponderada da hemólise tomada na saída, conforme a relação da [Equação 2.19](#) ([HARIHARAN et al., 2015](#)),

$$H_L = \frac{\sum_{i=1}^N H_{L,i} \dot{m}_i}{\sum_{i=1}^N \dot{m}_i} \quad (2.19)$$

onde o índice hemolítico lagrangiano total,  $H_L$ , é dado pela média ponderada pela vazão mássica das  $N$  linhas de valor individual  $H_{L,i}$  para cada linha  $i$ .

Vale notar que comparação da [Equação 2.19](#) e a [Equação 2.18](#) mostra uma inconsistência dos métodos Eulerianos com os Lagrangianos: o expoente  $b$  não é distributivo entre os somatórios (i.e.,  $\sum H \neq (\sum H^{1/b})^b$ ) ([FAGHIH, 2019](#)). Porém, pode-se igualar o índice hemolítico linearizado na saída do volume de controle para um escoamento com tensão de cisalhamento e passos de tempo uniformes, conforme a relação da [Equação 2.20](#), onde  $H'_E$  e  $H'_L$  são respectivamente os índices hemolíticos Euleriano e Lagrangiano linearizados na formulação da [Equação 2.14](#). Essa relação simples será importante adiante para mostrar a equivalência dos modelos.

$$H'_{E2} = H'_L \quad (2.20)$$

Não há consenso quanto a melhor forma de integração das linhas de trajetória. O método mais intuitivo é a aplicação da [Equação 2.4](#) para  $N$  passos de tempo  $\Delta t_i$ , onde  $i = 1 : N$ , considerando a tensão constante  $\tau_i$  em cada passo de tempo, na forma da [Equação 2.21](#),

$$H_{L1} = \int_0^L C \tau^a dt^b \approx \sum_{i=1}^N C \tau_i^a \Delta t_i^b \quad (2.21)$$

onde  $H_{L1}$ , a primeira forma de integração Lagrangiana do índice hemolítico no presente trabalho, segue a forma da integração direta.

Uma segunda solução proposta por [Grigioni et al. \(2005\)](#) foi a integração da derivada de [Equação 2.21](#), na forma da [Equação 2.22](#),

$$H_{L2} = \sum_{i=1}^N b C \tau^a t^{b-1} \Delta t \quad (2.22)$$

onde  $H_{L2}$  é definido como índice hemolítico calculado pelo método. Uma falha do modelo é não levar em conta o dano prévio sofrido pelas hemácias (i.e., a hemoglobina livre no sangue fisicamente reduz a taxa de liberação de mais hemoglobina).

<sup>7</sup> Linhas de trajetória são coincidentes com linhas de corrente para escoamentos em regime estacionário.

Baseado nos estudos de [Garon e Farinas \(2004\)](#), também é proposto o  $H_{L3}$ , uma terceira forma de integração do índice hemolítico, conforme a [Equação 2.23](#)

$$H_{L3} = C \left( \sum_{i=1}^N \tau_i^{\frac{a}{b}} \Delta t \right)^b \quad (2.23)$$

que possui a propriedade de reproduzir o comportamento do índice hemolítico linearizado para um escoamento com tensão uniforme nas linhas de trajetória, porém possui a mesma limitação do  $H_{L2}$  quanto ao histórico da hemólise.

Baseado na mesma lei de potência da [Equação 2.22](#), [Grigioni et al. \(2005\)](#) também propuseram um procedimento para levar em conta o histórico da hemólise. Primeiramente é definido a dose mecânica  $D_i$  para cada passo de tempo  $i$ , conforme a [Equação 2.24](#),

$$D_i = \tau_i^{\frac{a}{b}} \Delta t_i \quad (2.24)$$

e, tomando sua derivada temporal, o acúmulo do dano a cada passo de tempo é expresso pela [Equação 2.25](#),

$$H_{L4} = \sum_{i=1}^N bC \left[ \sum_{j=1}^i \tau(t_j)^{\frac{a}{b}} \Delta t_j + D_i(t_0) \right]^{b-1} \tau(t_i)^{\frac{a}{b}} \Delta t_i \quad (2.25)$$

onde o termo entre colchetes representa toda dose mecânica  $D_i$  acumulada na trajetória até o instante  $i$ . Como a [Equação 2.23](#), ela reproduz os modelos Eulerianos para um escoamento com tensão uniforme.

[Goubergrits e Affeld \(2004\)](#) propuseram uma forma diferente de levantar o histórico de dano. Essa forma assume que a contribuição ao índice hemolítico no instante atual  $t + \Delta t$  é em função somente do dano no instante anterior  $t$ , independente de como esse dano surgiu. É definido o tempo efetivo  $t_e$  na [Equação 2.26](#) para essa correção,

$$t_e = \left[ \frac{H_{L5}(t)}{C\tau(t + \Delta t)^a} \right]^{\frac{1}{b}} \quad (2.26)$$

onde  $H_{L5}(t)$  é o índice hemolítico no instante anterior e  $H_{L5}(t + \Delta t)$  no instante atual, definido pela [Equação 2.27](#).

$$H_{L5}(t + \Delta t) = C\tau(t + \Delta t)^a (t_e + \Delta t)^b \quad (2.27)$$

## 2.4 Turbulência e hemólise

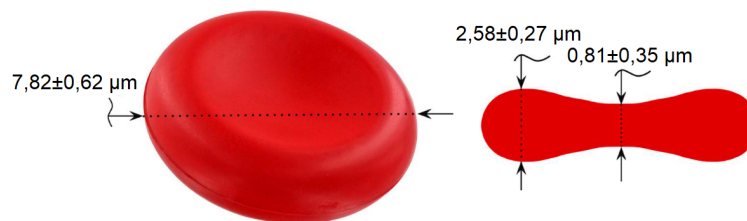
A falta de uma descrição física definitiva dos mecanismos de hemólise em um escoamento turbulento dificulta um método determinístico para sua previsão.

Já foi demonstrado que sob algumas condições os vetores normais do tensor viscoso chegam a ser maiores que suas componentes cisalhantes como, por exemplo, a tensão normal à jusante de válvulas cardíacas artificiais chega a ser o dobro da tensão cisalhante (NYGAARD et al., 1990; NYBOE et al., 2006).

Alguns trabalhos experimentais relacionaram diretamente as tensões de Reynolds com a hemólise, porém sem relações empíricas conclusivas, mostrando que ainda não é uma forma confiável de predição da hemólise (YEN et al., 2014; OZTURK; O'REAR; PAPAVALASSILIOU, 2016; JHUN et al., 2018).

Ainda não é bem compreendido como o tensor turbulento afeta diretamente as hemácias, devido sua dificuldade de mensuração, e mesmo modelos numéricos não conseguem simular com precisão seu valor. Mas as tensões normais e cisalhantes que ocorrem na fronteira dos vórtices de escalas dimensionais da ordem de grandeza das hemácias (Figura 8) podem ter uma relação com hemólise, conforme sugerido por Pinotti e Braile (1998) e Pinotti (2000) e aplicado ao escoamento de válvulas cardíacas em Faria (2000) e Pinotti e Faria (2006).

Figura 8 – Dimensões típicas de um hematócrito humano.



Fonte: Faghih (2019).

Ozturk, O'Rear e Papavassiliou (2015) relacionaram a influência do tamanho dos vórtices, onde valores menores que  $8 \mu\text{m}$  em um viscosímetro de Couette e  $10 \mu\text{m}$  em um tubo capilar foram definidos como limites para a hemólise, valores que correspondem à escala física das hemácias.

Inerentemente ao processo de turbulência está o conceito de formação de vórtices em diferentes escalas. Durante o processo de cascata de energia, a energia é transferida de vórtices maiores, com maior energia cinética (inercial) para vórtices menores. Esse processo continua até que se atinja as menores escalas possíveis no escoamento onde a dissipação viscosa da energia cinética domina (WHITE; CORFIELD, 2006). É possível estimar o tamanho dos menores vórtices pelo modelo de microescalas de Kolmogorov, definida pela Equação 2.28,

$$\eta = \left( \frac{\nu^3}{\varepsilon} \right)^{1/4} \quad (2.28)$$

onde  $\eta$  é a escala de comprimento,  $\nu$  a viscosidade cinemática e  $\varepsilon$  a taxa de dissipação da energia cinética turbulenta. Essa escala foi desenvolvida para um fluido contínuo, e sua aplicabilidade para partículas (e.g., hemácias) é questionada. Vale ressaltar que outros modelos podem ser sugeridos como formas alternativas à [Equação 2.28](#), como de microescalas de Taylor e escalas Batchelor, porém não se tem conhecimento de estudos aplicados à hemólise.

## 2.5 Filtros de linha arterial

A fase moderna da cirurgia cardíaca pode ser considerada a partir do advento da circulação extracorpórea. Essa tecnologia permitiu aos cirurgiões parar o coração, incisar suas paredes, examinar detalhadamente o seu interior e corrigir as lesões existentes sob visão direta. Esse dispositivo foi desenvolvido por pesquisadores na Alemanha (1885) e Estados Unidos (1931) de forma independente ([HURST; FYE; ZIMMER, 2003](#)). Um Circuito de Circulação Extracorpórea (CCE) é apresentado na [Figura 9](#).

Em um CCE, o sangue é desviado do sistema venoso até um reservatório, bombeado<sup>8</sup> através de um circuito que realiza sua oxigenação<sup>9</sup> e reinjetado no sistema arterial. Um filtro é instalado no final desse circuito, com função básica de reter êmbolos<sup>10</sup>, evitando isquemia<sup>11</sup> no paciente.

Os filtros devem ser montados como o último elemento da linha arterial para o paciente em um CCE. O dispositivo deve ser capaz de funcionar com fluxos de até 6  $L/min$ , com um volume de enchimento entre 180 e 260  $mL$ , área útil de filtração entre 500 e 1.800  $cm^2$  e porosidade de 40  $\mu m$ . Alguns fabricantes oferecem a opção de modelos com porosidade de 20  $\mu m$  que, contudo, oferecem mais resistência ao fluxo do sangue, aumentando o dano às hemácias. O balanço adequado entre uma grande área útil de filtração e um pequeno volume de enchimento é obtido pela acomodação do elemento filtrante no seu interior em várias configurações, das quais a mais comum é em “fole” de sanfona. A pressão da linha arterial medida no filtro é em torno de 120 a 130  $mmHg$  e a perda de carga máxima aceita é de cerca de 100  $mmHg$ , onde acima desses níveis é reportado hemólise acentuada ([SOUZA; ELIAS, 2006](#)).

A técnica de CFD é uma ferramenta apropriada para a investigação do escoamento em filtros arteriais. [Tung et al. \(2002\)](#) fez uma análise numérica da configuração das fibras do tecido de multifilamento usado como elemento filtrante, encontrando uma influência

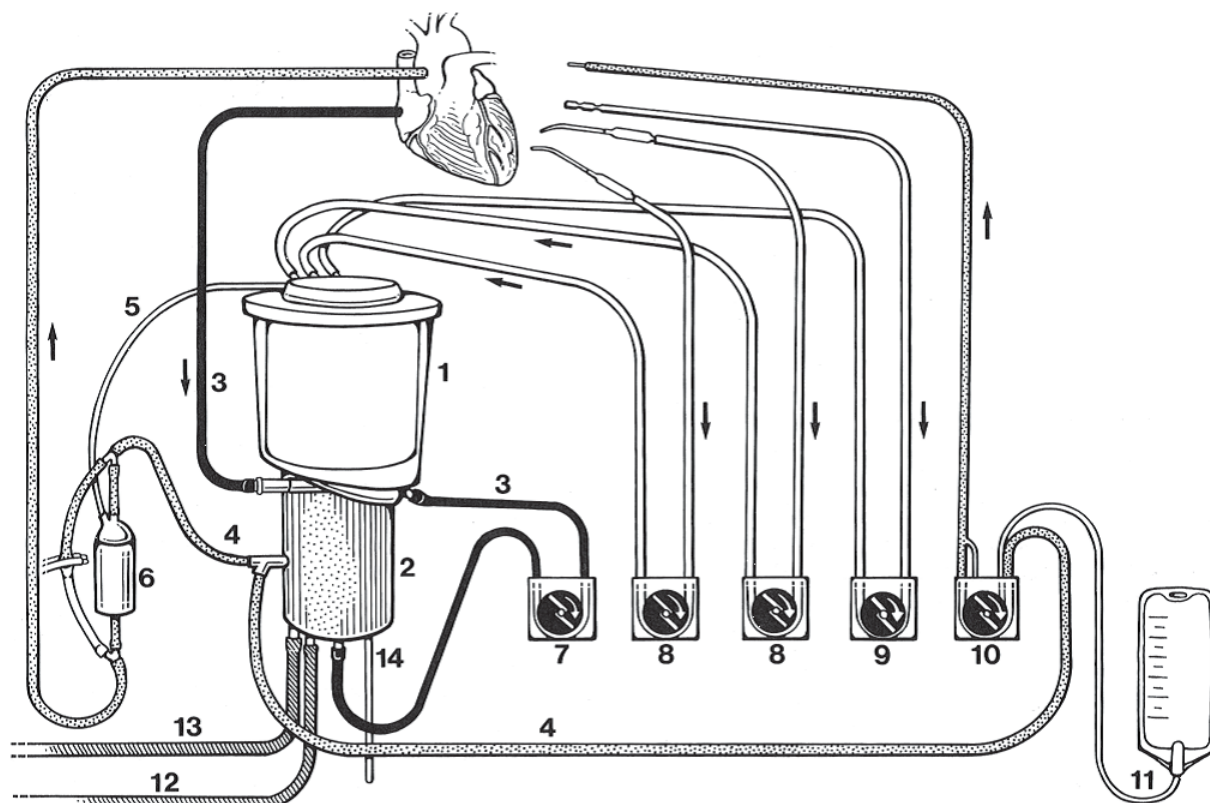
<sup>8</sup> O sangue é bombeado por uma bomba de roletes ou centrífuga.

<sup>9</sup> A oxigenação é realizada por um oxigenador tipo membrana ou de bolhas.

<sup>10</sup> Êmbolos são partículas que podem causar obstrução ou bloqueio súbito de um vaso sanguíneo (e.g., bolhas de ar, trombos, proteínas plasmáticas desnaturadas, partículas de plásticos dos oxigenadores, reservatórios e tubos, grumos de silicone, gotículas de gorduras e grumos de fibrina, e outros materiais estranhos ao sangue).

<sup>11</sup> Isquemia é a morte do tecido devido falta de oxigenação adequada.

Figura 9 – Esquema representativo de um circuito de circulação extracorpórea com oxigenador de membranas



1. reservatório; 2. oxigenador; 3. linha venosa; 4. linha arterial; 5. expurgo do filtro da linha arterial; 6. filtro de linha arterial; 7. bomba arterial; 8. bombas aspiradoras; 9. bomba de descompressão ventricular; 10. bomba de cardioplegia; 11. cardioplegia; 12. linha de entrada de água; 13. linha de saída de água; 14. linha de gás.

Fonte: Souza e Elias (2006).

entre tamanho dos poros e forma de compactação do tecido e a perda de carga. Fiore et al. (2009) usou o modelo DPM (do inglês *Discrete Phase Model*, Modelo de Fase Discreta) para o estudo da influência do diâmetro dos microêmbolos na eficiência de remoção de gases. Herbst e Najm (2012) e Herbst (2017) usaram análise computacional para a avaliação de um novo *design* baseado na captura e remoção de microêmbolos. Uma análise experimental de quatro *designs* de filtros foi feita por Huebner (2003) através de medições de perda de carga, visualização do escoamento por corante e medição do campo de velocidades por PIV e LDA que serviram como validação de modelos computacionais para a investigação do dano ao sangue por Oliveira et al. (2008), Arenales et al. (2009), Roca e Huebner (2010), Paula (2011) e mais recentemente por Almeida, Huebner e Viana (2019) e o presente trabalho.



## 3 Metodologia

A Fluidodinâmica Computacional (*Computational Fluid Dynamics*, CFD) é a análise de sistemas envolvendo escoamento de fluidos, transferência de calor e fenômenos associados através de modelos numéricos. Será focado nesse trabalho o Método dos Volumes Finitos (*Finite Volume Method*, FVM), um método de resolução numérica de equações diferenciais parciais de transporte em um volume de controle num meio contínuo (MALALASEKERA; VERSTEEG; SHARMA, 2007).

Como mencionado, o objetivo principal dessa dissertação é o uso da técnica de CFD para predição da hemólise em um filtro de linha arterial. Para atingir tal fim, foram seguidos as seguintes etapas:

- (a) Implementação de modelos hemolíticos baseados na tensão de cisalhamento viscosa e no formato de uma lei de potências (Equação 2.4) e a aplicação a dois modelos de credibilidade<sup>1</sup>: um escoamento com solução analítica (para a verificação<sup>2</sup> numérica do código) e um dispositivos médico genérico em forma de bocal (para a validação<sup>3</sup> dos modelos de hemólise);
- (b) Implementação de um modelo hemolítico baseado em propriedades turbulentas (Equação 2.28);
- (c) Implementação um modelo numérico do escoamento em um filtro de linha arterial, com verificação e validação (V&V) a partir de dados experimentais;
- (d) Finalmente, a aplicação dos modelos de hemólise definidos em (a) e (b) ao escoamento filtro definido em (c).

Os códigos CFD podem ser divididos em três fases principais, assim estruturados para descrever a metodologia aplicada no presente trabalho: pré-processamento (seção 3.1), processamento (seção 3.2) e pós-processamento (seção 3.3).

---

<sup>1</sup> A credibilidade de um modelo computacional se refere à confiança em sua capacidade preditiva. A confiança pode ser estabelecida através da coleção de evidências de atividades de credibilidade. O processo de estabelecer confiança inclui fazer a verificação e validação como evidência para dar apoio ao uso do modelo (ASME, 2018).

<sup>2</sup> Verificação é um processo puramente matemático usado para quantificar o erro numérico e não tem como objetivo o fenômeno real (i.e., ele mede quão bem o modelo computacional é resolvido numericamente) (ASME, 2009).

<sup>3</sup> Validação é um processo puramente físico para quantificar o erro de modelagem (i.e., quão bem o modelo físico representa a realidade) (ASME, 2009).



## 3.1 Pré-processamento

A fase de pré processamento consiste na implementação do problema de escoamento e sua transformação em uma aplicação de CFD, por meio de uma interface amigável ao operador e a subsequente transformação dessa entrada em uma forma adequada para uso pelo *solver*<sup>4</sup>. As atividades nessa fase envolveram a definição:

- das propriedades do fluido de trabalho (discutidas na [seção 2.1](#)), onde o sangue será considerado um fluido Newtoniano incompressível nesse trabalho;
- dos modelos geométricos, a geração das malhas, das condições de contorno e das atividades de credibilidade, tratados na [subseção 3.1.1](#).
- da modelagem dos fenômenos envolvidos: escoamento ([subseção 3.1.2](#)), turbulência ([subseção 3.1.3](#)) e meio poroso ([subseção 3.1.4](#)), além dos modelos hemolíticos baseados na tensão de cisalhamento e menores escalas turbulentas (definidos anteriormente nas Seções [2.3](#) e [2.4](#)).

### 3.1.1 Modelagem do domínio computacional

Essa seção define os três modelos computacionais em estudo, escolhidos para dar credibilidade aos modelos de hemólise e de escoamento no filtro. Para cada modelo foi definido:

- a **geometria** da região fluida (o domínio computacional);
- a **geração da malha**, através da divisão do domínio em subdomínios menores e sem sobreposição (os elementos ou volumes de controle), com a metodologia de verificação descrita no [Apêndice B](#);
- a especificação das **condições de contorno** apropriadas nas células que coincidem ou tocam nos limites do domínio;
- os **comparadores**<sup>5</sup> para atividades de V&V do escoamento em cada geometria.

<sup>4</sup> *Solver* é a aplicação que transforma os modelos matemáticos em equações algébricas discretizadas e resolve essas equações de forma numérica ([MALALASEKERA; VERSTEEG; SHARMA, 2007](#))

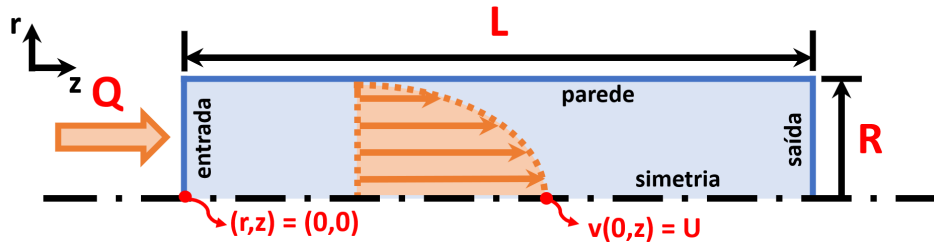
<sup>5</sup> Comparadores são dados usados como evidência para a validação do modelo computacional ([ASME, 2018](#)).

### 3.1.1.1 escoamento analítico

Os testes de um programa devem começar com problemas simples, que tenham soluções analíticas ou tabeladas, e por partes (MALISKA, 2013). Para a padronização da verificação dos modelos de hemólise baseados na lei de potências (Equação 2.4), soluções analíticas são sugeridas por Hariharan et al. (2015), conforme orientações da ASME (2009). Foi selecionado um escoamento de Hagen-Poiseuille para a avaliação numérica dos modelos apresentados na seção 2.3.

As dimensões do escoamento são de uma ordem de grandeza compatível com tubos usados em um CCE, conforme a Figura 10, onde o comprimento  $L = 0,05 \text{ m}$ , o raio  $R = 0,00635 \text{ m}$  ( $1/4 \text{ pol}$ ) e a velocidade máxima da parábola é  $U = 1,0 \text{ m/s}$ , correspondendo a uma vazão de  $Q = 0,00423 \text{ m}^3/\text{s}$  ( $4,23 \text{ L/min}$ ).

Figura 10 – Geometria do escoamento de Hagen-Poiseuille.



Fonte: o autor.

Foi gerada no *software ANSYS DesignModeler 2020R1* uma malha estruturada de 150 divisões no raio e 150 divisões no comprimento, totalizando 22.500 elementos. A massa específica usada foi  $\rho = 1060 \text{ kg/m}^3$  e a viscosidade  $\mu = 0,0035 \text{ Pa} \cdot \text{s}$ , conforme seção 2.1. Para as condições de contorno, foi definido na parede do tubo a condição de não deslizamento (i.e.,  $v(R, z) = 0$ ) e um eixo de simetria com  $v(0, z) = U$ . Na entrada e na saída foi imposto um perfil de velocidade  $v(r) = U [1 - (r^2/R^2)]$ .

Para a validação dos modelos, a hemólise total foi calculada analiticamente para o escoamento de Hagen-Poiseuille na Equação 3.1 (conforme a Equação 2.16).

$$H_{A,HP} = \frac{C}{\left(\frac{2}{3}RU\right)^b} L^b \left(\frac{2\mu U}{R^2}\right)^a \left(\frac{R^{\frac{a}{b}+1}}{\frac{a}{b}+1}\right)^b \quad (3.1)$$

Para a estimativa analítica da variação do índice hemolítico Lagrangiano linearizado para cada linha  $H'_{LA,i}$  com o raio  $r$ , 150 linhas de trajetória  $i$  idealizadas, coincidentes com o centroide das faces na entrada, foram calculadas diretamente pela Equação 2.14 conforme a Equação 3.2 a seguir,

$$H'_{LA,i}(r) = C^{\frac{1}{b}} \tau_i^{\frac{a}{b}} \frac{L}{u_i} = C^{\frac{1}{b}} \left(\frac{4\mu U}{R^2} r_i\right)^{\frac{a}{b}} \frac{L}{U \left[1 - \left(\frac{r_i^2}{R^2}\right)\right]} \quad (3.2)$$

onde  $L$  é o caminho percorrido nas trajetórias (constante na geometria),  $u_i$  a velocidade média e  $\tau_i$  a tensão de cisalhamento (constantes em cada linha).

Para a comparação entre os modelos Lagrangianos, estes serão relacionados com  $H_{L3}$ . Devido às condições ideais da malha e do escoamento, a razão entre  $H_{L1}$  e  $H_{L3}$  pode ser reduzida à [Equação 3.3](#) em função somente do número de passos de tempo  $N$  e da constante  $b$ ,

$$\frac{H_{L1}}{H_{L3}} = N^{1-b} \quad (3.3)$$

e a razão entre  $H_{L2}$  e  $H_{L3}$  simplificada na [Equação 3.4](#),

$$\frac{H_{L2}}{H_{L3}} = \frac{b}{N^b} \sum_{i=1}^N \frac{1}{i^{1-b}} \quad (3.4)$$

onde o somatório  $\sum 1/i^{1-b}$  pode estimado pela [Equação 3.5](#) para  $b \neq 0$  ([CHLEBUS, 2009](#)).

$$\sum_{i=1}^N \frac{1}{i^{1-b}} \approx \frac{(2-b)^b + N^b - 2}{2b} + \frac{1}{2} \quad (3.5)$$

Os modelos  $H_{L4}$  e  $H_{L5}$  são esperados seguirem a curva de  $H_{L3}$  para um índice hemolítico inicial nulo ([TASKIN et al., 2012](#)).

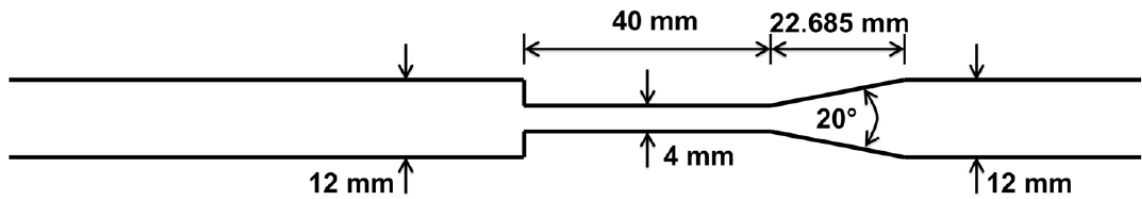
### 3.1.1.2 Bocal FDA

A necessidade de abordagens confiáveis para simulações numéricas é uma questão crítica para o desenvolvimento e otimização de dispositivos biomédicos cardiovasculares. O *Estudo Computacional Interlaboratório 1* foi um esforço internacional para avaliação do estado da arte em CFD para a área biomédica organizado pela FDA<sup>6</sup>. Foram criados *benchmarks* de dispositivos médico genéricos, em que um deles consiste num bocal com uma redução repentina no diâmetro numa extremidade de uma garganta e um cone na posição oposta, conforme a [Figura 11](#). A especificação do bocal, os resultados das simulações e validações experimentais do escoamento estão disponíveis em [NCI Hub Contributors \(2018\)](#) para consulta. Uma bibliografia selecionada para o estudo pode ser encontrada em [Hariharan et al. \(2011\)](#), [Stewart et al. \(2013\)](#), [Hariharan et al. \(2017\)](#), [Zmijanovic et al. \(2017\)](#) e [Malinauskas et al. \(2017\)](#).

A partir das especificações, foi modelada a geometria da região fluida do Bocal FDA no *ANSYS DesignModeler 2020R1* conforme [Figura 12](#), onde as extremidades foram estendidas em  $0,2 \text{ m}$  para o desenvolvimento completo do escoamento.

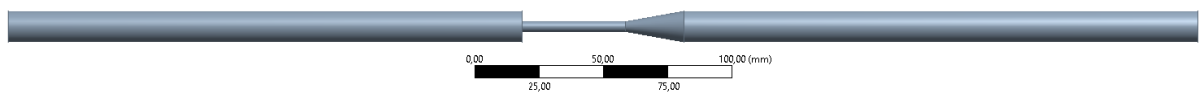
<sup>6</sup> *Food and Drug Administration* (Administração de Alimentos e Medicamentos), agência federal do Departamento de Saúde e Serviços Humanos dos Estados Unidos para a regulamentação do setor.

Figura 11 – Geometria do Bocal FDA.



Fonte: [NCI Hub Contributors \(2018\)](#).

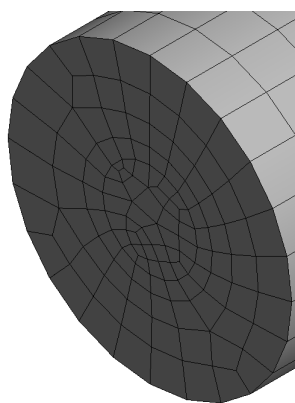
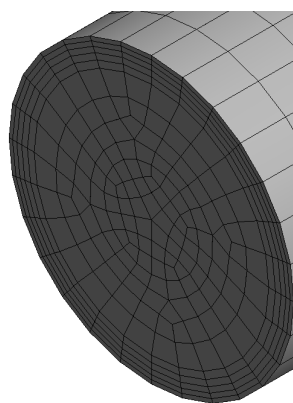
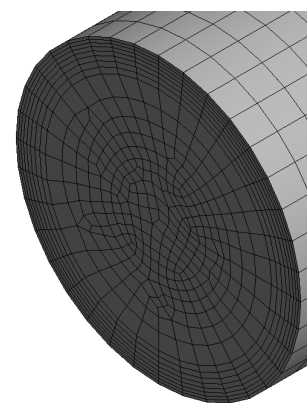
Figura 12 – Modelagem geométrica do Bocal FDA.



Fonte: o autor.

Conforme o teste de malha descrito no [Apêndice B](#), foram criadas três malhas sucessivamente refinadas no *ANSYS Meshing 2020R1*, das quais o número de elementos  $n$  é mostrado juntamente com cada plano de entrada na [Figura 13](#). O fator de refinamento ([Equação B.2](#)) para a Malha 2 foi de  $r_{21} = 1,46$  e para a Malha 3 de  $r_{32} = 1,55$ .

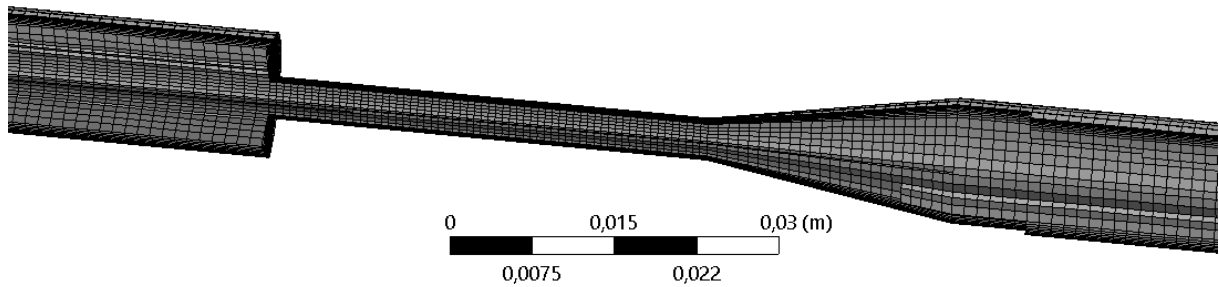
Figura 13 – Refinamento das malhas para o Bocal FDA no plano de entrada.

(a) Malha 1 ( $n = 18.068$ )(b) Malha 2 ( $n = 56.080$ )(c) Malha 3 ( $n = 207.662$ )

Fonte: o autor.

As malhas geradas foram não-estruturadas com elementos hexaédricos e refinadas próximo às paredes e no eixo central, demonstrado no corte da Malha 3 na [Figura 14](#). O refinamento foi feito de forma iterativa durante a simulação, conforme convergência dos resultados.

Figura 14 – Corte da Malha 3 do Bocal FDA.



Fonte: o autor.

As propriedades do sangue usadas foram  $\rho = 1056 \text{ kg/m}^3$  e  $\mu = 0,0035 \text{ Pa} \cdot \text{s}$ . Para as condições de contorno, foi definida a condição de não deslizamento para as paredes, um perfil paraboloide de velocidade para o plano de entrada e uma pressão nula para o plano de saída. As cinco vazões  $Q$  simuladas correspondem ao número de Reynolds na garganta da geometria  $Re_{gar}$ , relacionados na [Tabela 2](#).

Tabela 2 – Vazão  $Q$  correspondente ao número de Reynolds na garganta do Bocal FDA

$Q \text{ [m}^3/\text{s]}$	$Re_{gar}$
$5,21 \times 10^{-6}$	500
$2,08 \times 10^{-5}$	2.000
$3,64 \times 10^{-5}$	3.500
$5,21 \times 10^{-5}$	5.000
$6,77 \times 10^{-5}$	6.500

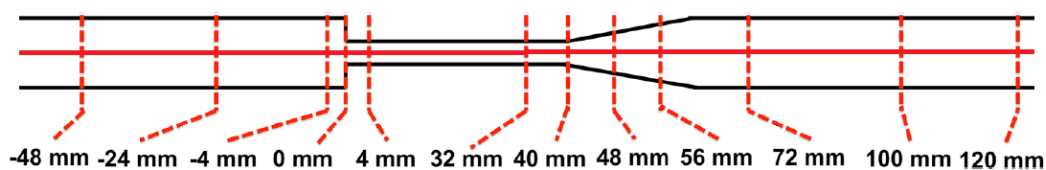
Fonte: [NCI Hub Contributors \(2018\)](#).

A escolha da faixa de número de Reynolds no experimento não foi por acaso: o  $Re_{gar}$  cobre o regime laminar, de transição e turbulento. A partir de trabalhos derivados do *Estudo Computacional Interlaboratório 1*, [Hariharan et al. \(2011\)](#) mostrou que existiu nas simulações uma inexatidão no tamanho e velocidade do jato na saída da garganta, que chegou a  $\sim 60\%$  para o regime transicional em  $Re_{gar} = 2000$ . [Malinauskas et al. \(2017\)](#) mostrou que principalmente para  $Re_{gar} = 2000$  a medição da velocidade no eixo teve grande variabilidade entre experimentos realizados em diferentes laboratórios, sendo especialmente

sensíveis às condições da entrada. [Stewart et al. \(2013\)](#) relacionou que a tensão de cisalhamento a jusante da garganta variou em duas ordens de magnitude, com diferenças em até 10 vezes mesmo em simulações que usaram os mesmos *software* e modelo de turbulência. Também constatou que assimetrias foram observadas nas simulações tridimensionais que não aparecem no escoamento nos experimentos, provavelmente de artefatos numéricos resultantes de malhas não estruturadas (e.g., tetraédricas) ou características associadas ao modelo de turbulência usado. [Zmijanovic et al. \(2017\)](#) constatou que após o descolamento da camada limite à jusante do jato, a formação e decaimento dos vórtices mostrou uma grande inconsistência entre as simulações, causada principalmente pelos métodos numéricos implementados no *solver* (e.g., tamanho da malha, esquema de integração temporal e passo de tempo) e perturbações na entrada do escoamento.

Para a validação do escoamento, foi usado o módulo das velocidade no eixo da geometria em 12 pontos, comparado com a média de 5 experimentos independentes, na localização descrita na [Figura 15](#). O valor das velocidades foi relacionado no [Anexo A](#), onde foram comparados com os resultados da simulação.

Figura 15 – Pontos de medição da velocidade axial do Bocal FDA.



Fonte: o autor.

Para a validação dos modelos hemolíticos, foi usada a correlação dos resultados de hemólise em 13 simulações independentes, relacionadas inicialmente em [Stewart et al. \(2009\)](#) e disponíveis em [NCI Hub Contributors \(2018\)](#). Os dados se encontram na comparação com os resultados da simulação na [Figura 25](#).

### 3.1.1.3 Filtro DMG FA-40

O objeto de estudo desse trabalho é o filtro de linha arterial modelo DMG FA-40 produzido pela *DMG Equipamentos Médicos Ltda*, demonstrado na [Figura 16](#). O corpo do filtro é em policarbonato transparente, com volume de enchimento entre 200 e 280 *mL*, e o elemento filtrante é constituído de monofilamento de poliéster com poros de 40  $\mu\text{m}$  e área de filtragem de cerca de 500  $\text{cm}^2$ . O conjunto do filtro dispõe de uma linha de *bypass* para o desvio do sangue caso o filtro precise ser isolado do sistema e uma linha para purga de gases ([DMG, 2015](#)).

Figura 16 – Filtro DMG FA-40.



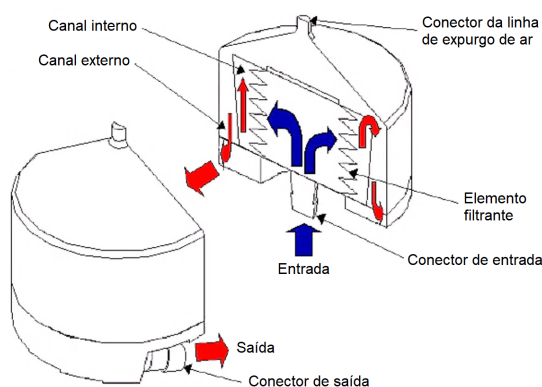
(a) Filtro com tubos de conexão.

(b) Detalhe do corpo do filtro.

Fonte: DMG (2015).

O escoamento no DMG FA-40 é demonstrado na Figura 17. O sangue vindo do CCE entra pelo conector de entrada na face inferior do filtro em sentido ascendente e passa em sentido radial pelo elemento filtrante. O sangue filtrado continua fluindo em sentido ascendente pelo canal interno até o canal externo, onde passa a escoar em sentido descendente numa trajetória helicoidal até o conector de saída na face inferior e tangencial ao corpo do filtro, de onde é reinfundido na circulação sistêmica do paciente.

Figura 17 – Escoamento no DMG FA-40.



Fonte: Huebner (2003).

A geometria do DMG FA-40 foi reproduzida no *SolidWorks 2020* a partir de medições diretas dos componentes do filtro. A zona fluida foi extraída no *ANSYS DesignModeler 2020R1*, onde o volume de controle foi dividido em três partes: zona de entrada, zona do elemento filtrante (com 1 mm de espessura) e zona de saída, conforme a Figura 18. Os planos de entrada e saída foram estendidos em 100 mm para possibilitar o desenvolvimento do escoamento, como demonstrado na Figura 19.

A partir do modelo geométrico, foram geradas três malhas refinadas de forma gradativa (conforme o Apêndice B), relacionadas em corte na Figura 20 com os respectivos



número de elementos  $n$ . O fator de refinamento (Equação B.2) da Malha 2 foi de  $r_{21} = 1,306$  e da Malha 3 de  $r_{32} = 1,328$ . As malhas geradas foram não uniformes, compostas de elementos tetraédricos e hexaédricos, e foram refinadas próximo às paredes e em regiões com maiores gradientes de velocidade, processo feito de forma simultânea com a simulação, julgando tempo de processamento e convergência dos resultados.

Figura 18 – Divisão das zonas fluidas do DMG FA-40.

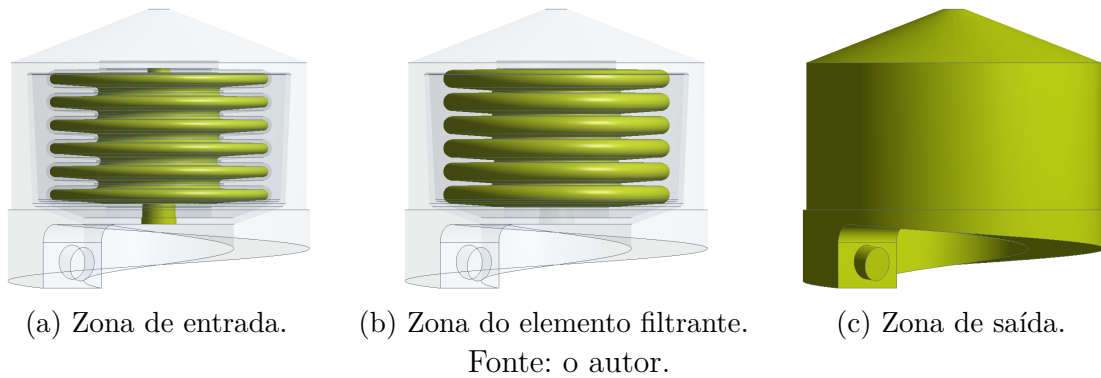
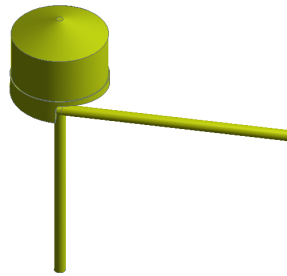
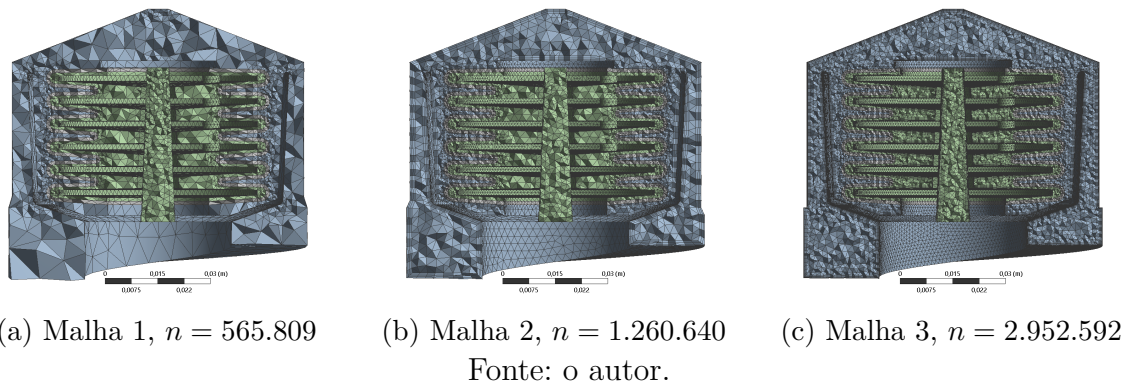


Figura 19 – Extensão dos planos de entrada e saída



Fonte: o autor.

Figura 20 – Comparação das malhas para o Bocal FDA.



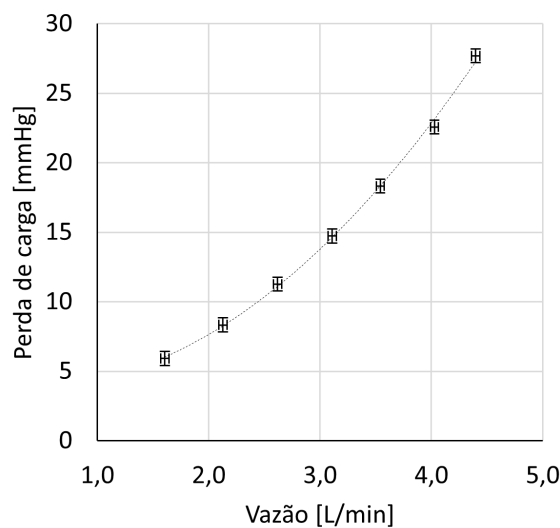
Para a validação da simulação no filtro DMG FA-40 foram usados três experimentos de Huebner (2003). Inicialmente, o fluido de trabalho utilizado foi estudado por Huebner, Pinotti e Souza (2001) e definido como uma mistura Newtoniana análoga ao sangue,



composta de solução aquosa com 40% de glicerina com densidade  $\rho = 1099,5 \pm 6,7 \text{ kg/m}^3$  e viscosidade  $\mu = 0,00382 \pm 0,00063 \text{ Pa} \cdot \text{s}$ . O comportamento reológico foi caracterizado com um viscosímetro de Couette, impondo taxas de deformação de 200, 500 e 1000  $\text{s}^{-1}$ , e a massa específica foi determinada usando um picnômetro e uma balança de precisão, ambos experimentos realizados a condições ambientes de  $25^\circ\text{C}$ .

O primeiro experimento usado para a validação da simulação no DMG FA-40 foi o levantamento da relação entre a vazão  $Q$  e a perda de carga  $\Delta P$  no filtro. Huebner (2003) construiu uma bancada de testes no Laboratório de Medidas Ópticas da *Università degli Studi di Ancona*, constituída de uma bomba de circulação extracorpórea, um reservatório, o filtro arterial, um medidor de vazão tipo turbina e um manômetro de mercúrio com resolução de 0,5  $\text{mmHg}$  (66,7  $\text{Pa}$ ), interligados por meio de tubos flexíveis. O procedimento de medida de perda de carga consistiu em variar a vazão do fluido de trabalho e observar a variação de pressão no filtro, de 1,5 a 4,5  $\text{L/min}$ , com incremento de 0,5  $\text{L/min}$ . Cada valor de vazão foi repetido cinco vezes. Os resultados foram relacionados na Figura 21, onde o maior erro da vazão foi de  $\pm 0,036 \text{ L/min}$ .

Figura 21 – Perda de carga experimental para o DMG FA-40.



Fonte: Huebner (2003).

A segunda atividade de credibilidade foi a visualização do escoamento por meio de injeção de corante por Huebner (2003) e Huebner e Paone (2003), técnica que fornece informações qualitativas das estruturas do escoamento. O fluido de trabalho utilizado em uma variação bancada anterior foi água pura a  $25^\circ\text{C}$  com uma vazão de 1,33  $\text{L/min}$ , correspondendo a uma vazão de 4,5  $\text{L/min}$  para uma solução aquosa com 40% de glicerina utilizando similaridade de Reynolds, assegurando a correlação das estruturas presentes no escoamento. Registros fotográficos da injeção de corante em quatro pontos no canal externo

estão comparadas com linhas de trajetória nos resultados da simulação na [Figura 28](#).

Por fim, o terceiro teste para comparação com o modelo numérico foi a medida do campo de velocidades em quatro planos do canal externo do DMG FA-40 a partir de velocimetria por imagens de partículas (PIV, *Particle Image Velocimetry*) por [Huebner \(2003\)](#) e [Huebner e Paone \(2003\)](#). A técnica de PIV se baseia na análise de imagens que registram o movimento de partículas inseedantes e, a partir de duas imagens sucessivas do escoamento, é medido o deslocamento de um grupo de partículas ao longo de um intervalo de tempo conhecido, de onde é possível inferir o módulo e a direção da velocidade através de um *software* de pós-processamento. As medições foram efetuadas em uma adaptação bancada descrita anteriormente, com vazão de 4,40 L/min, usando a solução aquosa de 40% glicerina. Os campos de velocidade estão relacionados com os resultados na [subseção 4.2.3](#) e no [Anexo B](#).

### 3.1.2 Modelo do escoamento

A conservação da massa é expressa em regime permanente pela [Equação 3.6](#),

$$\frac{\partial u_i}{\partial x_i} = 0 \quad (3.6)$$

onde  $u_i$  é a velocidade e  $x_i$  a coordenada na direção  $i$ .

As equações de Navier-Stokes com média de Reynolds (RANS, *Reynolds-averaged Navier-Stokes*), que exprimem a média temporal da quantidade de movimento, considerando um escoamento em regime permanente para um fluido Newtoniano e incompressível, e desconsiderando forças externas, podem ser expressas pela [Equação 3.7](#),

$$\frac{\partial \rho u_i u_j}{\partial x_j} = -\frac{\partial p}{\partial x_i} + \frac{\partial \tau_{ij}}{\partial x_j} - \frac{\partial \overline{\rho u'_i u'_j}}{\partial x_j} \quad (3.7)$$

sendo  $\rho$  a densidade do fluido,  $p$  a pressão,  $\tau_{ij}$  o tensor tensão viscosa e  $-\overline{\rho u'_i u'_j}$  o tensor de Reynolds, .

O termo  $\partial \tau_{ij} / \partial x_j$  pode ser reduzido à [Equação 3.8](#)

$$\frac{\partial \tau_{ij}}{\partial x_j} = \mu 2 S_{ij} \quad (3.8)$$

para um fluido Newtoniano incompressível, sendo  $\mu$  a viscosidade molecular do fluido e  $S_{ij}$  as componentes do tensor taxa de deformação, definido na relação da [Equação 3.9](#),

$$S_{ij} = \frac{1}{2} \left( \frac{\partial u_i}{\partial x_j} + \frac{\partial u_j}{\partial x_i} \right) \quad (3.9)$$

em que pode ser reduzido para um escalar  $S$  com o mesmo procedimento definido na [subseção 2.3.1](#) para a [Equação 3.8](#).

Para modelar o tensor de Reynolds a aproximação de Boussinesq pode ser usada conforme a [Equação 3.10](#),

$$-\overline{\rho u'_i u'_j} = \mu_t 2S_{ij} + \frac{2}{3} \rho \kappa \delta_{ij} \quad (3.10)$$

para um fluido incompressível, onde a viscosidade turbulenta  $\mu_t$  é introduzida como um fator de proporcionalidade dependente do escoamento e análogo a viscosidade molecular  $\mu$ .

O termo  $\frac{2}{3} \rho \kappa \delta_{ij}$  da [Equação 3.10](#) é definido como a pressão dinâmica turbulenta,  $\overline{u'}$  representa os componentes da flutuação de velocidade e  $\kappa$  é a energia cinética turbulenta, definida como na [Equação 3.11](#),

$$\kappa = \frac{1}{2} \overline{u'_i u'_i} = \frac{1}{2} (\overline{u'^2} + \overline{u'_j^2} + \overline{u'_k^2}) \quad (3.11)$$

Substituindo a [Equação 3.10](#) na [Equação 3.7](#) chegamos na relação da [Equação 3.12](#)

$$\frac{\partial \rho u_i u_j}{\partial x_j} = -\frac{\partial \hat{p}}{\partial x_i} + \frac{\partial}{\partial x_j} [(\mu + \mu_t) 2S_{ij}] \quad (3.12)$$

onde  $\hat{p} = p + \frac{2}{3} \rho \kappa$  é a pressão modificada, que inclui a pressão dinâmica turbulenta.

### 3.1.3 Modelo da turbulência

Devido à complexidade da descrição da turbulência, sua análise e quantificação provavelmente nunca será completa. Porém, graças às técnicas experimentais, hoje se conhece muito sobre sua estrutura e vários modelos matemáticos foram propostos, que vão desde correlações algébricas até a simulação transiente das equações completas de Navier-Stokes sem simplificações. Os modelos podem ser classificados conforme o número de equações que são adicionadas às relações de conservação da massa e quantidade de movimento ([WHITE; CORFIELD, 2006](#)).

Nesse trabalho foi usado o modelo  $\kappa$ - $\omega$  SST proposto por [Menter \(1994\)](#), usando 2 equações diferenciais para definir  $\mu_t$  na aproximação expressa na [Equação 3.12](#). Ele é um modelo híbrido do  $\kappa$ - $\omega$  padrão próximo às paredes e do  $\kappa$ - $\varepsilon$  na região turbulenta desenvolvida, devido à baixa performance do modelo  $\kappa$ - $\varepsilon$  nas regiões de camada limite com gradiente de pressão adverso próximo às paredes. Isso é possível através da relação entre a taxa de dissipação da energia cinética turbulenta  $\varepsilon$ , a energia cinética turbulenta  $\kappa$  e a taxa específica de dissipação<sup>7</sup>  $\omega$ , conforme representado como na [Equação 3.13](#),

$$\varepsilon = \kappa \omega \quad (3.13)$$

que, substituída nas equações diferenciais do modelo  $\kappa$ - $\varepsilon$ , resultam em um termo adicional de difusão cruzada em que são usados fatores de proporcionalidade para a transição entre os dois modelos de turbulência.

<sup>7</sup> da energia cinética turbulenta em energia térmica interna do fluido

Em regime permanente, desconsiderando efeitos de empuxo e outras fontes ou sumidouros de  $\kappa$  e  $\omega$ , o modelo é dado pelas equações diferenciais parciais 3.14 e 3.15,

$$\frac{\partial}{\partial x_i} (\rho \kappa u_i) = \frac{\partial}{\partial x_j} \left( \Gamma_\kappa \frac{\partial \kappa}{\partial x_j} \right) + G_\kappa - Y_\kappa \quad (3.14)$$

$$\frac{\partial}{\partial x_i} (\rho \omega u_i) = \frac{\partial}{\partial x_j} \left( \Gamma_\omega \frac{\partial \omega}{\partial x_j} \right) + G_\omega - Y_\omega \quad (3.15)$$

onde  $\Gamma$  representa a difusividade efetiva,  $G$  a geração e  $Y$  a dissipação das propriedades.

A difusividade efetiva é dada pelas Equações 3.16 e 3.17,

$$\Gamma_\kappa = \mu + \frac{\mu_t}{Pr_\kappa} \quad (3.16)$$

$$\Gamma_\omega = \mu + \frac{\mu_t}{Pr_\omega} \quad (3.17)$$

onde  $Pr_\kappa$  e  $Pr_\omega$  são os Números de Prandtl<sup>8</sup> para  $\kappa$  e  $\omega$  respectivamente, computados pelas Equações 3.18 e 3.19,

$$Pr_\kappa = \frac{1}{F_1/Pr_{\kappa,1} + (1 - F_1)/Pr_{\kappa,2}} \quad (3.18)$$

$$Pr_\omega = \frac{1}{F_1/Pr_{\omega,1} + (1 - F_1)/Pr_{\omega,2}} \quad (3.19)$$

com constantes  $Pr_{\kappa,1} = 1,176$ ,  $Pr_{\kappa,2} = 2,0$ ,  $Pr_{\omega,1} = 1,0$  e  $Pr_{\omega,2} = 1,168$ . O fator de acoplamento  $F_1$  é dado pelas Equações 3.20, 3.21 e 3.22,

$$F_1 = \tanh(\phi_1^4) \quad (3.20)$$

$$\phi_1 = \min \left[ \max \left( \frac{\sqrt{\kappa}}{0,09\omega y}, \frac{500\mu}{\rho y^2 \omega} \right), \frac{4\rho\kappa}{\sigma_{\omega,2} D_\omega^+ y^2} \right] \quad (3.21)$$

$$D_\omega^+ = \max \left( 2\rho \frac{1}{\sigma_{\omega,2}} \frac{1}{\omega} \frac{\partial \kappa}{\partial x_j} \frac{\partial \omega}{\partial x_j}, 10^{-10} \right) \quad (3.22)$$

onde  $y$  é a distância até a superfície mais próxima e  $D_\omega^+$  é uma função de acoplamento dos modelos  $\kappa$ - $\varepsilon$  e  $\kappa$ - $\omega$ .

A viscosidade turbulenta  $\mu_t$  é dada pela função limitadora representada na Equação 3.23,

$$\mu_t = \frac{\rho\kappa}{\omega} \frac{1}{\max \left( \frac{1}{\alpha^*}, \frac{SF_2}{\alpha_1\omega} \right)} \quad (3.23)$$

<sup>8</sup> Números de Prandtl é um adimensional que representa a difusão da quantidade de movimento e a difusão de quantidade de calor dentro do próprio fluido (WHITE; CORFIELD, 2006).

onde  $\alpha_1 = 0,31$  e  $\alpha^*$  é uma correção para baixos números de Reynolds dada pela [Equação 3.24](#),

$$\alpha^* = \alpha_\infty^* \left( \frac{\alpha_0^* + Re_t/R_\kappa}{1 + Re_t/R_\kappa} \right) \quad (3.24)$$

onde o número de Reynolds turbulento,  $Re_t$ , é definido na [Equação 3.25](#),

$$Re_t = \frac{\rho \kappa}{\mu \omega} \quad (3.25)$$

e o fator de acoplamento  $F_2$  pelas [Equações 3.26 e 3.27](#),

$$F_2 = \tanh(\phi_2^2) \quad (3.26)$$

$$\phi_2 = \max \left( 2 \frac{\sqrt{k}}{0,09\omega y}, \frac{500\mu}{\rho y^2 \omega} \right) \quad (3.27)$$

sendo as constantes  $R_\kappa = 6$ ,  $\alpha_\infty^* = \beta_i/3$  e  $\beta_i = 0,072$ .

A geração de  $\kappa$  é modelada como na [Equação 3.28](#),

$$G_\kappa = \mu_t S^2 \quad (3.28)$$

onde a taxa de deformação escalar  $S$  é definido a partir da [Equação 3.9](#), e geração de  $\omega$  como a [Equação 3.29](#)

$$G_\omega = \alpha \frac{\omega}{\kappa} G_\kappa \quad (3.29)$$

com a correção  $\alpha$  dada pela [Equação 3.30](#)

$$\alpha = \frac{\alpha_\infty}{\alpha^*} \left( \frac{\alpha_0 + Re_t/R_\omega}{1 + Re_t/R_\omega} \right) \quad (3.30)$$

onde  $\alpha_\infty^* = 1$ ,  $\alpha_\infty = 0,52$ ,  $\alpha_0 = 1/9$  e  $R_\omega = 2,95$ .

A dissipação de  $\kappa$  é dada pela relação da [Equação 3.31](#)

$$Y_\kappa = \rho \beta^* f_{\beta^*} \kappa \omega \quad (3.31)$$

onde  $f_{\beta^*}$  é dado pelas [Equações 3.32, 3.33, 3.34 e 3.35](#),

$$f_{\beta^*} = \begin{cases} 1 & \chi_\kappa \leq 0 \\ (1 + 680\chi_\kappa^2)/(1 + 400\chi_\kappa^2) & \chi_\kappa > 0 \end{cases} \quad (3.32)$$

$$\chi_\kappa \equiv \frac{1}{\omega^3} \frac{\partial \kappa}{\partial x_j} \frac{\partial \omega}{\partial x_j} \quad (3.33)$$

$$\beta^* = \beta_i^* [1 + \zeta^* F(M_t)] \quad (3.34)$$

$$\beta_i^* = \beta_\infty^* \left[ \frac{4/15 + (Re_t/R_\beta)^4}{1 + (Re_t/R_\beta)^4} \right] \quad (3.35)$$

com constantes  $\zeta^* = 1,5$ ,  $R_\beta = 0,8$ ,  $\beta_\infty^* = 0,09$  e a função de compressibilidade  $F(M_t) = 0$  para um fluido incompressível, tornando  $\beta^* = \beta_i^*$ .

E, finalmente, a dissipação de  $\omega$  é dada pelas relações expressas nas Equações 3.36, 3.37, 3.38, 3.39 e 3.40,

$$Y_\omega = \rho \beta f_\beta \omega^2 \quad (3.36)$$

$$f_\beta = \frac{1 + 70\chi_\omega}{1 + 80\chi_\omega} \quad (3.37)$$

$$\chi_\omega = \left| \frac{\Omega_{ij}\Omega_{jk}S_{ki}}{(\beta_\infty^*\omega)^3} \right| \quad (3.38)$$

$$\Omega_{ij} = \frac{1}{2} \left( \frac{\partial u_i}{\partial x_j} - \frac{\partial u_j}{\partial x_i} \right) \quad (3.39)$$

$$\beta = \beta_i \left[ 1 - \frac{\beta_i^*}{\beta_i} \chi^* F(M_t) \right] \quad (3.40)$$

onde  $\beta = \beta_i$  para  $F(M_t) = 0$  e  $\beta_i$  é definido como na 3.41,

$$\beta_i = F_1\beta_{i,1} + (1 - F_1)\beta_{i,2} \quad (3.41)$$

com constantes  $\beta_{i,1} = 0,075$  e  $\beta_{i,2} = 0,0828$ .

### 3.1.4 Modelo do meio poroso

Na modelagem computacional, o meio poroso pode ser considerado uma região fluídica que contém material sólido de espaços intersticiais pequenos demais para serem discretizados por uma malha. Ele gera resistência ao escoamento, que se manifesta como uma perda de carga direcional. Esta perda de carga pode ser uma função da velocidade local do escoamento. Isso é possível através da introdução de um termo fonte quadrático  $S_i$  na Equação 3.7, desconsiderando os termos turbulentos, conforme a Equação 3.42,

$$\frac{\partial \rho u_i u_j}{\partial x_j} = -\frac{\partial p}{\partial x_i} + \frac{\partial \tau_{ij}}{\partial x_j} = -S_i \quad (3.42)$$

onde  $S_i$  é definido como na Equação 3.43,

$$S_i = \frac{1}{\alpha} \mu u_i + \frac{1}{2} C_2 \rho |\vec{u}| u_i \quad (3.43)$$

conhecida como lei de Darcy-Forchheimer para meios porosos, onde  $\alpha$  é definido como a permeabilidade e  $C_2$  o fator de resistência inercial do meio.

Desconsiderando o termo viscoso (i.e., o tensor deviatórico) na [Equação 3.42](#) e aproximando o gradiente de pressão para  $-\partial p/\partial x_i \approx -\Delta P_{fil}/\Delta m$ , onde  $\Delta m$  é a espessura e  $\Delta P_{fil}$  a perda de carga do elemento filtrante, podemos chegar à uma relação simplificada na [Equação 3.44](#),

$$\Delta P_{fil} = K_1 \bar{u}_{fil} + K_2 \bar{u}_{fil}^2 \quad (3.44)$$

onde  $\bar{u}_{fil}$  é a velocidade média no filtro e as constantes  $K_1 = (\mu/\alpha)\Delta m$  e  $K_2 = (C_2\rho/2)\Delta m$ . Essa relação pode ser comparada com medidas experimentais de vazão  $Q_{exp}$ , e de perda de carga total experimental  $\Delta P_{exp}$ , para inferir os valores de  $\alpha$  e  $C_2$  através do ajuste da curva para  $K_1$  e  $K_2$ . A velocidade média do filtro pode ser estimada por sua área superficial média  $\bar{A}_{fil}$  como na [Equação 3.45](#),

$$\bar{u}_{fil} = \frac{Q_{exp}}{\bar{A}_{fil}} \quad (3.45)$$

e o  $\Delta P_{fil}$  pode ser calculado de forma iterativa, descrita a seguir. Primeiro é simulado o escoamento sem resistências viscosa e inercial no meio poroso (i.e.,  $\alpha \rightarrow \infty$  e  $C_2 = 0$ ). Com os valores da perda de carga numérica na zona de entrada  $\Delta P_{ent}$  e na zona de saída  $\Delta P_{sai}$  (zonas estas definidas para o filtro na [Figura 18](#)), é possível estimar  $\Delta P_{fil}$  pela relação expressa na [Equação 3.46](#).

$$\Delta P_{exp} = \Delta P_{ent} + \Delta P_{fil} + \Delta P_{sai} \quad (3.46)$$

As constantes  $\alpha$  e  $C_2$  extrapoladas geram uma mudança no escoamento na nova iteração da simulação devido a uma perda de carga diferente no elemento filtrante e novos  $\Delta P_{ent}$  e  $\Delta P_{sai}$ , sendo necessário uma nova simulação para um novo ajuste de  $K_1$  e  $K_2$  até convergência da [Equação 3.44](#).

## 3.2 Processamento

O processamento tem como objetivo a integração das equações governantes do escoamento sobre os volumes de controle do domínio. Isso é possível através da discretização das equações integrais resultantes dos modelos em um sistema de equações algébricas, e da solução dessas equações em elementos discretos por um método iterativo. Os modelos implementados nessa fase foram de conservação da massa ([Equação 3.6](#)), conservação da quantidade de movimento ([Equação 3.7](#)), turbulência ([Equações 3.14](#) e [3.15](#)), meio poroso ([Equações 3.42](#) e [3.43](#)), além de um escalar para o índice hemolítico linearizado ([Equação 2.15](#)). A sistemática numérica será descrita a seguir, conforme [Malalasekera, Versteeg e Sharma \(2007\)](#) e ([Ansys Inc., 2020](#)).

As equações da conservação da quantidade de movimento mostram uma dependência da velocidade com pressão. Foi usado nesse trabalho foi o SIMPLEC, método desenvolvido por [Doormaal e Raithby \(1984\)](#), baseado no algoritmo SIMPLE de [Patankar \(1980\)](#), em

que resolve essas equações de maneira sequencial, onde um campo de pressão é obtido e corrigido pela conservação da massa. O SIMPLEC discretiza as equações de quantidade de movimento omitindo alguns termos menos significantes, o que aumenta sua velocidade de processamento apesar do mesmo número de equações resolvidas que o SIMPLE.

O fluxo líquido em cada volume de controle pode ter contribuições advectivas e difusivas. Para estimar o fluxo total em cada elemento o esquema de discretização *upwind* foi usado. Ele considera que direção de propagação da informação no fluxo é unidirecional, usando os valores a montante do fluxo para a função de interpolação.

As equações discretizadas definidas anteriormente foram resolvidas usando o Algoritmo de Matriz Tridiagonais (TDMA, *Tridiagonal Matrix Algorithm*). A solução para cada elemento da malha – representada em uma matriz diagonal com os valores dos elementos vizinhos – é feita linha a linha, usando uma eliminação Gaussiana simplificada para matrizes diagonais.

Como as equações usadas são não-lineares, coeficientes de sub-relaxação foram usados. Valores menores reduzem a velocidade de convergência da solução, porém diminui a oscilação do resíduo<sup>9</sup> das variáveis. O ajuste dos coeficientes de sub-relaxação deve ser feito de forma iterativa durante o processamento, ponderando o tempo de processamento com os limites máximos estipulados para os resíduos. Os valores iniciais foram 0,7 para a velocidade, 0,8 para as variáveis turbulentas e 0,5 para a equação de transporte de  $H'$ . O sistema foi considerado convergido com resíduos menores que  $10^{-3}$  para a velocidade e  $10^{-4}$  para as demais variáveis.

Os modelos foram implementados no *solver* ANSYS Fluent versão 2020 R1. O *hardware* usado foi um computador pessoal com 16 GB de RAM e processador Intel Core i5-6600 (3,30 GHz e 4 núcleos).

### 3.3 Pós-processamento

Na fase de pós-processamento ocorre a tradução dos resultados altamente detalhados do *solver* em um formato claro para o operador. Os resultados podem ser reportados de forma objetiva para avaliação e julgamento ou mesmo tratados para expressar grandezas derivadas das calculadas (MALALASEKERA; VERSTEEG; SHARMA, 2007).

Os resultados do presente estudo foram analisadas na aplicação *CFD Post 2020R1*, de onde foram extraídas as propriedades do escoamento necessárias para a V&V das três geometrias em estudo (i.e., o [Escoamento analítico](#), o [Bocal FDA](#) e o [Filtro DMG FA-40](#)). O modelo de vórtices da [Equação 2.28](#) e as implementações Eulerianas do modelo hemolítico da [Equação 2.4](#) foram calculados diretamente no pós-processador. Para os

<sup>9</sup> valor da assimetria das equações discretizadas em cada iteração



---

métodos Lagrangianos, linhas de trajetória representativas do escoamento foram exportadas do *solver* para integração numérica no *MATLAB R2020a* conforme modelos apresentados na [subseção 2.3.2](#).

## 4 Resultados e discussão

Esse capítulo relaciona os resultados do presente estudo. Na [seção 4.1](#) será demonstrado como foi definido a V&V das implementações numéricas do modelo hemolítico proposto por [Giersiepen et al. \(1990\)](#). Na [seção 4.2](#) será determinado como a simulação do escoamento filtro DMG FA-40 foi verificada numericamente e validada conforme experimentos de [Huebner \(2003\)](#). Por fim, na [seção 4.3](#) os modelos de hemólise definidos foram aplicados ao escoamento do filtro, além de um modelo adicional baseado em propriedades turbulentas.

### 4.1 Verificação e validação do modelo de hemólise mecânica

#### 4.1.1 Escoamento analítico

Para a verificação do modelo de hemólise baseado em experimentos em viscosímetros de Couette e em forma de lei de potências ([Equação 2.4](#)) foi usado um escoamento de Hagen-Poiseuille (com dimensões descritas na [Figura 10](#)). A presente análise tem como objetivo avaliar a consistência matemática das implementações numéricas sugeridas na [subseção 2.3.2](#) e sumarizadas na [Tabela 3](#).

Os resultados dos modelos anteriores foram relacionados na [Tabela 4](#) e comparados diretamente com a solução analítica definida na [Equação 3.1](#), em que o índice hemolítico analítico foi de  $H_{A,PH} = 1,989 \times 10^{-8}$ . Para a comparação direta entre os modelos Eulerianos e Lagrangianos, a relação de linearização da [Equação 2.20](#) foi usada na primeira coluna. Como dito anteriormente, o escoamento foi discretizado em uma malha estruturada de 150 por 150 elementos. Para os cálculos Lagrangianos, 150 trajetórias iniciadas no centroide de cada elemento do plano de entrada foram usadas, com 150 passos de tempo cada.

Devido às condições ideais do escoamento, o cálculo do *GCI* ([Equação B.6](#)) foi julgado desnecessário, uma vez que a malha de 25.500 elementos resultou na diferença máxima com o resultado analítico de 1% na linearização (excluindo *L1*). Os resíduos chegaram à ordem de  $10^{-22}$ , faixa correspondente ao erro de ponto flutuante de precisão simples ([IEEE Computer Society, 2008](#)).

A escolha da constante  $b$  é fundamental para a consistência dos modelos. Conforme [Hariharan et al. \(2015\)](#), a medida que  $b \rightarrow 1$  os resultados Eulerianos e Lagrangianos convergem assintoticamente para os mesmos valores. Para  $b = 0,785$ , os modelos Eulerianos sobrestimaram a hemólise em cerca de 27%, como esperado.

Tabela 3 – Modelos para implementação numérica da [Equação 2.4](#)

Modelo	Formulação	Equação
E1 <sup>a</sup>	$H_{E1} = \frac{C}{Q^b} \left( \sum_{i=1}^N \tau_i^{\frac{a}{b}} \Delta V_i \right)^b$	(2.17)
E2 <sup>b</sup>	$H_{E2} = \left( \sum_{i=1}^N H'_i \dot{m}_i / \sum_{i=1}^N \dot{m}_i \right)^b$	(2.18)
L1 <sup>c</sup>	$H_{L1} = \sum_{i=1}^N C \tau_i^a \Delta t_i^b$	(2.21)
L2 <sup>c</sup>	$H_{L2} = \sum_{i=1}^N b C \tau_i^a t_i^{b-1} \Delta t$	(2.22)
L3 <sup>c</sup>	$H_{L3} = C \left( \sum_{i=1}^N \tau_i^{\frac{a}{b}} \Delta t \right)^b$	(2.23)
L4 <sup>c</sup>	$H_{L4} = \sum_{i=1}^N b C \left[ \sum_{j=1}^i \tau(t_j)^{\frac{a}{b}} \Delta t_j + D_i(t_0) \right]^{b-1} \tau(t_i)^{\frac{a}{b}} \Delta t_i$	(2.25)
	$D_i = \tau_i^{\frac{a}{b}} \Delta t_i$	(2.24)
L5 <sup>c</sup>	$H_{L5}(t + \Delta t) = C \tau(t + \Delta t)^a (t_e + \Delta t)^b$	(2.27)
	$t_e = [H_{L5}(t) / (C \tau(t + \Delta t)^a)]^{\frac{1}{b}}$	(2.26)

<sup>a</sup>integração no volume de controle.

<sup>b</sup>integração da [Equação 2.14](#) no plano de saída do volume de controle.

<sup>c</sup>integração em cada trajetória e ponderado conforme a [Equação 2.19](#).

Fonte: o autor.

Tabela 4 – Relação de  $H$  para o escoamento de Hagen-Poiseuille.

	Linearizado		Ponderado	
E1	$1,989 \times 10^{-8}$	0,0%	$1,989 \times 10^{-8}$	0,0%
E2	$1,989 \times 10^{-8}$	0,0%	$1,989 \times 10^{-8}$	0,0%
L1	$5,847 \times 10^{-8}$	193,9%	$4,291 \times 10^{-8}$	115,7%
L2	$1,973 \times 10^{-8}$	-0,8%	$1,448 \times 10^{-8}$	-27,2%
L3	$1,991 \times 10^{-8}$	0,1%	$1,461 \times 10^{-8}$	-26,6%
L4	$1,973 \times 10^{-8}$	-0,8%	$1,448 \times 10^{-8}$	-27,2%
L5	$1,980 \times 10^{-8}$	-0,4%	$1,454 \times 10^{-8}$	-26,9%

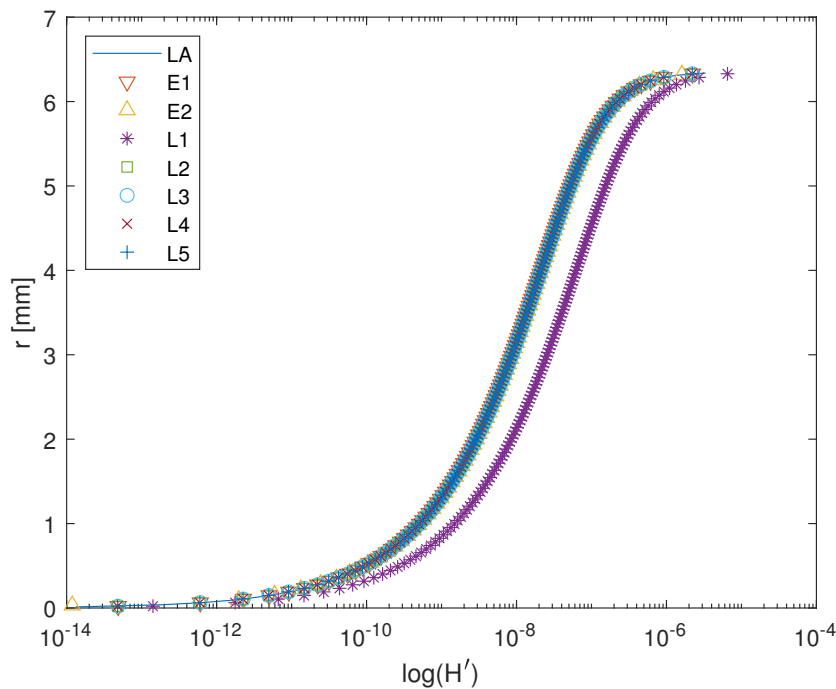
\*o erro correspondente a  $H_{A,PH} = 1,989 \times 10^{-8}$

Fonte: o autor.

Comparando os modelos Lagrangianos com  $H_{L3}$ , usando  $b = 0,785$  e  $N = 150$  nas Equações 3.3 e 3.4, chegamos analiticamente à  $H_{L1}/H_{L3} = 2,9367$  e  $H_{L2}/H_{L3} = 0,9907$ . Com os resultados numéricos relacionados na Tabela 4, essa relação é de  $H_{L1}/H_{L3} = 2,9370$  e  $H_{L2}/H_{L3} = 0,9911$ , o que adiciona confiabilidade à implementação dos modelos. Vale ressaltar que o modelo L2 correspondeu numericamente aos resultados devido ao valor de  $b$  e  $N$ , porém conforme a relação expressa na Equação 3.4, esse não é sempre o caso. Quanto aos modelos L4 e L5 que levam em conta o histórico da hemólise no sangue, para uma hemólise inicial nula (i.e.,  $D_0 = 0$  para o  $H_{L4}(0)$  e  $H_{L5}(0) = 0$ ) seguem o mesmo comportamento que o modelo L3.

Continuando a investigação, uma análise foi feita através da relação entre o índice hemolítico linearizado e o raio na saída da geometria, demonstrado na Figura 22. Para os modelos Eulerianos, foi integrado uma faixa de  $1 \times 150$  elementos, correspondendo a cada uma das linhas. Os modelos Lagrangianos foram calculados diretamente para cada linha como descrito na Tabela 3.

Figura 22 – Comparação do perfil dos modelos linearizados de hemólise na saída do escoamento analítico.



Fonte: o autor.

Com isso, são feitas as seguintes observações:

- (a) Modelo L1 foi o único que não seguiu a curva analítica para as condições do problema, sobrestimando a hemólise.
- (b) O L2 apresentou comportamento consistente, porém foi devido às condições impostas ao problema, conforme [Equação 3.4](#).
- (c) O modelo Lagrangiano  $L3$  linearizado é consistente com os modelos Eulerianos  $E1$  e  $E2$  devido sua formulação equivalente.
- (d) Os modelos  $L4$  e  $L5$  seguiram a curva analítica e acompanharam numericamente o modelo  $L3$ .

Desse modo, os modelos de integração do modelo hemolítico variaram entre si dependendo de problemas inerentes em seu formato, das constantes do modelo de lei de potências e da discretização do tempo de residência. O escoamento ideal analisado ajudou a avaliar algumas diferenças intrínsecas entre alguns modelos Eulerianos e Lagrangianos encontrados na literatura e também verificou a implementação numérica dos modelos no presente trabalho.

#### 4.1.2 Bocal FDA

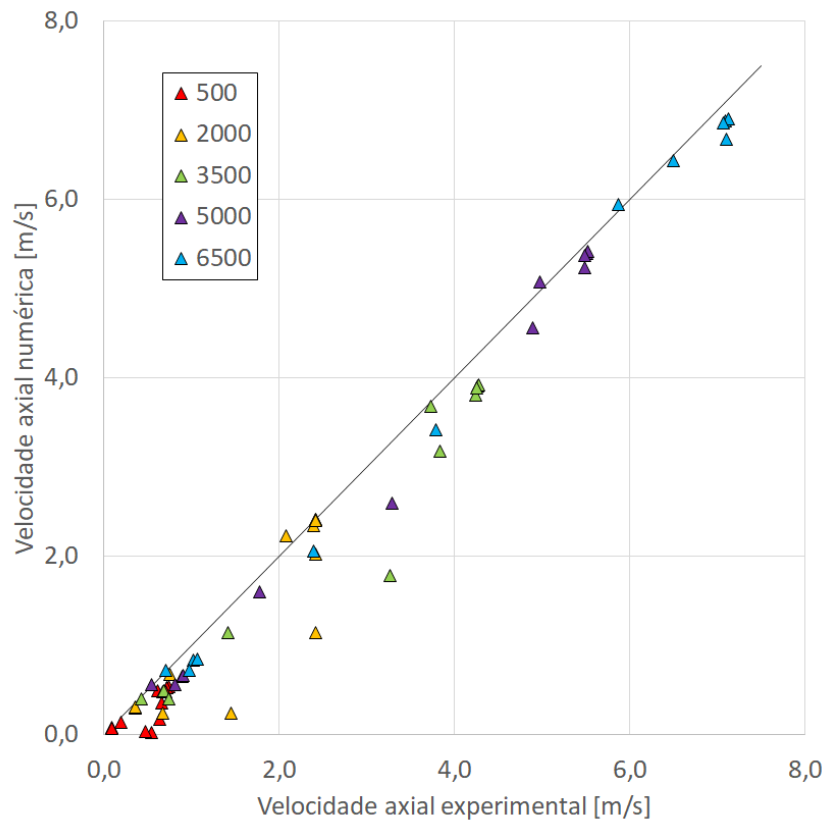
Para a validação dos modelos hemolíticos definidos na [subseção 2.3.2](#) foi utilizado o modelo de um equipamento médico idealizado no formato de um bocal definido na [subseção 3.1.1.2](#).

Inicialmente, o escoamento nas três malhas mostradas na [Figura 13](#) foi resolvido numericamente conforme o [Capítulo 3](#) nas cinco vazões definidas na [Tabela 2](#), sendo essas vazões caracterizadas pelo número de Reynolds na garganta da geometria  $Re_{gar}$ . O escoamento resultante foi analisado na [Figura 23](#), através da comparação do módulo da velocidade axial numérica e experimental nos doze pontos indicados na [Figura 15](#). O GCI ([Equação B.6](#)) da Malha 3 e o  $RM_{95\%}$  ([Equação C.3](#)) dos cinco escoamentos foram omitidos para melhor visualização do gráfico, sendo relacionados no [Anexo A](#).

Na [Tabela 5](#) são correlacionados os resultados experimentais e numéricos anteriores através do  $R^2$  ([Equação C.4](#)). A análise CFD mostrou nos regimes laminar e de transição uma baixa correlação com os experimentos, porém o modelo de turbulência  $\kappa$ - $\omega$  SST no formato usado é recomendado para uso em regime turbulento desenvolvido ([Ansys Inc., 2020](#)). Para a faixa de regime turbulento, a correlação  $R^2 \approx 1$ , mostrando uma boa representação dos experimentos. A análise das simulações numéricas do escoamento do Bocal FDA no estudo interlaboratorial mostrou que o campo de velocidade, mesmo em um modelo simples de fluxo constante, pode apresentar diversas dificuldades já que

muitas das simulações foram incapazes de prever com precisão as propriedades na zonas de recirculação a jusante da garganta, conforme discutido na [subseção 3.1.1.2](#). Com isso o escoamento foi considerado suficiente para a análise dos modelos hemolíticos.

Figura 23 – Comparação da velocidade axial experimental com a numérica para o Bocal FDA nas cinco vazões simuladas.



Fonte: o autor.

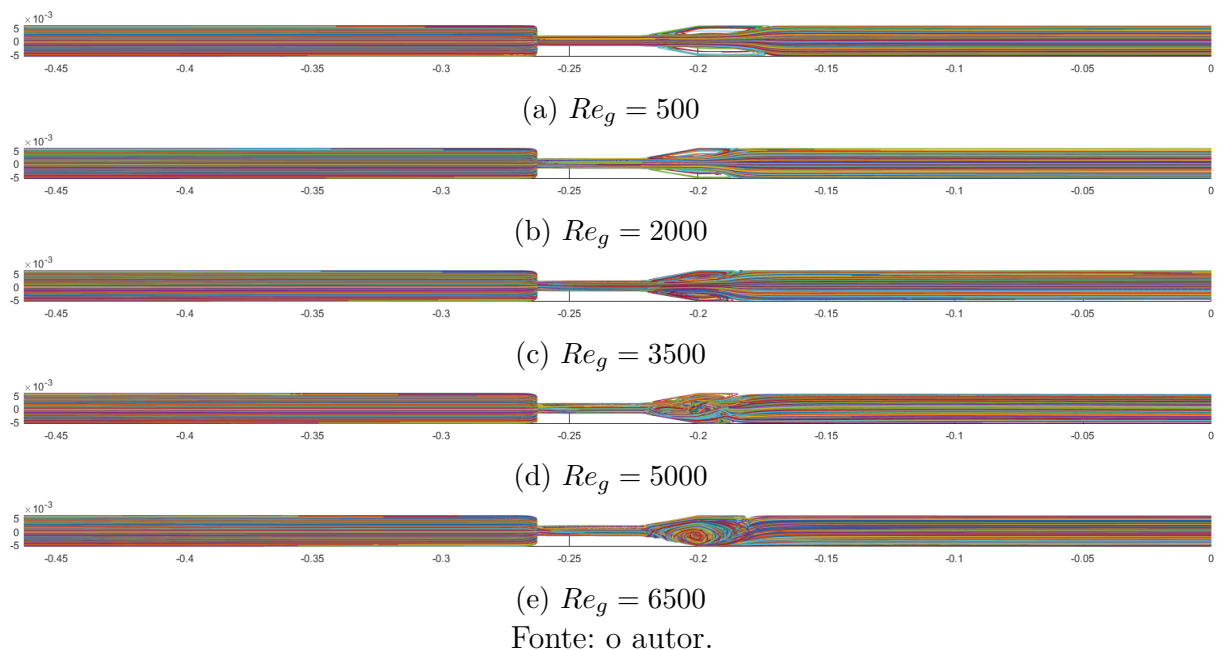
Tabela 5 – Correlação entre os resultados numéricos e os experimentais para o Bocal FDA.

	$Re_{gar}$	$R^2$
Regime laminar	500	0,5436
Regime de transição	2000	0,7655
Regime turbulento	3500	0,9493
Regime turbulento	5000	0,9924
Regime turbulento	6500	0,9972

Fonte: o autor.

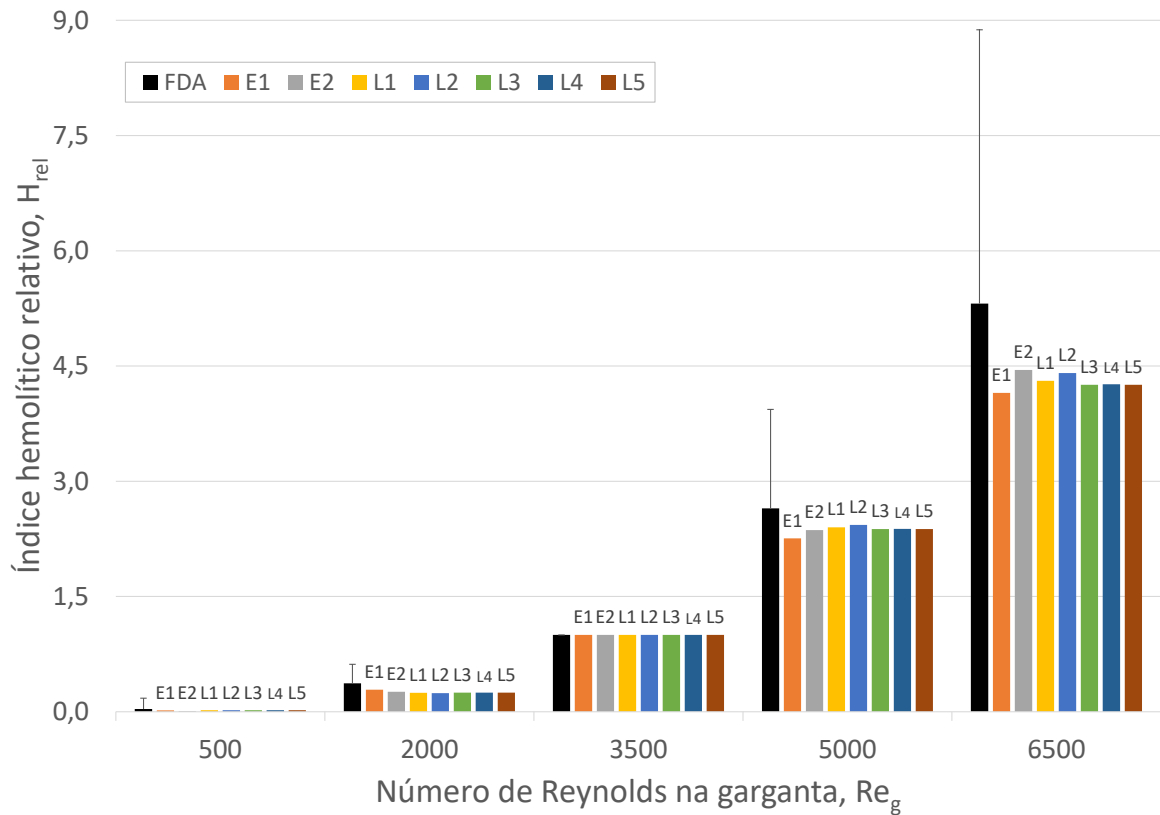
A partir do escoamento numérico definido para o Bocal FDA, foi calculado no pós-processamento o índice hemolítico conforme sumarizado na Tabela 3. Para os modelos Lagrangianos, 600 linhas de trajetória foram definidas para as cinco vazões, demonstradas na Figura 24, onde é possível observar a formação e crescimento de dois vórtices simétricos a jusante da garganta formando uma área de recirculação, levando a necessidade de limitar o número de passos de tempo em cada vazão pois algumas trajetórias ficaram presas nos vórtices, sobrestimando o resultado de hemólise.

Figura 24 – Trajetórias usadas para o cálculo dos índices hemolíticos lagrangianos no Bocal FDA.



O resultado das implementações se encontra na Figura 25. Foi usado o índice hemolítico relativo  $H_{rel}$ , normalizado para  $Re_{gar} = 3000$ , devido a grande variabilidade entre as simulações interlaboratoriais de hemólise. A correspondência dos resultados do presente trabalho nas cinco vazões mostra que os sete modelos hemolíticos foram implementados de forma coerente com a bibliografia, podendo ser usados, então, para a estimativa de hemólise no filtro DMG FA-40.

Figura 25 – Comparação do índice hemolítico relativo no Bocal FDA da presente simulação com os resultados do *Estudo Computacional Interlaboratório 1*



Fonte: o autor.

## 4.2 Verificação e validação do modelo do escoamento no DMG FA-40

Para a estimativa da hemólise no filtro definido na [subseção 3.1.1.3](#), primeiro foi desenvolvido um modelo numérico para o escoamento, apresentado a seguir.

### 4.2.1 Perda de carga

Através da sistemática discutida na [subseção 3.1.4](#), foi ajustado os fatores de permeabilidade  $\alpha$  e resistência inercial  $C_2$  da [Equação 3.43](#) para corresponder a curva de perda de carga experimental levantada por Huebner (2003) demonstrada na [Figura 21](#). Os valores encontrados foram de  $\alpha = 1,30 \times 10^{-11} m^2$  e  $C_2 = 3,35 \times 10^8 m^{-1}$ , correspondendo aos resultados de perda de carga numérica no filtro relacionados a seguir na [Tabela 6](#) e plotados os com valores experimentais na [Figura 26](#).

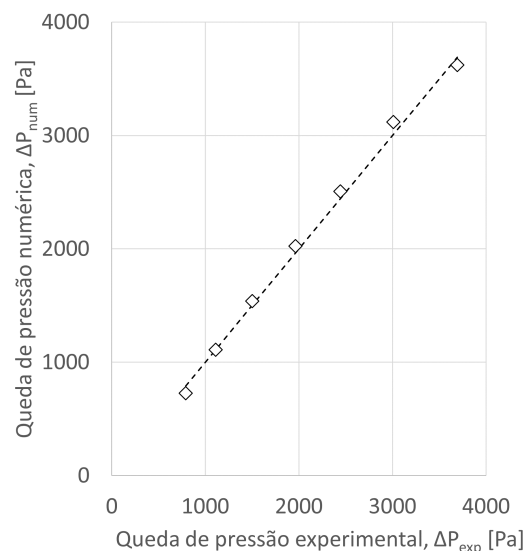


Tabela 6 – GCI absoluto para o DMG FA-40.

Q L/min	$\Delta P_{EXP}$ Pa	$\Delta P_{M1}$ Pa	$\Delta P_{M2}$ Pa	$\Delta P_{M3}$ Pa	p	Erro Pa
1,61	789,1	726,2	725,7	723,3	6,2	0,8
2,13	1110,7	1108,9	1109,8	1111,8	3,1	1,5
2,62	1502,3	1539,2	1539,4	1550,2	16,0	0,2
3,11	1963,4	2023,5	2028,5	2050,1	5,6	8,1
3,54	2442,7	2506,5	2513,9	2545,6	5,6	12,1
4,03	3008,0	3119,2	3122,8	3165,0	9,3	5,8
4,40	3690,9	3621,0	3625,8	3679,2	9,1	7,9

Fonte: o autor.

Figura 26 – Perda de carga experimental e numérica para o DMG FA-40.



Fonte: o autor.

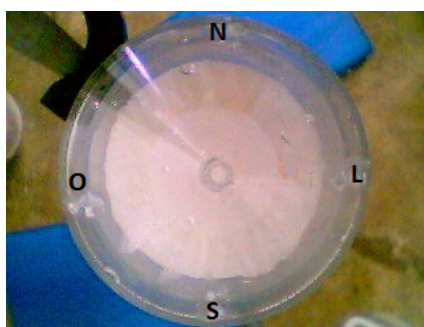
O maior GCI ([Equação B.6](#)) encontrado foi de 1,0% e o quadrado do coeficiente de Pearson ([Equação C.4](#)) foi de  $R^2 = 0,9960$ , demonstrando o bom ajuste da curva de perda de carga da simulação.

Esse processo é um exemplo de calibração da simulação, que pode ser descrito nesse trabalho como o procedimento de otimização das variáveis  $\alpha$  e  $C_2$  para maximizar a correspondência com a curva experimental  $Q_{exp} \times \Delta P_{exp}$ . Conforme [Oberkampf \(2010\)](#), a calibração pode ser usada para ajuste do modelo computacional, porém uso do procedimento para validação é questionável, sendo necessários outros parâmetros para dar confiabilidade aos resultados de uma simulação.

## 4.2.2 Visualização do escoamento

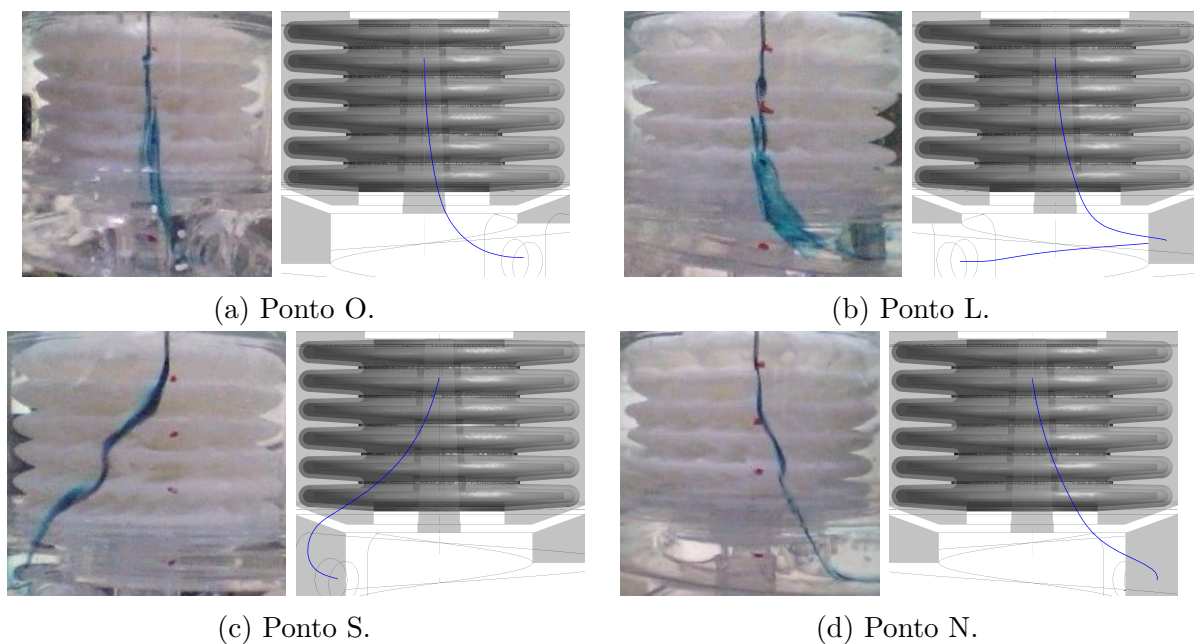
A visualização do escoamento desempenha um papel importante na compreensão dos fenômenos hidrodinâmicos, fornecendo informações qualitativas do escoamento. Conforme experimento descrito na [subseção 3.1.1.3](#), foi usada a técnica de injeção de corante nos pontos definidos na [Figura 27](#) e comparados com linhas de trajetória do escoamento numérico na [Figura 28](#). Pode ser observado que a simulação reproduziu o movimento helicoidal do fluido no canal externo, seguindo em direção ao conector de saída tangencial ao corpo do filtro.

Figura 27 – Pontos de injeção do corante no DMG FA-40.



Fonte: o autor.

Figura 28 – Comparação da técnica experimental de injeção de corante com linhas de trajetória do escoamento numérico no canal externo do DMG FA-40.

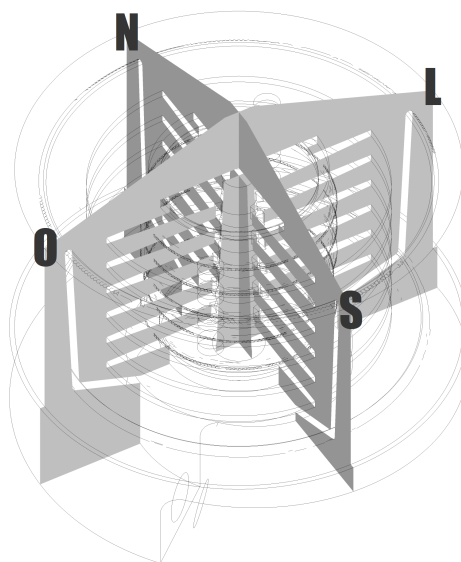


Fonte: [Huebner \(2003\)](#) e o autor.

### 4.2.3 Campos vetoriais de velocidade

As velocidades em quatro planos da zona de saída do DMG FA-40 (região fluida demonstrada na [Figura 18](#)) foi levantada a partir da técnica de PIV por [Huebner \(2003\)](#). Os planos avaliados foram representados na [Figura 29](#) a seguir.

Figura 29 – Definição dos planos de velocidade medidos por PIV no DMG FA-40.

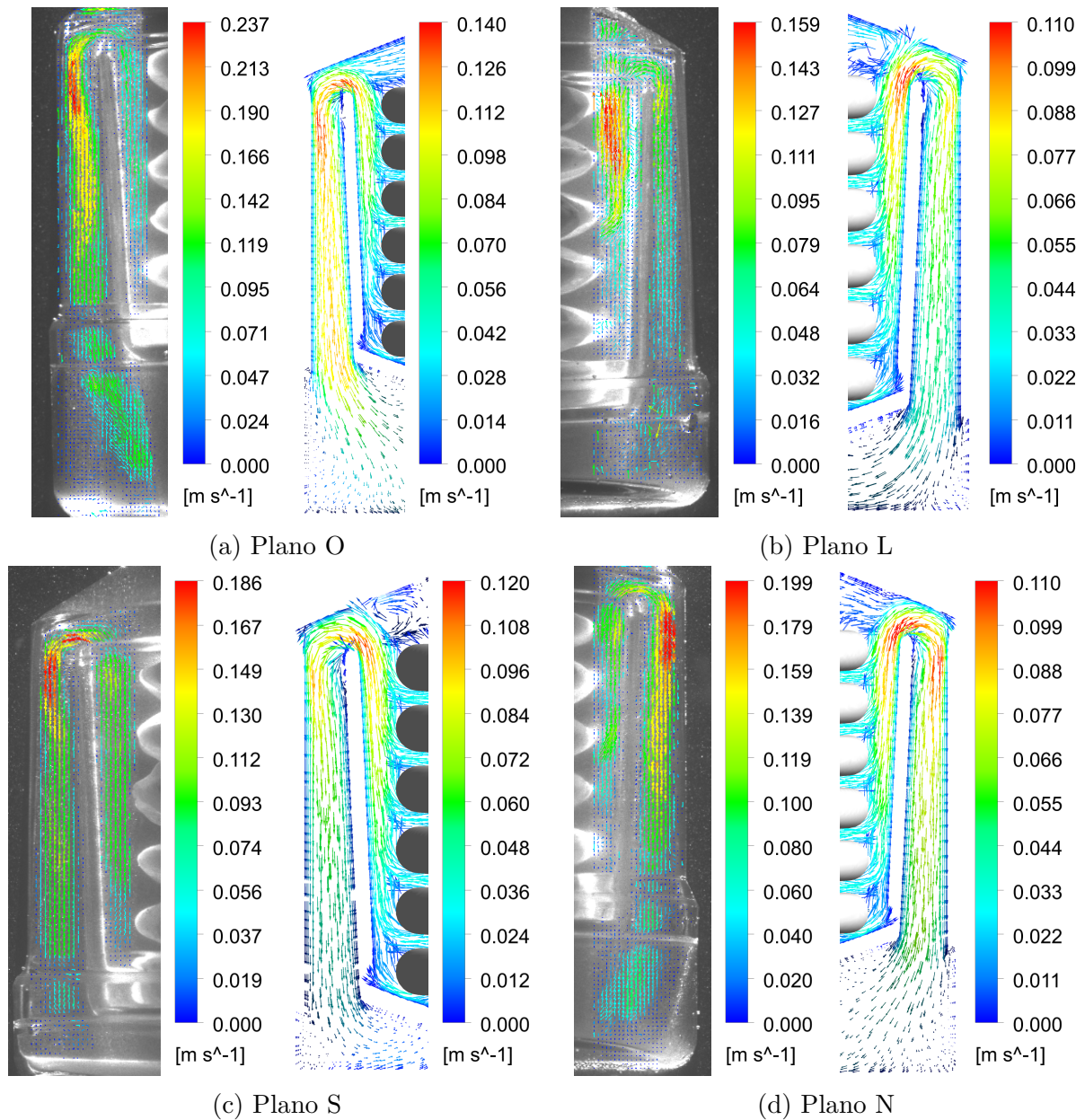


Fonte: o autor.

No [Anexo B](#) estão relacionados resultados da simulação com a velocidade axial, a velocidade radial e o módulo da velocidade das medições nos planos definidos, dados usados para construção do campo vetorial na [Figura 30](#). A comparação entre a simulação e o experimento foi feita de forma semi-quantitativa, onde a escala de velocidade da solução numérica foi ajustada de modo a apresentar consistência com a estrutura do escoamento dos dados experimentais.

Na [Figura 30](#), é visível a parede que separa o canal interno do canal externo na zona de saída do filtro. Os quatro planos medidos mostraram um comportamento semelhante. O canal interno, imediatamente a jusante do elemento filtrante, demonstra um escoamento ascendente e baixas velocidades. Já o canal externo apresentou um movimento descendente, além uma redução nas velocidades axial e tangencial aos planos na parte inferior, mostrando que há uma mudança de sentido em direção ao conector de saída. Na parte superior da parede pode ser observado nos quatro planos uma região com maiores velocidades e uma mudança abrupta de direção. O menor valor de pico de velocidade nos resultados numéricos se deu devido a uma distribuição mais uniforme do escoamento nos planos em análise, porém mantendo as mesmas estruturas apresentadas nos experimentos.

Figura 30 – Comparação do campo vetorial de velocidade experimental com o numérico para  $Q = 4,40$  L/min.

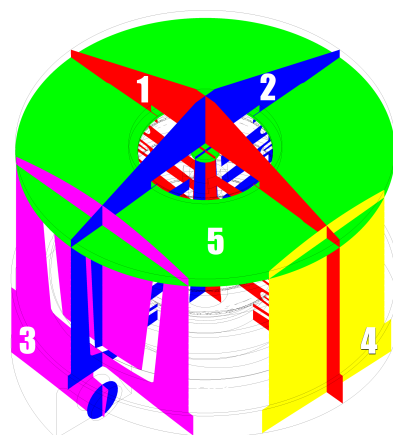


## 4.3 Predição da hemólise no DMG FA-40

### 4.3.1 Descrição do escoamento

O modelo numérico do escoamento no filtro apresentou concordância com os experimentos na [seção 4.2](#). A partir dele foram definidos cinco planos para a avaliação do escoamento, representados na [Figura 31](#). O campo vetorial de velocidades correspondente a cada um dos planos é mostrado na [Figura 32](#).

Figura 31 – Planos definidos para o estudo do escoamento no filtro.



Fonte: o autor.

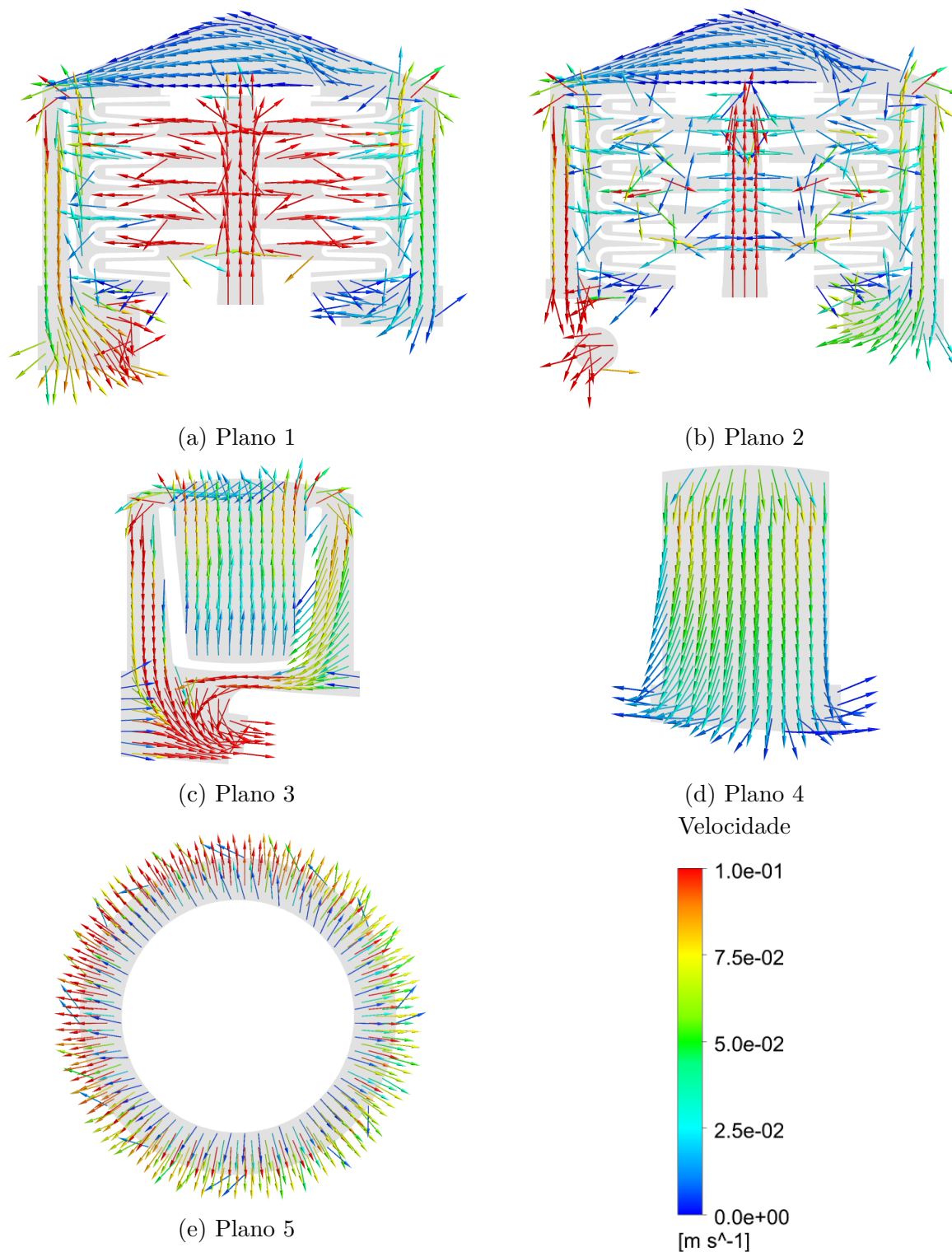
O *Plano 1* e o *Plano 2* se encontram no eixo da geometria e foram rotacionados em  $45^\circ$  dos planos definidos anteriormente na [Figura 29](#). É possível visualizar a mudança repentina da direção do escoamento e formação de jatos com alta velocidade a montante do elemento filtrante e alinhados com o *Plano 1*. Os jatos se formam devido à aberturas no canal de entrada para a distribuição do sangue na superfície da malha do filtro. Também é possível constatar uma região de baixa velocidade na parte superior do filtro e direcionada para o conector de saída. Essa região se mostra propícia ao acúmulo de gases, que podem ser removidos pela linha de expurgo para o reservatório do CCE.

O *Plano 3* foi definido no eixo do conector de saída. Pode-se observar o direcionamento do escoamento e o aumento da velocidade devido a redução do diâmetro. O *Plano 4* é uma área de separação no canal externo, onde parte do escoamento vindo do canal interno se divide e circunda o filtro até a saída do volume de controle.

Por fim, o *Plano 5* é a área imediatamente sobre a parede que separa o canal interno do externo na zona de saída do filtro. É possível observar a mudança brusca de direção em toda a circunferência da parede, conforme observado anteriormente em perfil na [Figura 30](#).



Figura 32 – Campo vetorial de velocidade numérico para  $Q = 4,40$  L/min.



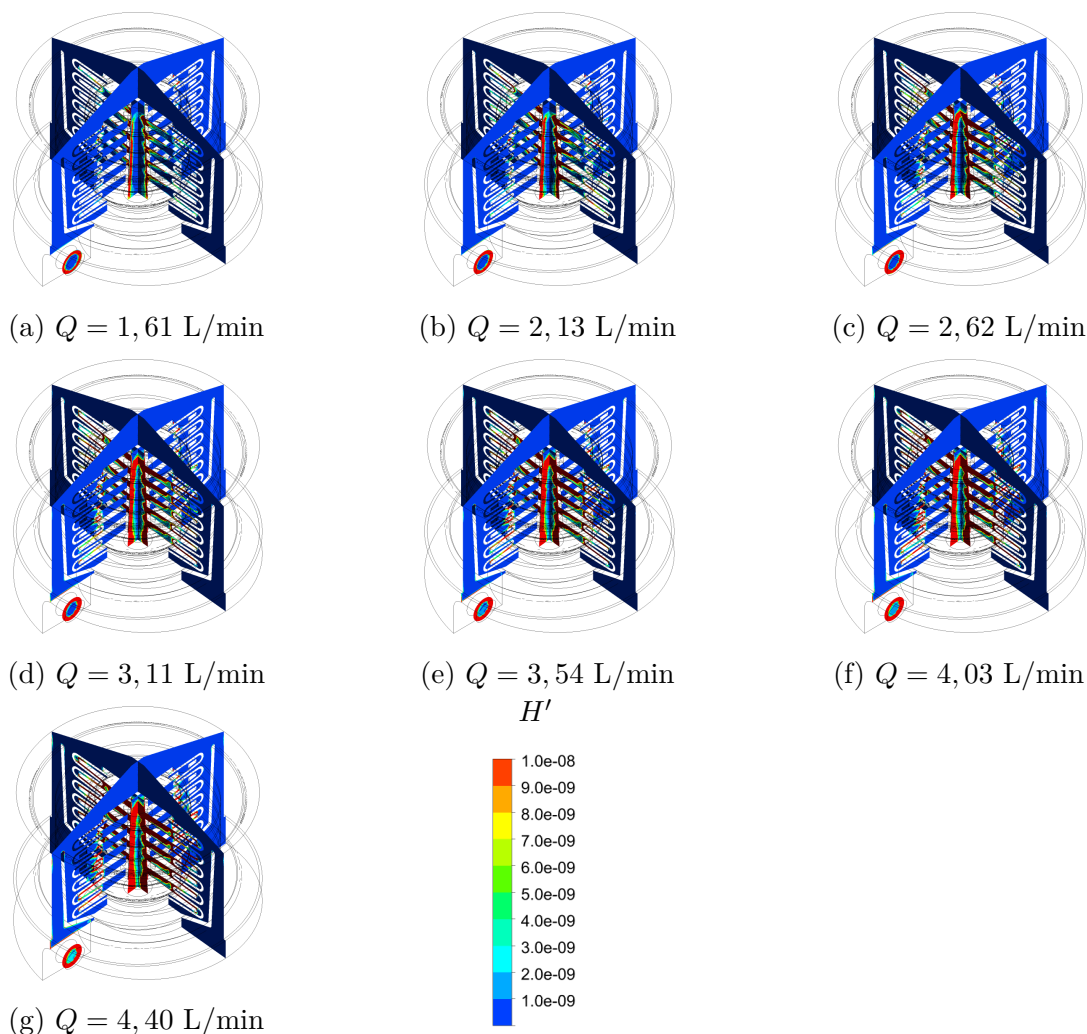
Fonte: o autor.

### 4.3.2 Zonas críticas para hemólise do escoamento

Para a avaliação das regiões hemolíticas no filtro foi usado a equação de transporte para  $H'$ , definida na [Equação 2.15](#). O modelo foi implementado diretamente no *solver* e calculado durante o processamento, conforme descrito na [seção 3.2](#). Os cinco planos descritos na [Figura 31](#) da seção anterior foram analisados, dos quais o *Plano 1* e o *Plano 2* apresentaram maiores valores para o índice hemolítico linearizado e foram demonstrados na [Figura 33](#) nas sete vazões simuladas.

A partir da análise dos resultados é possível inferir que os jatos formados na zona de entrada para distribuição do sangue, logo a montante do elemento filtrante e alinhados com o *Plano 1*, são as regiões do escoamento com maior tendência para a ocorrência de hemólise em todas as vazões. Existe nessa região uma mudança de  $\sim 90^\circ$  na direção do escoamento, além das maiores velocidades e tensões de cisalhamento devido ao menor diâmetro do canal de admissão relativo à geometria.

Figura 33 – Variação da geração de  $H'$  com a vazão nos planos axiais.



Fonte: o autor.

### 4.3.3 Variação da hemólise com a vazão

As implementações do modelo de hemólise baseado em lei de potências, definidas na [seção 2.3](#) e avaliadas na [seção 4.1](#), foram aplicadas ao escoamento numérico do filtro definido na [seção 4.2](#). Os modelos foram sumarizados anteriormente na [Tabela 3](#). Conforme o [Capítulo 3](#), o modelo Euleriano  $E1$  foi calculado na fase de pós processamento e o  $E2$  diretamente no *solver*. Para os cinco modelos Lagrangianos foram usadas 1996 linhas de trajetória, relacionadas no [Anexo C](#). Os resultados para o DMG FA-40 nas sete vazões  $Q$  foram sumarizado anteriormente na [Tabela 7](#) e plotados na [Figura 34](#).

Tabela 7 – Resultado das implementações da [Equação 2.4](#).

Q [L/min]	E1	E2	L1	L2	L3	L4	L5
1,61	5,59E-07	6,45E-07	7,16E-05	2,23E-05	1,21E-05	1,21E-05	1,21E-05
2,13	1,12E-06	1,25E-06	1,03E-04	3,12E-05	1,74E-05	1,74E-05	1,74E-05
2,62	9,81E-06	2,04E-05	1,23E-04	4,29E-05	2,08E-05	2,08E-05	2,08E-05
3,11	1,93E-05	1,96E-05	1,80E-04	5,84E-05	3,01E-05	3,00E-05	3,01E-05
3,54	3,60E-05	4,09E-05	2,14E-04	7,54E-05	3,64E-05	3,63E-05	3,64E-05
4,03	1,99E-05	3,15E-05	2,85E-04	9,49E-05	4,96E-05	4,95E-05	4,96E-05
4,40	4,57E-05	2,96E-05	3,42E-04	1,15E-04	5,97E-05	5,96E-05	5,97E-05

Fonte: o autor.

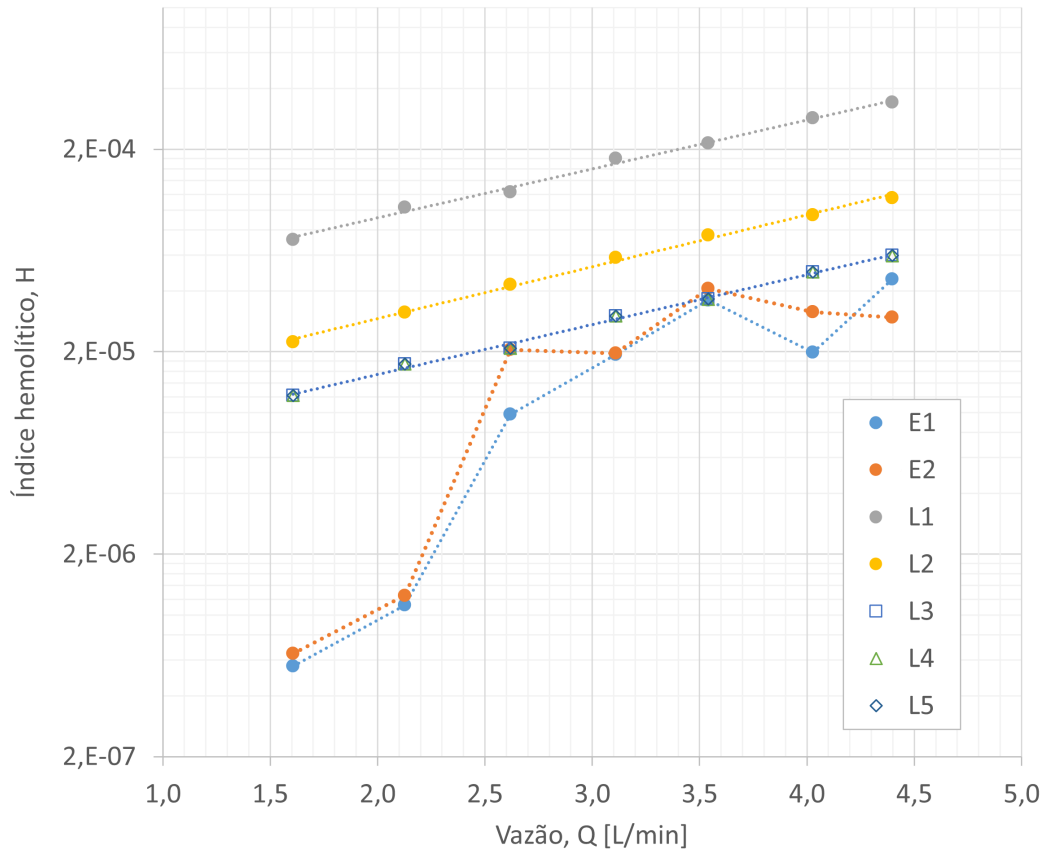
Os modelos Eulerianos  $E1$  e  $E2$  apresentaram um comportamento instável com o aumento da vazão e resultados inferiores aos modelos Lagrangianos. Uma fonte de erros está relacionada intrinsecamente à forma dos modelos, pois o tempo de exposição local e a variação da tensão de cisalhamento são desconsiderados, conforme discutido na [subseção 2.3.2](#).

Os modelos Lagrangianos  $L1$  e  $L2$  sobrestimaram a hemólise em comparação com os outros modelos. Esse desempenho era esperado, conforme as [Equações 3.3](#) e [Equação 3.4](#) eles possuem inconsistências em sua formulação, dependentes das constantes usadas no modelo de lei de potências e da quantidade de passos de tempo usados em cada linha de trajetória.

Os modelos  $L3$ ,  $L4$  e  $L5$  se comportaram numericamente idênticos para o escoamento do filtro. Vale ressaltar que os modelos  $L4$  e  $L5$ , que levam em conta o histórico do dano, foram avaliados nesse trabalho com hemólise inicial nula e reagem de maneira diferente para outros valores iniciais.



Figura 34 – Comparação dos modelos numéricos de hemólise para o DMG FA-40.



Fonte: o autor.

Baseado nas observações anteriores, o modelo Lagrangiano  $L3$  apresentou resultados coerentes em uma formulação simples. Assim, é proposta uma dependência direta entre o índice hemolítico Lagrangiano  $H_{L3}$  e a vazão  $Q$ , em  $L/min$ , para o filtro DMG FA-40 na Equação 4.1.

$$H_{L3} = 4,96e^{0,5678 \cdot Q} \quad (4.1)$$

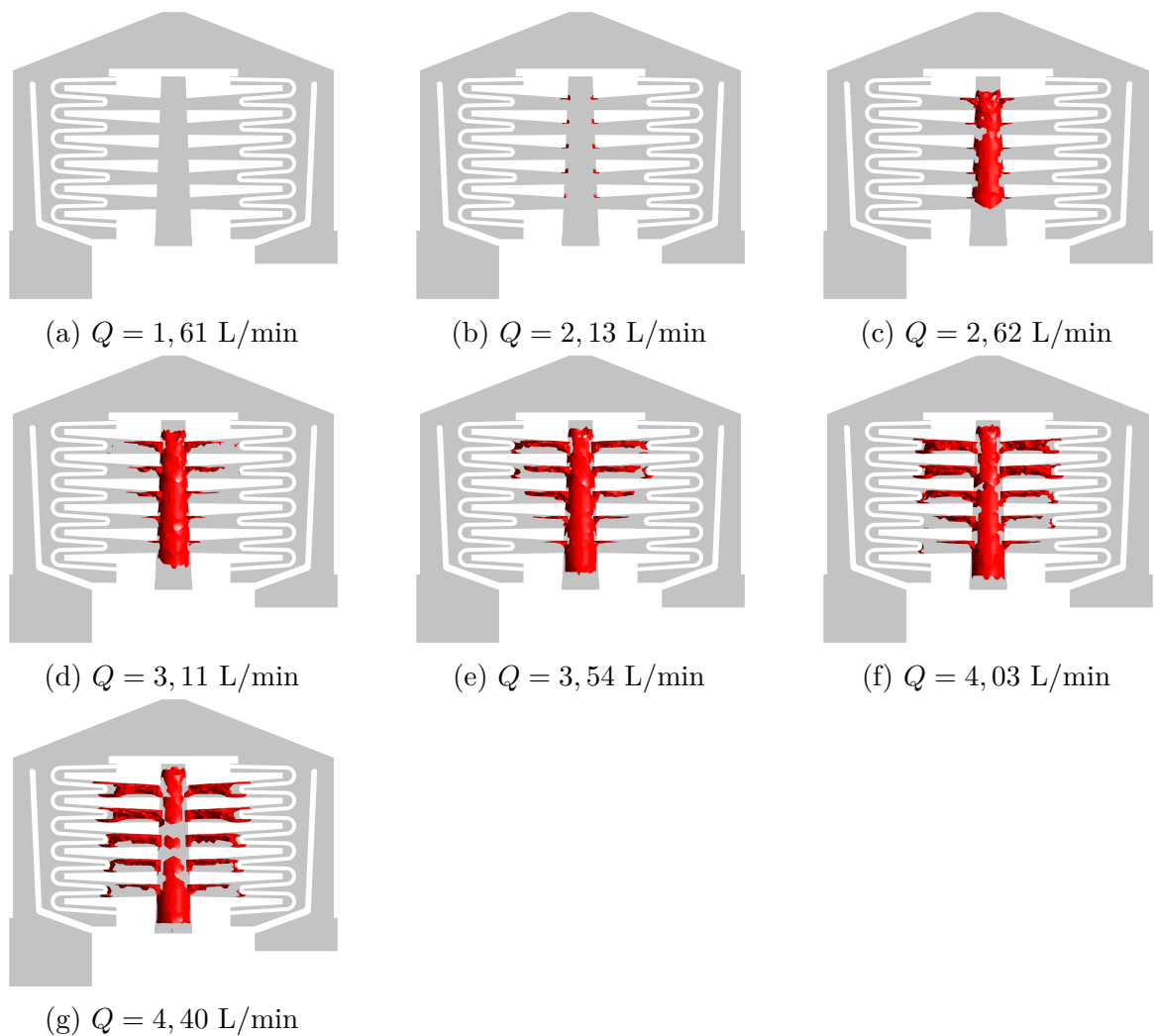
Essa relação pode ser usada para comparação do desempenho entre diferentes *designs* de filtros de linha arterial, principalmente para avaliar mudanças na geometria. Porém necessita de validação experimental, sendo uma primeira aproximação que pode ser usada em simulações computacionais na concepção de novos projetos.

#### 4.3.4 Influência da turbulência na hemólise

Na formulação anterior baseada na tensão de cisalhamento não foi incluído as componentes do tensor de Reynolds (definido na Equação 3.7) para o cálculo da tensão escalar. Conforme discutido na seção 2.4, os fenômenos físicos que podem levar a hemólise em um escoamento turbulento ainda não são compreendidos. No entanto, foi sugerida a relação entre vórtices do tamanho das hemácias e a quebra da membrana dessas células para avaliação de áreas críticas do *design*.

A escala de Kolmogorov, representada na Equação 2.28, foi usada para a estimativa da região com menores vórtices no filtro, demonstrado na Figura 35 nas sete vazões simuladas no Plano 1 (definido na Figura 31). Foi constatado que os menores vórtices no escoamento do DMG FA-40 são da ordem de  $100\ \mu\text{m}$ , uma ordem de grandeza superior ao tamanho das hemácias. Esses vórtices se concentram no canal de distribuição na zona de entrada, com uma região que aumenta de tamanho com o aumento da vazão.

Figura 35 – Vórtices menores que  $100\ \mu\text{m}$  na zona de entrada



Fonte: o autor.

## 5 Conclusão

O presente trabalho teve como objetivo avaliar o dano hemolítico causado pelo escoamento no filtro de linha arterial DMG FA-40 utilizando a técnica de CFD.

O modelo hemolítico no formato de lei de potências (i.e.,  $H = C\tau^a t^b$ ) foi avaliado em um escoamento de Hagen-Poiseuille e em um bocal idealizado, demonstrando que implementações Eulerianas e Lagrangianas diferem por problemas inerentes em sua formulação, das formas de integração no volume, do método de redução do tensor viscoso para uma tensão escalar, das constantes empíricas escolhidas e do processo de discretização do tempo. Também não é bem compreendido como o tensor turbulento afeta diretamente as hemácias, não sendo recomendada a sua aplicação direta na formulação anterior, sendo sugerido o uso de um modelo adicional baseado nos menores vórtices do escoamento para avaliação da influência das propriedades turbulentas na hemólise.

Um modelo numérico do escoamento do filtro DMG FA-40 foi desenvolvido e validado com experimentos, onde os modelos hemolíticos foram aplicados. A região na zona de entrada a montante do elemento filtrante se mostrou com maior tendência para hemólise, devido a uma formação de jatos com alta velocidade através das aberturas no canal de entrada para a distribuição do sangue na superfície do elemento filtrante. Foi proposto também uma dependência direta entre o índice hemolítico e a vazão para o filtro (i.e.,  $H = 4,96e^{0,5678 \cdot Q}$ ).

A metodologia aplicada nesse trabalho pode contribuir para o desenvolvimento e otimização de dispositivos biomédicos a partir da análise do dano às células sanguíneas causado pelo escoamento.

Com base no estudo, são feitas algumas sugestões para pesquisas futuras: (a) a avaliação de outros modelos para o escoamento, levando em conta outras formulações para viscosidade, turbulência e meio poroso; (b) a avaliação do comportamento dos modelos de hemólise em outros escoamentos com solução analítica, em especial com variação na tensão de cisalhamento nas linhas de trajetória; (c) a aplicação em outros *benchmarks* para validação, como bombas de sangue; (d) a avaliação de mudanças na geometria do filtro estudado e a simulação de outros filtros para comparação usando a mesma metodologia; (e) o uso de outros modelos físicos relevantes ao escoamento de um filtro arterial, como a remoção de microbolhas e o processo trombogênico.

# Referências

- ALMEIDA, M. F. d. C.; HUEBNER, R.; VIANA, E. M. d. F. Numerical Study of Shear-induced Hemolysis in an Arterial Line Filter. In: *25th ABCM International Congress of Mechanical Engineering*. Uberlândia: [s.n.], 2019. Citado na página 34.
- Ansys Inc. *Ansys Fluent Theory Guide*. Canonsburg: [s.n.], 2020. Citado 2 vezes nas páginas 50 e 56.
- ARENALES, B. A. R. et al. Numerical Simulation Of The Flow In An Arterial Blood Filter. In: *20th International Congress of Mechanical Engineering*. Gramado: [s.n.], 2009. Citado na página 34.
- ASME. *Standard for Verification and Validation in Computational Fluid Dynamics and Heat Transfer*. Nova York: [s.n.], 2009. Citado 3 vezes nas páginas 35, 37 e 78.
- ASME. *Assessing Credibility of Computational Modeling Through Verification and Validation: Application to Medical Devices*. Nova York: [s.n.], 2018. Citado 2 vezes nas páginas 35 e 36.
- BLACKSHEAR, P. L. J.; DORMAN, F. D.; STEINBACH, J. H. Some mechanical effects that influence hemolysis. *American Society for Artificial Internal Organs*., p. 112–117, 1965. Citado na página 25.
- BLUDSZUWEIT, C. Model for a General Mechanical Blood Damage Prediction. *Artificial Organs*, John Wiley & Sons, Ltd, v. 19, n. 7, p. 583–589, 7 1995. ISSN 15251594. Citado na página 28.
- CHLEBUS, E. An approximate formula for a partial sum of the divergent p-series. *Applied Mathematics Letters*, Elsevier Ltd, v. 22, n. 5, p. 732–737, 2009. ISSN 08939659. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1016/j.aml.2008.07.007>>. Citado na página 38.
- CRAVEN, B. A. et al. A CFD-based Kriging surrogate modeling approach for predicting device-specific hemolysis power law coefficients in blood-contacting medical devices. *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology*, Springer Berlin Heidelberg, v. 18, n. 4, p. 1005–1030, 2019. ISSN 16177940. Disponível em: <<https://doi.org/10.1007/s10237-019-01126-4>>. Citado na página 27.
- DING, J. et al. Shear-Induced Hemolysis: Species Differences. *Artificial Organs*, v. 39, n. 9, p. 795–802, 2015. ISSN 15251594. Citado na página 27.
- DMG. *Filtro de sangue arterial FA-40*. Rio de Janeiro: DMG, 2015. Citado 2 vezes nas páginas 41 e 42.
- DOORMAAL, J. P. V.; RAITHBY, G. D. Enhancements of the Simple Method for Predicting Incompressible Fluid Flows. *Numerical Heat Transfer: An International Journal of Computation and Methodology*, v. 7, n. 2, p. 147–163, 1984. Citado na página 50.

- FAGHIIH, M. M. *Improving flow-induced hemolysis prediction models*. Tese (Doutorado) — University of Louisville, Louisville, 2019. Disponível em: <<https://ir.library.louisville.edu/etd/3284>>. Citado 5 vezes nas páginas 25, 28, 29, 30 e 32.
- FAGHIIH, M. M.; SHARP, M. K. Extending the Power-Law Hemolysis Model to Complex Flows. *Journal of Biomechanical Engineering*, v. 138, n. 12, p. 6–9, 2016. ISSN 15288951. Citado na página 28.
- FARIA, E. M. d. *Estudo de escoamento turbulento em bioprótese valvar utilizando anemômetro laser Doppler*. Tese (Doutorado) — UFMG, Belo Horizonte, 2000. Disponível em: <<https://catalogobiblioteca.ufmg.br/pergamum/biblioteca/index.php?codAcervo=299394>>. Citado na página 32.
- FIORE, G. B. et al. Bubble tracking through computational fluid dynamics in arterial line filters for cardiopulmonary bypass. *ASAIO Journal*, v. 55, n. 5, p. 438–444, 2009. ISSN 10582916. Citado na página 34.
- FUNG, E. N. et al. Utilizing Internal Standard Responses to Assess Risk on Reporting Bioanalytical Results from Hemolyzed Samples. *AAPS Journal*, Springer New York LLC, v. 17, n. 5, p. 1168–1176, 9 2015. ISSN 15507416. Disponível em: <<https://link.springer.com/article/10.1208/s12248-015-9783-z>>. Citado 2 vezes nas páginas 23 e 24.
- GALDI, G. P. et al. *Hemodynamical Flows: Modeling, Analysis and Simulation*. Basel: Birkhäuser, 2008. ISBN 978-3-7643-7805-9. Disponível em: <<https://www.elsevier.com/books/biofluid-mechanics/rubenstein/978-0-12-800944-4>>. Citado 3 vezes nas páginas 21, 23 e 77.
- GARON, A.; FARINAS, M. I. Fast three-dimensional numerical hemolysis approximation. *Artificial Organs*, v. 28, n. 11, p. 1016–1025, 2004. ISSN 0160564X. Citado 2 vezes nas páginas 29 e 31.
- GIERSIEPEN, M. et al. Estimation of shear stress-related blood damage in heart valve prostheses - in vitro comparison of 25 aortic valves. *International Journal of Artificial Organs*, SAGE PublicationsSage UK: London, England, v. 13, n. 5, p. 300–306, 5 1990. ISSN 03913988. Disponível em: <<http://journals.sagepub.com/doi/10.1177/039139889001300507>>. Citado 5 vezes nas páginas 19, 25, 26, 27 e 53.
- GOUBERGRITS, L.; AFFELD, K. Numerical Estimation of Blood Damage in Artificial Organs. *Artificial Organs*, v. 28, n. 5, p. 499–507, 5 2004. ISSN 0160564X. Disponível em: <<http://doi.wiley.com/10.1111/j.1525-1594.2004.07265.x>>. Citado 2 vezes nas páginas 26 e 31.
- GRIGIONI, M. et al. A novel formulation for blood trauma prediction by a modified power-law mathematical model. *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology*, v. 4, n. 4, p. 249–260, 2005. ISSN 16177959. Citado 2 vezes nas páginas 30 e 31.
- HARIHARAN, P. et al. Verification Benchmarks to Assess the Implementation of Computational Fluid Dynamics Based Hemolysis Prediction Models. *Journal of Biomechanical Engineering*, v. 137, n. 9, p. 1–10, 2015. ISSN 15288951. Citado 3 vezes nas páginas 30, 37 e 53.

- HARIHARAN, P. et al. Use of the FDA nozzle model to illustrate validation techniques in computational fluid dynamics (CFD) simulations. *PLoS ONE*, v. 12, n. 6, p. 1–25, 2017. ISSN 19326203. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1371/journal.pone.0178749>>. Citado na página 38.
- HARIHARAN, P. et al. Multilaboratory particle image velocimetry analysis of the FDA benchmark nozzle model to support validation of computational fluid dynamics simulations. *Journal of Biomechanical Engineering*, v. 133, n. 4, p. 1–14, 2011. ISSN 01480731. Citado 2 vezes nas páginas 38 e 40.
- HASHIMOTO, S. Erythrocyte Destruction under Periodically Fluctuating Shear Rate: Comparative Study with Constant Shear Rate. *Artificial Organs*, v. 13, n. 5, p. 458–463, 1989. ISSN 15251594. Citado na página 25.
- HERBST, D. P. Application of micropore filter technology: Exploring the blood flow path in arterial-line filters and its effect on bubble trapping functions. *Journal of Extra-Corporeal Technology*, v. 49, n. 1, p. 44–48, 2017. ISSN 00221058. Citado na página 34.
- HERBST, D. P.; NAJM, H. K. Development of a new arterial-line filter design using computational fluid dynamics analysis. *Journal of Extra-Corporeal Technology*, v. 44, n. 3, p. 139–144, 2012. ISSN 00221058. Citado na página 34.
- HEUSER, G.; OPITZ, R. A Couette viscometer for short time shearing of blood. *Biorheology*, v. 17, n. 1-2, p. 17–24, 1980. ISSN 0006355X. Citado 2 vezes nas páginas 25 e 27.
- HUEBNER, R. *Escoamento em filtros de linha arterial utilizados em circuitos de circulação extracorpórea*. Tese (Doutorado) — UFMG, Belo Horizonte, 2003. Disponível em: <<https://catalogobiblioteca.ufmg.br/pergamum/biblioteca/index.php?codAcervo=353325>>. Citado 14 vezes nas páginas 19, 34, 42, 43, 44, 45, 53, 59, 61, 62, 63, 84, 85 e 86.
- HUEBNER, R.; PAONE, N. Study of the Steady Flow in an Arterial Blood Filter Using PIV. In: *17th International Congress of Mechanical Engineering*. São Paulo: ABCM, 2003. Citado 2 vezes nas páginas 44 e 45.
- HUEBNER, R.; PINOTTI, M. B.; SOUZA, E. d. Fluidos de trabalho substitutos do sangue. In: *16th Brazilian Congress of Mechanical Engineering*. Uberlândia: [s.n.], 2001. p. 175–184. Citado na página 43.
- HURST, J. W.; FYE, W. B.; ZIMMER, H.-G. The heart-lung machine was invented twice—the first time by Max von Frey. *Clinical Cardiology*, v. 26, n. 9, p. 443–445, 2003. ISSN 01609289. Citado na página 33.
- IEEE Computer Society. *IEEE Standard for Floating-Point Arithmetic*. [S.l.: s.n.], 2008. Citado na página 53.
- JHUN, C. S. et al. Determination of Reynolds shear stress level for hemolysis. *ASAIO Journal*, Lippincott Williams and Wilkins, v. 64, n. 1, p. 63–69, 6 2018. ISSN 1538943X. Citado na página 32.
- LEVERETT, L. B. et al. Red Blood Cell Damage by Shear Stress. *Biophysical Journal*, Elsevier, v. 12, n. 3, p. 257–273, 1972. ISSN 00063495. Disponível em: <[http://dx.doi.org/10.1016/S0006-3495\(72\)86085-5](http://dx.doi.org/10.1016/S0006-3495(72)86085-5)>. Citado na página 25.

- LOPES, G. B. *Metodologia para Análise Computacional de Escoamento Sanguíneo em Dispositivos de Assistência Ventricular*. Tese (Doutorado) — USP, São Paulo, 2016. Citado 3 vezes nas páginas 22, 24 e 25.
- MALALASEKERA, W.; VERSTEEG, H. K.; SHARMA, A. *Introduction to Computational Fluid Dynamics*. 2. ed. [S.l.]: Pearson, 2007. ISBN 9780131274983. Citado 5 vezes nas páginas 19, 35, 36, 50 e 51.
- MALINAUSKAS, R. A. et al. FDA Benchmark Medical Device Flow Models for CFD Validation. *ASAIO Journal*, v. 63, n. 2, p. 150–160, 2017. ISSN 1538943X. Citado 2 vezes nas páginas 38 e 40.
- MALISKA, C. R. *Transferência de calor e mecânica dos fluidos computacional*. 2. ed. Rio de Janeiro: Livros Tecnicos e Cientificos, 2013. Citado na página 37.
- MENTER, F. R. Two-equation eddy-viscosity turbulence models for engineering applications. *AIAA Journal*, v. 32, n. 8, p. 1598–1605, 1994. ISSN 00011452. Citado na página 46.
- MYAGMAR, O. *Evaluation of CFD based Hemolysis Prediction Methods*. Tese (Doutorado) — Rochester Institute of Technology, Rochester, 2011. Citado na página 25.
- NAITO, K.; MIZUGUCHI, K.; NOSE, Y. The Need for Standardizing the Index of Hemolysis. *Artificial Organs*, v. 18, n. 1, p. 7–10, 1994. ISSN 15251594. Citado na página 24.
- NCI Hub Contributors. *Computational Fluid Dynamics Round Robin Study*. 2018. Disponível em: <[ncihub.org](http://ncihub.org)>. Citado 5 vezes nas páginas 38, 39, 40, 41 e 81.
- NEREM, R. M. Arterial fluid dynamics and interactions with the vessel walls. *Structure and Function of the Circulation*, Plenum Press New York, v. 2, p. 719–835, 1981. Citado na página 25.
- NYBOE, C. et al. Turbulent stress measurements downstream of three bileaflet heart valve designs in pigs. *European Journal of Cardio-thoracic Surgery*, v. 29, n. 6, p. 1008–1013, 2006. ISSN 10107940. Citado na página 32.
- NYGAARD, H. et al. Estimation of turbulent shear stresses in pulsatile flow immediately downstream of two artificial aortic valves in vitro. *Journal of Biomechanics*, v. 23, n. 12, p. 1231–1238, 1990. ISSN 00219290. Citado na página 32.
- OBERKAMPF, W. L. *VERIFICATION AND VALIDATION IN SCIENTIFIC COMPUTING*. New York: Cambridge University Press, 2010. ISBN 9780521113601. Citado na página 60.
- OLIVEIRA, P. S. d. et al. Numerical and experimental evaluation of the pressure drop in a blood filter. In: *12th Brazilian Congress of Thermal Engineering and Sciences*. Belo Horizonte: [s.n.], 2008. ISBN 9783000533877. Citado na página 34.
- OSTADFAR, A. *Biofluid Mechanics: Principles and Applications*. [S.l.: s.n.], 2016. 1–368 p. ISBN 9780128024089. Citado na página 19.



OZTURK, M.; O'REAR, E. A.; PAPAVALASSILIOU, D. V. Hemolysis Related to Turbulent Eddy Size Distributions Using Comparisons of Experiments to Computations. *Artificial Organs*, v. 39, n. 12, p. E227–E239, 2015. ISSN 15251594. Citado 2 vezes nas páginas 19 e 32.

OZTURK, M.; O'REAR, E. A.; PAPAVALASSILIOU, D. V. Reynolds stresses and hemolysis in turbulent flow examined by threshold analysis. *Fluids*, MDPI AG, v. 1, n. 4, 12 2016. ISSN 23115521. Citado na página 32.

PATANKAR, S. V. *Numerical Heat Transfer and Fluid Flow*. [S.l.]: Hemisphere Publishing Corporation, 1980. Citado na página 50.

PAULA, G. A. R. d. *Análise Numérica do Escoamento em um Filtro de Sangue Arterial*. Tese (Doutorado) — UFMG, Belo Horizonte, 2011. Citado na página 34.

PINOTTI, M. Is there correlation between the turbulent eddies size and mechanical hemolysis? *Journal of the Brazilian Society of Mechanical Sciences*, FapUNIFESP (SciELO), v. 22, n. 4, p. 565–569, 2000. ISSN 0100-7386. Disponível em: <[https://www.scielo.br/scielo.php?script=sci\\_arttext&pid=S0100-73862000000400006](https://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0100-73862000000400006)>. Citado na página 32.

PINOTTI, M.; BRAILE, D. M. Tensões viscosas e microturbilhões As causa da hemólise mecânica no interior de uma bomba centrífuga.pdf. *Journal of the Brazilian Society of Mechanical Sciences and Engineering*, v. 20, n. 4, p. 542–552, 1998. Citado na página 32.

PINOTTI, M.; FARIA, E. M. Critical flow regions in tissue artificial heart valve assessed by laser doppler anemometer in continuous flow. *Journal of the Brazilian Society of Mechanical Sciences and Engineering*, v. 28, n. 3, p. 259–263, 2006. ISSN 18063691. Citado na página 32.

PINOTTI, M. B. *Escoamento no interior de um dispositivo centrífugo utilizado em circulação extracorpórea*. Tese (Doutorado) — UFMG, Belo Horizonte, 1996. Citado na página 28.

ROACHE, P. J. *Verification and Validation in Computational Science and Engineering*. Albuquerque: Hermosa Publishers, 1998. Citado na página 78.

ROCA, A. B. A.; HUEBNER, R. Avaliação Do Escoamento Num Filtro Sanguíneo Usado Em Circulação Extracorpórea. In: *VI National Congress Of Mechanical Engineering*. Campina Grande: [s.n.], 2010. Citado na página 34.

SELDIN, D. C.; SLOAN, J. M. *Approach to the Patient with Benign Hematologic Disorders*. Hamilton: Decker Intellectual Properties Inc., 2015. Disponível em: <[https://www.medicinanet.com.br/m/conteudos/acp-medicine/7607/abordagem\\_aos\\_pacientes\\_com\\_disturbios\\_hematologicos\\_benignos.htm](https://www.medicinanet.com.br/m/conteudos/acp-medicine/7607/abordagem_aos_pacientes_com_disturbios_hematologicos_benignos.htm)>. Citado 2 vezes nas páginas 21 e 22.

SHARP, M. K.; MOHAMMAD, S. F. Scaling of hemolysis in needles and catheters. *Annals of Biomedical Engineering*, v. 26, n. 5, p. 788–797, 1998. ISSN 00906964. Citado na página 25.

SOUZA, M. H. L.; ELIAS, D. O. *Fundamentos da Circulação Extracorpórea*. Rio de Janeiro: Centro Editorial Alfa Rio, 2006. Citado 3 vezes nas páginas 19, 33 e 34.



- STEWART, S. F. C. et al. Preliminary Results of FDA's "Critical Path" Project to Validate Computational Fluid Dynamic Methods Used in Medical Device Evaluation. *ASAIO Annual Conference Poster Presentation*, p. 4, 2009. Citado na página [41](#).
- STEWART, S. F. C. et al. Results of FDA's First Interlaboratory Computational Study of a Nozzle With a Sudden Contraction and Conical Diffuser. *Cardiovascular Engineering and Technology*, v. 4, n. 4, p. 374–391, 2013. ISSN 1869408X. Citado 2 vezes nas páginas [38](#) e [41](#).
- SUTERA, S. P.; MEHRJARDI, M. H. Deformation and fragmentation of human red blood cells in turbulent shear flow. *Biophysical Journal*, v. 15, n. 1, p. 1–10, 1975. ISSN 00063495. Citado 2 vezes nas páginas [25](#) e [26](#).
- TASKIN, M. E. et al. Evaluation of Eulerian and Lagrangian models for hemolysis estimation. *ASAIO Journal*, v. 58, n. 4, p. 363–372, 2012. ISSN 10582916. Citado na página [38](#).
- TRIOLA, M. F. *Introdução à Estatística*. [S.l.]: LTC, 2017. ISBN 9788521633747. Citado na página [80](#).
- TU, J.; INTHAVONG, K.; WONG, K. K. L. *Computational Hemodynamics - Theory, Modelling and Applications*. [S.l.]: Springer, 2015. ISBN 9789401795937. Citado na página [22](#).
- TUNG, K. L. et al. *CFD analysis on fluid flow through multifilament woven filter cloths*. 2002. 799–821 p. Citado na página [33](#).
- WESTERHOF, N. et al. *Snapshots of Hemodynamics*. [S.l.]: Springer, 2019. Citado na página [19](#).
- WHITE, F. M.; CORFIELD, I. *Viscous Fluid Flow*. New York: McGrawHill, 2006. Citado 4 vezes nas páginas [27](#), [32](#), [46](#) e [47](#).
- WU, P. et al. On the Accuracy of Hemolysis Models in Couette-Type Blood Shearing Devices. *Artificial Organs*, Blackwell Publishing Inc., v. 42, n. 10, p. E290–E303, 10 2018. ISSN 15251594. Citado na página [27](#).
- YEN, J. H. et al. The effect of turbulent viscous shear stress on red blood cell hemolysis. *Journal of Artificial Organs*, Springer-Verlag Tokyo, v. 17, n. 2, p. 178–185, 2014. ISSN 16190904. Citado na página [32](#).
- YU, H. et al. A Review of Hemolysis Prediction Models for Computational Fluid Dynamics. *Artificial Organs*, v. 41, n. 7, p. 603–621, 2017. ISSN 15251594. Citado 2 vezes nas páginas [24](#) e [28](#).
- ZMIJANOVIC, V. et al. About the numerical robustness of biomedical benchmark cases: Interlaboratory FDA's idealized medical device. *International Journal for Numerical Methods in Biomedical Engineering*, v. 33, n. 1, p. 1–17, 2017. ISSN 20407947. Citado 2 vezes nas páginas [38](#) e [41](#).

# APÊNDICE A – Modelos de viscosidade para o sangue humano

As constantes experimentais dos modelos para a viscosidade do sangue relacionados na [Figura 3](#) se encontram na [Tabela 8](#), onde  $a$ ,  $m$ ,  $n$  e  $\lambda$  são constantes de proporcionalidade,  $\eta$  a viscosidade aparente e  $\dot{\gamma}$  a taxa de deformação (conforme nomenclatura do autor).

Tabela 8 – Relação de constantes para os métodos Newtonianos generalizados para viscosidade do sangue com constantes correspondentes à [Figura 3](#).

Modelo	$\frac{\eta - \eta_{\infty}}{\eta_0 - \eta_{\infty}}$	Constantes
Powell Eyring	$\sinh^{-1}(\lambda\dot{\gamma})$	$\eta_0 = 60.2\text{mPa}\cdot\text{s}$ , $\eta_{\infty} = 64.9\text{mPa}\cdot\text{s}$ , $\lambda = 1206.5 \text{ s}$
Powell Eyring modificado	$\frac{\ln(1 + \lambda\dot{\gamma})}{(\lambda\dot{\gamma})^m}$	$\eta_0 = 57.46\text{mPa}\cdot\text{s}$ , $\eta_{\infty} = 4.93\text{mPa}\cdot\text{s}$ , $\lambda = 5.97 \text{ s}$ , $m = 1.16$
Cross simplificado	$\frac{1}{1 + \lambda\dot{\gamma}}$	$\eta_0 = 73.0\text{mPa}\cdot\text{s}$ , $\eta_{\infty} = 5.18\text{mPa}\cdot\text{s}$ , $\lambda = 4.84 \text{ s}$
Cross	$\frac{1}{1 + (\lambda\dot{\gamma})^m}$	$\eta_0 = 87.5\text{mPa}\cdot\text{s}$ , $\eta_{\infty} = 4.70\text{mPa}\cdot\text{s}$ , $\lambda = 8.00 \text{ s}$ , $m = 0.801$
Carreau	$\frac{1}{[1 + (\lambda\dot{\gamma})^2]^{(1-n)/2}}$	$\eta_0 = 63.9\text{mPa}\cdot\text{s}$ , $\eta_{\infty} = 4.45\text{mPa}\cdot\text{s}$ , $\lambda = 10.3 \text{ s}$ , $n = 0.350$
Carreau Yasuda	$\frac{1}{[1 + (\lambda\dot{\gamma})^a]^{(1-n)/a}}$	$\eta_0 = 65.7\text{mPa}\cdot\text{s}$ , $\eta_{\infty} = 4.47\text{mPa}\cdot\text{s}$ , $\lambda = 10.4 \text{ s}$ , $n = 0.34$ , $a = 1.76$

Fonte: [Galdi et al. \(2008\)](#).

## APÊNDICE B – Definição do intervalo de confiança numérico

O refinamento sistemático da malha é a base da verificação tanto do código quanto da solução de uma simulação por CFD. A verificação da qualidade das malhas pode ser realizada através do Índice de Convergência de Malha (*Grid Convergence Index*, GCI). Ele representa o intervalo de 95% de confiança da solução exata dos sistemas de equações, ou seja, a incerteza expandida da solução numérica para a discretização (ASME, 2009).

O tamanho representativo,  $h$ , é usado para quantificar a qualidade da malha para uma determinada geometria. Ele é definido para malhas tridimensionais não-estruturadas conforme a Equação B.1,

$$h = \sqrt[3]{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \Delta V_i} \quad (\text{B.1})$$

onde  $N$  é o número total de elementos e  $\Delta V_i$  o volume do elemento  $i$ . O teste de malha é feito a partir de no mínimo três malhas sucessivamente refinadas, onde é recomendado para o fator de refinamento  $r$  (Equação B.2) um valor maior que 1,3.

$$r = \frac{h_{\text{grosseira}}}{h_{\text{refinada}}} \quad (\text{B.2})$$

O erro de discretização,  $E_h$ , é definido como a diferença entre a solução discreta  $f(h)$  e a solução exata (contínua)  $f$ , ou seja,  $E_h = f(h) - f^p$ , onde  $p$  é a ordem de convergência da incerteza. Usando a extrapolação de Richardson conforme Roache (1998), e considerando  $h_1 < h_2 < h_3$ ,  $r_{21} = h_2/h_1$  e  $r_{32} = h_3/h_2$ ,  $p$  pode ser estimado por iteração de ponto fixo das Equações B.3, B.4 e B.5,

$$p = \frac{1}{\ln(r_{21})} \left( \ln \left| \frac{\varepsilon_{32}}{\varepsilon_{21}} \right| + q \right) \quad (\text{B.3})$$

$$q = \ln \left( \frac{r_{21}^p - s}{r_{32}^p - s} \right) \quad (\text{B.4})$$

$$s = 1 \cdot \text{sign} \left( \frac{\varepsilon_{32}}{\varepsilon_{21}} \right) \quad (\text{B.5})$$

onde  $\varepsilon_{32} = \varphi_3 - \varphi_2$ ,  $\varepsilon_{21} = \varphi_2 - \varphi_1$  e  $\varphi_k$  é o valor da variável para a  $k$ -ésima malha. É sugerido limitar o valor de  $p$  entre 1 e 2 para não subestimar ou sobrestimar o erro. Com isso, é possível calcular o GCI da malha refinada através da Equação B.6

$$\text{GCI} = FS \cdot \frac{1}{r_{21}^p - 1} \cdot e_{21} \quad (\text{B.6})$$

onde o erro da malha refinada,  $e_{21}$ , pode ser relativo,  $e_{21} = |(\varphi_1 - \varphi_2)/(\varphi_1)|$ , ou absoluto,  $e_{21} = |\varphi_1 - \varphi_2|$ . O valor recomendado para o fator de segurança  $FS$  é de 1,25.

## APÊNDICE C – Definição do intervalo de confiança experimental e de sua correlação com os resultados numéricos

A seguinte metodologia foi adaptada de [Triola \(2017\)](#). O resultado de uma medição  $RM$  pode ser considerado como o valor médio das amostras  $VM$  acompanhado das incertezas  $IN$ , conforme a [Equação C.1](#).

$$RM = VM \pm IN \quad (C.1)$$

Uma distribuição normal é uma forma de distribuição contínua de probabilidades para uma variável real aleatória. Numa curva normal, o desvio padrão  $DP$  é uma medida da variação ou dispersão de um conjunto de amostras e pode ser estimado para uma amostragem discreta pela [Equação C.2](#), onde  $x$  é o valor de cada amostra,  $\bar{x}$  a média das amostras e  $n$  o número de elementos.

$$DP = \sqrt{\frac{\sum (x - \bar{x})^2}{n - 1}} \quad (C.2)$$

O valor do intervalo de confiança de 95% dos resultados em uma distribuição normal pode ser estimado por 1,96 desvios padrão da média, conforme a [Equação C.3](#).

$$RM_{95\%} = VM \pm 1,96DP \quad (C.3)$$

Para a validação das simulações a partir da correlação com dados experimentais, foi usado o quadrado do coeficiente de correlação de Pearson  $R^2$ , um número de 0 a 1 que revela com que precisão os valores estimados para a linha de tendência correspondem aos dados reais, com  $R$  definido na [Equação C.4](#), onde  $y$  representa os dados comparados e  $\bar{y}$  a média desses valores.

$$R = \frac{\sum (x - \bar{x})(y - \bar{y})}{\sqrt{\sum (x - \bar{x})^2 \sum (y - \bar{y})^2}} \quad (C.4)$$

# ANEXO A – Validação do escoamento numérico do Bocal FDA

Nas Tabelas 9, 10, 11, 12 e 13 a seguir, o  $RM_{95\%}$  (Equação C.3) de 5 medições experimentais independentes (NCI Hub Contributors, 2018) e o  $GCI$  (Equação B.6) da simulação de 3 malhas (Figura 13) para o Bocal FDA estão relacionados em 12 pontos (Figura 15) e 5 vazões (Tabela 2), sumarizados na Figura 23 e correlacionados por  $R^2$  (Equação C.4) na Tabela 5.

Tabela 9 –  $RM_{95\%}$  e  $GCI$  para  $Re_{restrição} = 500$ .

z [mm]	Velocidade experimental [m/s]							Velocidade numérica [m/s]			
	I	II	III	IV	V	Média	$RM_{95\%}$	M1	M2	M3	CGI
-48	0,088	0,083	0,093	0,088	0,083	<b>0,087</b>	0,008	0,089	0,090	<b>0,078</b>	0,159
-24	0,089	0,085	0,089	0,089	0,087	<b>0,088</b>	0,004	0,093	0,091	<b>0,073</b>	0,251
-4	0,192	0,190	0,190	0,189	0,236	<b>0,200</b>	0,040	0,218	0,189	<b>0,136</b>	0,392
0	0,686	0,661	0,381	0,681	0,658	<b>0,614</b>	0,256	0,699	0,685	<b>0,496</b>	0,382
4	0,743	0,702	0,715	0,752	0,702	<b>0,723</b>	0,046	0,731	0,727	<b>0,528</b>	0,377
32	0,750	0,715	0,768	0,753	0,709	<b>0,739</b>	0,050	0,738	0,747	<b>0,542</b>	0,377
40	0,731	0,739	0,713	0,740	0,693	<b>0,723</b>	0,039	0,672	0,723	<b>0,524</b>	0,380
48	0,714	0,721	0,726	0,707	0,671	<b>0,708</b>	0,043	0,532	0,692	<b>0,486</b>	0,424
56	0,677	0,668	0,629	0,671	0,651	<b>0,659</b>	0,038	0,344	0,593	<b>0,352</b>	0,683
72	0,654	0,643	0,610	0,635	0,628	<b>0,634</b>	0,032	0,183	0,395	<b>0,174</b>	1,264
100	0,587	0,444	0,599	0,570	0,525	<b>0,545</b>	0,123	0,080	0,072	<b>0,029</b>	1,432
120	0,442	0,417	0,558	0,513	0,464	<b>0,479</b>	0,111	0,086	0,074	<b>0,031</b>	1,369

Fonte: o autor.

Tabela 10 –  $RM_{95\%}$  e  $GCI$  para  $Re_{restricção} = 2000$ .

z [mm]	Velocidade experimental [m/s]							Velocidade numérica [m/s]			
	I	II	III	IV	V	Média	$RM_{95\%}$	M1	M2	M3	CGI
-48	0,356	0,356	0,354	0,346	0,356	<b>0,354</b>	0,009	0,250	0,304	<b>0,304</b>	0,002
-24	0,357	0,359	0,349	0,354	0,365	<b>0,357</b>	0,011	0,290	0,309	<b>0,308</b>	0,004
-4	0,714	0,770	0,690	0,701	0,905	<b>0,756</b>	0,174	0,808	0,679	<b>0,674</b>	0,007
0	2,222	2,276	1,375	2,209	2,305	<b>2,077</b>	0,773	2,401	2,275	<b>2,231</b>	0,020
4	2,422	2,424	2,293	2,397	2,420	<b>2,391</b>	0,109	2,506	2,398	<b>2,348</b>	0,021
32	2,446	2,476	2,338	2,393	2,425	<b>2,416</b>	0,104	2,546	2,460	<b>2,415</b>	0,019
40	2,442	2,534	2,276	2,405	2,410	<b>2,413</b>	0,181	2,455	2,440	<b>2,418</b>	0,009
48	2,408	2,538	2,353	2,362	2,418	<b>2,416</b>	0,145	2,195	2,322	<b>2,399</b>	0,032
56	2,397	2,519	2,325	2,420	2,401	<b>2,412</b>	0,136	1,579	1,741	<b>2,022</b>	0,139
72	2,388	2,510	2,329	2,470	2,400	<b>2,419</b>	0,140	0,964	1,001	<b>1,141</b>	0,122
100	1,907	0,624	2,325	1,625	0,785	<b>1,453</b>	1,430	0,294	0,240	<b>0,238</b>	0,009
120	0,516	0,293	1,733	0,547	0,246	<b>0,667</b>	1,196	0,279	0,247	<b>0,244</b>	0,009

Fonte: o autor.

Tabela 11 –  $RM_{95\%}$  e  $GCI$  para  $Re_{restricção} = 3500$ .

z [mm]	Velocidade experimental [m/s]							Velocidade numérica [m/s]			
	I	II	III	IV	V	Média	$RM_{95\%}$	M1	M2	M3	CGI
-48	0,626	0,626	0,880	0,605	0,631	<b>0,674</b>	0,227	0,337	0,487	<b>0,484</b>	0,008
-24	0,628	0,627	0,880	0,617	0,651	<b>0,681</b>	0,220	0,387	0,495	<b>0,490</b>	0,010
-4	1,263	1,298	1,734	1,211	1,606	<b>1,422</b>	0,456	1,134	1,148	<b>1,140</b>	0,006
0	3,739	3,775	3,439	3,734	3,971	<b>3,732</b>	0,373	3,374	3,751	<b>3,678</b>	0,020
4	3,941	3,929	5,356	3,866	4,097	<b>4,238</b>	1,236	3,512	3,886	<b>3,804</b>	0,022
32	3,943	4,012	5,492	3,875	4,005	<b>4,266</b>	1,348	3,573	3,989	<b>3,910</b>	0,020
40	3,948	4,069	5,484	3,882	4,021	<b>4,281</b>	1,325	3,494	3,965	<b>3,922</b>	0,011
48	3,882	4,062	5,521	3,832	3,997	<b>4,259</b>	1,394	3,212	3,787	<b>3,883</b>	0,025
56	3,840	4,001	3,447	3,897	3,973	<b>3,832</b>	0,440	2,486	2,858	<b>3,179</b>	0,101
72	3,663	3,618	2,193	3,592	3,240	<b>3,261</b>	1,216	1,648	1,660	<b>1,780</b>	0,067
100	0,626	0,624	1,352	0,606	0,533	<b>0,748</b>	0,666	0,453	0,404	<b>0,400</b>	0,010
120	0,374	0,379	0,649	0,381	0,378	<b>0,432</b>	0,238	0,399	0,409	<b>0,405</b>	0,010

Fonte: o autor.

Tabela 12 –  $RM_{95\%}$  e  $GCI$  para  $Re_{restricção} = 5000$ .

z [mm]	Velocidade experimental [m/s]							Velocidade numérica [m/s]			
	I	II	III	IV	V	Média	$RM_{95\%}$	M1	M2	M3	CGI
-48	0,891	0,900	0,880	0,880	0,926	<b>0,895</b>	0,037	0,627	0,665	<b>0,658</b>	0,010
-24	0,911	0,900	0,880	0,889	0,954	<b>0,907</b>	0,056	0,634	0,677	<b>0,668</b>	0,013
-4	1,778	1,709	1,734	1,753	1,922	<b>1,779</b>	0,165	1,683	1,611	<b>1,602</b>	0,006
0	5,230	5,368	3,439	5,224	5,618	<b>4,976</b>	1,713	4,883	5,190	<b>5,074</b>	0,023
4	5,424	5,607	5,356	5,428	5,601	<b>5,483</b>	0,224	5,072	5,424	<b>5,244</b>	0,034
32	5,488	5,670	5,492	5,432	5,447	<b>5,506</b>	0,187	5,159	5,588	<b>5,394</b>	0,036
40	5,463	5,707	5,484	5,358	5,567	<b>5,516</b>	0,255	4,866	5,559	<b>5,416</b>	0,026
48	5,395	5,688	5,521	5,284	5,514	<b>5,480</b>	0,297	3,532	5,306	<b>5,374</b>	0,013
56	5,279	5,470	3,447	5,120	5,124	<b>4,888</b>	1,604	2,351	4,011	<b>4,567</b>	0,122
72	3,468	3,837	2,193	3,423	3,500	<b>3,284</b>	1,238	1,436	2,346	<b>2,601</b>	0,098
100	0,662	0,673	1,352	0,699	0,657	<b>0,809</b>	0,596	0,562	0,565	<b>0,561</b>	0,007
120	0,514	0,528	0,649	0,525	0,534	<b>0,550</b>	0,110	0,551	0,568	<b>0,562</b>	0,010

Fonte: o autor.

Tabela 13 –  $RM_{95\%}$  e  $GCI$  para  $Re_{restricção} = 6500$ .

z [mm]	Velocidade experimental [m/s]							Velocidade numérica [m/s]			
	I	II	III	IV	V	Média	$RM_{95\%}$	M1	M2	M3	CGI
-48	1,085	0,976	1,118		0,908	<b>1,022</b>	0,190	0,659	0,842	<b>0,832</b>	0,012
-24	1,154	0,994	1,117	1,142	0,961	<b>1,074</b>	0,176	0,680	0,856	<b>0,844</b>	0,015
-4	2,302	2,226	2,230	2,214	3,023	<b>2,399</b>	0,687	1,997	2,072	<b>2,061</b>	0,005
0	6,832	6,874	4,438	6,804	7,513	<b>6,492</b>	2,323	5,851	6,655	<b>6,436</b>	0,034
4	6,971	6,950	6,925	6,975	7,715	<b>7,107</b>	0,667	6,062	6,955	<b>6,683</b>	0,041
32	7,077	6,894	6,993	6,964	7,497	<b>7,085</b>	0,469	6,163	7,172	<b>6,879</b>	0,043
40	7,019	6,974	6,948	7,210	7,449	<b>7,120</b>	0,413	6,059	7,146	<b>6,913</b>	0,034
48	6,850	7,138	7,015	6,856	7,463	<b>7,064</b>	0,496	5,395	6,835	<b>6,864</b>	0,004
56	6,300	6,668	3,952	6,207	6,215	<b>5,868</b>	2,132	4,020	5,192	<b>5,945</b>	0,127
72	3,851	4,558	2,454	3,792	4,284	<b>3,788</b>	1,587	2,684	3,052	<b>3,419</b>	0,107
100	0,814	0,816	1,502	0,861	0,853	<b>0,969</b>	0,585	0,845	0,726	<b>0,722</b>	0,006
120	0,670	0,687	0,801	0,684	0,704	<b>0,709</b>	0,104	0,700	0,725	<b>0,717</b>	0,011

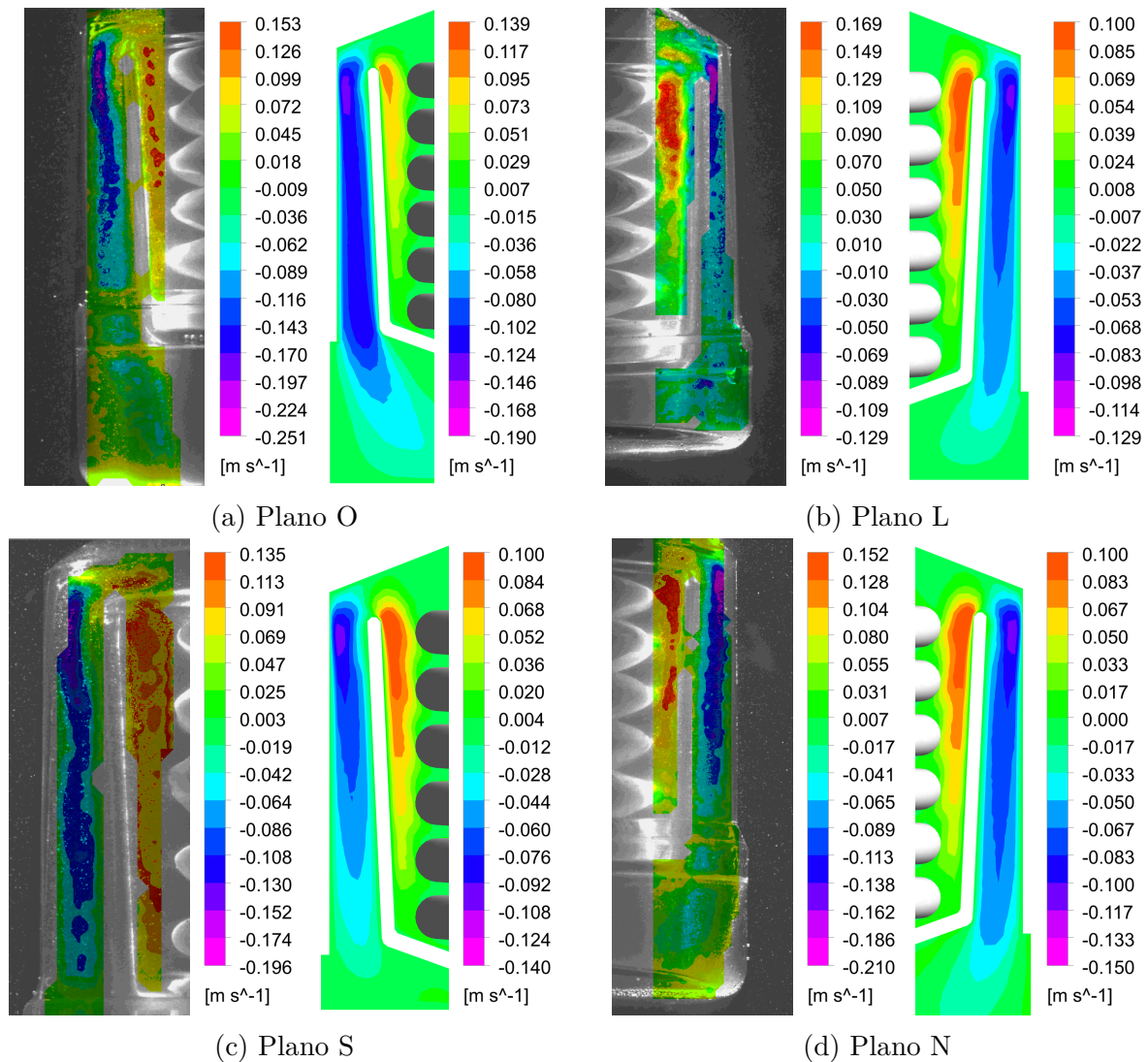
Fonte: o autor.



## ANEXO B – Campos de velocidade experimental e numérico do DMG FA-40

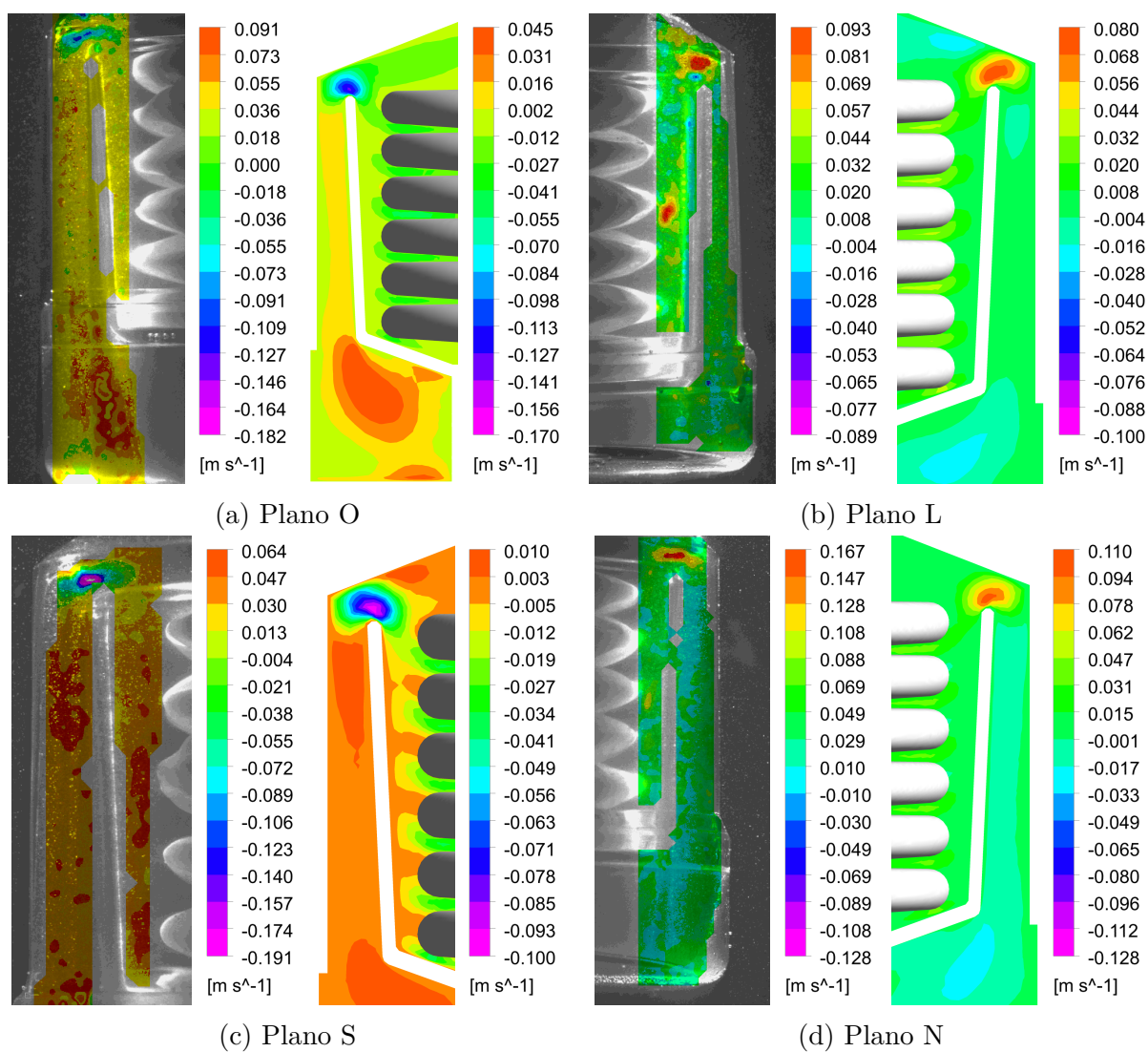
Estão relacionados a seguir a comparação dos experimentos de PIV relatados na subseção 3.1.1.3 com os resultados da simulação do presente trabalho. Os planos O, L, S e N foram definidos na Figura 29. Está representado na Figura 36 a velocidade axial, na Figura 37 a velocidade radial e na Figura 38 o módulo da velocidade, dados usados para construção do campo vetorial apresentado na Figura 30.

Figura 36 – Comparação do módulo da velocidade axial experimental com o numérico para  $Q = 4,40$  L/min.



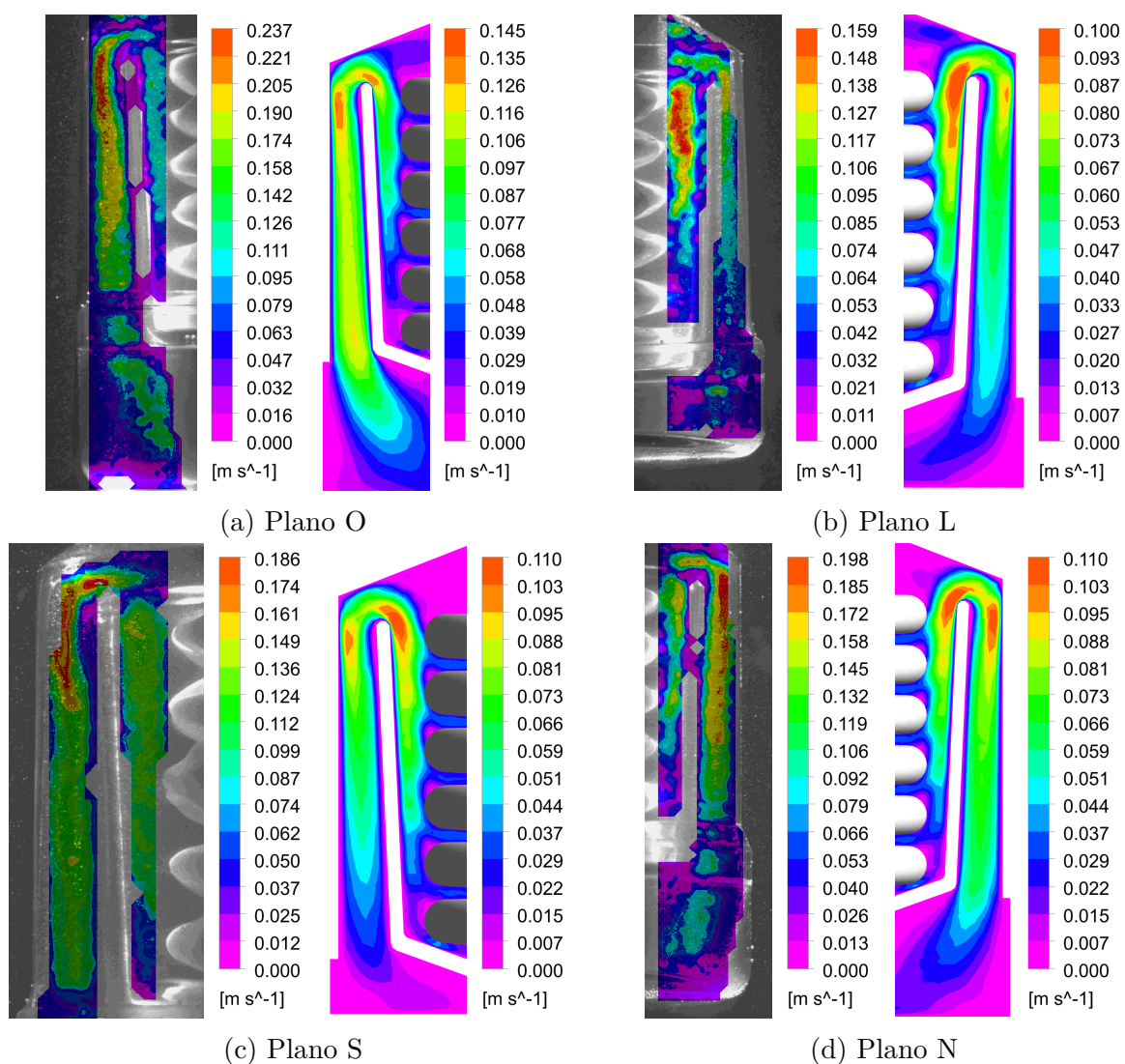
Fonte: Huebner (2003) e o autor.

Figura 37 – Comparação do módulo da velocidade radial experimental com o numérico para  $Q = 4,40$  L/min.



Fonte: Huebner (2003) e o autor.

Figura 38 – Comparação do módulo da velocidade experimental com o numérico para  $Q = 4,40$  L/min.

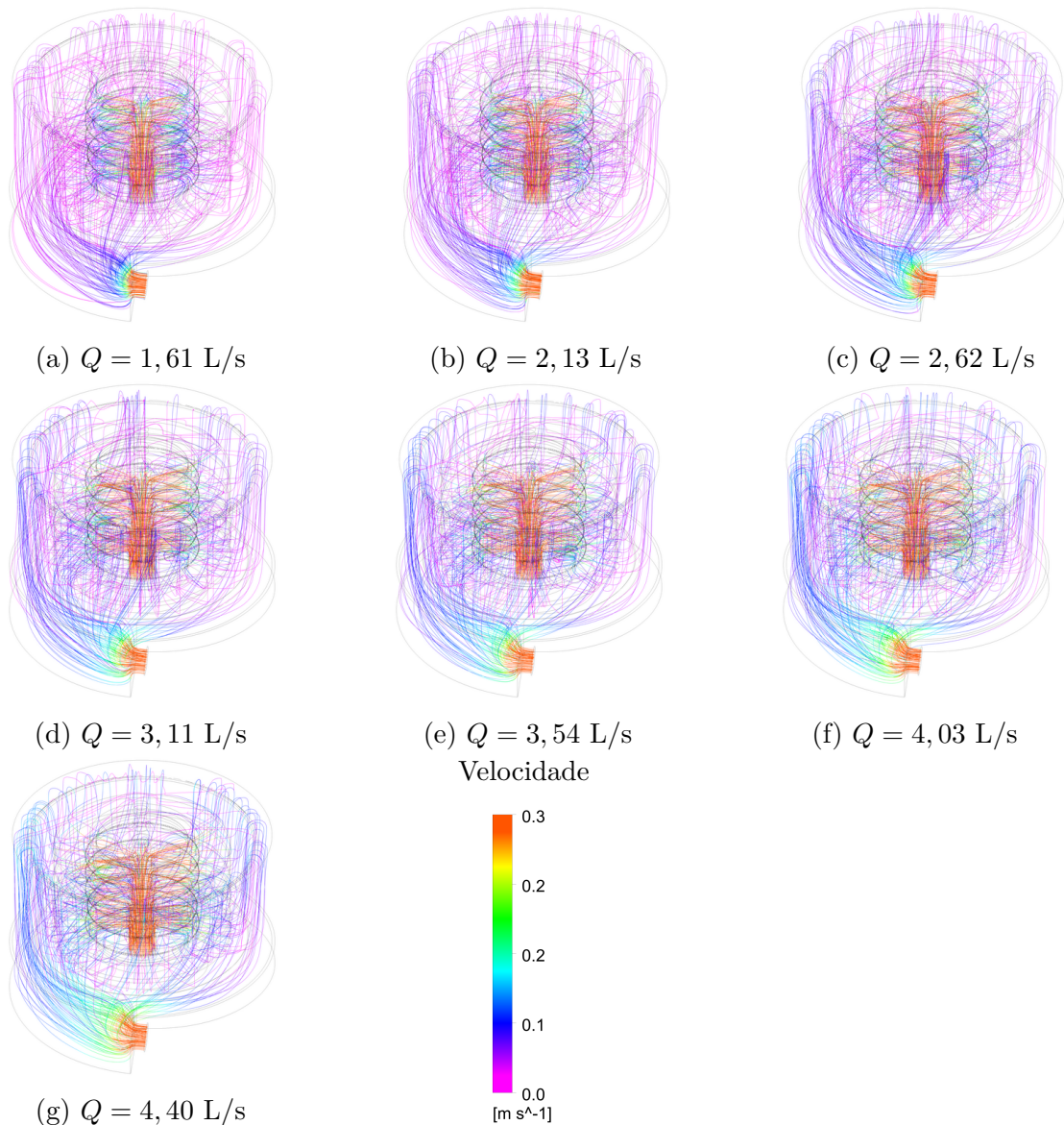


Fonte: Huebner (2003) e o autor.

## ANEXO C – Trajetórias do DMG FA-40

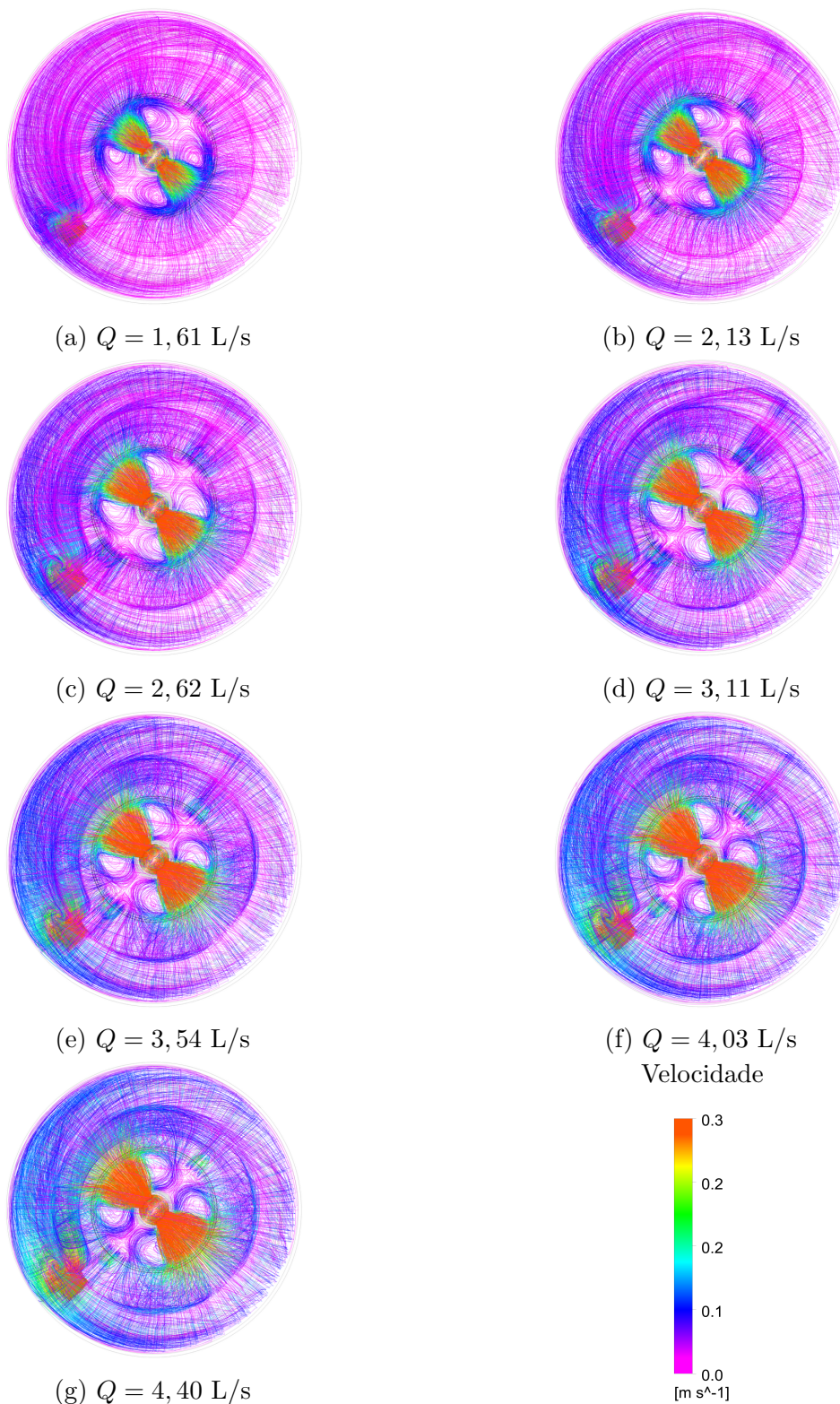
Essa seção mostra a representação gráfica da velocidade nas linhas de trajetórias em 5 vazões usadas para o cálculo da hemólise com modelos lagrangianos (sumarizados na Tabela 3). A Figura 39 mostra a vista isométrica (restrita a  $n = 200$  para melhor visualização do escoamento) e a Figura 40 a vista superior (com todas as  $n = 1996$  linhas usadas para o cálculo da Tabela 7) nas 7 vazões simuladas, onde é possível observar o jato formado no canal de entrada.

Figura 39 – Vista isométrica da velocidade nas trajetórias para o DMG FA-40 ( $n$  reduzido para 200 linhas para melhor visualização).



Fonte: o autor.



Figura 40 – Vista superior da velocidade nas trajetórias para o DMG FA-40 ( $n = 1996$ )

Fonte: o autor.