UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
ESCOLA DE ENGENHARIA DE SÃO CARLOS
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA MECÂNICA

GUILHERME BARBOSA LOPES JÚNIOR

**METODOLOGIA PARA ANÁLISE COMPUTACIONAL DE
ESCOAMENTO SANGUÍNEO EM DISPOSITIVOS DE
ASSISTÊNCIA VENTRICULAR**

Tese de Doutorado

Orientador: Prof. Dr. Luben Cabezas Gómez

São Carlos – SP

2016

GUILHERME BARBOSA LOPES JÚNIOR

**METODOLOGIA PARA ANÁLISE COMPUTACIONAL DE
ESCOAMENTO SANGUÍNEO EM DISPOSITIVOS DE
ASSISTÊNCIA VENTRICULAR**

Tese apresentada à Escola de Engenharia de
São Carlos da Universidade de São Paulo
como parte dos requisitos para obtenção do
título de Doutor em Ciências.

Área de Concentração: Térmica e Fluidos

Orientador: Prof. Dr. Luben Cabezas Gómez

**ESTE EXEMPLAR TRATA-SE DA
VERSÃO CORRIGIDA. A VERSÃO
ORIGINAL ENCONTRA-SE
DISPONÍVEL JUNTO AO
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA
MECÂNICA DA EESC-USP**

São Carlos – SP

2016

AUTORIZO A REPRODUÇÃO TOTAL OU PARCIAL DESTE TRABALHO,
POR QUALQUER MEIO CONVENCIONAL OU ELETRÔNICO, PARA FINS
DE ESTUDO E PESQUISA, DESDE QUE CITADA A FONTE.

L864m Lopes Júnior, Guilherme Barbosa
METODOLOGIA PARA ANÁLISE COMPUTACIONAL DE
ESCOAMENTO SANGUÍNEO EM DISPOSITIVOS DE ASSISTÊNCIA
VENTRICULAR / Guilherme Barbosa Lopes Júnior;
orientador Luben Cabezas Gómez. São Carlos, 2016.

Tese (Doutorado) - Programa de Pós-Graduação em
Engenharia Mecânica e Área de Concentração em Térmica e
Fluidos -- Escola de Engenharia de São Carlos da
Universidade de São Paulo, 2016.

1. metodologia. 2. hemodinâmica computacional. 3.
hemólise. 4. DAV. I. Título.

FOLHA DE JULGAMENTO

Candidato: Engenheiro **GUILHERME BARBOSA LOPES JUNIOR.**

Título da tese: "Metodologia para análise computacional de escoamento sanguíneo em dispositivos de assistência ventricular".

Data da defesa: 03/06/2016.

Comissão Julgadora:

Prof. Dr. **Luben Cabezas Gomez**
(Orientador)
(Escola de Engenharia de São Carlos/EESC)

Prof. Dr. **Paulo Celso Greco Junior**
(Escola de Engenharia de São Carlos/EESC)

Profa. Dra. **Raquel Jahara Lobosco**
(Universidade Federal do Rio de Janeiro/UFRJ)

Prof. Dr. **Eduardo Guy Perpétuo Bock**
(Instituto Federal de São Paulo/IFSP)

Prof. Dr. **Cyrol Albuquerque Neto**
(Centro Universitário da FEI)

Resultado:

Aprovado

APROVADO

Aprovado

Aprovado

Aprovado

Coordenador do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica:
Prof. Associado **Gherhardt Ribatski**

Presidente da Comissão de Pós-Graduação:
Prof. Associado **Paulo César Lima Segantine**

DEDICATÓRIA

À família, de sangue ou de coração.

Em especial à minha mãe (*in memoriam*) que estaria presente nesta defesa e que ansiosamente esperou por este dia; e ao meu pai, que a representa neste momento de ausência, bem como a si próprio.

Ambos foram os maiores incentivadores desta longa e árdua caminhada!

AGRADECIMENTOS

Existem muitas pessoas que merecem agradecimento aqui nesta página, pela contribuição emocional e motivacional que prestaram ao longo deste tempo dedicado na construção deste trabalho.

Meu primeiro agradecimento vai aos amigos que pararam para checar se seu nome está aqui... Com certeza se você parou para ler é porquê seu nome está aqui, implícito em cada página do trabalho que você ajudou a construir.

Em segundo lugar gostaria de agradecer imensamente ao Prof. Eduardo, pelo suporte, incentivo, entusiasmo e todo aparato de propostas, essenciais para este desenvolvimento. Agradeço de coração também ao Prof. Luben, que me acolheu no momento crucial deste trabalho e cuja serenidade e conhecimento pôde fortalecer os passos que foram seguidos.

Agradeço imensamente às meninas do coração da pós-graduação, Iara e Ana, pelo acolhimento e receptividade para esclarecer as dúvidas ao longo das necessidades e aos Profs. que puderam ampliar e iluminar os caminhos tortuosos ao longo destes anos de doutorado.

Aos Professores da UFTM que estão sempre a postos e solícitos para entender os desafios que aparecerão, mantendo-me motivado a conduzir este trabalho em prol do futuro em conjunto da instituição que agora componho.

Ao Prof. Tim Kaufmann pela paciência e receptividade com a qual se correspondeu para esclarecer as principais dúvidas na área.

Agradeço também ao Prof. Harry E. Schulz por abarcar o início deste trabalho e pelas lições valiosas, enquanto orientador no início deste processo de formação.

Ao CNPq pelo apoio financeiro nas primeiras etapas do trabalho de doutorado, essenciais para o desenvolvimento para a forma como hoje está concebido.

E já adiantando, aos membros da banca pelas contribuições que virão e a prontidão em ajudar no trabalho.

RESUMO

LOPES JR., G.B.. **Metodologia para Análise Computacional de Escoamento Sanguíneo em Dispositivos de Assistência Ventricular**. 2016. 249 p. Tese (doutorado) – Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2016.

O avanço da bioengenharia atual tem sido motivado pela crescente necessidade da humanidade em se buscar formas para amenizar o sofrimento, garantir tempo para um tratamento, melhorar a qualidade de vida ou sanar quadros clínicos de pacientes. Assim, a crescente necessidade de órgãos artificiais impulsiona a área de bioengenharia para que seja dado um suporte no desenvolvimento destes mecanismos. Neste contexto se encontra o presente trabalho. Aqui, apresenta-se uma metodologia numérica para que seja aplicada a desenvolvimento e testes de Dispositivos de Assistência Cardíaca, de forma a otimizar o processo de desenvolvimento e estimar os possíveis problemas inerentes ao seu funcionamento. Compondo a metodologia, uma ampla discussão de cada etapa numérica foi elaborada, contribuindo para uma metodologia flexível para uma ampla variedade de aplicações. A hemólise também foi investigada através dos principais modelos da literatura, bem como foram propostos modelos adaptados para tentar estimar a hemólise verificada experimentalmente. Além das metodologias para cada etapa, uma metodologia geral utilizando Sistemas de Referências Múltiplas (SRM) compõe os resultados, para uma sequência de passos numéricos que possa obter resultados satisfatórios em comparação com resultados de bancada por *loop test*. Outros resultados encontrados e devidamente discutidos foram inerentes a uma densidade de malha a ser utilizada para que ocorra simulações com independência de malha, na qual uma densidade a partir de 318,43 elementos/mm³ para referenciais não-inerciais é proposta. O mapeamento da turbulência por seis modelos que aplicam a média de Reynolds também é discutido, indicando os melhores modelos a serem empregados para um número de Reynolds relativo (Re^*) que relaciona a influência dos contornos nos resultados numéricos obtidos. Além disso, uma nova abordagem por tensão fisiológica é proposta para o cálculo da hemólise, sendo comparada aos modelos clássicos adotados. Os resultados para hemólise indicam um bom ajuste para o novo modelo proposto, bem como indica o correto tratamento de unidades para os modelos tradicionais. Por fim, as análises recaem na melhoria do dispositivo e conclui a metodologia numérica a ser empregada, preenchendo lacunas em cada etapa e determinando uma maneira de análise numérica cujos resultados são confiáveis.

Palavras-chaves: metodologia, hemodinâmica computacional, hemólise, DAV.

ABSTRACT

LOPES JR., G.B.. **Computational Analyses Methodology for Blood Flow in Ventricular Assist Devices**. 2016. 249 p. Thesis (PhD) – Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2016.

The advance of current bioengineering has been driven by the increasing need of humanity to seek ways to alleviate the suffering, ensure time to treatment, improve the quality of life or cure medical conditions of patients. Thus, the growing need for artificial organs boosts bioengineering area to be given a support in the development of these mechanisms. In this context is the present work. Here, we present a numerical methodology to be applied to development and Cardiac Assist Devices tests in order to optimize the development process and estimate the potential problems inherent in their operation. Compounding the methodology, a comprehensive discussion of each numerical step was developed, contributing to a flexible methodology for a wide variety of applications. Hemolysis was also investigated through the main models of literature, and have been proposed models adapted to try to estimate hemolysis verified experimentally. In addition to the methodologies for each step, a general methodology using Multiple Reference Systems (MRF) makes up the results for a sequence of numeric steps you can get satisfactory results compared to bench test results for loop. Other findings were discussed and properly attached to a mesh density being used for simulations occurring independently mesh in which a density from 318.43 elements/mm³ Non-inertial frames is proposed. The mapping of turbulence six models applying Reynolds medium is also discussed, indicating the best designs to be employed for a number of relative Reynolds (Re^*) that relates the influence of the contours of numerical results obtained. In addition, a new approach by physiological stress is proposed for the calculation of hemolysis, being compared to classic models adopted. The results for hemolysis indicate agreement with the proposed new model, and indicates the correct treatment units to the traditional models. The final analyses fall into improved device and completes the numerical methodology to be used by filling gaps in each step and determining a way to numerical analysis results which are dependable.

Key-words: methodology, computational hemodynamic, hemolysis, VAD.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1: total de transplantes por ano nos Estados Unidos	26
Figura 2: esquema para a microcirculação.....	31
Figura 3: estrutura esquemática de um coração humano	33
Figura 4: HeartWare® em destaque pelas suas dimensões reduzidas	36
Figura 5: protótipo de DAV utilizado nos estudos numéricos presentes.....	38
Figura 6: variação da viscosidade do plasma em função da temperatura.	39
Figura 7: hemácia em diferentes pontos de vista.	40
Figura 8: viscosidades relativas estimadas a partir do hematócrito.	46
Figura 9: variação da viscosidade do sangue por hematócrito.	46
Figura 10: fenômeno de aglomeração de hemácias.	49
Figura 11: tensão de cedência por hematócrito na literatura.	52
Figura 12: comportamento da viscosidade em função da taxa de deformação para 3 quadros clínicos.	54
Figura 13: relação entre tensão e deformação para indivíduos normais padrão.	55
Figura 14: esquema representativo de tipos de cavitação com possíveis causas.	57
Figura 15: esquema resumido para dano não fisiológico ao sangue.....	62
Figura 16: índice de hemólise a partir da tensão aplicada.	65
Figura 17: índice de hemólise e tensão aplicada para cenários de baixa tensão.....	66
Figura 18: índice de hemólise a partir do tempo de exposição para dois mecanismos de assistência cardíaca centrífugos distintos.....	66
Figura 19: circuito equivalente de acordo com as recomendações da ASTM F 1841.....	68
Figura 20: abordagens de Euler e Lagrange para uma partícula fluida.	71
Figura 21: exemplificação para a distinção entre as abordagens para o volume de controle	72
Figura 22: esquematização para SRM	74
Figura 23: método das malhas deslizantes para um deslocamento linear.....	75
Figura 24: detalhe de funcionamento da interface para malhas deslizantes	76
Figura 25: detalhamento da carcaça do DAV em estudo.....	78
Figura 26: detalhes do rotor sob três perspectivas distintas.....	79
Figura 27: vistas do rotor e medidas de distância das extremidades	80

Figura 28: entrada e saída deslocadas para o elemento fluido.....	80
Figura 29: ilustração esquemática para duas malhas com taxas de crescimento distintas.....	83
Figura 30: representação de elementos bidimensionais quanto a simetria	84
Figura 31: esquema para alocação das informações das grandezas calculadas:	120
Figura 32: algoritmo para a resolução acoplada das equações.	121
Figura 33: esquema upwind para discretização unidimensional.....	122
Figura 34: propagação esquemática unidimensional do erro global.....	125
Figura 35: esquema para o tratamento dado pelo AMG para captura de erros globais ...	126
Figura 36: curvas do DAV testado.....	133
Figura 37: dados gerais para o teste inicial de independência de malha	139
Figura 38: dados e estimativa do comportamento por um regressão não-linear.....	140
Figura 39: evolução da malha para o refinamento empregado próximo a pá helicoidal .	141
Figura 40: evolução do detalhamento para a região de saída	142
Figura 41: detalhamento para o refinamento da malha próximo a pá inferior do rotor...	142
Figura 42: corte na direção da tubulação de saída da malha escolhida para as simulações	145
Figura 43: detalhes da malha escolhida em um corte transversal ao eixo do rotor e próximo a base do DAV	146
Figura 44: parâmetro y^+ nas paredes do rotor e carcaça no primeiro cenário aplicado	147
Figura 45: proporção de elementos a partir da faixa y^+ para as regiões de parede	147
Figura 46: distribuição de y^+ para o rotor e carcaça nos dois cenários para 2200 rpm.	148
Figura 47: distribuição de y^+ para rotor e carcaça nos dois cenários de 2200 rpm.....	149
Figura 48: resultados gerais das simulações para 800 rpm.....	151
Figura 49: verificação de acurácia dos modelos testados para rotação de 800 rpm	152
Figura 50: diferença de pressão adimensional em função do número de Reynolds de entrada para rotação de 800 rpm.....	154
Figura 51: planos de corte para análises específicas.....	156
Figura 52: vetores de velocidade para cenário 1, 800 rpm e regime laminar em P-2.....	156
Figura 53: distribuição de velocidades e vetores em P-1, a 800 rpm para cenário 1 em regime laminar	157
Figura 54: vetores de velocidade em P-1 e P-2, na simulação de rotação de 800 rpm e cenário 5 em regime laminar.....	158

Figura 55: valores do parâmetro Q para análise dos vórtices nos cenários 1 e 5 a 800 rpm	158
Figura 56: distribuição de pressões no plano P-2 para regime laminar com rotação de 800 rpm nos cenários 1 e 5	160
Figura 57: distribuições de pressões para o cenário 1, a 800 rpm, localizadas no plano p-2	161
Figura 58: distribuições de pressões para o cenário 5, a 800 rpm, localizadas no plano p-2	162
Figura 59: distribuição de vetores de velocidade na região de saída do rotor em p-2 com rotação de rotor de 800 rpm	163
Figura 60: resultados gerais para o cenário A.....	166
Figura 61: resultados gerais para os modelos testados no cenário B	167
Figura 62: resultados gerais para os modelos testados no cenário C	168
Figura 63: resultados gerais em função de seus respectivos $Re *$	169
Figura 64: faixa entre 4 e 8 para o $Re *$ nas simulações para mapeamento da turbulência	169
Figura 65: resultados gerais para as simulações no cenário testado para hemólise.....	171
Figura 66: vetores de velocidades relativas ao sistema de referência nos planos p-2 e p-1 para as simulações de hemólise com os modelos $\kappa - \varepsilon$ padrão e realizável	172
Figura 67: distribuição das tensões cisalhantes nos planos p-2 e p-1 nas simulações de hemólise para os modelos $\kappa - \varepsilon$ realizável e padrão	173
Figura 68: distribuições de tensões cisalhantes nos planos de corte p-2 e p-1 para as simulações de hemólise utilizando os modelos $\kappa - \omega$ padrão e SST.....	174
Figura 69: distribuições de tensões cisalhantes nos planos de corte p-2 e p-1 para as simulações de hemólise utilizando os modelos Spalart-Allmaras e $\kappa - \varepsilon$ RNG	174
Figura 70: magnitudes dos tensores de tensões cisalhantes no cenário de hemólise.....	175
Figura 71: distribuição acumulada da Figura 70.....	175
Figura 72: zonas críticas para a ocorrência de hemólise.....	176
Figura 73: pressões e vetores de velocidade no plano p-2 para a região de saída do DAV para a simulação no cenário de teste de hemólise com o modelo $\kappa - \varepsilon$ Realizável.....	177
Figura 74: hemólise estimada pela equação 77 em alguns cenários	179
Figura 75: erros relativos para as análises de hemólise pela equação 77	180
Figura 76: resultados selecionados para a estimativa de hemólise pela equação 87	181

Figura 77: localização da zona de baixas tensões cisalhantes	183
Figura 78: exemplo na alteração na carcaça do dispositivo testado	185

LISTA DE QUADROS

Quadro 1: dimensões médias dos elementos circulatórios	31
Quadro 2: tipo de mecanismo para o tempo de tratamento ou solução da cardiopatia.....	36
Quadro 3: composição média relativa do sangue	39
Quadro 4: causas mais usuais da hemólise in vivo e in vitro.....	61
Quadro 5: valores da literatura: tensão cisalhante e tempo de exposição para hemólise ..	65
Quadro 6: coeficientes e erros de estimativa para o modelo de hemólise por tensões	103
Quadro 7: Valores dos coeficientes de acordo com os respectivos autores e o coeficiente para a modelagem por potência equivalente	110
Quadro 8: estimativa da rotação por ajuste dos dados para vazão de 5l/min	134
Quadro 9: valores para os testes de hemólise	137
Quadro 10: dados médios de hemólise	137
Quadro 11: resumo dos cenários testados para a rotação de 800 rpm	151

LISTA DE TABELAS

Tabela 1: métrica e coeficientes qualitativos para as malhas observadas na evolução ...	143
Tabela 2: valores de $y +$ para o rotor e carcaça nas simulações de 2200 rpm	149

LISTA DE SÍMBOLOS

H_t	Hematócrito humano
$H_{t,r}$	Hematócrito humano real
H_b	Concentração de hemoglobina livre no sangue
ΔH_b	Variação da concentração de hemoglobina livre no sangue
τ_{yx}	Tensão cisalhante aplicada no plano y na direção x
μ	Viscosidade dinâmica
η	Viscosidade aparente
$\dot{\gamma}$	Taxa de cisalhamento ou de deformação
τ_0	Módulo da tensão de cedência
τ	Tensão cisalhante
τ_{cr}	Tensão cisalhante crítica
t e t_e	Tempo decorrido e tempo de exposição
Δt	Intervalo de tempo entre dois eventos
p	Pressão estática
Q	Vazão volumétrica
FDS	Fração de dano no sangue
$A_{(s)}$	Função de proporcionalidade específica a um FDS
Γ	Coefficiente de proporção direta
α	Coefficiente de efeito instantâneo da tensão
β	Coefficiente do caminhamento de uma partícula fluida
α_{tm}	Coefficiente de influência para a eq. de Tamagawa e Minakawa
λ	Coefficiente de mensuração ao β
H_b	Quantidade de hemoglobina
E_{esc}	Energia usada para gerar escoamento
E_h	Energia utilizada para causar hemólise
L e B	Maior e menor dimensão de uma hemácia, respectivamente
	Grandeza qualquer em análise
ϕ	Taxa de dissipação de energia mecânica
	Ângulo de referência para o modelo $\kappa - \varepsilon$ realizável
$\overline{\phi}$	Valor médio de uma grandeza qualquer
ϕ'	Oscilação de uma grandeza qualquer em relação a média
W, P e E	Pontos discretos de análise da figura 2.11

u, v e w	Componentes das velocidades ao longo das direções $\vec{i}$, $\vec{j}$ e $\vec{k}$
$\mathbf{T}, \mathbf{G}, \mathbf{C}$ e $\mathbf{F}$	Vetores componentes das equações governantes
δ_{ji}	Delta de Kronecker
$\bar{V}_{rel}$	Velocidade média relativa
c	Velocidade do som
$\mathbf{B}$	Vetor de grandezas base
ρ	Massa específica do fluido
ρ_p	Derivada parcial da densidade em função da pressão
ρ_T	Derivada da densidade em função da temperatura
$\mathbf{C}_e$ e $\mathbf{C}_d$	Matrizes de fluxos convectivos do lado esquerdo e direito da face de um volume de controle
$\mathbf{R}$	Matriz com os valores residuais
$\hat{\mathbf{A}}$	Matriz com autovalores do sistema de equações
U_r	Velocidade de referência local
C_p	Capacidade térmica do fluido
CFL	Número de Courant
λ_{max}	Maior valor numérico dentre os autovalores
i, j e k	Índices na notação indicial
μ_t	Viscosidade turbulenta
μ_{ef}	Viscosidade efetiva do modelo $\kappa - \epsilon$ RNG
μ^+	Viscosidade relativa
κ	Energia cinética turbulenta
ϵ	Taxa de dissipação de energia cinética turbulenta
$C_\mu, C_{1\epsilon}, C_{2\epsilon}, \sigma_\kappa$ e σ_ϵ	Coefficientes do modelo $\kappa - \epsilon$ padrão
Pr_t	Número de Prandtl turbulento
α_r	Fator de relaxação
κ_∞	Energia cinética turbulenta em estado livre
ϵ_∞	Taxa de dissipação de energia cinética turbulenta livre
T_i	Ponderação da velocidade média
l	Escala de comprimento
β_t	Percentual de tolerância de redução
a, b, c	Coefficientes constantes
σ_{cav}	Coefficiente de cavitação
σ_{ci}	Coefficiente crítico de cavitação
p_{vapor}	Pressão de vapor de um composto

IH	Índice de hemólise
IHN	Índice de hemólise normalizado
S_{ij}	Taxas de deformações cisalhantes
S	Magnitude média do tensor de taxas de deformações cisalhantes
$\overline{S_{ij}}$	Média do tensor de deformações cisalhantes
$\vec{\Omega}$	Vetor rotação
κ	Energia cinética turbulenta
ε	Taxa de dissipação de energia cinética turbulenta
ω	Frequência turbulenta ou taxa de dissipação específica
U^*	Velocidade de referência para o modelo $\kappa - \varepsilon$ realizável
$\tilde{\Omega}_{ij}$	Variante do tensor rotacional
$\overline{\Omega}_{ij}$	Média do tensor rotacional
y^+	Distância adimensional à parede
u^+	Velocidade relativa à parede
I_t	Intensidade turbulenta
Re	Número de Reynolds
Re^*	Número de Reynolds relativo

LISTA DE EQUAÇÕES

01	Função exponencial para tensão de cedência adaptada dos dados de Merrill (1963)	50
02	Função potencial para tensão de cedência adaptada dos dados de Merrill (1963)	50
03	Função exponencial para tensão de cedência adaptada dos dados da Figura 11	51
04	Função potencial para tensão de cedência adaptada dos dados da Figura 11	51
05	Modelo reológico de Casson	53
06	Variação da viscosidade em função do hematócrito (MERRIL, 1969)	53
07	Variação da viscosidade a partir da temperatura	54
08	Número de cavitação	57
09	Número de cavitação proposto por Franc e Michel (2005)	57
10	Número de cavitação proposto por Shah et al. (1999)	57
11	Velocidade limite para cavitação	58
12	Número de cavitação crítico proposto por Franc e Michel (2005)	58
13	Velocidade limite para cavitação (2)	58
14	Índice de hemólise	67
15	Índice de hemólise normalizado	67
16	Equação da continuidade para fluidos incompressíveis	84
17	Equação da conservação da quantidade de movimento para fluidos incompressíveis	84
18	Equação para as tensões cisalhantes	84
19	Taxa de deformação cisalhante	84
20	Mudança de referencial em rotação	85
21	Decomposição de Reynolds	85
22	Equação da continuidade para escoamentos turbulentos	86
23	Conservação da quantidade de movimento para escoamentos turbulentos	86
24	Tensor de tensões cisalhantes	86
25	Tensões de Reynolds	86
26	Tensor de tensões cisalhantes para hipótese de viscosidade turbulenta de Boussinesq	86
27	Viscosidade turbulento para o modelo $\kappa - \varepsilon$ padrão	87
28	Energia cinética turbulenta	87
29	Taxa de dissipação da energia cinética turbulenta	87
30	Equação de conservação de κ para o modelo $\kappa - \varepsilon$ padrão	87
31	Equação de conservação de ε para o modelo $\kappa - \varepsilon$ padrão	88
32	Relação da viscosidade turbulenta para o modelo $\kappa - \varepsilon$ RNG	88
33	Equação para α em escoamentos com baixos números de Reynolds	89
34	Equação para viscosidade efetiva para números de Reynolds limites	89
35	Coefficiente $C_{2\varepsilon}$	89
36	Magnitude da média do tensor de tensões	89
37	Média do tensor de deformações cisalhantes	89
38	Coefficiente C_μ para o modelo $\kappa - \varepsilon$ realizável	90
39	Velocidade de referência para o modelo $\kappa - \varepsilon$ realizável	90
40	Variante do tensor rotacional	90
41	Média do tensor rotacional	91
42	Ângulo de referência	91
43	Equação de transporte para o modelo $\kappa - \varepsilon$ realizável	91
44	Viscosidade turbulento para o modelo $\kappa - \omega$ padrão	92
45	Coefficientes da equação 44	92
46	Equação de transporte para energia cinética turbulenta do modelo $\kappa - \omega$ padrão	93
47	Coefficiente α para a equação 46	93
48	Coefficiente f_{β^*} para a equação 46	93
49	Coefficiente χ_κ para a equação 47	93
50	Coefficiente β^* para a equação 46	93
51	Equação de transporte para taxa de dissipação específica do modelo $\kappa - \omega$ padrão	93
52	Coefficiente f_β para a equação 51	94
53	Coefficiente χ_ω para a equação 52	94
54	Taxa específica de dissipação para a região de parede	94
55	Coefficiente ω^+ para a subcamada viscosa	94
56	Distância adimensional a parede	94
57	Coefficiente ω_w^+ da equação 55	94

58	Coeficiente k_s^+ da equação 57	95
59	Coeficiente ω^+ para a subcamada turbulenta	95
60	Coeficiente C_μ^* para o modelo $\kappa - \omega$ SST	95
61	Coeficiente Φ para a equação 60	96
62	Equação de transporte da energia cinética turbulenta no modelo $\kappa - \omega$ SST	96
63	Coeficiente σ_κ para a equação 62	96
64	Coeficiente Φ_2 para a equação 63	96
65	Coeficiente D^+ para a equação 64	96
66	Equação de transporte para a taxa de dissipação específica no modelo $\kappa - \omega$ SST	96
67	Coeficiente σ_ω para a equação 66	96
68	Coeficiente C para a equação 67	96
69	Coeficiente $D_{\varepsilon-\omega}$ para a equação 66	97
70	Equação de transporte para a viscosidade cinética turbulenta do modelo Spalart-Allmaras	97
71	Viscosidade turbulenta do modelo Spalart-Allmaras	98
72	Coeficiente $G_{\bar{v}}$ para a equação 70	98
73	Coeficiente $\tilde{S}$ para a equação 72	98
74	Coeficiente S' para a equação 73	98
75	Coeficiente $D_{\bar{v}}$ para a equação 70	99
76	Coeficiente r' para a equação 75	99
77	Índice de hemólise por trauma mecânico de Giersiepen et al. (1990)	100
78	Índice de hemólise por trauma mecânico de Grigioni et al. (2005)	101
79	Índice de hemólise por trauma mecânico de Tamagawa e Minakawa (2003)	102
80	Coeficiente α_{tm} para a equação 79, versão 1	102
81	Coeficiente α_{tm} para a equação 79, versão 2	102
82	Coeficiente α_{tm} para a equação 79, versão 3	102
83	Índice de hemólise por trauma mecânico de Arvand et al. (2005)	103
84	Índice de dissipação de energia de Bluestein e Mockros (1969)	105
85	Índice de hemólise por trauma mecânico de Bluestein e Mockros (1969)	106
86	Índice de hemólise por trauma mecânico de Xuan et al. (2012)	106
87	Índice de hemólise por trauma mecânico proposto no Apêndice II, versão 1	107
88	Índice de hemólise por trauma mecânico proposto no Apêndice II, versão 2	107
89	Índice de hemólise por trauma mecânico proposto no Apêndice II, versão 3	108
90	Viscosidade turbulenta na região de parede	111
91	Escala de propagação da viscosidade turbulenta da equação 90	111
92	Coeficiente λ para a equação 90	111
93	Variação da velocidade relativa a parede	112
94	Coeficiente Γ para a equação 93	112
95	Variação da velocidade relativa a parede em escoamentos laminares para equação 93	112
96	Coeficiente α^+ para a equação 95	112
97	Variação da velocidade relativa a parede em escoamentos turbulentos para equação 93	112
98	Intensidade turbulenta	114
99	Viscosidade relativa	115
100	Energia cinética turbulenta de referência	115
101	Taxa de dissipação de energia cinética turbulenta de referência	115
102	Equação numérica de resolução do balanço em cada elemento	116
103	Equacionamento <i>upwind</i> de segunda ordem	119
104	Variação de uma grandeza nas células	119
105	Variação do fluxo na etapa preditor-corretora	120
106	Coeficiente d_f para a equação 105	120
107	Correções das pressões	120
108	Variação de pressões normalizada proposta por Zhang et al. (2013)	149
109	Número de Reynolds relativo (Re^*)	161

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	25
1.1	Justificativa.....	27
1.2	Objetivos	28
1.2.1	Específicos	28
2	CONSIDERAÇÕES INICIAIS	30
2.1	Sistema Circulatório e Dispositivos de Assistência Cardíaca.....	30
2.2	O sangue humano	38
2.3	Hemácia.....	40
2.3.1	Hematócrito Humano.....	44
2.3.2	Ciclo de vida e tensão fisiológica	47
2.4	Aglomeração e a tensão de cedência.....	49
2.5	Viscosidade do Sangue.....	53
2.6	Cavitação Sanguínea	56
2.7	Hemólise.....	60
2.8	Medição da hemólise: testes <i>in vitro</i>	67
3	EMBASAMENTOS E METODOLOGIA	70
3.1	Sistemas de Referências	70
3.1.1	Modelagem geral do escoamento.....	71
3.1.2	Métodos de resolução	73
3.1.3	Referências locais	77
3.1.4	Sistemas de Referências utilizados	77
3.2	Geometria em estudo.....	78

3.3	Concepção da malha computacional	81
3.3.1	Regiões de parede	82
3.3.2	Interface	82
3.3.3	Taxa de crescimento	83
3.3.4	Assimetria e razão de aspecto	83
3.4	Equacionamento Geral	86
3.5	Modelagem da turbulência	87
3.5.1	$\kappa - \varepsilon$ padrão	89
3.5.2	$\kappa - \varepsilon$ RNG	90
3.5.3	$\kappa - \varepsilon$ realizável	92
3.5.4	$\kappa - \omega$ padrão	94
3.5.5	$\kappa - \omega$ SST	97
3.5.6	Spalart-Allmaras	99
3.6	Modelagem da hemólise por trauma mecânico	101
3.6.1	Equacionamento geral	101
3.6.2	Equacionamento adaptado	109
3.6.3	Abordagens possíveis	111
3.7	Condições de contorno e inicialização	112
3.7.1	Condição de parede	113
3.7.2	Condições de entrada e saída	115
3.7.3	Condições iniciais	118
3.8	Métodos e considerações do cálculo numérico	119
3.9	Cenários testados e abordagem de análise	126
3.9.1	Testes para independência de malha	127
3.9.2	Análise para baixo número de Reynolds de rotor	129
3.9.3	Verificação da modelagem para turbulência	130
3.9.4	Determinação de zonas críticas	131

3.9.5	Estimativas de hemólise.....	132
3.10	Alteração e nova proposta	138
4	RESULTADOS E DISCUSSÕES	139
4.1	Densidade de malha	139
4.2	Mapeamento da turbulência	150
4.2.1	Baixo número de Reynolds de rotor	150
4.2.2	Análise de variação do número de Reynolds de rotor	166
4.3	Hemólise.....	170
4.3.1	Resultados gerais das simulações	171
4.3.2	Determinação das zonas críticas	176
4.3.3	Estimativas de hemólise.....	178
4.4	Análise de aglomeração e cavitação.....	182
4.5	Proposta de alteração e testes iniciais	184
5	CONCLUSÕES	186
5.1	Quanto a malha computacional	186
5.2	Modelagem da turbulência	187
5.3	Estimativa de hemólise.....	188
5.4	Outras conclusões.....	190
	REFERÊNCIAS.....	192
	ANEXO I – Modelagem de Hemólise: por Grigioni et al. (2005).....	201
	APÊNDICE I: algebrismo aplicado ao modelo de Casson.....	202
	APÊNDICE II: modelagem alternativa para hemólise	203
	APÊNDICE III: magnitude do tensor de tensões cisalhantes	208

APÊNDICE IV: κ e ϵ para o modelo Spalart-Allmaras	210
APÊNDICE V: resultados nas simulações de hemólise	211
APÊNDICE VI: testes de hemólise pela equação 77.....	229
APÊNDICE VII: testes de hemólise pela equação 87	235
APÊNDICE VIII: testes de hemólise pela equação 88.....	241
APÊNDICE IX: resultados nos cenários 1 e 5 a 800 rpm	247

1 INTRODUÇÃO

O avanço das ciências em todas as áreas nas últimas décadas tem sido notável. Tal avanço, evidenciado desde ciências humanas até as ciências biológicas, tem permitido uma elevação gradual na qualidade de vida ao longo dos anos.

Dentre todos os ramos em desenvolvimento, a medicina sofre naturalmente uma pressão de melhoria, uma vez que impacta diretamente na humanidade. Entretanto, esse desenvolvimento não ocorre apenas nas áreas biológicas em si, mas também na tecnológica que entra como fator primordial no avanço de tratamento de doenças e apoio nas deficiências e nos males da saúde do ser humano.

Neste contexto, de interface entre a área tecnológica e biológica, é que surge a proposta do presente trabalho, como forma de possibilitar uma metodologia de análise a um ramo da bioengenharia específico que trata de órgãos artificiais.

Ao que concerne à órgãos artificiais, torna-se destaque a necessidade de avançar no seu desenvolvimento, já que mesmo com a diminuição das filas de transplantes no Brasil, ocasionada pelo aumento no número de doadores desde a criação do Sistema Nacional de Transplantes (SNT) em 1997, a situação ainda é crítica (SNT, 2014).

O cenário crítico inerente à cardiologia ocorre, sobretudo, devido a dois fatores: a gravidade do impacto da insuficiência cardíaca no paciente e o “prazo de validade” de um coração que seria transplantado, que gira em torno de 4 a 6 horas atualmente. Além desses fatores, se comparado à espera por outros órgãos, como os rins, por exemplo, o coração ainda possui mais um agravante por não haver tratamentos amenizadores de médio e longo prazo para o quadro clínico, como a hemodiálise é para os rins.

Os dados de transplantes de coração do SNT (2014) indicam que, mesmo com um aumento de 19% no número de doadores, o total ainda é apenas de 271 doadores em 2013, valor muito inferior aos 2582 nos Estados Unidos, segundo o *Organ Procurement and Transplantation Network* (OPTN, 2015), órgão responsável pelo monitoramento de transplantes nos Estados Unidos da América.

Segundo o Ministério da Saúde (2014), a fila de espera para um transplante no Brasil em 2013 foi de pouco mais que 38 mil pacientes, com cardiopatias (doenças cardíacas)

diversas, mesmo com o avanço dado na infraestrutura de captação e realização de transplantes no Brasil.

Analisando dados estadunidenses, pode-se observar na Figura 1 os dados de transplantes entre 1988 e 2014 do OPTN (2015).

Figura 1: total de transplantes por ano nos Estados Unidos

(Fonte: adaptado de dados de OPTN, 2015)

Ainda de acordo com a OPTN (2015), o tempo de espera para um transplante de coração varia entre 13 dias e 70 dias, limites entre os pacientes mais jovens e idosos respectivamente. Esse tempo de espera, apesar de parecer baixo, reflete uma das grandes dificuldades apresentadas, uma vez que cardiopatias mais graves culminam no falecimento do paciente antes que possa ser transplantado. Nos Estados Unidos, a taxa de transplantes bem-sucedidos oscila em torno de 60% e 80%, de acordo com a faixa etária (OPTN, 2015).

Uma vez transplantado, o paciente ainda pode sofrer rejeição do órgão, cardiopatia aguda, problemas vasculares ou até mesmo reincidir ao problema cardiopata anteriormente apresentado. Nesses casos, há a possibilidade de se retornar a fila de transplantes, mesmo não sendo uma garantia.

A taxa de sobrevida brasileira para um período superior a 5 anos (SNT, 2014) é de 69%, já as taxas estadunidenses variam entre 68% e 75% em média para o mesmo tempo de sobrevida, o que mostra um equilíbrio “qualitativo”, mesmo em contraposto ao

“quantitativo”. Ou seja, quando realizado o transplante no Brasil, a taxa de sobrevida ao procedimento e tratamento é condizente com padrões internacionais, mesmo que realizados em menor número.

Dentro deste contexto, torna-se essencial criar mecanismos que possam prolongar a vida do paciente, mesmo que por um curto período de tempo, de modo que ele possa suportar a espera por um coração compatível para transplante.

Segundo estudos de casos no Brasil relatados por Benício et al. (1999), cerca de 60% dos pacientes submetidos a implantes de dispositivos de assistência cardíaca conseguem suportar até que o transplante seja realizado (cenário comumente chamado de “ponte para o transplante”) e, após o transplante, como o sistema circulatório mais debilitado, 20% dos pacientes falecem ainda no pós-operatório.

Isto representa que cerca de 50% dos pacientes que são submetidos a uma ponte para o transplante no Brasil conseguem sobreviver aos procedimentos e à espera por transplante. Apesar de ser um número aparentemente satisfatório, essa expectativa tem sido reduzida em face do aumento do número de doenças cardíacas e da fila para o transplante.

Em ambos os contextos, a melhoria desses índices, por menor que seja, representa um grande desafio da bioengenharia e medicina atual.

1.1 Justificativa

Como forma de poder auxiliar na espera por órgãos a serem transplantados, pesquisadores têm desenvolvido órgãos artificiais. No que diz respeito a corações artificiais, por assim dizer, diversas modalidades e configurações de aparelhos de assistência têm sido desenvolvidos, testados e até mesmo utilizados no cenário brasileiro e global.

No entanto, tais avanços ainda não foram suficientes no atual contexto devido a diversos e variados fatores, havendo espaço ainda para que se desenvolvam novas formas e protótipos para tentar amenizar o problema no cenário apresentado.

Um dos principais empecilhos para o desenvolvimento destes dispositivos é a chamada hemólise por trauma mecânico, que nada mais é do que o rompimento da membrana plasmática da hemácia. Esse rompimento pode ocorrer de diversas formas, como será destacado mais adiante, na seção 2.7, mas ao tocante a órgãos artificiais, isto ocorre em

geral devido a altas tensões aplicadas na hemácia ou atritos causados pelo contato ou choque a superfícies “estranhas” ao sangue.

Desta forma, o estudo da hemodinâmica é essencial a novas alternativas de aparelhos de assistência cardiovascular, a fim de se obter os pontos críticos de hemólise e tensões do escoamento.

Este é o contexto no qual se justifica o presente trabalho, uma vez que ainda não há na literatura delimitações claras e gerais de uma metodologia geral que possa ser aplicada com certa margem de segurança para analisar numericamente o dispositivo proposto ainda na etapa de concepção.

Em 2014, a *Food and Drugs Administration* (FDA) lançou um rascunho para discussão, ainda não concluído, com diretrizes básicas e superficiais para a modelagem numérica para o desenvolvimento de dispositivos médicos e seu registro frente ao órgão.

Sendo assim, os objetivos do presente trabalho foram elaborados, visando traçar uma metodologia de análise que possa preencher esta lacuna e ser empregada em consonância com as tendências internacionais para o desenvolvimento de mecanismos de assistência cardíaca, ainda na etapa de concepção, através de modelagem e análises numéricas.

1.2 Objetivos

O objetivo da tese é desenvolver uma metodologia de análise numérica, para o estudo de um protótipo de aparelho de assistência ventricular, estudado por Bock et al., 2008 e Bock et al., 2011, a fim de se estabelecer a hemodinâmica no interior do protótipo, quantificar a hemólise e tentar propor melhorias no mecanismo.

1.2.1 Específicos

Para atingir o objetivo geral, destacam-se os seguintes objetivos específicos do trabalho:

- Utilização de uma ferramenta computacional para a análise do escoamento interno do protótipo proposto por Bock et al., 2011;
- Estabelecer e analisar uma metodologia de simulação computacional do escoamento de sangue no dispositivo modelando o funcionamento do rotor da bomba em regime permanente;

- Verificar a influência de diferentes cenários por meio de simulações sucessivas para a variação da rotação, pressão de entrada e vazão sanguínea;
- Verificar os pontos críticos de tensões e estimar a hemólise;
- E, por último, tentar propor alguma possível melhoria ao protótipo, baseando-se nas análises realizadas com os resultados das simulações, para servir de base a trabalhos futuros.

2 CONSIDERAÇÕES INICIAIS

Nesta seção são apresentados os conceitos, definições e considerações que serviram de embasamento e introdução para a tese. Os assuntos aqui abordados são essenciais para as considerações no capítulo 3, pois permitem introduzir os temas sequencialmente, de forma que os embasamentos ligados a metodologia possam ser melhor compreendidos.

2.1 Sistema Circulatório e Dispositivos de Assistência Cardíaca

A estrutura do sistema circulatório em geral é composta basicamente por 5 elementos: artérias, arteríolas, capilares, vênulas e veias, sendo o sistema circulatório humano composto por dois subsistemas: o pulmonar, responsável pela circulação sanguínea entre o coração e os pulmões; e o periférico (ou sistêmico) que é responsável pela circulação em todo restante do corpo humano (GUYTON E HALL, 2006).

As artérias são estruturas primárias que saem do coração em direção aos tecidos. As artérias derivam em sequência às arteríolas que conduzem o sangue aos esfíncteres pré-capilares até chegar aos capilares dos tecidos (RHOADES E BELL, 2013). A partir dos capilares, o sangue retorna através de um canal comunicante para as vênulas, as quais derivam em veias que transportam o sangue de volta ao coração (BOULPAEP, 2012a).

Rhoades e Bell (2013) e Boulpaep (2012b) segregam a circulação entre as arteríolas e as vênulas, chamando-a de microcirculação. Isto porque essa circulação ocorre em uma escala muito pequena, podendo incluir estruturas menores que os capilares, chamadas de microcapilares.

Os capilares (ou microcapilares), por sua vez, possuem paredes e seções extremamente finas e porosas para que possam atingir os tecidos de forma mais abrangente e para que os nutrientes possam entrar em contato com o material intersticial através de uma interface com o sangue (GUYTON E HALL, 2006).

Em alguns tecidos, entretanto, os capilares não possuem uma função de troca de nutrientes, como é o caso dos glomérulos dos rins, cuja função é basicamente filtrante (BOULPAEP, 2012b).

Na Figura 2, destacam-se as estruturas da microcirculação, conforme destacada por Rhodes e Bell (2013). Esses autores destacam ainda que a função da microcirculação é diminuir a

resistência para que haja a difusão e troca de nutrientes entre os tecidos e o sangue, através de uma vascularização local mais intensa.

Figura 2: esquema para a microcirculação

(Fonte: traduzido de RHOADES E BELL, 2013)

Segundo Boulpaep (2012b), a microcirculação ainda pode ser formada por uma sequência de bases capilares, a depender da complexidade e necessidade do tecido em questão. A mesma autora (BOULPAEP, 2012a) ainda destaca que as vênulas e arteríolas podem ser classificadas entre 1ª e 4ª ordem, variando sua espessura externa entre 30 μm e 5 μm .

No Quadro 1, estão destacadas as dimensões médias para a espessura das paredes dos principais elementos da circulação, bem como o raio interno para o escoamento sanguíneo.

Quadro 1: dimensões médias dos elementos circulatórios

	Aorta	Artéria Comum	Arteríola	Esfincter Pré-capilar	Capilar	Vênula	Veia Comum	Veia Cava
Raio Interno	12 mm	2 mm	15 μm	15 μm	3 μm	15 μm	2,5 mm	15 mm
Espessura da Parede	2 mm	1 mm	20 μm	30 μm	1 μm	2 μm	0,5 mm	1,5 mm

(Fonte: BOULPAEP, 2012b)

A partir destas estruturas básicas é possível definir o funcionamento do sistema circulatório humano, ao menos de maneira resumida. Segundo Guyton e Hall (2006) o sistema circulatório é regulado por três princípios básicos que regem o processo de circulação sanguínea. Vale ressaltar, no entanto, que os três processos apenas resumem o complexo funcionamento deste sistema. São eles:

a) Demanda dos tecidos

Os tecidos são responsáveis por desempenhar as funções básicas do corpo humano e, sendo assim, eles demandam a ampliação local do fluxo sanguíneo em vista de suas necessidades de nutrientes ou de expelir algum subproduto de suas atividades.

Esta demanda gera uma vasodilatação ou vasoconstricção (na ausência de demanda) local através do sistema nervoso central, que propiciará a irrigação do tecido.

b) Fluxo total de saída do coração

O fluxo total de saída do coração é, então, gerado através da demanda simultânea de todos os tecidos do corpo humano, que irá alterar a condição inicial.

Isto cria uma zona de alta pressão ao enviar mais sangue para as veias que conduzirão ao coração e uma zona de baixa pressão pela irrigação dos tecidos que puxam o sangue das arteríolas. Apesar de serem criadas as zonas de baixas pressões, são as de pressões levemente elevadas pela contração local a jusante dos tecidos que irão incitar o batimento cardíaco.

O coração, portanto, reage automaticamente (após estímulos nervosos autônomos) através do nó sinusal (ou sinoatrial), presente no átrio direito, bombeando o sangue e equilibrando as pressões.

c) Controle Independente

O controle do fluxo sanguíneo é independente do restante do corpo humano, respondendo às demandas do sistema circulatório diretamente, em vista das alterações nas pressões internas do sistema circulatório. Isso significa que ele não depende de estímulos do sistema nervoso central, o que dá mais autonomia e agilidade a seu acionamento.

Vale lembrar, em complemento do exposto por Guyton e Hall (2006), que o coração nada mais é que uma bomba volumétrica, a qual induz o escoamento através destas “lacunas de volume” do sistema que compõem.

Quanto ao coração, a estrutura de um coração saudável é destacada na Figura 3, na qual as linhas pontilhadas representam o as direções dos fluxos sanguíneos pelo coração.

Figura 3: estrutura esquemática de um coração humano

(Fonte: traduzido de GUYTON E HALL, 2006)

No processo de circulação pelo coração humano, o sangue afluí da circulação periférica no átrio direito e, durante o ciclo cardíaco, ele passa para o ventrículo direito pela valva tricúspide e, em seguida, é conduzido aos pulmões pela artéria pulmonar.

O sangue, então, retorna dos pulmões pela veia pulmonar para o átrio esquerdo e segue para o ventrículo esquerdo, passando pela valva mitral (ou bicúspide). Logo após, seguindo o ciclo cardíaco, ele é enviado a artéria aorta, na qual é ramificado a diferentes partes do corpo por artérias principais presentes no arco aórtico.

O ciclo cardíaco, por conseguinte, representa o intervalo entre um batimento e outro, que é regulado através do nó sinusal, que funciona como um marca-passo, gerando estímulos elétricos que são propagados pela musculatura cardíaca dos átrios (que são levemente contraídos) até o nó atrioventricular que irá conduzir o estímulo elétrico para os ventrículos, contraindo-os.

O sistema circulatório, portanto, é síncrono, independente e preciso. Sendo assim, quaisquer alterações, por mais sutis que sejam, podem desregular o seu correto funcionamento, levando-o a fadigas musculares, disfunções, mal funcionamento ou parada cardíaca.

Nestes casos, o coração necessita de auxílio para que consiga exercer sua função ou, em casos mais graves, ser substituído. Em ambos os contextos se inserem os dispositivos de assistência cardíaca, que englobam desde marca-passos eletrônicos implantáveis até órgãos artificiais de circulação extracorpórea.

Nesta tese, contudo, ao se falar de dispositivos de assistência cardíaca, faz-se referência exclusiva aos mecanismos de suporte circulatório, ou seja, aqueles que auxiliam no fluxo sanguíneo atrial, ventricular ou total, em virtude da insuficiência das contrações cardíacas.

Os dispositivos de assistência ventricular (DAV), por exemplo, são todos os dispositivos mecânicos que auxiliam de alguma forma o funcionamento de um ventrículo cardíaco, seja o direito ou, mais comumente, o esquerdo.

Em resumo, estes dispositivos podem ser classificados como: intracorpóreos, paracorpóreos ou extracorpóreos, quanto ao posicionamento; ou ainda como: pulsátil ou de fluxo contínuo, de acordo com a forma de funcionamento, por assim dizer.

Os dispositivos intracorpóreos (implantáveis) e os paracorpóreos são aqueles que auxiliam de alguma forma o coração com um alcance de duração previsto de médio ou longo prazo; já os dispositivos cardíacos extracorpóreos são aqueles usados para substituir o coração em “curtos” períodos de tempo, como em procedimentos cirúrgicos por *bypass*.

As possíveis utilizações para estes tipos de mecanismos variam de acordo com a condição clínica, da cardiopatia e do paciente, variando basicamente entre (LA FRANCA et al.,

2013): “ponte para o transplante”, “ponte para recuperação”, “terapia de destino”, “ponte para candidatura” e “ponte para outra ponte”.

De maneira resumida, os dispositivos de assistência ventricular (DAV) são bombas com o objetivo de se auxiliar o funcionamento do coração. Estas bombas podem ser volumétricas ou cinéticas, possuindo diversas formas, materiais e configurações, mas pesquisadores têm tentado desenvolver aparelhos de assistência ventricular que possam ter um impacto reduzido na fisiologia do corpo humano.

Dentre as diversas alternativas, o Instituto do Coração (InCor) do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo realizou implantes deste tipo de equipamentos desde 1993 (BENÍCIO et al., 1999).

Benício et al. (1999) destacam ainda como avanço nos implantes empregados uma bomba pulsátil composta por duas câmaras (uma sanguínea e outra pneumática) confeccionadas de resina epóxi e com preenchimento de poliuretano entre elas.

Segundo De Rose et al. (1997), os DAVs são alternativas viáveis para “pontes para o transplante” e “pontes para a recuperação”, destacando ainda que para o DAVE (dispositivo de assistência ventricular esquerdo) testado, o tempo foi em torno de 122 dias, tendo sido observado em um caso de 605 dias de sobrevida. Esses autores ainda citam que a taxa de sobrevida em geral alcançou 79% dos pacientes, após o transplante.

Já a experiência descrita por McCarthy et al. (1998) foi destacada para uma amostra de 100 casos implantados com a HeartMate[®]. No estudo proposto por esses autores, o tempo médio de sobrevida dos pacientes foi de 70 dias, chegando a um máximo de 206 dias. Resultado ainda assim satisfatório, mesmo se comparado aos resultados anteriormente apresentados por De Rose et al. (1997).

Hayward e Swartz (2012) ressaltam ainda que os avanços no desenvolvimento de dispositivos de assistência cardíaca com relação à redução considerável nas dimensões de DAVs.

Na Figura 4, destaca-se o mecanismo descrito por Hayward e Swartz (2012), observando-se as dimensões relativamente pequenas para DAVs.

Figura 4: HeartWare® em destaque pelas suas dimensões reduzidas

(Fonte: adaptado de HAYWARD E SWARTZ, 2012)

No Quadro 2, pôde-se resumir os tipos de dispositivo a serem empregados de acordo com o tempo total necessário para que o paciente possa solucionar sua cardiopatia, em acordo com as observações dos autores.

Quadro 2: tipo de mecanismo para o tempo de tratamento ou para solução da cardiopatia

Tempo	Tipo de Dispositivo
Temporário (inferior a 1 mês)	Extracorpóreo
Período curto	Paracorpóreo mono ou bi ventricular
Ponte (inferior a 1 ano)	Coração artificial total ou implantável de assistência ventricular
Período longo (superior a 1 ano)	Implantável de assistência ventricular

(Fonte: adaptado de LA FRANCA et al., 2013)

Fiorelli et al. (2008) destacam ainda que os usos de dispositivos de assistência ventricular podem ser destinados a tratamentos de afecções crônicas ou agudas. Eles ressaltam que em alguns casos eles são implantados como forma de recuperação para o músculo do miocárdio por certo período, onde a patologia estaria sendo tratada (terapia de destino) ou em processo de reversão (ponte para a recuperação), em concordância com as condições classificadas por Franca et al. (2013).

Em cada caso, Fiorelli et al. (2008) ressaltam que os possíveis mecanismos possuirão disposição e funcionamento específicos para cada condição clínica, sendo assim, cada quadro deve ser analisado com cautela.

Barbosa (1996), em complemento, indica que a inserção de um dispositivo de assistência ventricular possui três fatores a serem considerados:

- Risco de infecções: devido aos procedimentos cirúrgicos empregados;
- Previsão do tempo de uso, que é de extrema dificuldade em função das individualidades de recuperação do miocárdio;
- Condições de anticoagulação do paciente, uma vez que previamente à cirurgia o mesmo pode se encontrar em estado de choque cardiogênico (baixa perfusão tecidual).

É válido acrescentar ainda três fatores inerentes ao uso de dispositivos de assistência cardíaca:

- O tempo de espera para se encontrar um doador compatível no caso de “pontes de transplantes”;
- A hemólise por dano físico e rejeição pelo paciente, que devem ser estudadas no desenvolvimento dos dispositivos (FDA, 2014);
- E a deficiência no sistema circulatório, devido à possível fragilidade em que os capilares possam se encontrar.

Barbosa (1996) ainda faz referência aos critérios clínicos de exclusão, destacando pacientes portadores de: doenças vasculares periféricas graves (ligadas à baixa capacidade de circulação arterial), doença vascular cerebral sintomática ou câncer em metástase não devem receber o implante de dispositivos de assistência ventricular.

Na realidade, o avanço no desenvolvimento em dispositivos de assistência cardíaca busca um objetivo geral comum que é prolongar a sobrevida do paciente independentemente da cardiopatia apresentada.

Todavia as dificuldades, empecilhos e objetivos específicos terminam sendo bem particulares, sobretudo ao se analisar a configuração de paredes móveis oscilatórias das bombas pulsáteis ou as taxas de hemólise elevadas, por exemplo.

O presente trabalho foca as análises e validação em um DAV proposto por Bock et al. (2008; e 2011). O dispositivo conta com uma base de propulsão magnética e caracteriza uma bomba centrífuga de entrada oblíqua, conforme pode ser observado na Figura 5, mais informações sobre a geometria do protótipo serão destacadas na seção 3.2.

Figura 5: protótipo de DAV utilizado nos estudos numéricos presentes

(Fonte: BOCK et al., 2011)

2.2 O sangue humano

O corpo humano possui 4 tipos básicos de tecidos, são eles: epitelial, conjuntivo, muscular e nervoso. Dentre esses, para o presente texto, o conjuntivo ganha destaque, uma vez que é nele onde se insere o sangue, fluido o qual é foco desta tese.

O sangue é um tecido conjuntivo especializado de composição fluida, ou seja, assim como os tecidos conjuntivos cartilaginosos e ósseos, ele possui uma função específica além da prerrogativa de unir e ligar. Esse fluido, na realidade, é classificado como um coloide do tipo SOL (sólido disperso em líquido) composto por diversos tipos de células imersas em um fluido eletrolítico aquoso, chamado de plasma.

O plasma é, portanto, a matriz deste tecido conjuntivo, sendo constituído, resumidamente, por água (cerca de 90 g em cada 100 ml), proteínas, cátions (sódio, potássio, cálcio e magnésio) e ânions (cloretos, bicarbonatos e fosfatos), conforme destacado por Caro et al. (2012). Quanto as suas funções base, ele é essencial para a homeostase sanguínea (equilíbrio sob alterações induzidas, sobretudo na suspensão coloidal e pressão osmótica), coagulação e controle do pH (GALDI et al., 2008).

Já com relação às células que compõe o sangue, elas se dividem basicamente em três tipos: hemácias (eritrócitos ou glóbulos vermelhos), leucócitos (glóbulos brancos) e trombócitos (plaquetas). As hemácias ganham destaque compondo entre 30% e 50% do volume total do sangue, proporção esta chamada de hematócrito (H_t), restando apenas uma pequena parcela do volume composta pelas demais, uma vez que, em indivíduos saudáveis e comuns, metade da concentração volumétrica advém do plasma.

Caro et al. (2012) indicam que a composição volumétrica média é de 54% para o plasma, 45% de hematócrito e apenas 1% para as plaquetas e leucócitos, valores confirmados pela faixa apresentada por Waite (2006). No Quadro 3, destacam-se ainda algumas proporções médias da composição sanguínea, que corroboram em valores aproximados com os autores recém supramencionados.

Quadro 3: composição média relativa do sangue

Elementos Celulares	Proporção Relativa (a $5 \cdot 10^6$ partículas por mm^3)
Hemácias	600
Leucócitos	01
Plaquetas	30
Plasma	Porcentagem Média (%)
Água	91
Proteínas	07
Solutos Inorgânicos	01
Solutos Orgânicos	01

(Fonte: MAZUMBAR, 2004)

Por terem parcelas volumétricas significativamente maiores, as propriedades mecânicas do sangue, então, baseiam-se nas proporções volumétricas de plasma e de hemácias, com destaque para a segunda, uma vez que a sua influência no comportamento do fluido passa a ser de grande relevância (MAZUMBAR, 2004).

O plasma, em contrapartida, como é basicamente composto por água, segue o comportamento viscoso da mesma, possuindo uma viscosidade dinâmica a 37°C em torno de $1,2 \text{ mPa.s}$, sendo influenciado pela temperatura, conforme Figura 6.

Figura 6: variação da viscosidade do plasma em função da temperatura.

(Fonte: CARO et al., 2012)

Desta forma convém destacar algumas informações acerca das hemácias para se prosseguir com a discussão acerca de hemólise na seção 2.3 e sobre as propriedades mecânicas do sangue na seção 2.5 mais a seguir.

2.3 Hemácia

As hemácias são células sanguíneas, de forma bicôncava com, em média e sem deformação induzida, $8\ \mu\text{m}$ de diâmetro e $2\ \mu\text{m}$ de espessura, chegando a no máximo $1\ \mu\text{m}$ na região central mais fina (GUYTON E HALL, 2006).

Na Figura 7, destaca-se a forma de uma hemácia em três perspectivas distintas. Segundo Yamata (2003), uma hemácia possui em média $98\ \mu\text{m}^2$ de área superficial e $140\ \mu\text{m}^3$ de volume total, valores similares aos apresentados por Galdi et al. (2008).

Figura 7: hemácia em diferentes pontos de vista.

(Fontes: adaptado de (a): YAMATA, 2003; (b): BESTER et al., 2013; (c): dados de GUYTON E HALL, 2006)

As hemácias também são conhecidas como glóbulos vermelhos (termo em desuso no Brasil) ou eritrócitos, e são células sem organelas citoplasmáticas e sem núcleo compostas predominantemente por água (65% de sua massa), seguida de hemoglobina (32%), estrutura da membrana celular (3%, subdividida entre proteínas, colesterol e fosfolipídios) e pequenas concentrações de sais inorgânicos, como sódio, potássio, magnésio e cálcio (CARO et al., 2012; e GUYTON E HALL, 2006).

A hemoglobina é de suma importância para o corpo humano e o seu transporte na corrente sanguínea é uma das funções essenciais da hemácia. A hemoglobina livre no plasma é naturalmente “filtrada” pelos tecidos ao passar por pequenos capilares e, primordialmente,

pelos rins (GUYTON E HALL, 2006), ou seja, a permanência dela dentro do corpo humano é essencialmente dentro das hemácias. Essa proteína é responsável pelo “transporte” de oxigênio dentro do corpo humano, em vista de sua capacidade de absorção deste gás solúvel proveniente dos pulmões no processo respiratório.

Outra substância importante presente na hemácia é a anidrase carbônica, que é uma enzima responsável pela catálise do processo de absorção de gás carbônico presente nos tecidos, proveniente da realização de suas funções primordiais, possuindo sua função ativa mais intensa nas hemácias (RHOADES E BELL, 2013).

Sendo assim, a funcionalidade de uma hemácia corresponde a sua capacidade de trocas gasosas (pela hemoglobina e anidrase carbônica), garantida pela sua habilidade de alcance, no sentido de conseguir se deformar para alcançar todos os pontos do sistema vascular, que é propiciada em seu processo de formação, denominado de eritropoiese (ou hematopoiese).

Neste processo, uma célula indiferenciada pluripotente (célula tronco) dá origem a células progenitoras, que por sua vez irão originar células precursoras, os eritroblastos: basófilo, policromático e ortocromático, nessa sequência por mitose celular completa; ou proeritroblastos que sofreram mitoses incompletas caracterizando as eritropoieses ineficazes e aceleradas. (RIFKIND et al., 1974).

Em resumo, o processo todo consiste em sínteses de DNA, mitose, incorporação de ferro e nutrientes. Já que os eritrócitos não possuem núcleos e organelas para que haja atividade intracelular, é preciso que eles estoquem tudo o que lhes é necessário para a sua sobrevivência.

A perda de seus elementos intracelulares ao longo da eritropoiese, inclusive o núcleo, permite que a hemácia ganhe certa flexibilidade em relação a sua forma e tamanho. Portanto, apesar de possuir tamanho superior aos menores capilares humanos (cujo diâmetro médio é inferior a $5\ \mu m$), elas conseguem alcançar todas as áreas do corpo humano em virtude de sua deformação. Por isso, o fato de as hemácias terem perdido toda a sua estrutura celular para armazenar hemoglobina e energia faz com que ela se especialize em sua função primordial que é a troca gasosa (MACEDO et al., 2011).

Devido a capacidade de deformação das hemácias, elas passam a se comportar como um sólido viscoelástico (elástico devido à membrana e viscoso em relação ao interior celular,

sobretudo à alta concentração de hemoglobina). Deste modo, a depender do hematócrito (H_t) e da escala em que se está tratando, o sangue tende a se comportar de forma viscoelástica (teoria mais aceita atualmente). Guyton e Hall (2006) ainda são mais enfáticos, destacando que o comportamento da viscosidade sanguínea está totalmente relacionado com o hematócrito, independente da escala de referência.

O efeito elástico da membrana de uma hemácia, por sua vez, está intrinsecamente ligado à sua capacidade de deformação sólida (para diferenciar aqui da taxa de deformação causada a um elemento fluido, $\dot{\gamma}$). Em suma, para as tensões mais usualmente estudadas, o efeito de “memória elástica” permanece sobressalente nas hemácias, o que garante a membrana dela uma capacidade de deformação totalmente elástica.

Um dos estudos pioneiros em deformabilidade das hemácias, a partir de uma tensão aplicada ao fluido, foi realizado por Sutura e Mehjardi (1975). Os autores trabalharam com uma faixa entre 10 Pa e 450 Pa, para acompanhar a deformação do formato bicôncavo das hemácias em um viscosímetro de cilindros concêntricos, com rotação interna, para uma solução sanguínea diluída.

Dentre os resultados destes autores, foi verificado que até 10 Pa o formato bicôncavo era unânime na amostra observada, enquanto que entre 10 Pa e 50 Pa, algumas hemácias já começavam a apresentar formato elipsoidal. Entre 50 Pa e 200 Pa, o formato predominante era o elipsoidal e, ao ultrapassar este limite, passou a ser verificado o colapso de algumas hemácias, até que o limite de 450 Pa fosse atingido.

Vale ressaltar, entretanto, que os resultados dos autores se aplicam à configuração específica elaborada por eles, o que não explicita que em um escoamento sanguíneo natural ou induzido, sem diluições em situações habituais, haja rompimento das membranas das hemácias a partir de 200 Pa, uma vez que o objetivo do estudo foi estudar o comportamento elástico da membrana celular da hemácia.

A partir do proposto por Sutura e Mehjardi (1975), já era possível concluir que o comportamento da membrana da hemácia possui um limite que gera sua deformação sólida em taxas mais elevadas até o seu rompimento e que ela possui formatos intermediários estáveis (por faixas consideráveis de tensões relativas) que são alcançados.

Posteriormente, Hochmuth e Waugh (1987) buscaram estudar mais enfaticamente o comportamento elástico da membrana da hemácia. Os autores relacionaram o comportamento elástico a três fenômenos: (i) alongamento; (ii) expansão isotrópica por cisalhamento ou flexão; e (iii) flexão sem cisalhamento ou alongamento. A partir deles os autores propõem módulos de cisalhamento, alongamento e flexão para tentar mapear o comportamento da hemácia.

Apesar de ter sido uma ideia interessante, mapear este tipo de comportamento se tornou complicado (em vista da segregação dos três fenômenos) e até certa faixa de tensões, falho, uma vez que ocorra a fadiga da membrana da hemácia, mesmo que ainda utilizado por vários autores (BRAUNMÜLLER et al., 2012; CHEN E SHARP, 2010; dentre outros).

Em outro estudo, proposto por Yoon et al. (2008), foi verificado o comportamento não linear da membrana das hemácias, o que já era indicado no estudo de Suter e Mehlhardt (1975). Yoon et al. (2008) indicam que o comportamento não linear é provavelmente decorrente da dissipação de energia pela estrutura celular, o que aproximaria o comportamento da hemácia a um comportamento vítreo suavizado (do inglês *soft glassy*) segundo estes autores.

Nesta linha, Sakuma et al. (2014) buscaram estudar o comportamento da hemácia quanto a fadiga de sua membrana celular através das curvas de deformação e recuperação em um experimento cíclico, forçando a hemácia a passar por um pequeno canal, simulando um pequeno capilar.

A fadiga representa um estado no qual, sob uma determinada tensão e tempo de exposição, um determinado elemento estrutural sofrerá um dano em sua estrutura, em escala micro ou molecular, de forma que seu comportamento se altere em relação ao estado anterior à lesão.

Sakuma et al. (2014) indicam o uso de um coeficiente de extensibilidade, onde foi possível apresentar, para o experimento em questão, uma boa correlação entre a fadiga e a capacidade posterior de deformação da hemácia, já que sua capacidade de deformação elástica fica comprometida ao ocorrer a fadiga.

Outro destaque importante é acerca da fadiga da membrana da hemácia, essencial para o entendimento do ciclo de vida da mesma e da hemólise induzida, conforme destacado nos itens 2.3.2 e 2.7.

As discussões sobre a deformabilidade da hemácia podem ser vastas, uma vez que este campo ainda está em constante evolução de conceitos. Em geral, sabe-se que a hemácia possui um comportamento não linear.

O modelo mais aceito atualmente e utilizado é o viscoelástico, conforme já destacado na presente seção, com ressalvas para o comportamento vítreo suavizado proposto por Yoon et al. (2008), como potencialmente representativo.

Apesar de os estudos citados serem relevantes para o entendimento, a situação ainda se complica em vista da enorme gama de individualidades para o sangue humano por quadros clínicos, idade, etc., que influenciam diretamente no sangue.

Nos subitens a seguir, destacam-se ainda dois aspectos importantes relacionados com as hemácias e suas iterações: o hematócrito e o ciclo de vida da mesma.

2.3.1 Hematócrito Humano

O hematócrito (H_t) é proporção volumétrica de hemácias no sangue humano. Esta proporção na prática é medida como uma proporção média, uma vez que não representa com exatidão os valores reais, em vista dos processos de separação dos componentes não garantirem eficiência total.

A separação dos componentes sanguíneos é realizada por um processo de centrifugação, na qual o plasma, as plaquetas e leucócitos e os eritrócitos são separados em frações, nessa mesma ordem, em função das suas densidades relativas médias.

Segundo Mazumbar (2004), no entanto, o hematócrito comumente medido ainda conta com uma pequena parcela de plasma entre as células de hemácia, mesmo com processos avançados de separação, o que contribui para que a exatidão no cálculo do hematócrito real seja comprometida.

Guyton e Hall (2006) fazem observações semelhantes, destacando ainda que, como a porcentagem de plaquetas e leucócitos é baixa em relação à porcentagem volumétrica de plasma e de hemácias, pode-se separar as análises da centrifugação em função apenas dessas duas parcelas.

Os mesmos autores ainda destacam que o percentual volumétrico de plasma que envolve as hemácias após a centrifugação varia entre 3% e 4%, ou seja, apenas 96% do valor do H_t é realmente composto de hemácias ($H_{t,r}$, hematócrito real).

Entretanto, como essa variação é pequena e, ao se dispor resultados comparativos de hematócrito por resultados de pesquisas através de métodos de separação com eficiências próximas, é comum dispor ou modelar baseando-se no H_t e não do $H_{t,r}$ e, sendo assim, ao se falar de hematócrito no presente texto, considera-se que $H_t \approx H_{t,r}$.

Dentre os diversos fatores que podem influenciar o hematócrito, destacam-se, sobretudo, hemorragias, doenças inflamatórias, anemias, idade, sexo, temperatura e doenças pulmonares crônicas, mas para indivíduos padrões saudáveis, o hematócrito segue uma média para homens entre 41% e 53% e para mulheres entre 36% e 46% (RHOADES E BELL, 2013).

Como exemplo, Guyton e Hall (2006) apresentam uma média de 10% de hematócrito para indivíduos com anemia e valores superiores a 65% para quadros de policitemia (aumento de hemácias produzidas e, conseqüentemente, circulantes).

A variação do hematócrito, por sua vez, causa uma mudança significativa das propriedades mecânicas do sangue, sobretudo devido à influência da elasticidade das membranas das hemácias sobre o escoamento.

Sendo assim, com o aumento do número de hemácias, as forças de interação intracelulares também se acentuam, causando aglomerados e trombos móveis, o que também influencia fortemente na capacidade de o sangue escoar, uma vez que sua resistência ao escoamento aumenta.

Bem como outros autores da área, Guyton e Hall (2006) e Rhoades e Bell (2013) indicam que a variação da viscosidade sanguínea pelo hematócrito comporta-se de maneira semelhante à Figura 8. Nela os autores indicam que o crescimento é praticamente exponencial para a viscosidade relativa do sangue a partir do hematócrito humano.

Vale ressaltar, entretanto, que os autores apresentam apenas um gráfico figurativo, sem validações experimentais específicas, sendo aqui objetivada a mesma intenção ilustrativa pretendida originalmente.

Figura 8: viscosidades relativas estimadas a partir do hematócrito.

(Fonte: autoria própria, baseada em GUYTON E HALL, 2006)

Com relação à variação da viscosidade em relação ao hematócrito, Oliveira (2009) descreveu a variação de acordo com a Figura 9, dada uma temperatura de 37°C. Para encontrar a curva, o autor fez uso de modelos baseado na viscosidade de uma suspensão composta de partículas esféricas.

Figura 9: variação da viscosidade do sangue por hematócrito.

(Fonte: OLIVEIRA, 2009)

No referido modelo foi considerada a influência por faixas de hematócrito, considerando equacionamentos distintos para as viscosidades das suspensões em cada faixa específica, destacando um comportamento assintótico para um hematócrito acima de 60%, faixa na qual se observaria alguma disfunção ou patologia.

Fica claro que o hematócrito influencia na viscosidade do sangue, mais detalhes serão tratados na seção 2.5. No entanto, a influência do hematócrito vai muito além, influenciando também diversas atividades bioquímicas envolvendo o sangue (GUYTON E HALL, 2006), além de ainda influenciar na aglomeração de hemácias (BASKURT et al., 2012).

Isto seria decorrente da proximidade causada pelo movimento randômico e colisão das mesmas (KIM et al., 2005; KIM et al., 2007), que atinge todo o sistema circulatório, conforme será destacado na seção 2.4.

2.3.2 Ciclo de vida e tensão fisiológica

O ciclo de vida da hemácia é bastante comum, seguindo o de outras células humanas. Em vista de sua especialização celular, descrita na introdução da seção 2.3, ela percorre todo o corpo humano, favorecida pelo comportamento elástico de sua membrana.

A hemácia tem origem em diferentes estruturas ósseas ao longo da vida humana. Até os 10 anos de idade, as hemácias são produzidas na medula óssea do fêmur e da tíbia; entre os 10 e 20 anos, elas passam a ser produzidas primordialmente nas vertebras, no esterno e nas costelas; já a partir dos 25 anos, sua produção se estabiliza apenas nestas três fontes, nessa ordem de predominância (GUYTON E HALL, 2006).

Shemin e Rittenberg (1946) generalizam em seu estudo que o tempo de vida de uma hemácia pode variar entre 5 e 200 dias, embora a hemácia possua um tempo usual de vida de 120 dias (também afirmado por outros autores da área, como BORON, 2012), para indivíduos saudáveis, sem alterações hematopatológicas, como a anemia ou malária, por exemplo (VILLAT E ABKARIAN, 2014).

Ao longo das várias circulações, devido as deformações impostas as suas membranas, é natural que as membranas das hemácias percam suas capacidades elásticas e tornem-se mais frágeis e menos sujeitas a deformações. As causas para essa fragilidade podem ser por ganho de rigidez (COOKE E LIM, 2007; GORI E FORCONI, 2007), por uma deformação plástica ou elasto-plástica ocorrida (LI et al., 2007; SLEEP et al., 1999) ou por fadiga excessiva (SAKUMA et al., 2014).

Com sua capacidade de deformação reduzida, a hemácia tem dificuldades em percorrer todo o corpo humano, sobretudo em estreitamentos nos capilares. Sakuma et al. (2014)

realizou testes padrões de estreitamento para estudar a capacidade de recuperação das hemácias, cujo número de ciclos influenciou relevantemente os resultados obtidos.

Guyton e Hall (2006) relatam ruptura das membranas das hemácias nestas passagens estreitas, como pequenos capilares, cuja capacidade de deformação seria essencial. Mesmo que ainda resistam a deformabilidade exigida na circulação, o baço passaria a funcionar como filtro, retirando as hemácias que possam estar comprometidas, uma vez que a sua dimensão principal deverá reduzir cerca de 60% para não ser filtrada neste órgão, segundo dados destes mesmos autores.

Ao analisar um ciclo natural de uma hemácia, pode-se tentar estimar uma tensão fisiológica média. A tensão fisiológica é uma tensão que naturalmente a hemácia está exposta no escoamento do sangue durante seu ciclo de vida. O valor exato dela é de difícil mensuração, para não dizer impossível, porém valores de referência podem ser tomados como base.

Como já foi relatado anteriormente, Sutura e Mehrjardi (1975) estimaram que para 10 Pa as hemácias não sofreriam alterações em sua forma e apenas começariam a perder sua biconcavidade a partir de 50 Pa. Kameneva e Antaki (2007) em um estudo para estimativa de hemólise, toma a tensão cisalhante fisiológica como 10 Pa, mesmo sem referenciar sua escolha, o que corrobora o valor apresentado por Sutura e Mehrjardi (1975).

Esta faixa adotada por Kameneva e Antaki (2007) é intuitiva, uma vez que pela tensão fisiológica média não haverá deformação elevada na grande maioria do trajeto circulatório que possa causar alteração em seu “formato padrão”.

Mesmo assim, é interessante supor outra análise a tensão fisiológica baseada na modelagem do sangue como um todo e na taxa de deformação aplicada ao fluido. Galdi et al. (2008), por exemplo, indica que a taxa de deformação para que se garanta o escoamento está entre $2,3 \text{ s}^{-1}$ e 400 s^{-1} . Outros autores, no entanto, como será discutido na seção 2.4, relacionam a uma tensão mínima para que haja escoamento, o que é chamada de tensão de cedência.

Se for considerado o proposto por Merrill (1969), estando o sangue em comportamento próximo ao modelo de Casson, mesmo que há uma faixa Newtoniana sobre grandes tensões, a modelagem da tensão fisiológica pode ser baseada nestes dois modelos.

Entretanto, a modelagem estaria influenciada por uma ponderação (temporal ou de trajetória) relacionada à trajetória predominante de uma hemácia.

Em suma, portanto, a tensão fisiológica média apresentaria um valor mínimo. Além destas tensões apresentadas, a tensão fisiológica poderia ser considerada a tensão de cedência para o escoamento sanguíneo ou a tensão limite de aglomeração.

Essa tensão limite, por sua vez, representa uma tensão para que não haja formação de aglomerados de hemácias, devido às forças intracelulares. Esta tensão e a distinção em relação a tensão de cedência é destacada também na seção 2.4.

2.4 Aglomeração e a tensão de cedência

O sangue possui uma reologia bastante complexa ocasionada pelas relações intracelulares. Dentre os comportamentos reológicos, a aglomeração (ou agregação) das hemácias passa a ser importante para o desenvolvimento de órgãos artificiais.

Este fenômeno ocasiona a formação de “coágulos” através da reunião de várias hemácias, ocasionada por um aglomerante em vista de um processo patológico, defensivo ou, simplesmente, pela redução abrupta do escoamento (em vista das baixas tensões).

Em geral, este fenômeno é reversível, se a causa da aglomeração for extinta ou em condições específicas que favoreçam o processo inverso. Na Figura 10, constam imagens apresentadas por Baskurt et al. (2012) para o fenômeno.

Figura 10: fenômeno de aglomeração de hemácias.

(Fonte: adaptado de BASKURT et al., 2012)

Para o processo de aglomeração, existem duas teorias aceitas atualmente: formação por ligações (ou pontes, do termo: *bridging*) ou por ausência (ou depleção, do termo: *depletion*), segundo Neu e Meiselman (2007).

Pelo primeiro processo são formadas ligações através de um aglomerante, na maioria das vezes o fibrinogênio, em vista da ausência de forças resistivas por tensões, repulsão eletrostática e deformação. Já a segunda teoria indica que a formação dos “coágulos” é inerente a ausência de proteínas ou polímeros na superfície das hemácias (que ajudariam a inibir o processo) e uma quantidade excessiva no meio, causando um processo de aglomeração.

Apesar de a primeira ser mais aceita (NEU E MEISELMAN, 2007), as duas teorias parecem ser possíveis e, até mesmo, complementares para alguns quadros, sendo assim, ambas as possibilidades poderiam ser consideradas válidas.

Vale, entretanto, ressaltar que a primeira teoria é mais simples de se correlacionar ou prever, sendo assim, a teoria das ligações será tomada como a verdadeira, mas não exclusiva, aqui no presente texto.

A desaglomeração, por sua vez, é ocasionada, principalmente por: tensões cisalhantes externas; densidades elevadas de cargas iônicas na superfície; e deformação da membrana das hemácias (BASKURT et al., 2012).

O primeiro motivo é intrínseco ao escoamento no sistema circulatório ou amostra *in vitro*. A segunda causa da desaglomeração, referente a carga iônica na superfície da hemácia, ocorre quando os resíduos aniônicos usualmente presentes (BASKURT et al., 2012) geram uma força opositora maior que a força motora da aglomeração, quando a causa geradora passa a ter uma força de atração interior a de repulsão eletrostática, naturalmente presente.

Quanto a terceira causa, a mudança no formato da hemácia, seja por deformação permanente seja por deformação temporária, ocasiona a quebra da estrutura para que o escoamento possa prosseguir, em vista do “encaixe” entre as células.

No caso de análises *in vivo*, a aglomeração passa a gerar uma preocupação com a deposição nas paredes das artérias e veias de médio e grande porte, usualmente. Isso porque nas paredes a tensão cisalhante de resistência é acentuada, podendo ocasionar a deposição dos

coágulos, causando arteriosclerose e, assim, a diminuição da capacidade de escoamento pela redução da seção transversal.

Para as aplicações intentadas por este trabalho, dificilmente haverá deposição dos coágulos nas paredes, em vista do material empregado, mas ainda é preciso observar as zonas de baixas tensões próximas a saída, em vista da possibilidade de serem gerados coágulos que poderiam ser expelidos na saída, mesmo que as chances sejam baixas.

Malek et al. (1999) propuseram um estudo da influência da tensão cisalhante na aglomeração ocasionando a arteriosclerose. Segundo os autores, uma tensão cisalhante abaixo de 0,4 Pa provocaria o acúmulo dos coágulos nas paredes do sistema circulatório.

Já em um outro estudo, Irace et al. (2003) indicam uma faixa um pouco maior para o fenômeno de aglomeração com impacto nas paredes dos vasos sanguíneos, com uma faixa em torno de 2,0 Pa.

Para o presente trabalho, buscar-se-á evitar as tensões e pressões abaixo de 2,0 Pa, a fim de se tentar evitar a possibilidade de os “coágulos” serem formados, bem como delimitar estas “zonas de risco”.

Com esta breve introdução na aglomeração de hemácias, pode-se supor que este fenômeno interfere na tensão mínima para que o sangue escoe, interferência essa que foi descrita por Goldstone et al. (1970), os quais concluíram por suas pesquisas que, provavelmente, sem o fenômeno de aglomeração não haveria uma tensão mínima para escoar, chamada de tensão de cedência (τ_0),

A relação da tensão de cedência com o processo de aglomeração é intuitiva, quão mais propício a aglomeração é o sangue, maior será a tensão necessária para que ele saia de seu estado estático. Isto porque, segundo Merrill et al. (1963), a tensão de cedência do sangue é inerente às iterações intracelulares, sendo assim, é intuitivo pensar que os mesmos fatores que afetam estas relações passam a afetar a tensão de cedência. Dentre as possíveis influências, o hematócrito (H_t) ganha destaque direto, sendo estudado por diversos autores.

Na Figura 11 constam dados de 4 diferentes autores para τ_0 em função de H_t , na qual se reúnem dados extraídos, com precisão significativa, dos gráficos dos quatro trabalhos mais relevantes sobre o assunto: Merrill et al. (1963); Chien et al. (1966) (apud PICART et al.,

1997), dados estes expostos no estudo de Picart et al., sendo os dados destes autores também incluídos; além dos dados de Zydney et al. (1991).

Figura 11: tensão de cedência por hematócrito na literatura.

(Fonte: dados de MERRILL et al., 1963; *CHIEN et al., 1966 apud PICART et al., 1997; PICART et al., 1997; ZYDNEY et al., 1991)

Os valores apresentados na Figura 11 demonstram um comportamento muito próximo, tendendo a um mesmo espectro, além da significância da relação entre o hematócrito e a tensão de cedência, o que reforçaria a influência do hematócrito na viscosidade.

A equação adaptada aos dados de Merrill et al. (1963) pode ser observada na equação 01, com coeficiente de determinação de 82,67%.

$$\tau_0 = 0,0382. e^{8,9239.H_t} \quad (01)$$

Através dos mesmos dados de Merrill et al. (1963), a equação 02 pode ser sugerida, com um coeficiente de determinação de 85,66%, constatando a afirmação dos autores de que a relação gira em torno de uma potência de terceiro grau, ao menos para os dados dos mesmos.

$$\tau_0 = 26,671. H_t^{3,0235} \quad (02)$$

Buscando uma relação mais geral e elaborando as mesmas equações para os dados dos quatro autores destacados na Figura 11, obtêm-se as relações dispostas nas equações 03 e 04, com 88,71% e 91,17% de coeficientes de determinação, respectivamente.

$$\tau_0 = 0,1127 \cdot e^{6,3057 \cdot H_t} \quad (03)$$

$$\tau_0 = 33,741 \cdot H_t^{3,1729} \quad (04)$$

Pode-se concluir, a partir desta breve e consistente análise, que as considerações propostas por Merrill et al. (1963) estavam corretas e uma equação de potência a partir do hematócrito é em torno de 3ª ordem, sendo esta a melhor forma a ser empregada para a relação entre tensão de cedência e hematócrito.

Mesmo não sendo a exata relação proposta pelos autores, o coeficiente de determinação é bastante significativo, podendo esta relação ser utilizada para uma estimativa da tensão de cedência, uma vez que incorporam dados extraídos de outros autores, conforme discutido.

Como ordem de grandeza, Waite (2006) sugere que a tensão de cedência do sangue se encontra na faixa entre 5 mPa e 10 mPa, já Caro et al. (2012) apresentam uma faixa mais estreita, na ordem de 1,5 mPa e 5,0 mPa. Esses valores variam não só com o hematócrito, como já foi demonstrado, no entanto não cabe uma discussão mais aprofundada aqui e o presente texto se restringirá a essa influência.

Por sua vez outros aspectos sobre as influências no escoamento sanguíneo serão discutidos na seção 2.5. Em suma, para mecanismos de assistência cardíaca, deve-se evitar também tensões abaixo das tensões de cedência, em vista da estagnação do escoamento naquele ponto.

Note que isto é diferente das zonas de recirculação, que representam o “represamento” do escoamento sanguíneo, mesmo que ambas as situações sejam indesejadas, uma por acúmulo dentro do dispositivo e outra por tensões (mesmo que reduzidas) aplicadas por longo período de tempo.

2.5 Viscosidade do Sangue

Em qualquer caso de dinâmica dos fluidos, as características do fluido são de primordial importância para a determinação ou predição de seu comportamento. Em fluidos gasosos,

a compressibilidade passa a ser fundamental para a modelagem do escoamento, já para fluidos líquidos, é a reologia que ganha destaque, uma vez que líquidos podem ser considerados incompressíveis na grande maioria dos casos.

Sendo assim, a reologia sanguínea é de extrema importância para os estudos hemodinâmicos, uma vez que seu comportamento reológico mapeado até o presente possui três faixas distintas de comportamento reológico atualmente aceitos.

Um dos principais estudos reológicos do sangue foi proposto por Merrill et al. (1963), culminando em uma publicação mais abrangente em 1969, unindo vários trabalhos do mesmo autor principal ao longo dos anos (MERRIL, 1969).

Merril (1969) conciliou e embasou diversos trabalhos futuros que justificam até o ano atual o uso da modelagem proposta. Além da tensão de cedência ter sido mapeada, conforme já destacado na seção 2.4, este autor mapeou a viscosidade aparente em função de uma taxa de deformação para três quadros clínicos, descrito na Figura 12.

Figura 12: comportamento da viscosidade em função da taxa de deformação para 3 quadros clínicos.

(Fonte: dados de MERRIL, 1969)

Observando o gráfico original, convertido apenas para as unidades padrões do sistema internacional, na Figura 13 é descrito o comportamento relativo entre tensão e deformação utilizado pelo autor para propor os modelos de descrição da reologia sanguínea.

Figura 13: relação entre tensão e deformação para indivíduos normais padrão.

(Fonte: dados de MERRIL, 1969)

A partir destas informações e demais propostas por Merrill (1969), o autor pôde concluir, coerentemente, que o comportamento sanguíneo se aproxima do modelo de Casson para taxas de deformação até $30,32 \text{ s}^{-1}$, um modelo transitório até aproximadamente 100 s^{-1} , a partir do qual o comportamento seria de um fluido Newtoniano. O modelo de Casson é descrito na equação 05

$$\tau^{0,5} = \tau_0^{0,5} + \eta^{0,5} \cdot \dot{\gamma}^{0,5} \quad (05)$$

Na qual, τ é a tensão aplicada, τ_0 é a tensão de cedência, η é a viscosidade aparente e $\dot{\gamma}$ é a taxa de deformação ocasionada pela tensão aplicada.

Ainda sobre o mesmo estudo (MERRIL, 1969), observando os valores obtidos para os dados dispostos na Figura 13, tem-se uma viscosidade aparente (ou simplesmente dinâmica, já que são equivalentes para fluidos Newtonianos) aproximadamente igual a 3,2 mPa.s. O referido autor também mapeou a influência do hematócrito na viscosidade aparente do sangue, resultando na equação 06.

$$\eta = \mu_{plasma} \cdot [1 + 0,025H_t + 7,35 \cdot 10^{-4} \cdot H_t^2] \quad (06)$$

Tomando como base um hematócrito de 45% e a viscosidade do plasma em torno de 1,2 mPa.s (CARO et al., 2012), por exemplo, ter-se-ia um valor de 4,6 mPa.s para a viscosidade do sangue, aproximadamente.

Além da sua composição que é representada diretamente pelo hematócrito, o sangue também sofre influência da temperatura, uma vez que o plasma, como foi discutido na seção 2.2, sofre uma influência proporcionalmente igual a da água. Assim é comum relacionar a variação da viscosidade sanguínea com a variação da viscosidade da água para a mesma variação de temperatura, conforme destacada na equação 07.

$$\eta_{\dot{\gamma},T} = \eta_{\dot{\gamma},T_0} \cdot \frac{\mu_{H_2O,T}}{\mu_{H_2O,T_0}} \quad (07)$$

Outros modelos são descritos para tentar incorporar o comportamento sanguíneo, como o modelo de Walburn-Schneck (BORTOLOTTI E KARAM FILHO, 2006) ou a influência do modelo vítreo suavizado (YOON et al., 2008).

Não cabe ao presente texto uma ampla discussão sobre estes modelos por dois motivos: primeiro o uso de ambos foi aplicado a questões específicas dos experimentos e observações; e porque a faixa de tensões apresentadas neste trabalho é suficiente para se tratar o sangue no interior do dispositivo em estudo como um fluido Newtoniano.

Ficou claro, segundo proposto por Merrill (1969), que para tensões acima de 0,33 Pa o comportamento do sangue passa a se aproximar de um comportamento Newtoniano. Essa premissa e valores aproximados são indicados por diversos autores (por exemplo: CARO et al., 2012; COCKLET E MEILSEMAN, 2007; MAZUMBAR, 2004; dentre outros), todos em torno dos provenientes dos dados de Merrill (1969).

O sangue, por conseguinte, foi tratado como um fluido Newtoniano e a sua viscosidade foi tomada como sendo 4,0 mPa.s. Além disso, sua densidade padrão foi tomada como média e constante (fluido incompressível) como sendo em torno de 1059 kg/m³ (aproximação também de referência e citada por autores como GALDI et al, 2008; MAZUMBAR, 2004).

2.6 Cavitação Sanguínea

A cavitação é o fenômeno no qual um fluido em seu estado líquido passa para seu estado vapor através da queda da pressão local a uma pressão inferior a pressão de vapor do líquido.

Através desta passagem, são formadas cavidades de cavitação, mais usualmente chamada de bolhas, termo que será utilizado daqui em diante para descrever o fluido em seu estado vapor causado pela cavitação.

A queda de pressão, por sua vez, pode ocorrer por diversos fatores, o que indica tipos diferentes de cavitação, com características bem específicas. Na Figura 14 consta um esquema básico para a cavitação e seus quatro macros grupos, segundo Ozonek (2012).

Figura 14: esquema representativo de tipos de cavitação com possíveis causas.

(Fonte: adaptada e traduzida de OZONEK, 2012)

Dentre os tipos apresentados por Ozonek (2012), a cavitação fluidodinâmica passa a ter papel de destaque para o presente trabalho, uma vez que se busca estudar a hemodinâmica. Dentre os principais tipos de cavitação fluidodinâmica, Shah et al. (1999) destaca a seguinte classificação: dinâmica (ou deslocada ou viajante), estática (ou fixa), rotacional (ou de vórtices) e vibratória.

No sistema circulatório humano, a cavitação é um processo presente, porém pouco estudado, associado a escoamentos turbulentos na saída do coração e efeitos de pulsos céleres, uma vez que a propagação de um pulso de onda pode ocasionar a cavitação, segundo Wolfrum (2004).

Avrahami et al. (2000) também relaciona a cavitação a efeitos transientes, similares aos possivelmente causados pelos pulsos céleres, e destaca a cavitação inercial em válvulas aórticas.

Vale destacar, entretanto, que a cavitação também possui um papel importante em diversas aplicações terapêuticas para o sistema cardiovascular, sobretudo a acústica e a ótica, sendo utilizadas em: melhorias de absorção de drogas antitrombóticas e anticâncer; em tratamentos de hipotermia; abrasão térmica de tumores; mapeamento cardiovascular; além de neutralizar, cortar ou desligar tecidos em procedimentos médicos (BRUJAN, 2011).

Não há estudos suficientes sobre os tipos de cavitação em mecanismos de assistência circulatória, no entanto, independentemente do tipo em específico ocasionado, o que se busca é que este fenômeno não ocorra, sendo assim as faixas de pressões muito baixas devem ser sempre evitadas.

Os limites para cavitação são usualmente estipulados em função da pressão de vapor, contudo a pressão de vapor do sangue ainda possui uma lacuna de confiabilidade nos estudos, uma vez que suas características químicas e biológicas influenciam diretamente na mesma.

Seriam necessários estudos específicos com o sangue escoando, uma vez que suas propriedades de transporte (viscosidade) são variáveis, além de que outra grande dificuldade é mensurar a pressão interna em mecanismos de assistência circulatória, mesmo com o avanço da instrumentação científica.

Alguns autores conseguiram mensurar a pressão de vapor através de técnicas acopladas, em estudos para taxas de variação de pressão a partir do fechamento de válvulas aórticas. Dentre os autores, podem ser citados Chandran et al. (1998) e Avrahami et al. (2000), ambos relatando uma faixa para o início da cavitação em torno de -95kPa (710 mmHg negativa) em testes induzidos em laboratório, que é uma pressão consideravelmente baixa se comparada com a da água que gira em torno de -6,5kPa (-48,75mmHg, para uma temperatura em torno de 37°C).

Estes valores também coincidem com um estudo ainda mais antigo proposto por Grollmann (1928), que estimou faixa de valores semelhantes para estudos em sangue canino. Vale

destacar, no entanto, que é pouco provável que pressões atinjam estas ordens de grandeza em escoamentos ou disposições *in vivo*, ou até mesmo em testes usuais *in vitro*.

Uma outra forma de analisar a faixa pretendida, visando evitar a cavitação, recai em comparações do risco de ocorrer a cavitação em uma máquina de fluxo, o que não elimina ainda o uso da pressão de vapor do sangue.

Esta comparação de risco é usualmente mensurada através das curvas de carga positiva de sucção (NPSH, sigla advinda de *net positive suction head*). Tais curvas não são usualmente geradas para o tipo de mecanismos em estudo aqui. Há, porém, outra forma de se comparar, que é através do coeficiente de cavitação descrito na equação 08.

$$\sigma_{cav} = \frac{p_r - p_{vapor}}{\Delta p} \quad (08)$$

Segundo Franc e Michel (2005), para bombas, pode-se resumir esta equação de acordo com a equação 09.

$$\sigma_{cav} = \frac{p_{ent} - p_{vapor}}{\rho V^2} \quad (09)$$

Onde p_{ent} é a pressão de entrada na bomba e V é a magnitude do que os autores chamaram de velocidade periférica. Se for levada em consideração a pressão relativa de vapor do sangue como -95 kPa, pode-se obter uma comparação em função da velocidade, em vista de uma faixa de valores para o número de cavitação.

Lu et al. (2015), propuseram um estudo de cavitação em uma bomba centrífuga para uma variação de entrada de ar no sistema. No estudo desses autores, sem entrada de ar (cenário também testado), o número crítico de cavitação é 0,2579 para uma cavitação incipiente e 0,3319 para uma cavitação crescente, no entanto se toma a equação 10 como referência, em contraposto ao proposto por Franc e Michel (2005), mas em concordância com a apresentada por Shah et al. (1999).

$$\sigma_{cav} = 2 \frac{p_{sai} - p_{vapor}}{\rho V^2} \quad (10)$$

Trabalhando com a cavitação insipiente, como sendo o limite total para que não haja cavitação e tomando a equação 10 como referência, bem como a pressão de vapor

supramencionada e a massa específica do sangue como 1059 kg/m^3 , obtém-se a seguinte relação pela equação 11, sabendo que: $\sigma_{cav} > 0,2579$, para que não haja cavitação.

$$V < \sqrt{\frac{p_{sai} + 95000}{136,56}} \quad (11)$$

Onde V é a magnitude da velocidade (sempre positiva) e p_{sai} é a pressão relativa de saída da bomba. Franc e Michel (2005) ainda indicam que pode ser estimado, em casos de modelagem, um número de cavitação crítico, a partir da equação 12.

$$\sigma_{ci} = \frac{p_{ent} - p}{\Delta p} \quad (12)$$

Para que não haja cavitação, este coeficiente adimensional deve estar limitado a um coeficiente de cavitação iniciada ($\sigma_{cav} > \sigma_{ci}$), sendo assim, a partir das equações 09 e 12, dos mesmos autores, tem-se a equação 13, para que não haja cavitação.

$$V < \sqrt{\frac{(p_{ent} + 95000)}{1059(p_{ent} - p)}} \cdot \Delta p \quad (13)$$

Onde p seria a pressão no ponto em análise e Δp pode ser considerada como a diferença de pressão relativa entre os pontos de entrada e saída da bomba.

A partir das inequações propostas nesta seção e um valor base para a pressão de vapor, a cavitação do sangue no interior do dispositivo de assistência ventricular testado pode ser verificada, visando evitar a ocorrência deste fenômeno.

2.7 Hemólise

Na presente seção são destacados os fenômenos nos quais há o rompimento da membrana celular de uma hemácia, causando a liberação de seu conteúdo intracelular no plasma, chamado de hemólise.

A hemólise possui uma função essencial para o organismo humano, como foi destacado na seção 2.3.2, o ciclo fisiológico de uma hemácia se encerra basicamente sob dois aspectos: baixa capacidade de deformação, sendo retida no baço (e fagocitadas, posteriormente), ou

hemólise ao longo do sistema circulatório, onde o material intracelular será filtrado em maior parte pelos rins.

Em um contexto comum, todo o processo fisiológico, inclusive a hemólise, não são conjecturados como um problema em específico, uma vez que os órgãos já trabalham normalmente nessa situação.

No entanto, quando esta taxa de hemólise passa a aumentar ao longo da corrente sanguínea, alguns problemas se apresentam com o excesso de substâncias anormais resultantes, podendo causar falência renal, hepática, inflação no baço, hipertensão respiratória, e, conseqüentemente, dificuldade respiratória aguda e insuficiência cardíaca (GUYTON e HALL, 2006).

Assim, apesar de essencial, é evidente que o processo de hemólise ocorrendo em demasia passa a prejudicar as funções normais do corpo de diferentes formas possíveis. A hemólise não fisiológica é indesejada na maioria dos casos (salvo quando há a necessidade de renovação das hemácias produzidas), podendo ocorrer por diversos fatores químicos, biológicos ou mecânicos.

A hemólise ainda pode ser dividida em dois grupos gerais: *in vitro* e *in vivo*. A hemólise *in vitro* é aquela que é causada por fatores externos ao corpo humano, como sua retirada, transporte e armazenamento inadequado, enquanto que *in vivo* é causada por fatores internos, usualmente ligados a problemas congênitos, genéticos e condições clínicas e patológicas. Dentre as principais causas, destacam-se no Quadro 4.

Quadro 4: causas mais usuais da hemólise *in vivo* e *in vitro*

Hemólise <i>in vivo</i>	Hemólise <i>in vitro</i>
Deficiência enzimática	Cateter obstruído
Micro angiopatia	Sangue forçado para seringas
Reação a transfusão	Temperaturas altas
Infecções	Dano mecânico
Anemia hemolítica	Aspiração excessiva
Esferocitose hereditária	Congelamento do sangue

(Fonte: COOK E BRUNS, 2012)

No presente texto, contudo, o foco da discussão sobre hemólise recai sobre a induzida por dano mecânico, sendo esse tipo de hemólise referenciado apenas por hemólise no corrente texto. O dano mecânico, por assim falar, engloba aqui tanto o dano causado por procedimentos extracorpóreos, quanto por procedimentos intracorpóreos (*in vitro* e *in vivo*, respectivamente).

Segundo Kameneva e Antaki (2007), um esquema (Figura 15) pode ser proposto para exemplificar a hemólise por trauma mecânico. O trauma mecânico é gerado por qualquer tipo de dispositivo colocado em contato com a circulação sanguínea, uma vez que as paredes do mesmo alteram as características originais do escoamento, como rugosidade das paredes, linhas de corrente, trajetória das células, vetores velocidades, entre outras.

Figura 15: esquema resumido para dano não fisiológico ao sangue.

(Fonte: traduzido de KAMENEVA E ANTAKI, 2007)

Na comunidade científica como um todo, atualmente, ainda não há um consenso com relação às causas mecânicas específicas da hemólise (mesmo que hajam fortes indícios) e como se deve modelá-la, no âmbito de estudos de dinâmica dos fluidos computacional e modelagem de hemólise (SCHENKEL et al., 2013).

A modelagem da hemólise só será discutida mais adiante na seção 3.6, mas cabe ainda destacar nestas considerações iniciais os principais estudos que delimitam as causas e os limites para que ocorra a hemólise mecânica.

As causas da hemólise passaram a ser estudadas desde o início do século 20, com o avanço de técnicas laboratoriais que possibilitaram tal avanço, mas foi na década de 60 que os principais trabalhos sobre as possíveis causas da hemólise por dano mecânico puderam avançar.

Blackshear et al. (1965) iniciaram os estudos *in vitro* utilizando sangue canino em uma série de experimentos com viscosímetros de cilíndricos concêntricos (viscosímetro de Couette, como é batizado).

Já Bernstein et al. (1967) reuniram material dos principais estudos correntes na época, aplicados a órgãos artificiais, enquanto que Bluestein e Mockros (1969) buscaram entender uma correlação entre a destruição das membranas das hemácias com a energia dissipada no escoamento.

Estes trabalhos só puderam ser realmente consolidados pelos experimentos de Leverett et al. (1972), cujos experimentos, também em cilíndricos concêntricos, puderam confirmar e destacar os fatores influentes preponderantes para a hemólise.

Na década de 80, já foi possível uma análise voltada a escala molecular, quando Mohandas et al. (1980) analisou através de microscopia a deformação provocada nas hemácias submetidas a certa faixa de tensões.

Os estudos mais recentes, já se buscam uma análise da hemólise a partir da modelagem em diferentes aspectos, tentando avançar nas causas mais intrínsecas ou buscando correlacionar a parâmetros macroscópicos, como será visto na seção 3.6.

Dentre as principais causas da hemólise aceitas e consolidadas, o tempo de exposição e a tensão cisalhante ganham destaque primordial. Apesar de as tensões cisalhantes serem as mais impactantes, Blackshear et al. (1965) relatam que a pressão aplicada por tempo prolongado a uma hemácia pode causar danos a estrutura de sua membrana, o que induz que mesmo em situações estáticas a pressão aplicada pode gerar algum dano.

Leverett et al. (1972) sugerem que para o sangue sob baixas tensões, o tempo de exposição passa a ser menos significativo do que sob tensões elevadas, em relação à hemólise. Isso pode ser explicado pelo fato de que a exposição a tensões mais altas faria com que as deformações das membranas das hemácias, mais acentuadas, fossem impostas por mais tempo, ou seja, deformações elevadas poderiam ampliar a fadiga causada (mais tempo neste estado) e assim quanto mais tempo sendo fadigado, maior o dano causado.

Em situação mais favorável, com tensões amenas, a membrana da hemácia ainda seria solicitada em seu comportamento elástico, podendo nem mesmo alcançar o estado de fadiga, conforme já discutido na seção 2.3, sendo assim ela estaria suscetível a “aguentar mais tempo” sem sofrer danos irreversíveis.

Leverett et al. (1972) analisam também outros fatores como interação com a parede e hematócrito, rejeitando uma ligação direta e sugerindo ainda que a temperatura causada pela dissipação viscosa poderia influenciar na hemólise em vista do aquecimento do sangue.

Esta mesma constatação foi proposta por Gershfeld e Murayama (1988), os quais indicaram uma influência na hemólise para temperaturas superiores a 50°C, constatando em seus estudos que a partir de 40°C e 5h de exposição, a influência também é significativa.

A influência da temperatura, entretanto, é irrelevante para o presente trabalho porque apenas acima de 40°C a hemólise seria relevantemente impactada, o que não ocorre na prática *in vivo*, já que seria necessário aumentar mais de 3°C todo o sangue humano, o que não é comum e seria remediado por fármacos, caso ocorresse.

Além disto os testes de hemólise possuem temperaturas estabilizadas, conforme será descrito na seção 2.8, o que é a base para as validações dos modelos da seção 3.6 e, por isso, os efeitos de temperatura usualmente não impactam nas análises visando prever os testes de bancada, o que não extingue sua importância numa tentativa de predição *in vivo*.

Assim, em geral, a tensão cisalhante aplicada e o tempo de exposição são, como já foi comentado, os fatores preponderantes e tomados como base. No Quadro 5 estão alguns valores para tensão aplicada e tempo de exposição estudado por diversos autores e citados em Leverett et al. (1972) e Kameneva e Antaki (2007).

Quadro 5: valores da literatura: tensão cisalhante e tempo de exposição para hemólise

Tensão Aplicada (Pa)	Tempo de Exposição (s)	Autores Proponentes dos Valores
4000	Ordem de 10^{-5}	Forstrom (1969) and Blackshear (1971)*
560	Ordem de 10^{-4}	Williams et al. (1970)*
450	Ordem de 10^{-3}	Rooney (1970)*
500	Ordem de 10^{-2}	Bacher and Williams (1970)*
450-700	Ordem de 10^{-2}	Keshaviah (1970) and Blackshear (1971)*
150	Ordem de 10^2	Leverett et al. (1972)
300	0,4	Paul et al. (2003)**
200	0,6	Paul et al. (2003)**
120	15	Baskurt et al. (2004)**
56	180	Lee et al. (2004)**

(Fontes: * apud LEVERETT et al., 1972; ** apud KAMENEVA E ANTAKI 2007)

Paul et al. (2003) ainda propõem um largo estudo sobre hemólise considerando o tempo de exposição e a tensão aplicada para cilíndricos concêntricos, além dos dados dispostos no Quadro 5. Na Figura 16 estão dispostos dados destes autores para hemólise em vista da tensão aplicada, para dois cenários de tempo de exposição.

Figura 16: índice de hemólise a partir da tensão aplicada.

(Fonte: dados adaptados de PAUL et al., 2003)

Na Figura 16, o comportamento em ambos os cenários é muito similar, alterando apenas a magnitude. Paul et al. (2003) ainda indicam na exposição de seus dados que para tensões e tempos de exposição mais baixos, há incoerências nos resultados, resultando em falta de correlação.

Na Figura 17 podem ser observados valores extraídos do trabalho de Paul et al. (2003) para o índice de hemólise e tensões aplicadas a 4 cenários de tempo de exposição.

Figura 17: índice de hemólise e tensão aplicada para cenários de baixa tensão.

(Fonte: dados adaptados de PAUL et al., 2003)

O que se pode observar do disposto é que não há correlação gráfica entre estes elementos para tensões mais baixas, sugerindo que a observação proposta por Leverett et al. (1972) seja coerente quanto à influência do tempo de exposição a baixas tensões.

Sobieski et al. (2012) confirmam, com dados mais recentes, a influência do tempo de exposição na hemólise para dois mecanismos de assistência cardíaca, conforme disposto na Figura 18.

Figura 18: índice de hemólise a partir do tempo de exposição para dois mecanismos de assistência cardíaca centrífugos distintos.

(Fonte: dados adaptados de SOBIESKI et al., 2012)

Os dados destes autores sugerem que o tempo de exposição prolongado é realmente relevante para as análises de hemólise, confirmando as premissas dos demais autores destacados, cujos testes foram feitos em aparatos de bancada, para simulação exclusiva da hemólise.

Muita ainda se tem a pesquisar sobre a hemólise, conforme o que foi exposto na presente seção, no entanto as constatações já apresentadas norteiam as análises de hemólise a serem aplicadas em mecanismos de assistência circulatório, tanto experimentalmente quanto numericamente.

2.8 Medição da hemólise: testes *in vitro*

A medição da hemólise representa um passo importante em qualquer procedimento que envolva sangue e a interferência causada em suas propriedades usuais para indivíduos saudáveis.

Os mecanismos de assistência cardíaca não fogem a necessidade de se medir as taxas de hemólise, pois ela é de primordial importância para a etapa de consolidação do mecanismo. Isso indica que, sem taxas aceitáveis de hemólise nos testes *in vitro*, não se aconselha prosseguir para os testes *in vivo*.

Os testes *in vitro* possuem regulamentação descrita por normativas internacionais como as da *American Society for Testing and Materials* (ASTM): a ASTM F1830 e F1841; bem como as descritas pela Organização Internacional de Normalização (ISO): ISO 10993-4, sendo mais comum a adoção da ASTM.

Dentre elas, as normativas da ASTM são as mais utilizadas e foram utilizadas de referência para os dados cedidos pelo estudo de Bock et al. (2008) e descritos na seção 3.9.5.2. Para os testes realizados por Bock et al. (2008), baseado na ASTM F1841, um circuito equivalente (ou circuito simulado, da tradução direta de *mock loop*) é testado, buscando estimativas de índice de hemólise.

Na Figura 19 está disposto o esquema traduzido que serviu de base para os estudos posteriores de Bock et al. (2008), publicado por Bock (2007).

Figura 19: circuito equivalente de acordo com as recomendações da ASTM F 1841

(Fonte: BOCK, 2007)

O circuito é composto por uma bolsa de sangue acrescido de anticoagulante (heparina), contendo 500 ml, próxima à margem dos 450 ml com 45 ml para mais ou para menos estipulada pela ASTM F1841.

A tubulação de material é flexível de 2 m de comprimento e contém instalada sondas de pressão e vazão que resultaram nos dados descritos na seção 3.9.5.2 (BOCK et al., 2008). Segundo os autores deste estudo, o hematócrito foi mantido entre 28% e 32% e a temperatura sanguínea em torno de 37°C, representando uma temperatura corporal padrão.

Vale destacar ainda que a carga de pressão fornecida ao sistema deve ser de 100 mmHg, com folga de 3 mmHg, para mecanismos de assistência de ventrículo esquerdo, bem como a vazão deve ser mantida constante dentro do intervalo de 4,75 l/min e 5,25 l/min, de acordo com as especificações da ASTM F1841.

Os resultados de hemólise são usualmente computados através de dois índices: o índice de hemólise padrão (IH) e o índice de hemólise normalizado (IHN). O primeiro índice é o mais simples e facilmente obtido nos cálculos de hemólise, sendo aplicados como comparação mais facilmente em virtude da hemólise unicamente, sendo destacado na equação 14 a seguir.

$$IH = \frac{\Delta H_b L}{H_b L} \quad (14)$$

Na qual: $H_b L$ é a hemoglobina livre no plasma sanguíneo, sendo atribuído ao rompimento da membrana das hemácias, em relação a uma concentração inicial.

A concentração inicial, por sua vez, é atribuída a uma quantidade normalmente encontrada no plasma sanguíneo, que seria filtrada nos rins, por exemplo. Já o índice normalizado incorpora fatores inerentes ao teste, podendo ser observado na equação 15.

$$IHN = \Delta H_b L \cdot Vol. \frac{100 - H_t}{Q \cdot t} \quad (15)$$

Onde IHN é dado em cg/l, Vol é o volume circulando no circuito em litros, H_t é o hematócrito em %, Q é a vazão (l/min) e t é o tempo de circulação (min). Alguns autores explicitam quais os limites aceitáveis para o IHN. Uma faixa de referência citada por Bock et al. (2008) e descrita por Yukihiro (1998) é que o IHN seja inferior a 0,004 cg/l, para dispositivos de assistência ventricular.

No presente trabalho, o índice de hemólise padrão será o testado em vista de que a grande maioria dos trabalhos atuais referenciam a modelagem de acordo com ele, reservando o IHN para estudos de viabilidade de dispositivos de assistência em testes *in vitro*.

3 EMBASAMENTOS E METODOLOGIA

A metodologia de simulação computacional se descreve a seguir. Cada etapa da metodologia de desenvolvimento do presente trabalho foi, então, subdividida em dois aspectos: primeiro referente aos procedimentos numéricos empregados na etapa; e segundo como a análise da etapa foi realizada.

Esta subdivisão tornou-se essencial para a concepção do trabalho, em vista de que cada etapa interfere na etapa subsequente, sendo assim, elas possuem uma análise de resultados atrelada, porém distinta para cada uma, sequencialmente.

3.1 Sistemas de Referências

O sistema de referência a ser utilizado em uma simulação influencia diretamente na forma com que a geometria deve ser inserida e, conseqüentemente, na malha utilizada nas simulações.

Há dois sistemas de referências possíveis em dinâmica dos fluidos: o inercial e o não-inercial. O sistema de referência inercial é aquele no qual a referência permanece estática em relação ao escoamento, sendo assim, as velocidades absolutas e relativas passam a ser equivalentes. Já para o sistema não-inercial, o sistema de referência é dinâmico, sendo assim, a velocidade absoluta e a relativa passam a ser defasadas pela velocidade de referência (ou do observador).

Esta diferença entre o referencial inercial e o não-inercial é conceitualmente simples, contudo as suas implicações nas considerações numéricas são bastante relevantes e, por vezes, complexa de serem aplicadas. Três implicações numéricas distintas são observadas com referência aos sistemas de referências utilizados: quanto à modelagem geral do escoamento, quanto ao método de resolução e quanto a referência local dos elementos.

A primeira seção do capítulo é inerente ao sistema de equações a serem resolvidos, já a segunda discute as duas possíveis metodologias de resolução, enquanto que por último são comentados aspectos em relação ao tratamento local para as velocidades em volta de uma célula. Apesar de aparentemente sem conexão, os assuntos dos subitens caracterizam a influência de um sistema de referência para cada aspecto a ser desenvolvido nas simulações.

3.1.1 Modelagem geral do escoamento

A modelagem geral do escoamento é inerente a como as equações de conservação serão tratadas em relação ao volume de controle adotado. Ela aborda se o volume de controle estará inercial ou não em relação ao sistema do fluido em análise.

Com relação aos volumes de controle, entre os séculos XVIII e XIX, duas abordagens distintas de encarar o escoamento de fluidos foram estabelecidas: a euleriana e a lagrangeana. A diferença entre as abordagens, em resumo, encontra-se no referencial adotado para o volume de controle e no enfoque dado para a análise.

Na Figura 20, tem-se uma partícula de fluido que se desloca em uma trajetória (linha pontilhada) e em um instante de tempo t ; r_o é o vetor de posição inicial da partícula e r^* é o vetor de posição da partícula em um dado t , sendo A um ponto qualquer da trajetória.

Figura 20: abordagens de Euler e Lagrange para uma partícula fluida.

(Fonte: autoria própria)

Na abordagem euleriana, o referencial de análise é inercial e tem-se que tanto as variáveis espaciais, quanto o tempo, são variáveis independentes. Assim, se $\mathbf{r}^* = (x_1, x_2, x_3)$, uma variável qualquer no ponto A será função das coordenadas espaciais e do tempo: $V = f(x_1, x_2, x_3, t)$.

Já na abordagem lagrangeana, o referencial acompanha a partícula em análise, ou seja, ele passa a ser não-inercial e, assim, as variáveis espaciais relativas a partícula não possuem mais independência. Nessa abordagem, portanto, as variáveis independentes passam a ser o vetor posição inicial e o instante de tempo: $\mathbf{r}_0$ e t .

Sendo assim, pode-se afirmar que a abordagem proposta por Euler busca uma descrição do domínio fixo em estudo, enquanto que a de Lagrange busca uma descrição da partícula em si, possuindo equacionamentos bem distintos, porém interligados em vista de mudanças de referências de análise, ou seja: $F(\mathbf{r}_0, t) = F(x_1, x_2, x_3, t)$, para o mesmo ponto de análise e tempo decorrido.

Na Figura 21, observa-se de maneira grosseira a distinção entre as análises para os volumes de controle em cada uma das abordagens.

Figura 21: exemplificação para a distinção entre as abordagens para o volume de controle

(Fonte: autoria própria)

Apesar de obterem os mesmos resultados, cada abordagem possui peculiaridades em suas aplicações. Nos itens 3.6.3.1 e 3.6.3.2 serão descritas algumas delas. Não é objetivo desses itens, entretanto, fazer uma comparação matemática entre os dois modelos, mas sim descrever as diferenças de aplicação metodológica na estimativa da hemólise, descrita na seção 3.6, e as implicações na metodologia aqui proposta.

Para mais detalhes matemáticos, por favor verificar: Zhang e Chen (2007), Zhang et al. (2010), Hu e Celik (2008), Ansys Inc. (2011a), Adamczik et al. (2014), entre outros.

3.1.2 Métodos de resolução

Há algumas formas de se analisar um escoamento circular, podendo ser rotacional ou não, como o que ocorre em uma máquina de fluxo. Quatro são usualmente difundidas e aplicadas a um conjunto de problemas em específico, são elas: o sistema de referências múltiplas (SRM); modelo dos planos de mistura (ou modelagem por estágios); malhas deslizantes; e malhas dinâmicas (ou adaptativas).

3.1.2.1 Sistema de referências múltiplas (SRM)

O SRM é baseado na mudança de referencial de cálculo para a velocidade, no qual são criadas zonas, nas quais uma velocidade é atribuída para os elementos contidos. A ideia do SRM é alterar o sistema de referência para as velocidades de um grupo de células para indicar um movimento de um corpo sólido contido na região em destaque.

Essa mudança de referencial faz com que as células próximas ao sólido passem a ter um movimento relativo ao corpo idêntico ao que o corpo teria para com o fluido, estando ele estático em relação ao sistema de referência inercial.

Para que isto ocorra, o sistema de referência estaria se movimentando com a velocidade do corpo, uma vez que a velocidade de referência seja igual a absoluta do mesmo, a velocidade relativa passa a ser nula.

O número de zonas para sistemas de referências varia de acordo com cada problema, podendo atingir tantas zonas quanto forem necessárias partindo de uma zona. Para bombas centrífugas, por exemplo, geralmente são empregados dois sistemas de referências, um inercial e outro não-inercial.

Para tanques de mistura ou agitadores, cujas condições de entrada e saída são nulas em processos por batelada, para cada misturador, uma zona é criada. Na Figura 22, observa-se dois exemplos para aplicação do SRM, de forma meramente ilustrativa.

Figura 22: esquematização para SRM

(Fonte: autoria própria)

É importante destacar que para o SRM a malha do sistema não-inercial não se desloca. O que ocorre é apenas um manejo das referências introduzindo na informação da célula uma velocidade na qual ela estará se movimentando, ou seja, está se inserindo quantidade de movimento inicial e constante às células.

O uso de uma velocidade constante para o sistema não-inercial acarreta num regime transiente falso, o que indica que apenas o regime permanente terá significado físico, já que a evolução transiente passa a não ser capturada.

Outra ressalva importante é que o sistema de referências múltiplas passa a introduzir quantidade de movimento a partir de uma interface para a zona inercial, isso significa que a interface fica responsável por transmitir as informações do sistema não-inercial para o inercial.

Isto pode acarretar numa influência ou descontinuidade na região de interface, caso a malha ou o modelo de turbulência não seja robusto suficiente para capturar a informação na região da interface.

Em vista disso, Ansys Inc. (2011b) não recomenda o uso do modelo $\kappa - \varepsilon$ realizável em conjunto com SRM, baseado em experiências dos desenvolvedores, recomendação que foi testada pelo presente trabalho.

3.1.2.2 Planos de Mistura

Os planos de mistura são utilizados quando para um regime permanente se deseja obter a variação do escoamento na direção θ em escoamentos circulares. Isso é devido ao método realizar uma média do comportamento para uma faixa de elementos, na qual o escoamento é uniformizado através de uma média dos fluxos em todos os elementos da faixa.

A ideia por trás dos planos de mistura é gerar regiões nas quais haveria uma “mistura completa” para as grandezas, focando apenas no que ocorre nos contornos, sem menosprezar os efeitos dos fluxos menores.

Os planos de mistura são pouco utilizados para bombas centrífugas, uma vez que a direção radial é de suma importância para as análises, podendo ser empregado com mais facilidade para simulações de deslocamento linear, como pistões, por exemplo, onde as faixas seriam bem definidas e cujos vetores de superfície estariam na mesma direção do escoamento.

3.1.2.3 Malhas deslizantes

O processo de malhas deslizantes consiste em se deslocar toda uma região de malha de forma a inserir na região adjacente a influência desse deslocamento a medida que mais células passam suas informações a interface líquido-líquido intermediária.

Diferente dos outros dois apresentados, as malhas deslizantes são obrigatoriamente transientes, estando sua interface regida por um movimento periódico. Sendo assim, para essa metodologia ser aplicada a simulação deve avançar no tempo, como pode ser visto na Figura 23, na qual se exemplifica o movimento da malha após um intervalo de tempo dt .

Figura 23: método das malhas deslizantes para um deslocamento linear

(Fonte: adaptado de ANYS INC., 2011a)

Ao se observar a interface, na Figura 24, um esquema para o funcionamento da interface para o deslizamento da malha.

Figura 24: detalhe de funcionamento da interface para malhas deslizantes

(Fonte: traduzido de ANYS INC., 2011a)

No trecho a-d a condição de parede é aplicada para o elemento I, em vista de não ocorrer qualquer troca de influência entre as duas regiões; no d-b o elemento I e IV interagem entre si; já no b-e o elemento IV passa a interagir com o III; enquanto que o IV passará a influenciar o III no trecho e-c, estando o elemento IV sob condição de parede para o trecho c-f.

Como faz uso de uma simulação transiente, bem como o tratamento da interface que é alterado a cada passo de tempo, o seu custo computacional passa a ser mais elevado que os métodos anteriores, o que pode inviabilizar uma simulação, mesmo com os avanços atuais da computação, uma vez que o tempo de simulação também pode ser um fator limitante.

Os resultados por este método podem ainda negligenciar algumas influências nos casos em que as zonas não sejam bem posicionadas, devendo haver cuidado na escolha das divisões de modo que as influências de instabilidades no escoamento possam ser captadas nas zonas adjacentes.

3.1.2.4 Malhas dinâmicas

O processo por malhas dinâmicas consiste em se reestabelecer a malha gerada em vista do deslocamento das fronteiras de cálculo. Imagine uma bomba centrífuga, cujo rotor gira a certa velocidade angular.

A cada instante de tempo as pás do rotor estão em uma nova posição, o que ocupa a posição de um elemento de malha no instante de tempo anterior, assim a malha deve se ajustar ao novo posicionamento do rotor, remodelando as regiões influenciadas no novo instante de tempo.

Fica claro que este método é o mais sofisticado dentre os apresentados e que também é o de maior custo computacional pela remodelagem da malha e de se estar simulando o regime transiente em conjunto.

Para a readequação da malha, existem alguns métodos específicos, não sendo o foco do presente trabalho, mas vale observar ainda que para geometrias complexas a malha possuiria várias regiões a serem adaptadas a cada passo temporal, o que pode limitar e muito seu uso em simulações cotidianas.

3.1.3 Referências locais

As referências locais são inerentes em como o programa irá computar as velocidades. Ele pode encarar as velocidades de duas formas: relativa aos elementos locais ou de forma absoluta.

Apesar de não haver distinção física, ao serem observadas regiões de velocidades muito elevadas, algumas células podem acumular mais erros numéricos em vista de uma amplitude muito elevada entre a velocidade em uma região específica.

Para evitar isso, o sistema de velocidades relativas pode passar a considerar as velocidades no entorno da célula, o que favorece os gradientes locais.

3.1.4 Sistemas de Referências utilizados

Para as simulações que se seguem, apenas o regime permanente foi foco do estudo, em vista de que o transiente do DAV testado é suficientemente rápido, portanto sua captura exigiria passos de tempo iniciais bem reduzidos e a influência no escoamento sanguíneo é geralmente desprezada.

Sendo assim, a abordagem euleriana foi empregada em conjunto com o sistema de referências múltiplas, para duas zonas: uma inercial e outra não-inercial e, em vista da zona não-inercial representar a maior parte do volume do corpo fluido simulado, velocidades relativas foram usadas para computar os fluxos nas simulações.

Essas escolhas reduzem consideravelmente o custo computacional e possibilita uma boa captura dos efeitos em regime permanente, além de que a delimitação do problema através da geometria, malha e interfaces foi simplificada, reduzindo os possíveis erros desta etapa.

3.2 Geometria em estudo

A geometria para um DAV foi tomada como base, tendo sido cedida para análise pelo Prof. Eduardo Bock, destacada no trabalho de BOCK et al. (2011).

O dispositivo em estudo, portanto, é composto por basicamente duas partes: uma carcaça e um rotor, uma vez que as partes de funcionamento mecânico não interessam para este estudo. Detalhes externos da carcaça são mostrados na Figura 25.

Figura 25: detalhamento da carcaça do DAV em estudo

(Fonte: baseado no protótipo cedido por BOCK et al., 2011)

Observa-se que a carcaça é composta por uma entrada superior oblíqua, uma saída tangencial ao raio da base da carcaça e essa é composta por um faixa cilíndrica estreita e um tronco de cone até o topo da carcaça.

As dimensões de interesse da carcaça são suas dimensões internas que compõem o espaço preenchido por fluido, também conhecido como corpo fluido, que é utilizado nas

simulações. O diâmetro interno das tubulações de entrada e saída são de 9,00 mm, enquanto que os diâmetros internos da base e do topo são de 66,00 mm e 15,38 mm. A faixa cilíndrica, por sua vez, possui 8 mm de altura, enquanto que a altura do tronco de cone possui 30 mm de altura.

Os detalhes do rotor estão destacados na Figura 26, na qual podem ser observadas as duas estruturas de propulsão comentadas anteriormente. O rotor representa as superfícies internas do contorno do corpo fluido utilizado nas simulações.

Figura 26: detalhes do rotor sob três perspectivas distintas

(Fonte: baseado no protótipo cedido por BOCK et al., 2011)

A altura do rotor é de 35 mm, enquanto que seus diâmetros característicos do topo e da base, baseados na área de cada um, são de 7,67 mm e 48,84 mm, respectivamente. Já às maiores e menores dimensões em cada superfície estão especificadas na Figura 27.

Figura 27: vistas do rotor e medidas de distância das extremidades

(Fonte: baseado no protótipo cedido por BOCK et al., 2011)

A partir da geometria sólida, o corpo fluido para as simulações foi gerado a partir de ferramentas disponíveis no *DesignModeler*® da Ansys. Para evitar interferências das condições de contorno nas simulações, a posição da entrada e da saída foram estendidas.

A entrada e a saída foram deslocadas em 60 mm a montante e a jusante, respectivamente, de seu ponto original, totalizando 81 mm de distância para a entrada do rotor. Na Figura 28 destacam-se os trechos acrescidos ao elemento fluido para o corpo fluido inicial.

Figura 28: entrada e saída deslocadas para o elemento fluido.

(Fonte: autoria própria)

Este deslocamento se torna necessário como uma boa prática a ser aplicada para que as condições de contorno não interfiram erroneamente no escoamento simulado no interior do dispositivo. Ambas as justificativas recaem nas velocidades de entrada e saída, bem como suas influências na região do rotor.

A condição de contorno de entrada, quando próxima à região do rotor, pode gerar instabilidades numéricas em vista da influência do rotor na região intermediária. Essa influência faria com que o ocorresse nessa região resultados numéricos que possivelmente não seriam reais como transição ao que foi determinado na entrada pelas faces dos elementos do contorno e a influência do rotor.

Situação semelhante ocorreria também na saída, porém, desta vez, suprimindo instabilidades que poderiam ser apresentadas naquela região advindas do cálculo na região do rotor.

As condições de contorno devem representar, entretanto, a situação mais próxima da realidade, na qual estas influências numéricas podem estar destoantes. A posição deslocada visa, portanto, gerar no ponto real do DAV um escoamento desenvolvido similar ao advindo dos testes reais, evitando influências errôneas entre o rotor e as regiões de entrada e saída em vista da convergência numérica.

Até o presente ponto, a geometria estaria pronta para uma análise mais global para malhas adaptativas. No entanto, conforme justificativas apresentadas na seção 3.1, o sistema de referência múltiplas foi empregado, sendo assim, uma interface foi criada e o corpo fluido foi dividido em inercial e não-inercial.

A interface foi criada próxima ao rotor, mas com distância suficiente para que fossem criados elementos discretos entre a extremidade do rotor e a interface, a fim de estas regiões não serem negligenciadas. Portanto, ela foi usada para separar as duas regiões, sendo repassadas a geração da malha computacional, descrita com mais detalhes na seção 3.3.

3.3 Concepção da malha computacional

A geometria, conforme descrita na seção 3.2, pôde propiciar a geração de uma malha computacional adequada, cuja obtenção representa mais uma etapa primordial no desenvolvimento numérico.

Uma malha bem ajustada é capaz de capturar todos os efeitos relevantes durante a simulação, em contrapartida uma malha sem representatividade do domínio fluido pode ocasionar em simulações totalmente fora da realidade esperada.

Em geometrias mais simples, a malha pode representar melhor a geometria e garantir uma captação dos fenômenos do escoamento mais acurada. Entretanto, como já pode ter sido observado, a geometria fluida para DAV, em especial para simulações utilizando SRM, possuem uma série de detalhes que precisam ser observados.

3.3.1 Regiões de parede

A correta modelagem das regiões próximas as paredes são de grande importância para as simulações de fluidos viscosos, nas quais o desenvolvimento e comportamento da camada limite passa a influenciar o entorno.

A situação é ainda mais complexa, quando a geometria das paredes possui mudanças abruptas no vetor de superfície, uma vez que nessas regiões a camada limite pode sofrer um descolamento por um gradiente de pressão adverso causado pelo alargamento abrupto ou mudança brusca de direção do escoamento.

Em ambas as situações, a malha deve ser suficientemente refinada nestas regiões para poder captar a influência da região de parede. É evidente, no entanto, que quando esses efeitos não são primordiais as análises do escoamento, tal refinamento se torna desnecessário e, por consequência, dispensável em vista do alto custo computacional.

Para DAVs, a captura de fenômenos de parede é imprescindível para mapear possíveis zonas de recirculação e/ou estagnação, sendo, portanto, de interesse no presente estudo.

3.3.2 Interface

Em vista do uso do SRM a interface fluido-fluido entre os dois sistemas passa a ser de grande importância. Se a interface não estiver sendo bem representada, através de um refinamento mínimo, a passagem de informações entre um referencial e outro fica comprometida o que coloca em xeque toda a simulação. Por conseguinte, a interface também deve ser devidamente mapeada, objetivando uma correta interpretação das grandezas entre um sistema de referência e o outro.

3.3.3 Taxa de crescimento

A taxa de crescimento dos elementos representa a forma como a densidade de elementos está distribuída no meio. Uma taxa muito elevada representa que a densidade de elementos muda abruptamente no corpo fluido o que causa uma lacuna de elementos para analisar uma determina região, sofrendo influência de vários elementos ao seu redor em decorrência de uma transição não suave entre os elementos.

Como forma ilustrativa, observa-se na Figura 29 dois exemplos de taxa de crescimentos para malhas hipotéticas bidimensionais: uma mais refinada (a) e outra menos densa (b).

Figura 29: ilustração esquemática para duas malhas com taxas de crescimento distintas

(Fonte: autoria própria)

Ao imaginar uma propagação de temperatura com ambas as situações para uma placa plana bidimensional, observa-se que para a malha (b) a influência da distribuição de temperatura da superfície esquerda será facilmente “uniformizada” a partir da segunda linha de elementos, influenciando provavelmente de maneira uniforme a superfície direita. Já para a malha (a), a distribuição bidimensional seria preservada mais facilmente em vista da transição suavizada. A taxa de crescimento, portanto, está diretamente ligada à densidade de malha, parâmetro verificado no presente trabalho.

3.3.4 Assimetria e razão de aspecto

A simetria dos elementos gerados é de suma importância para a representatividade do elemento de fluido bidimensional, quanto as angulações presentes no interior do elemento.

Quanto menor a dispersão dos ângulos, maior a simetria e, por consequência, mais próximo do comportamento de uma circunferência estará o elemento e sua captura de influências não possuirá uma direção principal

A razão de aspecto é inerente ao alongamento dos elementos. Quanto mais alongado for o elemento, mais haverá discrepâncias entre as superfícies que irão computar os fluxos das grandezas do escoamento e, assim, haverá um valor tendenciado pelas dimensões das superfícies.

A fim de ilustração, na Figura 30 verifica-se duas situações análogas que facilitam a compreensão dessas influências supramencionadas.

Figura 30: representação de elementos bidimensionais quanto a simetria

(Fonte: autoria própria)

Vale destacar, entretanto, que quando a influência de parede é totalmente preponderante ao escoamento em si, a construção de elementos com razão de aspecto mais elevadas próximas as paredes são justificadas. Nesse caso são formadas camadas de elementos, geralmente prismáticos, para fazer um prolongamento da influência da parede e capturar gradientes normais.

Outro objetivo para a criação de camadas de prolongamento prismáticas adjacentes às paredes é aumentar a densidade de elementos na região, a fim de poder capturar o comportamento da camada limite nela.

No entanto, é importante salutar que para o regime predominantemente turbulento, cujas camadas limites são mais espessas que as camadas limites laminares, a formação destas camadas de células passa a ser complicada em vista de que elas devem compreender

primordialmente a região da subcamada viscosa, uma vez que é nela onde a influência da parede é mais relevante.

Ao incorporar a região da subcamada turbulenta por uma malha com razão de aspecto elevada, fenômenos importantes do regime turbulento são negligenciados, em vista das componentes tangenciais das velocidades presentes, por isso deve haver certa cautela na determinação dessa camada de células por prolongamento das paredes.

Na ausência de informações *a priori* das subcamadas, aconselha-se que uma densidade de malha considerável seja aplicada para que possa incorporar tanto os efeitos de parede como os advindos do escoamento turbulento. Busca-se, assim, evitar priorizar os efeitos de parede erroneamente através das camadas de prolongamento, contudo sem negligenciar o comportamento mais próximo às paredes.

Essa consideração levou a descartar o uso das camadas de prolongamento por, dentre outras razões possíveis: a falta de conhecimento da espessura da subcamada viscosa; pela estimativa prévia de alta influência do escoamento turbulento, que reduz a influência viscosa da parede; e da geometria complexa do rotor, com suas pás muito próximas a interface e quinas muito acentuadas, que eventualmente inviabilizou a construção de camadas sem influenciar a região da interface.

No presente trabalho optou-se, portanto, pela geração de malhas com diferentes fatores de crescimento, garantindo bons coeficientes de razão de aspecto (próximos a 1,0) e de assimetria (abaixo de 0,5), conforme recomendação de prática usual (ANSYS INC., 2009).

As malhas geradas buscaram incorporar os efeitos de parede através de uma densidade elevada na região, como será discutido na seção 3.7.1. Isto garantiu um dos objetivos das camadas prismáticas, sem priorizar os efeitos de parede em detrimento aos do escoamento turbulento.

A partir desta variação no coeficiente de crescimento, uma faixa de independência de malha pôde ser estipulada, através de cenários testados para a verificação da precisão das simulações. Essa verificação busca reduzir o erro numérico difusivo através do refinamento da malha.

É importante destacar que diferentemente das análises de acurácia, nas quais os resultados finais são comparados com resultados experimentais, as análises de precisão buscam verificar a variação dos resultados das simulações entre si.

Para garantir uma boa captação da região de parede através de densidades de malha consideráveis, deu-se prioridade a geração aos pontos de curvatura e proximidade, sendo esses os pontos de partida para a geração de malha, incluindo a interface líquido-líquido. Essa consideração garantiu que a densidade fosse mais elevada nos pontos de interesse.

3.4 Equacionamento Geral

O escoamento, independente do modelo de turbulência adotado, modela-se através das equações de conservação de quantidade de movimento e da continuidade. Conforme destacado na seção 2.8, a conservação de energia térmica foi desprezada, uma vez que a temperatura é mantida constante.

Para um fluido incompressível, a equação da continuidade se resume a equação 16.

$$\frac{\partial V_i}{\partial x_i} = 0 \quad (16)$$

Já a equação da conservação de quantidade de movimento é baseada na equação de Navier-Stokes, bem como na hipótese de Stokes. O Fluent® utiliza a equação para regime permanente em sua forma conservativa, disposta na equação 17, para um fluido incompressível, de densidade constante e desprezando-se as forças de campo.

$$\frac{\partial(\rho V_i \vec{V})}{\partial x_j} = -\frac{\partial p}{\partial x_i} + \frac{\partial \tau_{ji}}{\partial x_j} \quad (17)$$

Onde as tensões cisalhantes (τ_{ji}) para a equação 17 são modeladas pela equação 18.

$$\tau_{ji} = 2\mu S_{ji} - \frac{2}{3}\mu \frac{\partial V_i}{\partial x_i} \quad (18)$$

Onde S_{ji} é a taxa de deformação por tensão cisalhante, dada pela equação 19.

$$S_{ji} = \frac{1}{2} \left(\frac{\partial V_i}{\partial x_j} + \frac{\partial V_j}{\partial x_i} \right) \quad (19)$$

Para a aplicação no presente trabalho, as equações precisaram ser adaptadas para o SRM, sendo assim, sabendo que a velocidade absoluta é igual a relativa mais a velocidade do sistema referencial em relação ao inercial, obtém-se a equação 20.

$$\vec{V}_r = \vec{V}_{abs} - (\vec{\Omega} \times \vec{r}) \quad (20)$$

Sendo assim, os vetores de velocidade do sistema não-inercial são adaptados pela equação 20, antes de serem inseridas nas equações 17 e 18.

3.5 Modelagem da turbulência

Para a modelagem da turbulência, dos modelos oferecidos pelo Fluent[®], apenas três modelos não foram testados em vista de sua natureza transiente: modelo de simulações de grandes escalas (SGE, do inglês *Large Eddy Simulation*, LES), modelo de tensões de Reynolds e o modelo de simulações por escalas destacadas (traduzido do inglês: *Detached Eddy Simulations*, DES).

Foram adotados, portanto, modelos baseados na decomposição de Reynolds para a equação de Navier-Stokes, ou modelos RANS (Reynolds *Average* Navier-Stokes), disponíveis pelo mencionado software, baseados na hipótese de viscosidade turbulenta de Boussinesq, conforme descritos nos subitens aqui presentes.

A decomposição de Reynolds consiste em separar as grandezas em duas partes: uma parcela média no tempo e outra inerente as oscilações típicas que ocorrem no regime turbulento. A decomposição, então, parte de um princípio bastante simples, conforme destacado na equação 21.

$$\phi = \bar{\phi} + \phi' \quad (21)$$

Onde ϕ é uma grandeza local instantânea escalar qualquer ou uma grandeza local instantânea vetorial em uma direção específica. $\bar{\phi}$ corresponde, portanto, ao comportamento médio dessa grandeza, enquanto que ϕ' indica uma oscilação dessa grandeza em relação à média para um determinado instante de tempo e posição.

Para a equação da continuidade em regime turbulento, sendo o fluido considerado incompressível, tem-se a equação 22.

$$\frac{\partial V_i}{\partial x_i} = \frac{\partial \bar{V}_i}{\partial x_i} = \frac{\partial v'_i}{\partial x_i} = 0 \quad (22)$$

Trabalhando com a equação 17, aplicando-se o conceito inerente a equação 21, obtém-se o equacionamento 23 para a modelagem do escoamento em regime turbulento em notação indicial.

$$\frac{\partial \rho \bar{V}_i}{\partial t} + \frac{\partial \rho \bar{V}_i \bar{V}}{\partial x_j} = -\frac{\partial \bar{p}}{\partial x_j} + \frac{\partial \bar{\tau}_{ji}}{\partial x_j} \quad (23)$$

A modelagem específica, inerente a cada modelo de turbulência, passa a ser focada na viscosidade turbulenta, que aparece no termo de tensões cisalhantes dadas pela equação 24.

$$\bar{\tau}_{ji} = \mu \left(\frac{\partial \bar{V}_i}{\partial x_j} + \frac{\partial \bar{V}_j}{\partial x_i} \right) - \overline{\rho u'_i u'_j} \quad (24)$$

A parcela inerente das tensões de Reynolds ($-\overline{\rho u'_i u'_j}$) é dada pela equação 25, na qual foram introduzidos os conceitos para a parcela da isotropia, bem como a hipótese da viscosidade turbulenta, proposta por Boussinesq e baseada na lei da viscosidade de Newton, conforme destacado por Pope (2000) e Tannehill et al. (1997) para fluidos incompressíveis.

$$-\overline{\rho u'_i u'_j} = \mu_t \left(\frac{\partial \bar{V}_i}{\partial x_j} + \frac{\partial \bar{V}_j}{\partial x_i} \right) - \frac{2}{3} \rho k \delta_{ij} \quad (25)$$

Sendo assim, a equação 24 pode ser reescrita na equação 26, na qual μ é a viscosidade dinâmica molecular; μ_t é a viscosidade turbulenta de Boussinesq; κ é a energia cinética turbulenta; e δ_{ji} é o delta de Kronecker.

$$\bar{\tau}_{ji} = (\mu + \mu_t) \left(\frac{\partial \bar{V}_i}{\partial x_j} + \frac{\partial \bar{V}_j}{\partial x_i} \right) - \frac{2}{3} \rho k \delta_{ij} \quad (26)$$

Na equação o termo $(\mu + \mu_t)$ é também chamado de viscosidade efetiva (μ_{ef}).

A modelagem específica está contida nos subitens seguintes para cada modelo turbulento testado na presente tese, bem como os tratamentos dados para a resolução aprimorada dos modelos, de acordo com o disposto por Ansys Inc. (2011a).

3.5.1 $\kappa - \varepsilon$ padrão

O modelo $\kappa - \varepsilon$ é baseado em se modelar a viscosidade turbulenta de Boussinesq através de duas variáveis turbulentas: a energia cinética turbulenta (κ) e a taxa de dissipação de energia cinética turbulenta (ε). Este modelo é considerado bastante robusto por sua acurácia razoável e a gama de aplicações nas quais tem sido empregado.

No desenvolvimento original do modelo (ou modelo padrão), o escoamento turbulento foi caracterizado como totalmente desenvolvido, o que ocasionou uma subestimação dos efeitos da viscosidade molecular. Isso acarreta em uma baixa capacidade de captação dos efeitos de parede, região na qual os efeitos viscosos tornam-se tão relevantes quanto os turbulentos.

O equacionamento para o modelo $\kappa - \varepsilon$ padrão busca encontrar a viscosidade turbulenta através da relação descrita na equação 27.

$$\mu_t = C_\mu \cdot \rho \cdot \frac{\kappa^2}{\varepsilon} \quad (27)$$

Nesta equação o coeficiente C_μ é constante, tendo sido adotado 0,09 como valor para o modelo $\kappa - \varepsilon$ padrão. O conceito de energia cinética turbulenta é a soma das médias dos quadrados das flutuações, dado pela equação 28.

$$k = 0,5 \cdot \overline{v'_i v'_i} \quad (28)$$

Já a taxa de dissipação de energia turbulenta é dada pela equação 29.

$$\varepsilon = \frac{\mu}{\rho} \cdot \overline{\frac{\partial v'_i}{\partial x_j} \frac{\partial v'_i}{\partial x_j}} \quad (29)$$

Quanto a modelagem para a energia cinética turbulenta é dada pela equação 30 em notação indicial.

$$\frac{\partial(\rho\kappa)}{\partial t} + \frac{\partial(\rho\bar{V}_i\kappa)}{\partial x_i} = \frac{\partial}{\partial x_j} \left[\left(\mu + \frac{\mu_t}{\sigma_\kappa} \right) \frac{\partial\kappa}{\partial x_j} \right] - \rho \overline{v'_i v'_j} \frac{\partial(\bar{V}_i)}{\partial x_j} - \rho\varepsilon \quad (30)$$

O termo das tensões de Reynolds é, então, calculado pela equação 25. Já a segunda equação de conservação a ser resolvida, inerente a dissipação de energia cinética turbulenta, é dada pela equação 31.

$$\frac{\partial(\rho\varepsilon)}{\partial t} + \frac{\partial(\rho\bar{V}_i\varepsilon)}{\partial x_i} = \frac{\partial}{\partial x_j} \left[\left(\mu + \frac{\mu_t}{\sigma_\varepsilon} \right) \frac{\partial \varepsilon}{\partial x_j} \right] - C_{1\varepsilon} \rho \frac{\varepsilon}{\kappa} \overline{v'_i v'_j} \frac{\partial(\bar{V}_i)}{\partial x_j} - C_{2\varepsilon} \rho \frac{\varepsilon^2}{\kappa} \quad (31)$$

Os coeficientes constantes das duas equações são: $C_{1\varepsilon} = 1,44$; $C_{2\varepsilon} = 1,92$; $\sigma_\kappa = 1,0$; e $\sigma_\varepsilon = 1,3$. Note que ambas as equações estão em formato conservativo e que para as parcelas de fonte e de flutuação, a primeira é descartada porque não existe inserção química ou magnética para ser gerada a fonte, já a parcela de flutuação é inerente a gradientes de temperatura, que também não fazem parte do presente escopo.

As equações são representadas do lado esquerdo pela derivada total das grandezas em conservação, que representa a variação total dessas grandezas no meio. Do lado direito são os fatores que podem gerar essas alterações: difusividade, geração e consumo, nessa ordem da esquerda à direita no termo direito das equações.

3.5.2 $\kappa - \varepsilon$ RNG

A versão RNG (sigla advinda de grupo renormalizado) do modelo $\kappa - \varepsilon$ buscou aprimorar o tratamento de parede e suprir algumas lacunas observadas na prática. Este modelo incorpora, através de uma viscosidade efetiva, os efeitos viscosos que eram negligenciados no modelo padrão e dentre outras alterações como dar destaque a escoamentos em zonas de recirculação e conseguir capturar taxas de deformações abruptas (ANSYS INC., 2011a).

O equacionamento padrão para o modelo renormalizado aqui discutido segue o mesmo adotado para o $\kappa - \varepsilon$ padrão, através das equações 27, 30 e 31, alterando apenas um trecho da parcela difusiva:

$$\left(\mu + \frac{\mu_t}{\sigma_{ind}} \right) = \alpha_{ind} \cdot \mu_{ef} \quad (32)$$

Onde μ_{ef} é a viscosidade efetiva que substitui a viscosidade turbulenta e difusiva; σ_{ind} e α_{ind} são os σ e α com o índice da equação de conservação a ser resolvida. Para esses valores, α_κ e α_ε são calculados através da equação 33 (ANSYS INC., 2011a).

$$\left| \frac{\alpha - 1,3929}{0,3929} \right|^{0,6321} \cdot \left| \frac{\alpha + 2,3929}{3,3929} \right|^{0,3679} = \frac{\mu}{\mu_{ef}} \quad (33)$$

Para o caso de números de Reynolds muito elevados, os valores dos índices tornam-se constantes e iguais a: $C_\mu = 0,0845$; e $\alpha_\kappa = \alpha_\varepsilon = 1,393$. Note que o C_μ para o RNG se assemelha com o C_μ do modelo $\kappa - \varepsilon$ padrão, uma vez que a o número de Reynolds seja alto suficiente.

Para números de Reynolds inferiores, entretanto, a viscosidade efetiva é modelada pela equação 34, em substituição a 27 para o $\kappa - \varepsilon$ padrão e $\kappa - \varepsilon$ RNG em números de Reynolds limites.

$$d\left(\frac{\rho^2 \kappa}{\sqrt{\varepsilon \mu}}\right) = 1,72 \frac{\left(\frac{\mu_{ef}}{\mu}\right)}{\sqrt{\left(\frac{\mu_{ef}}{\mu}\right)^3 - C_{\mu_{ef}}}} d\left(\frac{\mu_{ef}}{\mu}\right) \quad (34)$$

Na qual $C_{\mu_{ef}} \approx 99$, segundo Ansys Inc. (2011a). Este equacionamento representa um dos principais avanços deste modelo, já que consegue captar as regiões de baixos números de Reynolds dos escoamentos, preenchendo a lacuna do modelo padrão no qual se baseia.

Outra importante contribuição aparece no termo para o C_{2_ε} , que passa a ser modelado pela equação 35, enquanto que $C_{1_\varepsilon} = 1,42$, sendo um valor constante (SCHIESTEL, 2008).

$$C_{2_\varepsilon} = 1,68 + \frac{0,0845 \cdot \eta^3 (1 - \eta/4,38)}{1 + 0,012 \eta^3} \quad (35)$$

Na qual: $\eta = S\kappa/\varepsilon$; e S que representa a magnitude da média do tensor da taxa de deformação cisalhante é dada pela equação 36.

$$S = \sqrt{2\bar{S}_{ij}\bar{S}_{ij}} \quad (36)$$

Onde a média do tensor de deformação cisalhante é definida pela equação 37.

$$\bar{S}_{ij} = \frac{1}{2} \left(\frac{\partial \bar{V}_i}{\partial x_j} + \frac{\partial \bar{V}_j}{\partial x_i} \right) \quad (37)$$

O software ainda permite, para este modelo, inserir uma parcela na equação de conservação que corrija a influência de escoamentos rotacionais e zonas de recirculação. Ansys Inc. (2011a) não indica com clareza como é feito esse cálculo, no entanto se baseia em um coeficiente de correção em constantes de circulação, rotacional, energia cinética turbulenta e a taxa de dissipação de energia cinética turbulenta.

A equação 35 vem como forma de incluir a influência do efeito de bloqueio devido a parede não porosa e fluido incompressível. Em conjunto com as correções para a viscosidade efetiva e turbulenta, o modelo passa a ganhar certa robustez superior ao modelo $\kappa - \varepsilon$ padrão, já que sua flexibilidade aumenta consideravelmente.

3.5.3 $\kappa - \varepsilon$ realizável

O termo realizável indica que um modelo ou equacionamento foi gerado baseando-se nas premissas físicas e axiomas matemáticos para a sua geração. No caso do $\kappa - \varepsilon$ realizável, o modelo foi baseado nas tensões de Reynolds para o escoamento, o que propiciou uma alteração no equacionamento padrão da seção 3.5.1.

O modelo realizável utiliza o mesmo equacionamento para a energia cinética turbulenta (equação 30), mas altera a equação para conservação da taxa de dissipação de energia cinética turbulenta, bem como insere uma equação para o C_μ que, até então, era tido como constante para o modelo $\kappa - \varepsilon$ padrão e para o $\kappa - \varepsilon$ RNG sem tratamento para baixo números de Reynolds. A modelagem do C_μ para a equação 27 é dada pela equação 38.

$$C_\mu = \frac{1}{4,04 + A_s \frac{\kappa U^*}{\varepsilon}} \quad (38)$$

Para os valores da velocidade U^* , tem-se a equação 39.

$$U^* = \sqrt{\bar{S}_{ij}\bar{S}_{ij} + \tilde{\Omega}_{ij}\tilde{\Omega}_{ij}} \quad (39)$$

Onde S_{ij} é a média da taxa de deformação por tensão cisalhante dada pela equação 37. Já para a variante do rotacional o modelo propõe empregar a equação 41.

$$\tilde{\Omega}_{ij} = \bar{\Omega}_{ij} - 3 \cdot \epsilon_{ijk} \cdot w_k \quad (40)$$

Na qual o tensor de rotação médio é dado pela equação 41 e w_k é a velocidade angular local.

$$\bar{\Omega}_{ij} = \frac{1}{2} \left(\frac{\partial \bar{V}_i}{\partial x_j} - \frac{\partial \bar{V}_j}{\partial x_i} \right) \quad (41)$$

O coeficiente $A_s = \sqrt{6} \cdot \cos(\phi)$ e o ângulo de referência é dado pela equação 42 que se segue.

$$\phi = \frac{1}{3} \cos^{-1} \left(\frac{\sqrt{6} \bar{S}_{ij} \cdot \bar{S}_{jk} \cdot \bar{S}_{ki}}{\sqrt{\bar{S}_{ij} \bar{S}_{ij}}} \right) \quad (42)$$

Onde $\bar{S}_{ij}$ é encontrado pela equação 37. O equacionamento para a conservação da energia cinética turbulenta segue o proposto pelo modelo padrão na equação 30, já para o ε ele sofre alteração, sendo utilizada a equação 43.

$$\frac{\partial(\rho\varepsilon)}{\partial t} + \frac{\partial(\rho\bar{V}_i\varepsilon)}{\partial x_i} = \frac{\partial}{\partial x_j} \left[\left(\mu + \frac{\mu_t}{1,2} \right) \frac{\partial \varepsilon}{\partial x_j} \right] + C_{1\varepsilon} \rho \varepsilon S - 1,9 \cdot \rho \frac{\varepsilon^2}{\kappa + \sqrt{\nu \varepsilon}} \quad (43)$$

Na qual o coeficiente $C_{1\varepsilon}$ é o maior valor entre 0,43 e $\eta/(\eta + 5)$, onde $\eta = S\kappa/\varepsilon$, uma vez que S é a magnitude da média do tensor de taxa de deformação cisalhante, dada pela equação 36.

Segundo o disposto por Ansys Inc. (2011a), a versão realizável do $k - \varepsilon$ supera a RNG em escoamentos com separação de camada limite e secundários com recirculação, sendo recomendado seu uso também em escoamentos de jatos.

Uma ressalva importante é necessária sobre este modelo, o qual por inserir na viscosidade turbulenta uma parcela inerente a rotação, a criação de uma região com rotação e estagnação simultânea pode gerar uma viscosidade turbulenta irreal.

Como já foi discutido na presente seção, o sistema de referências múltiplas gera essa região próxima a interface, sendo assim Ansys Inc. (2011a) recomenda muita cautela, sobretudo na análise de resultados, para o uso concomitante deste modelo com o SRM, mesmo que em testes preliminares realizados pelo autor, alguns resultados tenham sido mais satisfatórios do que os obtidos com o modelo $\kappa - \varepsilon$ padrão.

Mesmo com a recomendação contrária, sendo facilmente compreendidos os motivos da recomendação, foi preferível incluir este modelo nas simulações a título de comparação. Teoricamente o sistema de referências seria uma transição de referencial através do controle da interface, o que não incluiria na mesma região estagnação e rotacionais elevados, já que os referenciais seriam alterados nos cálculos dos fluxos. Além disto, a observações de testes relevantes para este modelo em conjunto com o SRM, por si só, indica que mais testes são necessários.

3.5.4 $\kappa - \omega$ padrão

O modelo $\kappa - \omega$ padrão foi proposto inicialmente para a captação de efeitos em escoamento com baixos números de Reynolds, para escoamentos compressíveis e para escoamentos com espalhamento da região turbulenta.

Neste modelo, as equações de conservação são baseadas não mais na taxa de dissipação de energia cinética turbulenta (ε), mas sim na taxa específica de dissipação (ω). A ideia é incorporar na taxa de dissipação a magnitude da própria energia cinética turbulenta, ou seja, criar uma taxa de dissipação relativa a magnitude da energia cinética do meio.

Sendo assim, pode-se afirmar que $\omega \sim \varepsilon/\kappa$, o que implica na seguinte relação para a viscosidade turbulenta (WILCOX, 1994).

$$\mu_t = C_\mu \cdot \rho \cdot \frac{\kappa}{\omega} \quad (44)$$

O coeficiente C_μ inicialmente proposto por Wilcox (1994) é unitário, ou seja $\varepsilon = 0,09 \kappa \omega$, de acordo com os coeficientes do modelo $\kappa - \varepsilon$ padrão. Para esse coeficiente, no entanto, o Fluent permite dar um tratamento para baixos números de Reynolds, a fim de conseguir aprimorar um pouco mais o seu valor nas regiões de parede, sendo utilizada a equação 45.

$$C_\mu = \left(\frac{0,024 + Re_t/6}{1 + Re_t/6} \right); Re_t = \frac{\kappa \cdot \omega}{\nu} \quad (45)$$

Esta premissa altera sobretudo a equação de conservação para a taxa específica de dissipação, mantendo o formato da equação de conservação de energia cinética turbulenta similar ao do modelo $\kappa - \varepsilon$ padrão, conforme proposta inicial, sendo, portanto, descrita pela equação 46.

$$\frac{\partial(\rho\kappa)}{\partial t} + \frac{\partial(\rho\bar{V}_i\kappa)}{\partial x_i} = \frac{\partial}{\partial x_j} \left[(\mu + 0,5\mu_t) \frac{\partial\kappa}{\partial x_j} \right] - \alpha \overline{\rho v'_i v'_j} \frac{\partial(\bar{V}_i)}{\partial x_j} - \rho f_{\beta^*} \beta^* \omega k \quad (46)$$

Os valores de α são variáveis para incorporar os efeitos para baixos números de Reynolds de acordo com a equação 47.

$$\alpha = \frac{1}{C_\mu} \left(\frac{0,024 + \frac{Re_t}{2,95 \cdot C_\mu}}{1 + \frac{Re_t}{2,95 \cdot C_\mu}} \right) \quad (47)$$

Na qual C_μ e Re_t são obtidos pela equação 45. Para o termo de dissipação de κ , o coeficiente f_{β^*} e β^* são modelados conforme as equações a seguir.

$$f_{\beta^*} = \begin{cases} 1, & se \chi_\kappa \leq 0 \\ \frac{1 + 680\chi_\kappa^2}{1 + 400\chi_\kappa^2}, & se \chi_\kappa > 0 \end{cases} \quad (48)$$

Na qual:

$$\chi_\kappa = \frac{1}{\omega^3} \frac{\partial\kappa}{\partial x_j} \frac{\partial\omega}{\partial x_j} \quad (49)$$

Para o coeficiente β^* é utilizada a equação 50 para fluidos incompressíveis.

$$\beta^* = 0,09 \left[\frac{\frac{4}{15} + \left(\frac{Re_t}{8}\right)^4}{1 + \left(\frac{Re_t}{8}\right)^4} \right] \quad (50)$$

Observa-se que para números de Reynolds turbulentos elevados, $\beta^* \rightarrow 0,09$. A segunda equação de conservação é dada pela equação 51, inerente a taxa de dissipação específica.

$$\frac{\partial(\rho\omega)}{\partial t} + \frac{\partial(\rho\bar{V}_i\omega)}{\partial x_i} = \frac{\partial}{\partial x_j} \left[(\mu + 0,5\mu_t) \frac{\partial\omega}{\partial x_j} \right] - \alpha \cdot \frac{\omega}{\kappa} \cdot \overline{\rho v'_i v'_j} \frac{\partial(\bar{V}_i)}{\partial x_j} - \rho\beta f_{\beta^*} \omega^2 \quad (51)$$

Na qual o coeficiente α é calculado pela equação 47, β para fluidos incompressíveis é 0,072 e, de forma análoga aos coeficientes calculados para a energia cinética turbulenta, os demais da equação 51 são descritos pelas equações seguintes.

$$f_\beta = \frac{1 + 70\chi_\omega}{1 + 80\chi_\omega} \quad (52)$$

Na qual:

$$\chi_\omega = \left| \frac{\bar{\Omega}_{ij}\bar{\Omega}_{jk}\bar{S}_{ki}}{(0,09\omega)^3} \right| \quad (53)$$

Onde $\bar{\Omega}_{ij}$ e $\bar{S}_{ij}$ são calculados pelas equações 41 e 37, respectivamente.

O modelo $\kappa - \omega$ padrão ainda sofre uma alteração no tratamento da taxa específica de dissipação nas regiões próximas a parede. Essa alteração amplia o espectro de tratamento previsto para o tratamento de parede aprimorado, conforme destacado na seção 3.7.1.

O valor para a taxa específica de dissipação é dado pela equação 54 na região de parede.

$$\omega_p = \frac{|\tau_p|}{\mu} \omega^+ \quad (54)$$

Nesta equação $|\tau_p|$ representa o módulo das tensões atuantes na parede, sendo calculadas na parede e ω^+ é definido a partir da região a qual incorpora. Para a subcamada viscosa, a equação 55 é aplicada para o ω^+ .

$$\omega^+ = \min\left(\omega_w^+, \frac{6}{0,09 \cdot (y^+)^2}\right) \quad (55)$$

Onde y^+ é a distância adimensional à parede, dada pela equação 56.

$$y^+ = \frac{u^* y}{\nu} = \frac{y}{\nu} \sqrt{\frac{|\tau_p|}{\rho}} \quad (56)$$

Na qual a velocidade de atrito (u^*), já substituída na equação inerente. Já o coeficiente ω_w^+ é calculado pela equação 57.

$$\omega_w^+ = \begin{cases} \left(\frac{50}{k_s^+}\right)^2 & \text{se } k_s^+ < 25 \\ \frac{100}{k_s^+} & \text{se } k_s^+ \geq 25 \end{cases} \quad (57)$$

Para o coeficiente k_s^+ a equação 58 é utilizada para o seu cálculo.

$$k_s^+ = \max \left(1, 0; \frac{k_s}{v} \sqrt{\frac{|\tau_p|}{\rho}} \right) \quad (58)$$

Na qual k_s é coeficiente altura de rugosidade inerente ao material empregado.

Para a região da subcamada turbulenta (ou zona de lei logaritmo), o cálculo para ω^+ efetuado segue a equação 59 para o adimensional da velocidade ($u^+ = V/u^*$).

$$\omega^+ = \frac{10}{3} \frac{du^+}{dy^+} \quad (59)$$

Para a camada de amortecimento, intermediária entre a subcamada viscosa e a subcamada turbulenta ($5 < y^+ < 30$), o equacionamento empregado não evidente ou nem destacado por Ansys Inc. (2011a).

Contudo o que se observa é que haverá uma transição intermediária neste intervalo, ou seja, o programa aplica a subcamada viscosa, alterando para a subcamada turbulenta quando o y^+ iguale os ω^+ .

3.5.5 $\kappa - \omega$ SST

A variação SST (advinda de *Shear-Stress Transport*) buscou incluir ao modelo $\kappa - \omega$ padrão, a robustez do modelo $\kappa - \varepsilon$ padrão para escoamentos mais afastados da parede.

Sendo assim, o modelo conseguiu unir as duas modelagens, ativando a parcela mais significativa a partir da distância com a parede.

A equação que descreve a viscosidade turbulenta para o este modelo é a equação 3.29, mas o equacionamento do coeficiente é dado pela equação 60.

$$C_\mu^* = \frac{1}{\max \left(\frac{1}{C_\mu}; \frac{S \cdot F_1}{0,31 \cdot \omega} \right)} \quad (60)$$

Na qual o C_μ é dado pela equação 45 e S pela equação 36. Já o coeficiente $F_1 = \tanh(\Phi^2)$, já o valor de Φ é dado pela equação 61.

$$\Phi = \max \left(2 \frac{\sqrt{\kappa}}{0,09\omega y}; \frac{500\mu}{\rho y^2 \omega} \right) \quad (61)$$

A equação de conservação de energia cinética turbulenta para o modelo é dada pela equação 62.

$$\frac{\partial(\rho\kappa)}{\partial t} + \frac{\partial(\rho\bar{V}_i\kappa)}{\partial x_i} = \frac{\partial}{\partial x_j} \left[\left(\mu + \frac{\mu_t}{\sigma_\kappa} \right) \frac{\partial\kappa}{\partial x_j} \right] - \alpha \rho \overline{v'_i v'_j} \frac{\partial(\bar{V}_i)}{\partial x_j} - \rho\beta^* \omega k \quad (62)$$

Os coeficientes α e β^* são dados pelas equações 47 e 50, respectivamente. Já o coeficiente σ_κ , diferentemente do modelo padrão, é variável e foi modelado pela equação 63.

$$\sigma_\kappa = \frac{1}{1 - 0,15F_2} \quad (63)$$

O coeficiente $F_2 = \tanh(\Phi_2^4)$ e Φ_2 , por sua vez, é calculado pela equação 64.

$$\Phi_2 = \min \left(\Phi; \frac{4\rho\kappa}{1,168y^2 D^+} \right) \quad (64)$$

Já o D^+ é dado pela equação 65.

$$D^+ = \max \left(10^{-20}; \frac{2\rho}{1,168\omega} \frac{\partial\kappa}{\partial x_j} \frac{\partial\omega}{\partial x_j} \right) \quad (65)$$

Para a segunda equação de conservação, tem-se a equação 66.

$$\frac{\partial(\rho\omega)}{\partial t} + \frac{\partial(\rho\bar{V}_i\omega)}{\partial x_i} = \frac{\partial}{\partial x_j} \left[\left(\mu + \frac{\mu_t}{\sigma_\omega} \right) \frac{\partial\omega}{\partial x_j} \right] - \frac{C\alpha}{\nu_t} \cdot \rho \overline{v'_i v'_j} \frac{\partial(\bar{V}_i)}{\partial x_j} - \rho\beta\omega^2 + D_{\varepsilon-\omega} \quad (66)$$

O coeficiente $\beta = 0,0828 - 0,0078F_2$. O valor para σ_ω é descrito pela equação 67, na qual o F_2 o cálculo é similar ao do σ_κ .

$$\sigma_\omega = \frac{1}{0,8562 - 0,36F_2} \quad (67)$$

Já o C é um coeficiente obtido pela equação 68.

$$C = 0,3568 + 0,283F_2 \quad (68)$$

Para o termo $D_{\varepsilon-\omega}$ é o termo difuso de correlação entre o modelo $\kappa - \varepsilon$ e $\kappa - \omega$, dado pela equação 69, uma vez que o modelo SST possui essa transição entre eles a partir da distância à parede.

$$D_{\varepsilon-\omega} = 2,336 \frac{\rho}{\omega} (1 - F_1) \frac{\partial \kappa}{\partial x_j} \frac{\partial \omega}{\partial x_j} \quad (69)$$

Para o tratamento de ω próximo a parede, Ansys Inc. (2011a) aplica o mesmo procedimento descrito no modelo $\kappa - \omega$ padrão.

3.5.6 Spalart-Allmaras

Os modelos anteriormente descritos são todos modelos de duas equações para tentar quantificar as influências da turbulência, contornando o problema de fechamento. Já o modelo de Spalart-Allmaras é um modelo de apenas uma equação, ou seja, resolve o problema de fechamento através de uma equação de conservação adicional.

O modelo proposto por Spalart e Allmaras (1992) foi originalmente concebido para análise de aerodinâmica, sobretudo para modelar o escoamento próximo a regiões de parede. Em vista do foco do estudo, o equacionamento proposto por eles consegue capturar os efeitos de parede, desde que a malha seja consideravelmente refinada na região.

Isto tem gerado certo interesse para simulações em máquinas de fluxo, conforme relatado por Ansys Inc. (2011a), bem como tem servido de base para resultados satisfatórios para DAV (ZHANG et al., 2013, por exemplo). O Fluent® ainda faz uma conversão para a lei logarítmica de parede quando a malha não é suficientemente fina e possibilita um tratamento aprimorado para a região de parede, conforme é discutido na seção 3.7.1.

Diferentemente dos modelos de duas equações que relacionam a conservação da energia cinética turbulenta e uma taxa de dissipação de energia, o modelo de Spalart-Allmaras é baseado diretamente na conservação da viscosidade cinética turbulenta modificada. O equacionamento básico para o modelo supramencionado é descrito na equação 70 em notação indicial.

$$\frac{\partial(\rho \tilde{v})}{\partial t} + \frac{\partial(\rho \bar{V}_i \tilde{v})}{\partial x_i} = 1,5 \left\{ \frac{\partial}{\partial x_j} \left[(\mu + \rho \tilde{v}) \frac{\partial \tilde{v}}{\partial x_j} \right] + 0,622 \rho \left(\frac{\partial \tilde{v}}{\partial x_j} \right)^2 \right\} + G_{\tilde{v}} + D_{\tilde{v}} \quad (70)$$

Onde $\tilde{\nu}$ é a viscosidade cinética turbulenta modificada, $G_{\tilde{\nu}}$ é o termo de geração dessa viscosidade turbulenta e $D_{\tilde{\nu}}$ o respectivo termo de destruição da mesma. A viscosidade turbulenta de Boussinesq é, então, relacionada com a viscosidade cinética turbulenta modificada pela equação 71 e a viscosidade cinemática do fluido (ν), substituindo antecipadamente os coeficientes constantes utilizados para este modelo.

$$\mu_t = \rho \tilde{\nu} \frac{\left(\frac{\tilde{\nu}}{\nu}\right)^3}{\left(\frac{\tilde{\nu}}{\nu}\right)^3 + 357,911} \quad (71)$$

Já o termo de geração para a viscosidade cinética turbulenta modificada é dado pela equação 72.

$$G_{\tilde{\nu}} = 0,1335 \rho \tilde{\nu} \tilde{S} \quad (72)$$

No qual $\tilde{S}$ é um coeficiente de deformação dado pela equação 73.

$$\tilde{S} = S' + \frac{\tilde{\nu}}{0,1753 \cdot d^2} \left[\frac{\left(\frac{\tilde{\nu}}{\nu}\right)^3 + 357,911 \left(1 - \frac{\tilde{\nu}}{\nu}\right)}{\left(\frac{\tilde{\nu}}{\nu}\right)^4 + \left(\frac{\tilde{\nu}}{\nu}\right)^3 + 357,911} \right] \quad (73)$$

Onde S' é um escalar do coeficiente de deformação, baseado na magnitude da taxa de deformação, que foi proposto inicialmente (SPALART E ALLMARAS, 1992) através da magnitude do tensor vorticidade ($\sqrt{2\bar{\Omega}_{ij}\bar{\Omega}_{ij}}$).

No entanto, o termo S' que incorporava à parcela de geração relacionada com a deformação por rotação do meio ignorava a contribuição da deformação proveniente da tensão cisalhante. Sendo assim, conforme descrito por Dacles-Mariani et al. (1995 apud ANSYS INC., 2011a), a formulação original (pela magnitude da vorticidade média) proposta por Spalart e Allmaras (1992) é alterada pela equação 74 que é usada para quantificar S' .

$$S' = \sqrt{2\bar{\Omega}_{ij}\bar{\Omega}_{ij}} + 2 \cdot \min\left(0; \sqrt{2\bar{S}_{ij}\bar{S}_{ij}} - \sqrt{2\bar{\Omega}_{ij}\bar{\Omega}_{ij}}\right) \quad (74)$$

Onde S_{ij} é a média da taxa de deformação por tensão cisalhante dada pela equação 40. Já com relação a modelagem da destruição da viscosidade cinética turbulenta modificada, a equação geral é descrita na equação 75 que se segue.

$$D_{\tilde{v}} = 3,19451 \cdot \rho \cdot \left[r' \left(\frac{1 + 2^6}{r'^6 + 2^6} \right)^{\frac{1}{6}} \right] \left(\frac{\tilde{v}}{d} \right)^2 \quad (75)$$

Na qual r' é um coeficiente dado pela equação 76 e d é a distância a parede.

$$r' = \frac{\tilde{v}}{\tilde{S}k^2d} + 0,3 \left[\left(\frac{\tilde{v}}{\tilde{S}k^2d} \right)^6 - \frac{\tilde{v}}{\tilde{S}k^2d} \right] \quad (76)$$

Na qual k é a constante de von Karman, cujo valor constante é de 0,4187. Para mais detalhes sobre a utilização deste modelo, recomenda-se consulta em Schiestel (2008).

3.6 Modelagem da hemólise por trauma mecânico

A hemólise por trauma mecânico é, como já foi exposto na seção 2.7, um dos pontos cruciais no desenvolvimento de mecanismos de assistência cardíaca, uma vez que estes mecanismos aceleram o rompimento natural da membrana celular da hemácia.

Esta seção visa, portanto, apresentar as principais abordagens que incorporam a hemólise, destacando também duas abordagens distintas: euleriana e lagrangiana; propondo aplicação para cada tipo.

3.6.1 Equacionamento geral

A modelagem da hemólise seguiu, principalmente, os primeiros passos apresentados por Blackshear et al. (1965), Bernstein et al. (1967), Bluestein e Mockros (1969), Leverett et al. (1972) e Mohandas et al. (1980), quando os fatores intervenientes no rompimento da membrana da hemácia foram apresentados, conforme destacado na seção 2.7.

Os equacionamentos resultantes ao longo das últimas 4 décadas de estudo foram resumidos em três abordagens distintas: tensão, deformação e energia; sendo destacadas na presente seção. Dentre as três abordagens, a de tensão passa a ser a mais utilizada em vista da gama de possibilidades de aplicações. Já as de deformação e energia ainda carecem, em geral, de estudos mais aprofundados do comportamento coloidal (para não dizer celular) do sangue.

Nos subitens seguintes, foram destacados alguns modelos e discussões sobre cada abordagem, dando ênfase aos mais aceitos e aplicados atualmente. No entanto, vale ressaltar que há ainda modelos propostos ou em desenvolvimento, que são frutos de estudos

recentes e aplicados a diversos cenários experimentais específicos, mas que não serão discutidos no presente texto.

3.6.1.1 *Estimativa por tensão*

A predição da hemólise por tensão do fluido em escoamento é a mais intuitiva e amplamente utilizada atualmente. Os estudos basearam-se nos estudos principais entre as décadas de 60 e 80, onde havia estimativas para tensão que provocavam em uma escala macroscópica (por um volume de controle, por assim dizer), uma variação na hemoglobina livre, associada ao rompimento das membranas das hemácias.

O primeiro modelo utilizado atualmente amplamente surgiu no estudo de Heuser e Opitz (apud CHEN E SHARP, 2010), ficando consagrado por Giersiepen et al. (1990) que aplicou a um estudo com 25 válvulas aórticas, visando mapear a influência da tensão cisalhante na hemólise causada pelos implantes em fase de teste de bancada.

Assim, um modelo de tensão foi proposto pela seguinte equação, relacionando a tensão aplicada (τ) e o tempo de exposição a essa tensão (Δt), através de uma relação potencial, de acordo com a equação 77 para o índice de hemólise (IH, em %).

$$IH = \frac{\Delta H_b}{H_b} = c. (\tau_i)^a. (\Delta t_i)^b \quad (77)$$

Onde a , b e c são coeficientes constantes, H_b representa a concentração de hemoglobina livre no sangue após certo tempo de exposição (Δt) e ΔH_b é a variação da concentração de hemoglobina livre. A equação 77 representa o dano causado em um intervalo de tempo, tendo em vista uma tensão constante aplicada neste intervalo e, vale destacar, que a equação se encontra em notação indicial (i), estando subentendido o somatório.

Os coeficientes originalmente propostos por Giersiepen et al. (1990), reforçado por estudos subsequentes da mesma equipe (NYGAARD et al., 1992), são: $C = 3,62 * 10^{-5}$; $a = 2,416$; e $b = 0,785$. Esses valores foram confirmados e bem aceitos posteriormente por diversos autores, como base para estudos de hemólise por dano mecânico (por exemplo, LIM et al., 2001; GRIGIONI et al., 2005; HUND et al., 2010; SCHENKEL et al., 2013; entre outros autores).

Fica claro, entretanto, que os coeficientes propostos são baseados em calibrações realizadas em diferentes situações. Outros autores resultados distintos para usos específicos, uma vez

que Giersiepen et al. (1990) calibrou através de próteses aórticas. Uma comparação entre os coeficientes de Giersiepen et al. (1990), Zhang et al. (2011), Heuser e Opitz (1980 apud TASKIN ET AL., 2012), foi realizada por Taskin et al. (2012).

Os referidos autores simularam 5 cenários em uma bomba de sangue axial para os coeficientes expostos no Quadro 6. Os dados experimentais foram, então, comparados com os valores modelados e o erro absoluto percentual foi calculado.

Quadro 6: coeficientes e erros de estimativa para o modelo de hemólise por tensões

Autores	C	a	b	Erro (%)
Giersiepen et al. (1990)	$3,62 * 10^{-5}$	2,416	0,785	59,82
Heuser e Opitz (1980)*	$1,80 * 10^{-6}$	1,991	0,765	0,64
Zhang et al. (2011)	$1,23 * 10^{-5}$	1,992	0,661	5,20

(Fonte: valores de erros adaptados de TASKIN et al., 2012)

* apud Taskin et al. (2012).

Apesar dos coeficientes de Giersiepen et al. (1990) terem apresentado um erro consideravelmente maior, ele ainda serve de base para as simulações e modelagem em diversos casos, como os empregados por Lim et al. (2001), Hund et al. (2010), Schenkel et al. (2013), Arora et al. (2006) e entre outros autores. Vale ressaltar ainda que esses erros apresentados são decorrentes da grande distinção entre as condições experimentais evidenciadas por cada autor.

Em contrapartida, os coeficientes de Heuser e Opitz (1980 apud TASKIN et al., 2012), passam a ser relevantes em vista dos resultados apresentados por Taskin et al. (2012), tendo sido utilizados em outros estudos, como os de Song et al. (2003) e Fraser et al. (2012), mesmo que tradicionalmente ainda sejam mais empregados os de Giusiepen et al. (1990).

Uma modelagem distinta, baseada na mesma lei de potência da equação 77, foi proposta por Grigioni et al. (2005). A equação 78 foi, então, elaborada, baseando-se nos passos descritos no ANEXO I para ser aplicada na trajetória de partículas em fase discreta.

$$IH = C.b.\left(D_0 + (\tau_j)^{\frac{a}{b}}.t_j\right)^{b-1} \cdot (\tau_j)^{\frac{a}{b}}.t_j \quad (78)$$

Onde j representa um índice da notação, tendo sido suprimido o sinal de somatório, C, b e a , são coeficientes ajustados, τ é a tensão aplicada e t é o tempo de exposição. Neste modelo, Grigioni et al. (2005) puderam incluir o dano acumulado e tentar computar o efeito de sobreposição do dano causado pela tensão aplicada ao longo do tempo, conseguindo obter resultados satisfatórios em comparação com dados experimentais de estudos anteriores.

Em contraposto, mesmo diante dos fatores intervenientes dispostos na seção 2.7, Tamagawa e Minakawa (2003) propuseram uma análise de acurácia para a tensão crítica de hemólise, através de um índice de hemólise previsto para um escoamento entre duas linhas de corrente passando por um orifício em estudo.

Estes autores analisaram numericamente o modelo geral proposto pela equação 79. Os coeficientes influência (α_{tm}) são dispostos nas equações 80, 81 ou 82.

$$IH = \int_A \alpha_{tm} U d\vec{A} \quad (79)$$

Na qual U é a velocidade e $d\vec{A}$ é o vetor do elemento de área do volume de controle para a análise da hemólise. Para os coeficientes de influência do modelo:

$$\alpha_{tm} = \begin{cases} 0, |\tau| < \tau_{cr} \\ \tau, |\tau| > \tau_{cr} \end{cases} \quad (80)$$

Onde τ é uma tensão qualquer e τ_{cr} é a tensão crítica de ruptura. Para uma segunda proposta dos autores mencionados:

$$\alpha_{tm} = \begin{cases} 0, \tau^* \leq 8,42 \\ \tau^*, \tau^* > 8,42 \end{cases} ; \text{ onde } \tau^* = [\log(t) + 9,26] \cdot [\log(\tau) - 2,45] \quad (81)$$

Onde τ^* é uma “tensão” de referência e t é o tempo de exposição a uma tensão qualquer (τ). Para um segundo modelo baseado em tensão e tempo de exposição, tem-se a seguinte relação com base a outra “tensão” de referência (τ^{**}):

$$\alpha_{tm} = \begin{cases} 0, \tau^{**} > 10^{27,3} \\ \tau^{**}, \tau^{**} \leq 10^{27,3} \end{cases} ; \text{ onde } \tau^{**} = \tau^{11,1} \cdot t \quad (82)$$

O modelo da equação 80 obteve resultados consideravelmente mais acurados que os modelos das equações 81 e 82 propostos com influência do tempo de exposição e da tensão

aplicada (TAMAGAWA E MINAKAWA, 2003), o que levou a conclusão, pelos autores, de que a influência do tempo de aplicação da tensão é numericamente dispensável para a modelagem da hemólise, apesar de ter se mostrado relevante em outros estudos (LEVERETT et al., 1972, BLACKSHEAR et al., 1965; por exemplo).

Outra observação importante sobre o modelo da equação 78 é que ela negligencia o “efeito de fadiga” da membrana da hemácia, advindo de seu comportamento viscoelástico (CHIEN, 1975) ou, em estudos mais recentes, reologia vítrea suavizada (do inglês *Soft Glassy Rheology*, YOON et al., 2008).

O “efeito de fadiga”, ou “fadiga por memória” (GALDI et al., 2008), é inerente a perda de capacidade elástica da membrana da hemácia em vista de uma tensão e um tempo de aplicação da mesma (conforme comprovado por LEVERETT et al., 1972; BLACKSHEAR et al., 1965; dentre outros), sendo assim, relevante para a estimativa da hemólise, conforme já destacado na seção 2.7.

Outros estudos, entretanto, buscaram analisar alguns outros parâmetros intervenientes. No estudo proposto por Arvand et al. (2005) a hemólise foi estimada em um mecanismo de assistência cardíaca através de zonas críticas. Os autores consideraram como críticas as zonas de maiores tensões e propuseram a seguinte equação.

$$IH = a. \sigma^b. t^c. V^d. (\Delta p)^e + f \quad (83)$$

Na qual a, b, c, d, e e f são coeficientes ajustados por calibração do modelo; σ é a tensão média viscosa total da região crítica, t é o tempo de exposição à região crítica, V é o volume relativo da região crítica em relação ao volume total do mecanismo e Δp é a diferença de pressão causada pelo mecanismo. Os coeficientes calibrados são, respectivamente, 120,17; -1,9; 1,5; 0,25; 1,4; e nulo.

A análise por zonas críticas termina facilitando a estimativa da hemólise, em vista de sua simplicidade conceitual, entretanto mapear essas zonas não é uma tarefa tão intrínseca para todas as situações, já que nem sempre elas vão ser proeminentes. Outro ponto negativo é com relação as tensões abaixo da crítica e o dano por fadiga da membrana da hemácia, que teria que ser intrínseco aos coeficientes calibrados.

Outros autores ainda propuseram análises distintas (ARORA et al., 2006; VITALE et al., 2011; dentre outros), tomando como partida outras considerações iniciais. No entanto, para o presente trabalho, a breve revisão, contendo os autores citados nesta seção já é suficiente para tentar modelar a hemólise em virtude de que ainda não há um consenso de um modelo robusto suficiente para um emprego geral.

3.6.1.2 Estimativa por deformação limite

As estimativas por deformação levam geralmente em consideração embasamentos acerca do limite máximo de deformação que as hemácias podem sofrer ou a taxa de deformação do escoamento que provocará o rompimento da membrana da hemácia.

Estas taxas de deformação usualmente são baseadas em uma viscosidade aparente, representativa para o fluido em um comportamento Newtoniano, porém analisando um ponto específico, ou real, que indica o comportamento global da viscosidade, mesmo que esse seja variável.

Como embasamento, têm-se, por exemplo, os estudos propostos por Angelov e Mladenov (1999) sobre a geometria da hemácia; Braunmüller et al. (2012) sobre relaxação da membrana de hemácia em testes hidrodinâmicos; Fedosov et al. (2010) que trata da modelagem das paredes da hemácia; Waugh e Evans (1979), Hotchmuth e Waugh (1987), Stray et al. (1995) e Sleep et al. (1999) que tratam do comportamento mecânico da membrana; dentre outros (SUTERA E MEHRJARDI, 1975; SAKUMA et al., 2014; VILLAT E ABKARIAN, 2014; TOMAIUOLO, 2014; por exemplo).

Nesta seção, entretanto, não serão detalhados os estudos a cerca do comportamento da hemácia, mas apenas a exposição de modelos correlatos. Os modelos de deformação são mais recentes que os modelos de tensão, apresentados anteriormente.

Chen e Sharp (2010) propuseram um modelo baseado em deformação que passa por 4 etapas de desenvolvimento:

- i. Relação entre tensão do fluido e a tensão na membrana da célula;
- ii. Transformação da tensão na membrana da célula em deformação através de suas propriedades elásticas;
- iii. Estimativa da deformação limite;
- iv. Estimativa do índice de hemólise.

Estas etapas de desenvolvimento servem de base para o desenvolvimento de modelos para deformação. Vale observar, entretanto, que seguir estes passos não configuram uma tarefa fácil, mesmo que conhecidos os fatores intervenientes. Isso ocorre em vista da ausência de dados ou estudos que possam reforçar a modelagem proposta.

No estudo em questão, proposto por Chen e Sharp (2010), a quarta etapa gerou uma lacuna pela ausência de dados para o problema em questão, mas em geral, o comportamento da membrana da hemácia e a dificuldade de se mensurar a transmissão entre a tensão no fluido e a deformação provocada na estrutura da membrana são desafiadores.

Outra grande lacuna, até mesmo para as análises apenas de tensões, é inerente aos limites para que ocorra a hemólise, variáveis para uma gama vasta e diversa de estudos, conforme foi discutido na seção inerente à Hemólise.

3.6.1.3 Estimativas por energia

Se medir a deformação da hemácia é uma tarefa complicada e cujos estudos ainda não são conclusivos, tentar entender os mecanismos de energia de deformação dela, por conseguinte, é um passo adiante ainda mais complexo.

As metodologias que envolvem a taxa de hemólise estão intrinsecamente ligadas a teorias de energia por deformação elástica. Os modelos baseados em energia, intrinsecamente ligados a modelos de deformação (EZZELDIN et al., 2015), tentam através de relações semi-empíricas correlacionar os índices de hemólise com a energia aplicada às células.

Os desenvolvimentos atuais nesta linha foram baseados em Bluestein e Mockros (1969) que correlacionaram a dissipação de energia fluidodinâmica em uma escala “local”, através da deformação sofrida pelas células localmente.

Estes autores, então, propuseram que a taxa de rompimento local fosse uma função da concentração celular e da taxa de dissipação de energia mecânica (ϕ), conforme exposto na equação 84.

$$h = f_{(c,\phi)} = k\phi^n \quad (84)$$

Onde k e n são constantes. Integrando a equação 84 para se obter um comportamento macroscópico em um volume de controle, aplicável às circulações extracorpóreas (foco do estudo na época), obteve-se a equação 85.

$$IH = KE^n \quad (85)$$

Onde K é uma medida de não-uniformidade de distribuição da energia no volume de controle e E é a energia média de dissipação por unidade de volume.

Com os resultados experimentais expostos e as conclusões dos autores, o coeficiente n foi calibrado (valor entre 1 e 2), mesmo os resultados tendo sido pouco significativos no geral, o que não retira a relevância do estudo proposto pelos autores.

Uma abordagem um pouco menos realística, por assim dizer, segue a linha do que foi proposto por Jones (1995), que relacionou as tensões de Reynolds com a dissipação viscosa do escoamento atribuída a energia de deformação das hemácias que geraria a hemólise por dano no escoamento.

Estudos como o proposto por Jones (1995) tentam correlacionar hemólise e energia em uma modelagem sem, entretanto, atentar para as causas em escala celular ou molecular, através de um volume de controle específico.

Outro estudo interessante na mesma linha macroscópica foi proposto por Xuan et al. (2012), no qual os autores relacionam a energia motriz da hemólise com a energia total fornecida pela bomba ao escoamento e a energia realmente convertida em pressão ($E_h = E_f - E_p$), resultando, após várias considerações, na equação 86, já calibrada por seus experimentos.

$$IH = \frac{H_b \cdot t \cdot Q}{V \cdot [0,9535 \cdot (e \cdot \Delta p + B \cdot w) - 4,8026 \cdot \Delta p \cdot S \cdot l - 0,0042]} \quad (86)$$

Onde e é a eficiência elétrica da bomba, H_b é a hemoglobina livre no sangue, Q é a vazão, V é o volume total da circulação extracorpórea, B é o coeficiente de amortecimento, w é a rotação da bomba, Δp é o acréscimo de pressão, S é a seção de corte livre da bomba e l é o comprimento do sistema circulatório.

Apesar de uma ideia relativamente simples, o equacionamento passou a envolver muitas variáveis e a calibração de três coeficientes, o que reduz a robustez do modelo. O erro relativo, mesmo para a calibração empregada, ainda foi na casa dos 8,4%, o que não é muito animador se for lembrado que, provavelmente, para outros mecanismos de assistência, esse erro deve ser ampliado.

Abordagens ainda mais complexas, como a proposta por Ezzeldin et al. (2015), buscam modelar a energia (E), similar a equação 85, incorporando subcategorias de energia para cada aspecto que irá influenciar a hemácia (desde sua deformação até as forças intermoleculares quimicamente induzidas).

Não cabe ao presente texto discutir amplamente a hemólise, em vista de ela ser apenas uma etapa na metodologia geral e de ampla complexidade nas abordagens em escala celular, sendo recomendada a leitura na literatura citada como ponto de partida.

3.6.2 Equacionamento adaptado

Como forma de apresentar algo diferente para alternativas em se calcular a hemólise, no APÊNDICE II: modelagem alternativa para hemólise, estão descritos três equacionamentos adaptados do equacionamento clássico levando em consideração alguns fatores que podem facilitar tanto a estimativa como aprimorar o resultado obtido.

A primeira equação proposta leva em consideração uma tensão de referência a ser decrescida da tensão total. Essa tensão de referência seria uma tensão na qual o sangue já estaria “acostumado”, ou seja, uma tensão que naturalmente não causaria hemólise a curto e médio prazo.

A ideia aqui é reduzir da estimativa de hemólise em vista de uma tensão que as hemácias não hemólise em condições saudáveis. A tensão escolhida como base foi a tensão fisiológica e sua estimativa foi baseada no modelo de Casson, conforme descrito no APÊNDICE II: modelagem alternativa para hemólise. A equação 87 indica esta modelagem sugerida.

$$IH = C. (\tau_i - 23,8)^{a'} . (\Delta t_i)^b \quad (87)$$

Na qual o coeficiente a passa a ser chamado de a' em vista da inclusão da nova parcela. Já o segundo equacionamento visa incorporar as duas parcelas de tensão e tempo numa parcela só, em referência a potência aplicada ao fluido e transpassada às hemácias. O equacionamento é então descrito na forma 88.

$$IH = c'' . (\tau_i \Delta t_i)^{a''} \quad (88)$$

Obviamente ao incorporar novos termos, os coeficientes básicos propostos são alterados para poder incorporar a nova abordagem. O coeficiente c e o b podem ser tomados como os coeficientes básicos já calibrados por diversos autores, conforme dispostos na seção 3.6.1.1.

Já os coeficientes modificados a' , a'' e c'' podem ser estimados de maneira equivalente. Obviamente, na presença de mais dados, os valores poderiam ser calibrados diretamente, entretanto, como a base para a estimativa de hemólise (cedidos por BOCK et al., 2008) possui apenas 6 dados vinculados apenas ao tempo, os coeficientes descritos no Quadro 6 foram reanalisados.

Tomando os coeficientes descritos, foram estimados diversos valores para tensão aplicada e tempo de exposição, criando dados hipotéticos para a modelagem sugerida pelos autores. Através disso, foram estimados valores para o índice de hemólise para cada conjunto de coeficientes descritos no Quadro 6.

Em seguida, os coeficientes modificados foram estipulados através de métodos iterativos, utilizando o Microsoft Excel, cujo erro relativo entre o predito entre as estimativas pelos métodos tradicionais e para os métodos alternativos, para cada conjunto de coeficientes, foram utilizados como função objetivo. No Quadro 7 estão descritos os valores para os coeficientes testados.

Quadro 7: Valores dos coeficientes de acordo com os respectivos autores e o coeficiente para a modelagem por potência equivalente

	Autores	C	a	b	a'	a''	c''
Coeficientes 1	Giersiepen et al. (1990)	$3,62 * 10^{-5}$	2,416	0,785	2,4606	1,3663	$89,7 * 10^{-5}$
Coeficientes 2	Heuser e Opitz (1980)*	$1,80 * 10^{-6}$	1,991	0,765	2,0287	1,1714	$2,78 * 10^{-5}$
Coeficientes 3	Zhang et al. (2011)	$1,23 * 10^{-5}$	1,992	0,661	2,0297	1,1091	$22,4 * 10^{-5}$

(Fonte: dados adaptados de TASKIN et al., 2012)

* apud Taskin et al. (2012).

A terceira modelagem proposta visa facilitar a quantificação e incorporar os parâmetros turbulentos presentes nos modelos. Para tanto a taxa de dissipação da energia cinética turbulenta é usada como base, partindo da premissa que parte da dissipação da energia cinética turbulenta é transferida às hemácias. Para essa estimativa a equação 89 é proposta.

$$IH = c_e(\varepsilon \cdot \Delta t)^n \quad (89)$$

Onde c_e e n são coeficientes a serem calibrados e ε é a taxa de dissipação de energia cinética turbulenta. Como não há base de dados que possa calibrar esses coeficientes, a hemólise no presente texto foi verificada utilizando os coeficientes do Quadro 7, para $c_e = c''$ e $n = a''$.

O ponto mais crítico deste último equacionamento é computar os valores dos coeficientes, tornando-o menos aplicável em vista da falta de dados, no entanto, ideia é interessante e como há certa equivalência entre as equações 88 e 89, elas partilham parcialmente dos coeficientes ajustados, o que propicia o uso ao menos como teste inicial.

Outras formas de modelar a hemólise poderiam ser propostas, baseadas nas premissas básicas aqui dispostas. Testar todas as possibilidades é uma tarefa impossível no tempo hábil para este trabalho, no entanto apresentar estas ideias visa futuros aprimoramentos e boas alternativas para a verificação da hemólise no presente trabalho.

3.6.3 Abordagens possíveis

Na presente seção são destacadas as formas de abordagens para a análise da hemólise, através do tipo de referencial utilizado nas simulações.

3.6.3.1 Abordagem euleriana para hemólise

Para estimativas de hemólise tomando como base a abordagem euleriana, a análise deve consistir no escoamento do fluido e suas grandezas como um todo através do contínuo. Isso significa que independente do comportamento da hemácia como uma partícula, o comportamento do fluido é que se relaciona com a hemólise no dispositivo.

A aplicação desta abordagem leva em consideração uma análise de correlação de fenômenos, onde todo o comportamento do escoamento estaria influenciando o índice de hemólise, mesmo que uma hemácia específica não seja submetida a uma determinada tensão detectada no escoamento.

Nesta linha de pensamento, portanto, a causa da hemólise individualizada passa a não ser computada, mas sim os fatores que a influenciam.

3.6.3.2 Abordagem lagrangeana para hemólise

Por outro lado, a abordagem lagrangeana está interessado no comportamento individual de cada célula, através de partículas analisadas discretamente. Assim, para essa abordagem, a hemólise é estimada através do que ocorre com cada hemácia.

Neste tipo de abordagem é determinado o número de partículas (espaço amostral), no qual serão baseadas as análises. Estas partículas passam a ser monitoradas e um comportamento equivalente é estimado por estatística, usualmente uma média simples ou ponderada do comportamento de cada elemento do espaço amostral.

Assim, quanto mais partículas forem monitoradas, mais acurada é a análise, em contraposição ao custo computacional e complexidade das iterações entre partículas.

3.6.3.3 Abordagem híbrida

Apesar de ser possível trabalhar com certa tranquilidade com a abordagem puramente euleriana, a de Lagrange pura pode ser mais complexa em vista das iterações entre as partículas, essenciais em boa parte das análises que demandem essa influência.

Para tentar simplificar, uma abordagem híbrida é geralmente empregada: a de Euler-Lagrange. Nessa abordagem híbrida, o campo contínuo é resolvido pela abordagem euleriana e as partículas injetadas pela lagrangeana através dos resultados obtidos para o meio contínuo, ou seja, o comportamento lagrangeano é medido através do simulado pelo comportamento euleriano.

O Ansys Fluent utiliza este tipo de abordagem em suas simulações em fase discreta (ANSYS INC., 2011a), o que é oportuno computacionalmente, em vista de que é “mais simples” simular o comportamento contínuo e extrair dele o comportamento discreto em comparação a tentar simular cada partícula individualmente, sobretudo em um número de partículas significativo

3.7 Condições de contorno e inicialização

As condições de iniciais e de contorno são essenciais para a resolução das equações e a realização das simulações. Estas são responsáveis pela convergência do problema, o quanto rápido será alcançada ou se haverá divergência durante o processo.

As condições de contorno são ainda mais drásticas por influenciar diretamente no resultado obtido, assim, condições de contorno fracas ou errôneas geram resultados nas mesmas características, ou seja, fisicamente incorretos.

As condições de contorno do problema são a condição de parede, condição de entrada e condição de saída; com relação às condições de inicialização, elas são baseadas nos contornos, mas foram adotadas de acordo com o descrito na seção 3.7.3.

Inerente às condições de entrada e saída, descritas nos itens 3.7.2, a dependência da escolha recai sob a contextualização do problema, ou seja, o que se têm e o que se busca nos resultados para a comparação.

No problema aqui presente os dados limitantes são: pressões de entrada e saída, rotação do rotor e vazões, compondo diferentes cenários, destacados na seção 3.9.

A condição de parede, entretanto, é a mais simples em vista da característica viscosa do problema. Na seção 3.7.1 ainda é descrito o tratamento dado a região próxima a parede, que complementa o efeito da condição de parede adotada.

3.7.1 Condição de parede

A condição de parede para o SRM é consideravelmente simples, tendo sido aplicada a condição de não deslizamento para a parede, sem quaisquer fluxos na superfície. Como o rotor está inserido no sistema não-inercial, não há considerações específicas de velocidade necessárias para serem inseridas.

Para a região de parede, em todos os modelos testados, um tratamento de parede aprimorado foi aplicado. Das variáveis de interesse, duas são modeladas diretamente: a viscosidade turbulenta e a velocidade, sendo ambas as formulações detalhadas por Ansys Inc. (2011a).

Para a viscosidade turbulenta, a equação 90 foi aplicada.

$$\mu_{t,ap} = \rho C_\mu l_\mu \sqrt{k} + \lambda(\mu_t - \rho C_\mu l_\mu \sqrt{k}) \quad (90)$$

O valor de C_μ é de acordo com o do modelo empregado. Já o comprimento de mistura característico (l_μ) é calculado pela equação 91.

$$l_\mu = yC_l^* \left(1 - e^{-\frac{Re_y}{70}}\right) \quad (91)$$

Na qual: $C_l^* = 0,4187C_\mu^{-3/4}$; e $Re_y = \rho y \sqrt{\kappa}/\mu$. Já o coeficiente λ da equação 92 é dado pela seguinte equação.

$$\lambda = 0,5 \left[1 + \tanh \left(2,29756 \frac{Re_y - 200}{\Delta Re_y} \right) \right] \quad (92)$$

Com o equacionamento alterado para a viscosidade turbulenta, pode-se incluir a influência da parede nesta grandeza, mas ainda se faz necessário ajustar as velocidades na região para que as equações de conservação de cada modelo possam ser resolvidas na região. Sendo assim a equação 93 é aplicada pelo software.

$$\frac{du^+}{dy} = \frac{1}{e^\Gamma} \frac{du_{lam}^+}{dy} + \frac{du_{turb}^+}{dy} \quad (93)$$

Na qual o coeficiente Γ é dado pela equação 94.

$$\Gamma = \frac{0,01 \cdot (y^+)^4}{1 + 5y^+} \quad (94)$$

Já com relação a velocidade adimensional u_{lam}^+ , a equação 95 é baseada na lei de parede para a subcamada viscosa.

$$\frac{du_{lam}^+}{dy} = 1 + \alpha^+ y^+ \quad (95)$$

Na qual:

$$\alpha^+ = \frac{\mu}{\rho^2 (u^*)^3} \frac{dp}{dx} \quad (96)$$

Já a velocidade adimensional turbulenta é encontrada pela equação 97 para meios isotérmicos, nos quais os coeficientes inerentes a termodinâmica, propostos por Ansys Inc. (2011a), são descartados.

$$\frac{du_{turb}^+}{dy} = \frac{1}{0,4187 \cdot y^+} \sqrt{\frac{du_{lam}^+}{dy}} \quad (97)$$

O tratamento aprimorado da parede para a captura do comportamento da subcamada viscosa é recomendado para valores y^+ inferiores a 3,0 e Ansys Inc. (2011a) recomenda valores próximos a 1,0 para esse fim, mesmo que a subcamada viscosa ocorra a valores $y^+ < 5,0$ (POPE, 2000).

Esta recomendação é dada para que se garanta uma boa captura, com mais de um elemento inserido na subcamada viscosa. Porém o tratamento de parede no software também é significativo para a camada de amortecimento, $5,0 < y^+ < 30,0$ (POPE, 2000), sendo assim os manuais do software indicam que não se ultrapasse o valor de $y^+ = 10,0$.

Esta é mais uma recomendação, visando alcançar três elementos para a análise da camada de amortecimento. O tratamento aprimorado na parede, entretanto, visa incorporar os efeitos de parede e da camada limite, sendo os efeitos viscosos relevantes para $y^+ < 50,0$ (POPE, 2000), faixa que segue da parede à subcamada turbulenta.

3.7.2 Condições de entrada e saída

Para os dados fornecidos existem três possibilidades de condições de contorno a serem aplicadas na entrada do dispositivo: velocidade definida, pressão definida ou afluência (do inglês *inflow*).

A definição da melhor condição de contorno é bem relativa ao problema em questão e a atrela diretamente a condição de saída, a qual pode ser definida como: pressão de saída ou efluência (do inglês *outflow*).

A definição da condição de contorno pode ser uma tarefa difícil quando o problema ainda não está bem definido. Para as simulações aqui destacadas, a escolha delas é atrelada a forma que será avaliada os resultados globais. Os dados permitem que as simulações sejam avaliadas pela vazão ou pela diferença de pressão.

Se a vazão mássica é utilizada para a corroboração global das simulações, apenas a condição de pressão de entrada e saída podem ser usadas como contornos. No entanto, caso a diferença de pressões seja utilizada para corroborar as simulações, fixar uma das pressões para SRM pode tender o resultado a uma resposta.

Tal resposta não seria verdadeiramente calculada, uma vez a conversão de carga cinética para carga de pressão na saída poderia ser induzida e, assim, a pressão de saída fixaria o problema em questão.

Mesmo diante disso, uma condição ainda utilizada para o cálculo numérico é estipular velocidade e pressão na entrada e na saída, por exemplo. Essa recomendação foi testada no trabalho de Fraser et al. (2012), obtendo resultados satisfatórios, segundo os autores.

Outro conjunto de condições possível é fixar a velocidade na entrada ou saída e estipular a outra condição como extrapolada do interior fluido. Em um estudo proposto por Fei et al. (2001) utilizou velocidade na entrada e permitiu-se uma extrapolação das grandezas na saída em um estudo envolvendo a hemodinâmica no sistema circulatório humano tomando como base um escoamento pulsátil, tendo sido utilizada a técnica dos elementos finitos.

Reforçando esta sugestão de Fei et al. (2001), Kleinstreuer et al. (2001) utilizaram estes tipos de condição de contorno em um estudo de hemodinâmica em veias, considerando o recomendado para escoamento incompressível.

Este tipo de condição de contorno: velocidade na entrada e efluência concomitantemente, é bastante plausível para corroborar os resultados pela diferença de pressão, uma vez que não vincula nenhuma das informações.

Na prática, a única informação passada aos elementos fluidos será a vazão de entrada e saída, já que a continuidade global é garantida. Assim, este par de condições de contorno foi aplicado ao presente problema, em vista de que a forma de corroboração escolhida foi por diferença de pressões e buscou-se a menor influência dos contornos que conduzissem a falsos resultados.

Uma ressalva foi feita por Kleinstreuer et al. (2001) e Ferziger (2002) ao destacarem a utilização de um campo de velocidade parabólico a uma distância de dez vezes o comprimento característico de entrada, a fim de que este campo de velocidade não interfira nas áreas de transição geométrica e junção do problema em questão. Essa ressalva foi obedecida, conforme destacado na seção 3.2.

Além destas condições, é necessário estipular na entrada as condições exigidas para cada modelo de turbulência. Dois parâmetros turbulentos são exigidos na entrada, são eles:

intensidade turbulenta e a relação entre as viscosidades turbulenta e molecular. A partir destas duas grandezas, a entrada foi unificada para todos os modelos.

A intensidade turbulenta é estimada pela relação entre as oscilações de velocidades e a velocidade média ($I_t = V'/\bar{V}$). Dessa forma, Ansys Inc. (2011b) e Fraser et al. (2012) indicam que a intensidade turbulenta pode ser estimada pela relação da equação 98 representando uma boa aproximação para a intensidade turbulenta, além de que a concordância com as estimativas seria garantida de acordo com o disposto por Ansys Inc. (2011b).

$$I_t = 0,16. Re^{-\frac{1}{8}} \quad (98)$$

Onde o número de Reynolds é baseado nas características da tubulação de entrada. A equação 98 é baseada numa boa prática, tendo sido destacada seu empirismo pelos autores que a citaram.

Já a razão entre as duas viscosidades (μ^+) é estimada pela relação 99, baseada na viscosidade turbulenta para o modelo $\kappa - \varepsilon$ padrão, uma vez que a relação entre as viscosidades é proporcional ao número de Reynolds turbulento e, assim, tomou-se um coeficiente C_μ constante e igual a 0,09.

$$\mu^+ = \frac{\mu_t}{\mu} = 0,09 \frac{\rho \kappa_{ref}^2}{\mu \varepsilon_{ref}} \quad (99)$$

Mas um grande problema é estimar os valores para a energia cinética turbulenta e a taxa de dissipação de energia. Para estimar um valor para κ a relação intrínseca para intensidade turbulenta ($I_t = V'/\bar{V}$), tomando a velocidade média como uma velocidade de referência e a oscilação da velocidade através da sua relação com a energia cinética turbulenta ($V' = \sqrt{(2/3)\kappa}$).

$$\kappa_{ref} = 1,5(V_{ref} I_t)^2 \quad (100)$$

Tomando como base as relações para as escalas de turbulência, baseadas nas premissas de Komogorov para a escala de comprimento que é dada por: $(v_t^3/\varepsilon)^{0,25}$, sendo assim aplicando as duas relações para a viscosidade turbulenta, tem-se a equação 101.

$$\varepsilon_{ref} = \frac{C_\mu^{3/4} \cdot \kappa_{ref}^{1,5}}{l} \quad (101)$$

Onde C_μ é adotado constante e igual a 0,09 e a escala de comprimento é adotada como sendo aproximadamente 7% do comprimento característico local, no caso do duto de entrada, é adotado o seu diâmetro.

Estes equacionamentos para os parâmetros turbulentos são corroborados por Ansys Inc. (2011b), que apresenta as mesmas relações e considerações, tendo sido o trabalho utilizado como base para estas considerações apresentadas.

3.7.3 Condições iniciais

As condições iniciais são inerentes as condições de contorno de entrada, descritas na seção 3.7.2, através de uma inicialização automática pelo Ansys Fluent que através de poucas iterações um cenário inicial, baseando-se nas equações de conservação global do corpo fluido.

Após a inicialização híbrida, entretanto, os parâmetros turbulentos são recalculados para a região do rotor, afim de garantir um chute um pouco mais próximo da situação real, através das equações básicas apresentadas para energia cinética turbulenta e taxa de dissipação de energia cinética turbulenta.

Já a parcela da viscosidade turbulenta modificada para o modelo Spalart-Allmaras, Schiestel (2008) indica que ela se comportaria como uma viscosidade efetiva ($\tilde{\mu} = \mu + \mu_t$) e considerando uma taxa de viscosidade ($t_\mu = \mu_t/\mu$), a estimativa inicial para a viscosidade turbulenta modificada é baseada em: $\tilde{\mu} = \mu(1 + t_\mu)$. Essa relação segue as estimativas e equacionamentos aproximados dispostos por Ansys Inc. (2011a).

Como o SRM foi utilizado, as condições iniciais ainda dependem do sistema de referência ao qual o elemento está inserido. Para o sistema não-inercial, o elemento rotacional em regime permanente com a mesma rotação do rotor, enquanto que o inercial, como o próprio termo sugere, permanece estacionário.

3.8 Métodos e considerações do cálculo numérico

O cálculo numérico aqui empregado é baseado nas equações de conservação postuladas na seção 3.4. As equações são aplicadas a volumes de controle através do método dos volumes finitos, aplicado pelo Ansys Fluent. Esse método leva em consideração os fluxos através dos volumes de controle representados pelos elementos da malha computacional.

A resolução do equacionamento, portanto, passa a depender do tipo de discretização das equações a ser utilizada, ou seja, as equações contínuas apresentadas na seção 3.4 são transformadas em equações discretas para que sejam resolvidas em função da discretização do domínio que gerou a malha computacional em uso.

Baseada na equação 17, por exemplo, a equação 102 é dada como forma discreta para o cálculo baseado em volumes finitos, onde $\mathbf{A}_f$ é o vetor área na face.

$$\sum_{f=1}^{N_{faces}} (\rho V_f \vec{V} \mathbf{A}_f) = - \sum_{f=1}^{N_{faces}} (p \mathbf{A}_f) + \sum_{f=1}^{N_{faces}} (\tau_{ji} \mathbf{A}_f) \quad (102)$$

O mesmo formato seria aplicado as demais equações, substituindo as derivadas pelos fluxos através de cada superfície do elemento em questão. Este equacionamento permite a resolução local e global, ou seja, elemento a elemento ou para um conjunto de elementos de controle.

A aplicação do método dos volumes finitos possibilita ainda duas formas de armazenamento das grandezas em estudo: centralizada nos vértices e centralizada no centroide, as quais distinguem a maneira de o software resolver as equações de conservação.

Na Figura 31 consta um esquema para as duas formas de armazenamento. A primeira abordagem armazena as informações das grandezas em cálculo a cada passo iterativo em um ponto localizado no centroide do volume de controle.

Esta abordagem é computacionalmente menos onerosa, em vista do número de pontos que irão alocar informações das grandezas calculadas, mas necessita de um tratamento específico para se estipular as grandezas nas faces.

Já o segundo tipo de alocação consiste em se armazenar todas as informações de cálculo ao longo de cada iteração nos vértices dos volumes de controle (elementos). Isso possibilita certa facilidade com relação ao cálculo dos fluxos ao longo das superfícies, mas causa um acréscimo considerável no custo computacional.

Um armazenamento significativo de valores das variáveis ao longo das iterações pode, então, ser evidenciado, devido ao número maior de pontos a serem considerados nos cálculos.

Figura 31: esquema para alocação das informações das grandezas calculadas:

(a) no centroide e (b) nos vértices.

(Fonte: adaptado de PRAVENN, 2013)

A metodologia para o cálculo numérico escolhida foi a metodologia acoplada, na qual as equações da continuidade e da conservação da quantidade de movimento são resolvidas em conjunto, conforme destacado na Figura 32.

Figura 32: algoritmo para a resolução acoplada das equações.

(Fonte: adaptado e traduzido de ANSYS INC., 2011a)

Para a resolução das equações discretizadas, foi utilizada a metodologia *upwind* a qual incorpora informações sobre o sentido do fluxo para resolver as equações de conservação discretizadas.

Os esquemas de resolução *upwind* foram desenvolvidos como forma de poder representar melhor a propagação das informações ao longo do escoamento, uma vez que alguns métodos tradicionais de discretização das derivadas, como as diferenças centrais, por exemplo, podem terminar por incorporar valores que não se encontram no domínio numérico ou incorporando instabilidades que só surgirão a jusante do ponto em análise.

Ainda segundo Versteeg e Malalasekera (1995), o esquema *upwind* termina tendo grande vantagem numérica em problemas onde a parcela convectiva passa a ser significativa, o que engloba as simulações para o presente trabalho.

Em termos mais grosseiros, os esquemas *upwind* nada mais são do que uma diferença finita atrasada ou avançada a depender do problema em análise, observando o vetor de fluxo normal a superfície em questão.

Na Figura 33 está representado um esquema unidimensional para visualizar melhor a aplicação do esquema *upwind* na resolução das equações discretizadas.

Figura 33: esquema *upwind* para discretização unidimensional

(Fonte: autoria própria)

No esquema a seguir, têm-se os pontos M , A e J que são os pontos discretos de análise e a grandeza ϕ que representa a grandeza em análise e v as velocidades no sentido do fluxo do escoamento.

Ao empregar o esquema, supondo-se, por exemplo, que v_1 e v_2 sejam positivos, em observância ao fluxo do escoamento: $\phi_1 = \phi_M$ e $\phi_2 = \phi_A$. Supondo que haja um sumidouro dentro do elemento de controle e v_2 seja negativo (vetor fluxo contrário ao indicado), $\phi_1 = \phi_M$ e $\phi_2 = \phi_J$.

No presente trabalho o esquema *upwind* de primeira ordem e de segunda ordem foram empregados para as resoluções das equações para a resolução das equações para as grandezas turbulentas e da conservação da quantidade de movimento, respectivamente.

A diferença entre os dois recai no erro de truncamento a partir da série de Taylor, sendo assim, para o esquema de primeira ordem os valores das faces são adotados como os valores no centro dos volumes de controle localizados a montante da face, em relação ao sentido do fluxo.

Já para o equacionamento de segunda ordem, tomando como base uma grandeza ϕ qualquer, tem-se a equação 103, para uma iteração i qualquer e $\vec{r}$ sendo o vetor entre os centroides das células a montante e em análise.

$$(\phi_{face})_i = (\phi_{montante})_{i-1} + (\nabla \phi_{montante})_{i-1} \cdot \vec{r} \quad (103)$$

A variação do valor da célula de montante induz um comportamento desta variação na célula em análise, sendo destacada a equação 104.

$$\nabla\phi = \frac{1}{vol} \sum_{f=1}^{N_{faces}} (\tilde{\phi}_f \mathbf{A}_f) \quad (104)$$

Onde $\tilde{\phi}_f$ é a média entre as grandezas ϕ para as duas células adjacentes a face em análise, o que faz com que todos os valores tenham que ser calculados para poder prosseguir a célula em análise da equação 103.

Com relação ao método numérico escolhido para a resolução dos sistemas de equações, o método SIMPLEC foi empregado em vista de uma convergência aprimorada em relação ao SIMPLE (CHUNG, 2002).

O algoritmo SIMPLEC (do inglês: *Semi-Implicit Method for Pressure Linked Equations-Consistent*) é baseado na correção da estimativa de pressão e fluxos (J), caracterizando um algoritmo preditor corretor, assim como o SIMPLE, para um determinado elemento, visando eliminar o comportamento não físico das velocidades.

De maneira resumida, baseando no passo preditor corretor: $J = J^* + \alpha\Delta J$, tem-se que a grandeza inicialmente calculada (J^*) será corrigida em vista de um “peso” para os fluxos em cada face, α é um coeficiente de relaxação (adotado como 0,8) e a correção para os fluxos é dada pela equação 105.

$$\Delta J = d_f \cdot (p_M^c - p_A^c) \quad (105)$$

Na qual d_f é um coeficiente de correção dado pela equação 106.

$$d_f = \frac{1}{a_A - \sum_{r=1}^{N_{elementos\ ao\ redor\ de\ A}} (a_r)} \quad (106)$$

Os coeficientes a são os coeficientes de correção, correlacionados a cada elemento em função dos seus elementos ao redor. Isso indica a parcela implícita do método, uma vez que todos os coeficientes dependem entre si e as correções dependem dos coeficientes, consequentemente também estão atreladas.

Já as parcelas de p^c , que são as pressões corrigidas, são dadas pela equação 107, desprezando o termo de fonte.

$$a_A \cdot p_A^c = \sum_{r=1}^{N_{\text{elementos}}} (a_r p_r^c) \quad (107)$$

Por sua vez, a resolução do sistema de equações discretizadas implicitamente, é utilizado o método iterativo de Gauss-Seidel que aprimora o avanço dos resultados em virtude dos pontos já encontrados na iteração corrente, em conjunto com o método algébrico de malhas múltiplas (do inglês *Algebraic Multigrid Method – AMG*).

A utilização destas duas ferramentas torna-se essencial para a minimização dos erros locais e globais. Os erros locais são também conhecidos como erros de alta frequência, uma vez que cada célula produz uma pequena perturbação local de erro.

Os erros globais, por sua vez, ocorrem em detrimento de “grandes perturbações”, ou seja, elementos em seu escoamento que geram perturbações em escalas maiores, sendo assim chamados de erros de baixa frequência.

Os erros locais são facilmente contornados pelo método de Gauss-Seidel, mas os erros globais passam a ser potencialmente problemáticos uma vez que contornam a influência célula a célula, pois se propagam por um conjunto de células sem ser necessariamente detectado.

Como forma ilustrativa, na Figura 34 se observa um esquema para a propagação do erro global (em verde) ao longo de uma direção, sendo destacados os prolongamentos da malha refinada supostamente adotada.

Figura 34: propagação esquemática unidimensional do erro global

(Fonte: autoria própria)

Nesta configuração, o erro global se propaga sutilmente em cada elemento não sendo, assim, capturado e reduzido pelo método de Gauss-Seidel.

Para o problema em questão, os erros globais podem ser um problema em vista da interface líquido-líquido e da influência do rotor, que podem produzir interferências consideráveis no escoamento. Por isso a técnica do AMG foi empregada em consonância, visando reduzir a influência desses possíveis erros globais.

O princípio geral dela é bastante simples: visa criar malhas mais grosseiras, a partir da malha refinada, visando transformar os erros globais em locais. Como forma de observar melhor, o esquema da *Figura 35*, o AMG cria uma malha mais grosseira (em vermelho), baseada na malha refinada para que o erro global passa a se comportar como erro local.

Figura 35: esquema para o tratamento dado pelo AMG para captura de erros globais

(Fonte: autoria própria)

Uma vez que o erro global passa a ser o local na malha mais grosseira, ele passa a ser reduzido pelo método de Gauss-Seidel. A transferência de informações entre as malhas (grosseira e fina) é feita através dos processos de restrição e prolongamento que visam transferir as características da malha mais grosseira para a mais fina e da mais fina para a mais grosseira, respectivamente.

Este procedimento de transferência é um ajuste das grandezas, já se reduzindo os erros em ambas as escalas e, por isso, são empregados alguns ciclos que repetem sistematicamente este procedimento, chamados popularmente de ciclos V e W (ANSYS INC., 2011a).

Vale destacar que esta seção visou discutir, mesmo que superficialmente os principais aspectos da metodologia numérica aplicada. Para informações mais específicas, as referências citadas devem ser consultadas, uma vez que os detalhes de cada ferramenta empregada delongariam desnecessariamente a discussão, em vista de que não há alterações nos métodos já consagrados que foram empregados. O objetivo aqui foi apresentar e explicar o conceito que norteou as escolhas pelos métodos usuais e disponíveis pelo software.

3.9 Cenários testados e abordagem de análise

Os dados fornecidos por Bock et al. (2008) foram os obtidos pelo estudo dos mesmos que resultaram nas curvas do DAV aqui discutido. Ao todo são 79 elementos contendo dados

de vazão, rotação do rotor e diferença de pressão obtida entre a saída e entrada do dispositivo para cada elemento. As rotações de rotor empregadas são entre 800 rpm e 2200 rpm, variando a cada 200 rpm neste intervalo.

Algumas análises se fizeram necessárias para avaliar a hemodinâmica do VAD, sendo assim, alguns conjuntos de cenários foram selecionados e destacados na presente seção. Aqui também são destacados os tipos de análise para o presente estudo, visando destacar os principais pontos almejados.

3.9.1 Testes para independência de malha

A independência de malha representa um estado no qual os resultados das simulações não são significativamente influenciados pelo refinamento da malha.

Como é sabido, ao se discretizar uma equação, seja qual for o método ou forma, a equação discreta possui, em relação a equação contínua, um erro baseado no truncamento de uma série infinita ou uma aproximação do método empregado.

Este erro tende a decrescer a uma certa ordem (dependente do método empregado) à medida que as dimensões espaciais e/ou temporais dos elementos são reduzidas e o domínio discreto passa a se comportar como contínuo.

Há, entretanto, um limite para este decaimento a partir do qual o refinamento da malha passa a ter pouca influência no erro, que se estabiliza. Este limite é o chamado ponto de independência de malha, pois representa um refinamento tal que a partir dele as simulações passam a ser independentes do refinamento de malha adotado.

Para se estimar a independência de malha, testes de precisão são aplicados. Vale ressaltar que a acurácia passa a ser pouco relevante no processo, uma vez que não interessa o quão longe do resultado real as simulações estão, mas sim o quão perto os resultados subsequentes, a partir do refinamento da malha, estão entre si.

Em suma, a malha foi refinada até que se obteve uma estabilização dos resultados utilizando inicialmente o modelo $\kappa - \varepsilon$ padrão para a simular a turbulência gerada pela rotação constante do rotor de 800 rpm.

As malhas geradas foram refinadas a partir da taxa de crescimento adotada, partindo de 100% e decrescendo até chegar a resultados numa faixa já independente de refinamento.

Ao se refinar a malha, a qualidade da malha foi observada através dos coeficientes de qualidade descritos na seção 3.3.

Os resultados a serem comparados foram os de diferença de pressão na entrada e na saída do dispositivo, ou seja, uma validação geral foi aplicada. Para gerar uma análise mais objetiva, o coeficiente de variância de Pearson foi aplicado para estimar a dispersão relativa dos valores na faixa de independência, uma vez que esse coeficiente relaciona o desvio padrão dos dados (σ) em função da média deles ($\bar{x}$).

Através deste coeficiente, torna-se possível indicar através dos resultados o nível de refinamento a partir do qual as simulações serão independentes da malha. No entanto, esta faixa ainda precisa ser validada em duas condições: turbulência mais elevada e uma modelagem distinta para a captura dos efeitos de parede.

Sendo assim o mesmo modelo turbulento foi aplicado para uma rotação de 2200 rpm, visando obter a influência do aumento do número de Reynolds de rotor para a faixa independente de malha verificada para 800 rpm.

Não obstante, o mesmo teste para 2200 rpm foi aplicado com o uso do modelo $\kappa - \omega$ SST, verificando se a alteração do modelo aplicado modifica o estado de independência de malha. Em ambos os cenários a vazão de entrada adotada foi estabelecida como 6,93 l/min, a fim de se obter um número de Reynolds na entrada elevado.

Após a verificação para os três cenários, uma análise mais detalhada da captura dos efeitos de parede deve ser realizada. Por isso, outro coeficiente comparativo foi empregado para garantir uma boa representatividade da malha na região de parede, que foi a distância adimensional à parede (y^+), dada pela equação 56.

Isto porque suas faixas definem as regiões da camada limite turbulenta (subcamada viscosa, camada de amortecimento e subcamada turbulenta) e, portanto, ao analisar o y^+ do elemento de malha adjacente a parede, pode-se verificar qual região da camada limite ele estará capturando.

Essas análises, realizadas para os três cenários com o y^+ , visam apenas reafirmar a qualidade da malha final a ser utilizada nas simulações, não tendo relações com a determinação da zona de independência de malha.

3.9.2 Análise para baixo número de Reynolds de rotor

Máquinas de fluxo em geral apresentam em seu interior algumas zonas de instabilidade no escoamento. No entanto, ainda não existe um consenso na literatura para qual limite do número de Reynolds de rotor a turbulência estaria totalmente desenvolvida.

Objetivando eliminar quaisquer dúvidas de que a turbulência deve ser considerada, ao menos numericamente, a menor faixa de Reynolds de rotor possível para o presente trabalho foi testada: na rotação de 800 rpm.

Baseado nas afirmações de Song et al. (2003) e Fraser et al. (2012) de que há turbulência no que eles chamaram de turbulência a baixos números de Reynolds, Lopes Jr et al. (2015) investigaram a influência numérica da utilização de modelos de turbulência nas estimativas, sendo aplicados os mesmos testes para esta rotação.

Os objetivos destas análises são: indicar um limite inferior para o número de Reynolds de rotor no qual a aplicação numérica da turbulência já se faça necessária; verificar a influência numérica da vazão para um mesmo número de Reynolds de rotor; e, determinados os modelos mais acurados, descartar ou não a modelagem para escoamentos laminares das verificações para as rotações mais elevadas.

As análises são baseadas em sete modelagens para o escoamento: a laminar e 6 modelos de turbulência distintos: $\kappa - \varepsilon$ padrão, RNG e realizável; $\kappa - \omega$ padrão e SST; bem como o modelo de Spalart-Allmaras.

Apesar de serem simulações mais simples, a adoção de que o escoamento possa ser laminar, uma vez que não há faixas comparativas claras para a sua exclusão em bombas de sangue, faria com que o número de simulações para os cenários testados em regime turbulento, descritos na seção 3.9.3, aumentasse em quase 17%, o que prolongaria desnecessariamente a verificação hemodinâmica.

As análises sob uma rotação constante de 800 rpm, porém variando as vazões do dispositivo também foram essenciais para a verificação da influência do número de Reynolds na entrada para as simulações.

3.9.3 Verificação da modelagem para turbulência

Esta etapa visa uma complementação a etapa anterior, ou seja, verificar quais modelos seriam viáveis para a aplicação nas simulações futuras, analisar o comportamento específico do escoamento interno para o uso de cada um dos modelos e verificar a relação com o número de Reynolds de rotor.

Para isso priorizou-se o uso do maior número de modelos aplicáveis para regime permanente, a fim de se incluir uma gama razoável de possíveis abordagens de modelagem de turbulência.

A modelagem para turbulência, como já foi discutido na seção 3.5, irá seguir os modelos de uma e duas equações, bem como suas respectivas variações, disponíveis pelo Ansys Fluent e já testados na etapa anterior. Sendo assim, ao todo são seis modelagens distintas: os $\kappa - \varepsilon$ padrão, RNG e Realizável; $\kappa - \omega$ padrão e SST; e o Spalart-Allmaras.

Ainda se fez necessário decidir quais dos 79 pontos possíveis, disponibilizados por Bock et al. (2008), seriam testados, uma vez que a aplicação de todos tornaria esta etapa demasiadamente demorada com 474 simulações distintas.

Isso seria inviável tanto em vista do tempo para esta análise, bem como seriam desnecessárias tantas simulações para se concluir a análise da modelagem mais acurada para capturar os possíveis efeitos da turbulência no escoamento.

A turbulência foi testada em todas as rotações para os seis modelos e, buscando encontrar a sensibilidade para o aumento no número de Reynolds de rotor, 3 cenários de vazões foram escolhidos em vista de estarem presentes em todas as rotações entre 1000 rpm e 2200 rpm, com variações de no máximo 0,01 l/min para mais ou para menos em vista da variação da rotação:

- 0,5 l/min (**cenário A**);
- 1,5 l/min (**cenário B**); e
- 2,5l/min (**cenário C**).

Essa escolha totaliza em 26 cenários distintos: 5 para rotação de 800 rpm e mais 3 para cada outro valor de rotação, que, em conjunto, possibilitam mapear o comportamento dos modelos turbulentos para os dados.

Para os 21 cenários, compreendidos entre a rotação de 1000 rpm e 2200 rpm, 6 modelos de turbulência foram empregados e, assim, 126 simulações foram realizadas somente nessa faixa de rotações para a análise geral do comportamento.

Os resultados desta etapa, visam a comparação com as faixas e conclusões prévias da etapa anterior, verificando, sobretudo, a influência do número de Reynolds de rotor nas simulações com cada modelo aplicando o SRM.

O comportamento dos modelos, bem como os resultados específicos também são discutidos, no entanto, torna-se impraticável incluí-los por completo no presente texto em vista do número de simulações e parâmetros de análise.

Uma apresentação completa poderia delongar sem necessidade as discussões apresentadas, sem acrescentar quaisquer reforços as conclusões, o que tornaria a discussão vaga, repetitiva e monótona.

3.9.4 Determinação de zonas críticas

As zonas críticas são determinadas em observância do exposto nos itens 2.4, 2.6 e 2.7, visando observar as zonas de altas tensões, estagnação e cavitação.

Os critérios para altas tensões são vinculados a possibilidade de dano por hemólise, sendo assim, a determinação da zona crítica de hemólise, por assim dizer, observando as faixas expostas no Quadro 5. Sendo assim, tensões superiores a 450 Pa, sob as quais o tempo de exposição suficientemente baixo (10^{-2} s) já apresentaria hemólise.

Para tensões muito baixas, análises a partir de uma tensão média e seu desvio padrão poderiam ser empregadas, tomando como críticas as regiões que o valor das tensões ultrapassem 50% da média dentro do mecanismo.

No presente estudo, não será necessária a vinculação a uma margem de segurança para gradientes de tensões, uma vez que a tensão média já gira em torno de 400 Pa. Outras grandezas poderiam ser tomadas como base, por exemplo: gradientes de pressão, energia cinética turbulenta, dentre outras, contudo priorizou-se algo mais simples que é a própria tensão.

Já as zonas de baixas tensões podem ser definidas como aquelas nas quais a tensão é inferior a tensão de cedência média para o sangue, tomada no presente estudo como sendo 10 mPa, Waite (2006), como sendo a pressão de cedência máxima indicada na literatura.

Quanto à possibilidade de aglomeração na saída, as zonas críticas de aglomeração são buscadas para tensões cisalhantes abaixo de 2,0 Pa. Já as zonas de cavitação são verificadas pelos critérios das equações 11 e 13, adotando-se sempre a velocidade mais baixa como a limítrofe para que não haja cavitação.

As zonas críticas foram verificadas para o cenário operacional destinado a estimativa de hemólise, que representa o testado em bancada. Isso busca representar a etapa de apoio para o desenvolvimento de dispositivos de assistência circulatória.

Vale destacar que a análise poderia ser aplicada aos demais cenários, no entanto, em vista da quantidade total de simulações, a aplicação e verificação pontual em todas se torna inviável.

3.9.5 Estimativas de hemólise

As estimativas para hemólise foram realizadas em um cenário específico a fim de que se possa validar com os dados cedidos por Bock et al. (2008).

Neste estudo, os autores aplicaram os procedimentos previstos pela ASTM F1841, ou seja, a vazão aplicada foi de 5 l/min, com uma margem de erro de medição 0,25 l/min, para mais ou para menos, tendo sido controlada a vazão através da rotação, conforme destacado nos procedimentos deste tipo de teste, dispostos na seção 2.8.

A carga de pressão fornecida também obedeceu ao disposto na referida normativa, sendo assim a carga fornecida ao sistema foi mantida constante em torno de 100 mmHg (numa margem de 3 mmHg), o equivalente a aproximadamente 13,34 kPa.

Pelos dados fornecidos pelos autores, a Figura 36 foi concebida com as curvas do dispositivo no qual se baseia o presente estudo. Observando essa figura, existem quatro rotações que garantiriam a vazão desejada pelos autores para os testes: 1600 rpm, 1800 rpm, 2000 rpm e 2200 rpm.

Figura 36: curvas do DAV testado

(Fonte: dados cedidos por BOCK et al., 2008)

Como Bock et al. (2008) não especificaram a rotação para os testes de hemólise uma breve análise se faz necessária para verificar qual das 4 rotações foi utilizada. A rotação de 1600 rpm não possuiria folgas para uma oscilação eventual da vazão, o que dificultaria a aplicação dos testes, conforme descrito pelos autores, sendo, portanto, descartada de início.

Já as rotações de 1800 rpm e 2200 rpm atendem aos critérios de controle de vazão, mas não conseguem atender os critérios de pressão a ser fornecida ao sistema. Para 1800 rpm a carga de pressão máxima fornecida ao sistema é em torno de 9,6 kPa, enquanto que a rotação de 2200 rpm para o rotor implicaria uma carga de pressão mínima de 16 kPa, ao se respeitar a velocidade.

A rotação de 2000 rpm também não consegue atender ao critério de pressões e velocidades simultaneamente, mas é a que mais se aproxima do cenário de controle, uma vez que fornece 12,74 kPa (em torno de 95,51 mmHg) para o sistema ao se respeitar as vazões.

Ou seja, se o observado o critério de pressões a diferença entre o que seria fornecido pela rotação de 2000 rpm e o do critério seria de 0,2 kPa, que representa uma diferença muito pequena.

Outra forma de observar esta pequena diferença é tomando como base as vazões. Para que o critério da pressão seja respeitado para a rotação de 2000 rpm a vazão de controle deveria ter uma margem de 0,35 l/min ao invés de 0,25 l/min, o que representa também uma divergência mínima.

O que ocorre na prática e foi aplicado pelos autores (BOCK et al., 2008) é que a rotação não foi especificamente de 2000 rpm, tendo sido ajustada levemente acima desse valor para os testes e, portanto, não aparece nas curvas.

Este ajuste ainda poderia ser estimado através das curvas das bombas, tomando uma tentativa de interpolação entre os valores para a vazão de 5 l/min, tem-se as seguintes estimativas dispostas no Quadro 8.

Quadro 8: estimativa da rotação por ajuste dos dados para vazão de 5l/min

	Tipo de Ajuste			
	Potência	Linear	Exponencial	Logaritmo
Rotação Mínima (rpm)	2072	2024	2069	2017
Rotação Máxima (rpm)	2113	2067	2109	2061
R^2	99,94%	99,32%	100%	98,77%

(Fonte: autoria própria)

A partir destes valores, verifica-se que a rotação mínima para atingir o critério de carga de pressão fornecida para o escoamento, mantendo o critério da vazão igual a 5 l/min é de 2017 rpm, podendo chegar a um valor máximo de 2113 rpm. Vale destacar, no entanto, que essa estimativa não garante a relação direta a esses valores, sendo meramente comparativa.

Para o presente trabalho, entretanto, a rotação de 2000 rpm é tomada como base para os estudos de hemólise, pois a diferença apresentada para a carga de pressão é irrelevante entre a possível rotação real e a rotação adotada.

Além disso, adotar uma rotação estipulada pelo Quadro 8 poderia acarretar numa falta de confiabilidade com relação aos dados de validação das simulações, uma vez que o valor exato para diferença de pressão induzida não é verdadeiro ou real.

3.9.5.1 Modelos testados e propostos

No presente trabalho serão comparados alguns dos modelos mais empregados e aceitos para a quantificação hemolítica. Dentre as tantas possibilidades, preferiu-se ater aos modelos mais consagrados e cujos resultados têm sido aplicados com mais frequência por autores da área por acreditar que os testes e experiência dos autores recorrentes refletem uma boa correlação (mesmo que ainda falha) entre a predição e a realidade.

Sendo assim, a equação 77 foi utilizada, com os três conjuntos de coeficientes testados por Taskin et al. (2012), dispostos no Quadro 6. Seguindo ainda a modelagem da hemólise por tensão, os equacionamentos 81 e 82 puderam ser aplicados com os coeficientes inicialmente propostos por suas formulações, em vista da quantidade significativa de dados utilizados pelos autores.

As equações 81 e 82, portanto, foram utilizadas para o cálculo de um α_{tm} médio, a partir das tensões aplicadas e os intervalos de tempo constantes, sendo considerado constante na equação 79, o que leva a considerar o índice de hemólise a partir da vazão do dispositivo.

Os três modelos são propostos como modelagem alternativa e apresentados nas equações 87, 88 e 89 são aplicados, conforme destacados na seção 3.6.2, baseados nos coeficientes presentes no Quadro 7.

As grandezas por sua vez foram extraídas através de gráficos e aplicados sob duas formas: valores médios e distribuições. Assim, as tensões cisalhantes médias foram calculadas e testadas para cada cenário de coeficientes aplicados às equações referidas.

Para as grandezas distribuídas, foram calculados histogramas em função do número de elementos e a grandeza e , em seguida, as estimativas de hemólise foram ponderadas no tempo decorrido de exposição em função dessa proporção volumétrica de elementos.

Esta estimativa para as grandezas distribuídas visa ponderar o tempo e , sendo assim, o tempo que um conjunto de hemácias irá sofrer ao percorrer determinada região de tensões cisalhantes, por exemplo.

Portanto, foi necessário calcular o tempo de ciclo geral. O tempo de ciclo incorpora três parcelas: o tempo interno ao dispositivo testado, o tempo de circulação nas tubulações e o tempo de descanso na bolsa de sangue.

O tempo médio interno ao mecanismo é calculado pela relação entre vazão e volume total (Vol/Q), sendo assim, o tempo médio interno do dispositivo é dado por 0,65 s. Já o tempo de circulação é calculado pela relação entre velocidade, área, comprimento percorrido e vazão e, estimando para o teste especificado na seção 2.8, tem-se que o tempo de circulação é de 1,19 s, aproximadamente. Para o tempo de descanso, com o volume armazenado na bolsa e vazão do sistema, obtém-se um tempo médio de armazenamento de 5,3 s.

Sendo assim, o tempo total de ciclo é de 7,14 s, o que totaliza em 1h, algo em torno de 472 ciclos. Sendo assim, durante a circulação no teste de bancada por uma hora, uma mesma porção de sangue é exposta a um tempo de 306,8 s.

Ambas estimativas são teoricamente válidas. Pelo campo de grandezas médias, há uma simplificação visando estimativas mais robustas, pois os pequenos erros nas estimativas locais dos escoamentos seriam desprezados e os coeficientes de ajuste conseguiriam contornar estas imprecisões.

Já a segunda abordagem busca dar destaque aos elementos atípicos detectados no escoamento, analisando a distribuição das grandezas. Essa distribuição ainda foi testada para todas as tensões e para as tensões acima de 450 Pa, nas quais se desprezou os comportamentos menos representativos de tensões.

A análise por distribuição de grandezas facilitou ainda a localização de zonas críticas de hemólise e favoreceria sua análise local, dando destaque as regiões que possuem maior peso para a análise.

Os resultados foram analisados através do erro relativo em relação aos resultados medidos em bancada por Bock et al. (2008), sendo aceitáveis os erros até o entorno de 50%, desde que o erro médio para todos os intervalos no cenário adotado esteja abaixo de 35%, que é a amplitude máxima para os dados fornecidos, conforme destacado na seção a seguir.

3.9.5.2 Dados fornecidos

As estimativas numéricas de hemólise foram comparadas, a fim de análise de resultados, com os dados do estudo de bancada realizado no dispositivo em estudo na presente tese.

Os dados do estudo de Bock et al. (2008) foram cedidos e estão descritos no Quadro 9. Os valores representam os resultados para os dois testes de bancada realizados pelos autores, conforme destacado.

Quadro 9: valores para os testes de hemólise

Tempo da Amostra (h)	Teste 1			Teste 2		
	HLP (mg/dl)	Variação Hemoglobina (g/l)	IH (%)	HLP (mg/dl)	Variação Hemoglobina (g/l)	IH (%)
0	7,4088	-	-	5,9442	-	-
1	13,2809	0,0587	44,2145%	13,2215	0,0728	55,0415%
2	17,5912	0,1018	57,8835%	24,7647	0,1882	75,9975%
3	24,1754	0,1677	69,3540%	28,3093	0,2237	79,0028%
4	27,4738	0,2006	73,0332%	32,0263	0,2608	81,4398%
5	37,1814	0,2977	80,0739%	43,4912	0,3755	86,3325%
6	39,0805	0,3167	81,0422%	49,1531	0,4321	87,9068%

(Fonte: cedidos e adaptados de BOCK et al., 2008)

Já os valores médios, medido entre os dois testes e também disponibilizado Bock et al. (2008) estão dispostos no Quadro 10, em referência aos dados citados no trabalho dos respectivos autores.

Quadro 10: dados médios de hemólise

Tempo da Amostra (h)	HLP (mg/dl)	Variação Hemoglobina (g/l)	IH (%)	Margem de Diferença (%)
0	6,7594	-	-	-
1	13,2545	0,0650	49,0031	12,04
2	20,7719	0,1401	67,4590	34,31
3	26,0084	0,1925	74,0107	16,19
4	29,4924	0,2273	77,0809	14,73
5	39,9792	0,3322	83,0927	13,03
6	43,5466	0,3679	84,4778	17,46

(Fonte: cedidos e adaptados de BOCK et al., 2008)

O índice de hemólise, portanto, caracteriza a porcentagem do total de hemoglobina livre no plasma (HLP, ou H_bL) que que foi gerada pelo rompimento da membrana das hemácias, sobretudo em vista da passagem pelo dispositivo de assistência ventricular testado. Estes valores servirão de base para a validação dos modelos testados para a estimativa de hemólise no dispositivo.

3.10 Alteração e nova proposta

Ao término das análises empregadas, torna-se interessante uma proposta de alteração para o dispositivo em questão, baseada nas características verificadas nas simulações. Vale destacar, entretanto que o foco deste trabalho é nortear uma metodologia de análise que possa ser empregada e, portanto, a nova configuração do DAV não foi aqui testada.

O objetivo aqui é demonstrar que a partir dos testes numéricos é possível reconfigurar uma proposta inicial, sendo essa a última etapa da metodologia de desenvolvimento a ser empregada, reiniciando o *loop* de testes aqui descritos.

A elaboração da nova configuração se baseia nas discussões e resultados provenientes da seção 3.9, no qual as características e predições resultam na análise de funcionamento do mecanismo.

4 RESULTADOS E DISCUSSÕES

Os resultados baseados na metodologia aqui descrita são apresentados nas seções que se seguem. Emprega-se uma ordem cronológica de desenvolvimento e sequencial lógica, visando facilitar a transição entre cada seção. Ao longo dos resultados, apresentam-se as discussões e apresentação dos resultados.

4.1 Densidade de malha

A densidade de malha foi verificada a partir do teste de independência de malha, conforme relatado na seção 3.3. Para tal concepção a taxa de crescimento dos elementos foi alterada partindo de 100%, decrescendo a cada etapa para as novas malhas geradas. A menor taxa de crescimento aplicada foi de 5%, totalizando 37 malhas distintas testadas para o modelo $\kappa - \varepsilon$ padrão a uma rotação constante de 800 rpm e vazão de 0,508 l/min.

Os resultados são comparados através da diferença de pressão entre entrada e saída através das condições explicitadas na seção 3.7. Na Figura 37 os resultados para essa análise são apresentados, destacando a faixa para a qual há independência de malha nas simulações.

Figura 37: dados gerais para o teste inicial de independência de malha

(Fonte: autoria própria)

Observando o gráfico da Figura 37, nota-se uma tendência assintótica no comportamento dos resultados e a partir destes pontos, um novo gráfico pode ser apresentado, tentando mapear apenas o comportamento das malhas com mais do que 2,5 milhões de elementos.

Na Figura 38, uma regressão não-linear é projetada para os dados obtidos nestas primeiras simulações e o coeficiente de determinação foi calculado. Para a regressão não-linear foi proposto o modelo de potência no seguinte formato: $\Delta p = a + b \cdot (n_{ele})^c$, na qual os três coeficientes foram ajustados visando a função objetivo (R^2) ao valor máximo.

Figura 38: dados e estimativa do comportamento por um regressão não-linear

(Fonte: autoria própria)

O resultado da regressão não-linear confirma a análise gráfica pela Figura 37, de que há uma tendência assintótica com forte correlação dos dados. Os coeficientes para o modelo, ajustados pela regressão foram: $a = 2792,994$; $b = -7407029$; e $c = -0,688707$; com um coeficiente de determinação de 89,64%.

Isto indica que o comportamento assintótico ocorre a reta $y \cong 2793$ e, portanto, a estimativa para as malhas na zona destacada na Figura 37, com margem de diferença na precisão de aproximadamente 2%.

Além da análise gráfica e por regressão não-linear, a faixa para a zona de independência de malha pôde ser verificada através do coeficiente de variância, cujo valor para esta faixa foi de 0,081%, em relação aos quatro elementos da faixa, o que indica que a variabilidade dos dados entre si é muito baixa.

Além da faixa para as quatro últimas concepções de malha, esta faixa foi testada para as 5, 6 e 7 malhas mais densas em conjunto, cujos coeficientes de variância não ultrapassaram 0,6% ao incorporar a 7ª malha mais densa.

Ao observar uma comparação quanto a evolução da malha no teste de independência empregado, a Figura 39 explicita a evolução entre a primeira e a última malha testadas.

Figura 39: evolução da malha para o refinamento empregado próximo a pá helicoidal

(Fonte: autoria própria)

Observa-se uma evolução considerável ao longo das malhas, chegando a um estado visualmente satisfatório a partir da malha 23, a qual contém em torno de 7,2 milhões de elementos.

Em observância similar à proposta pela figura anterior, é interessante ainda verificar as evoluções nas regiões de saída e próximas as pás inferiores, buscando detalhas as áreas mais críticas do escoamento onde possivelmente ocorrem as zonas de deslocamento de camada e recirculação. Na Figura 40 está detalhada a mesma evolução, mas para a região da saída, em específica a quina entre a carcaça da bomba e a tubulação de saída.

Figura 40: evolução do detalhamento para a região de saída

(Fonte: autoria própria)

Destacando também na Figura 41 a região próxima a uma das pás do rotor.

Figura 41: detalhamento para o refinamento da malha próximo a pá inferior do rotor

(Fonte: autoria própria)

Os resultados demonstram nas três figuras anteriores que a evolução da malha foi considerável, focando o refinamento nos pontos de curvatura elevada e proximidade a região de parede.

Observa-se também que mesmo para uma malha bem refinada, dando destaque as regiões de maior importância, como a malha 23, os resultados ainda estavam consideravelmente distantes de obter a independência de malha.

Os valores dos coeficientes para a caracterização qualitativa da malha estão dispostos na Tabela 1 para as 4 malhas comparadas na evolução.

Tabela 1: métrica e coeficientes qualitativos para as malhas observadas na evolução

		1	12	23	37
Taxa de Crescimento Base		100,0%	20,0%	10,5%	5,0%
Número de Elementos	Não-inercial	658472	1967352	5014572	12167957
	Inercial	272508	1296779	2180377	5610946
Coefficiente de Assimetria	Média	0,46	0,24	0,23	0,22
	Desvio padrão	0,21	0,13	0,12	0,12
Razão de Aspecto	Média	2,51	1,88	1,86	1,83
	Desvio Padrão	1,03	0,63	0,48	0,47

(Fonte: autoria própria)

Observa-se que as métricas para a malha 23 e 37 são bastante próximas, confirmando o resultado visual, mesmo que os resultados das simulações com estas malhas não sejam próximos, indicando a necessidade de testar a precisão entre as simulações subsequentes.

Como forma de convalidar o que foi supramencionado, ainda foram realizadas mais duas análises para uma rotação de 2200 rpm, um utilizando o modelo $\kappa - \omega$ SST e outro o próprio $\kappa - \varepsilon$ padrão para uma vazão de 6,93 l/min.

O objetivo desta convalidação é verificar se ao se alterar a rotação, vazão volumétrica e o modelo empregado, para outro cuja capacidade de captar os efeitos de parede é mais elevada, haverá alteração na faixa de independência de malha.

Observando apenas o coeficiente de variância para o modelo $\kappa - \varepsilon$ padrão aplicado em simulações com a rotação de 2200 rpm, o coeficiente sai de 0,081% para 0,8234%, ou seja, saltou em 10 vezes para um aumento de rotação e de vazão.

Isto indica que o número de Reynolds de entrada e de rotor influenciam na precisão dos resultados relacionados com a densidade de malha necessária, o que é intuitivo em vista do

comportamento do escoamento e da espessura da subcamada viscosa que são fortemente relacionados com estes coeficientes de ajuste.

Mesmo com este aumento considerável no coeficiente de variância, o valor para ele ainda é consideravelmente baixo, reforçando os resultados empregados inicialmente destacados. Já com relação a mudança para o modelo $\kappa - \omega$ SST, para a mesma rotação e mesma vazão empregadas (2200 rpm e 6,93 l/min), o coeficiente de variância indicou um aumento de 2,66 vezes o seu valor, alcançando 2,19%.

Este resultado também era esperado, já que para uma captura mais aprimorada dos efeitos de parede, a malha deve ser ainda mais fina, o que deslocaria a faixa assintótica e, conseqüentemente, a variância para uma faixa inicial seria alterada.

Apesar destes aumentos, os valores para o coeficiente de variância são baixos e satisfatórios, indicando que para a faixa indicada no presente trabalho, apresentada na primeira análise, há independência da malha computacional nas simulações.

Sendo assim, a independência é garantida por malhas com mais de 15 milhões de elementos. Apesar de parecer conclusivo, este valor por si só não é totalmente representativo. Isso é decorrente de que a escala de comprimento para cada DAV depende de seu tipo e o fato de se trabalhar com SRM dificulta a distribuição entre cada sistema.

Sendo assim, propõe-se utilizar como parâmetro uma densidade de malha, vinculando o número total de elementos a um volume para cada sistema de referência separadamente. Neste caso, sabendo que os volumes dos sistemas não-inercial e inercial possuem 32409 mm³ e 22784 mm³, respectivamente, a densidade de malha aplicada para cada sistema é de: 318,43 e 210,14 elementos/mm³, também respectivamente.

Outra observação é que, apesar de limitada às condições de aplicação dos testes, esta faixa de densidades é recomendada para outras condições operacionais. Acredita-se que esta densidade venha a ser suficiente para números de Reynolds consideravelmente maiores, em vista de que os coeficientes de variância foram suficientemente baixos.

De posse destes resultados, a malha computacional a ser utilizada foi escolhida. A malha utilizada nas simulações foi, portanto, a malha 35, cujas densidades de malha são

aproximadamente 333 e 220 elementos/mm³ nos sistemas não-inercial e inercial, respectivamente, totalizando pouco mais de 15,8 milhões de elementos.

A malha 35 possui aproximadamente os mesmos valores para os coeficientes qualitativos empregados, variando apenas na quarta casa decimal em diante e cujo arredondamento para duas casas gera a igualdade. Ambos os coeficientes atestam uma boa qualidade da malha, de acordo com o exposto na seção 3.3.

Na figura subsequente destacam-se algumas regiões com o detalhamento da malha em um corte na mesma direção da tubulação de saída. Nela ainda são visualizadas as principais regiões de curvatura para exemplificar o refinamento gerado.

Figura 42: corte na direção da tubulação de saída da malha escolhida para as simulações

(Fonte: autoria própria)

A fim de observar outras regiões de interesse, na Figura 43 são evidenciados outros detalhes da malha escolhida, dessa vez para um corte no sentido transversal ao eixo do rotor e próximo a base da bomba, com destaque para as regiões de saída e interfacial entre os sistemas inercial e não-inercial.

Figura 43: detalhes da malha escolhida em um corte transversal ao eixo do rotor e próximo a base do DAV

(Fonte: autoria própria)

Os detalhamentos apresentados indicam que a densidade de malha nas regiões “críticas” do escoamento é bem representativa. Verifica-se também que a zona de interface se encontra muito próxima das extremidades do rotor, porém o número de elementos entre ela e a superfície do rotor é significativo.

Para a região de saída, a densidade próxima a quina também foi verificada, já que para bombas centrífugas nessa região podem ocorrer instabilidades no escoamento, sobretudo devido aos gradientes de pressões elevados, provenientes da conversão da energia cinética em potencial.

Outra forma de verificar a densidade da malha para as regiões de parede é observando o valor do y^+ , calculado pela equação 56. Este coeficiente serve de base para analisar a proximidade dos elementos e a tentativa de capturar os elementos da subcamada viscosa ou ao menos da camada de amortecimento.

Na Figura 44, estão dispostos os valores para y^+ para a rotação de 800 rpm, utilizando o modelo $\kappa - \varepsilon$ padrão.

Figura 44: parâmetro y^+ nas paredes do rotor e carcaça no primeiro cenário aplicado

(Fonte: autoria própria)

Uma análise preliminar indica uma boa faixa para os valores do adimensional y^+ . Analisando os valores gráficos destacados na Figura 44, os valores ficaram dentro da faixa de $y^+ < 5,444$.

Para destacar os valores de y^+ , a Figura 45 ilustra o comportamento do y^+ e a proporção relativa de elementos em cada região de parede para intervalos lineares.

Figura 45: proporção de elementos a partir da faixa y^+ para as regiões de parede

(Fonte: autoria própria)

Analisando os resultados de y^+ , verifica-se que 99,92% e 99,68% dos elementos se encontram abaixo de 5,0 para o rotor e carcaça do DAV, respectivamente, o que indica que representariam com sucesso pontos da subcamada viscosa pela faixa média indicada por Pope (2000).

Se a recomendação de Ansys Inc. (2011a) for seguida, tem-se que 99,14% e 90,71% dos elementos, para rotor e carcaça, respectivamente, possuem y^+ inferior a 3,0, estando 78,88% e 56,81%, abaixo de 1,5, respectivamente para o rotor e a carcaça.

Estes valores indicam que, para a rotação de 800 rpm, os valores de y^+ são representativos para a utilização do tratamento de parede aprimorado, conforme destacado na seção 3.3.1, sendo representativos para a captura de efeitos na subcamada viscosa.

A mesma análise pode ser realizada para os demais cenários testados, na rotação de 2200 rpm. Isso porque os valores de y^+ devem elevar com o aumento do número de Reynolds de rotor em vista das tensões aplicadas na parede.

Na Figura 46, observa-se a distribuição de y^+ ao longo da carcaça e do rotor para a rotação de 2200 rpm, empregada nos modelos $\kappa - \varepsilon$ padrão e $\kappa - \omega$ SST.

Figura 46: distribuição de y^+ para o rotor e carcaça nos dois cenários para 2200 rpm

(Fonte: autoria própria)

Verifica-se que para a rotação de 2200 rpm os valores de y^+ ainda são bem aceitáveis, não ultrapassando 15 no rotor ou no corpo do DAV em si, podendo chegar em torno de 20 na tubulação de saída em alguns elementos para o modelo $\kappa - \omega$ SST.

A distribuição dos valores específicos está disposta na Figura 47 e observa-se um comportamento similar aos dois modelos.

Figura 47: distribuição de y^+ para rotor e carcaça nos dois cenários de 2200 rpm

(Fonte: autoria própria)

Esta distribuição indica que o comportamento da distribuição de y^+ será condizente para os demais modelos aplicados, sendo assim, as observações para estes dois cenários são representativas aos demais.

Observando os resultados específicos para as rotações de 2200 rpm, na Tabela 2 os valores específicos para as faixas de análise e recomendações dos manuais do software são evidenciados.

Tabela 2: valores de y^+ para o rotor e carcaça nas simulações de 2200 rpm

	Modelo $\kappa - \epsilon$ padrão		Modelo $\kappa - \omega$ SST	
	Rotor	Carcaça	Rotor	Carcaça
$y^+ < 3,0$	58,12%	44,05%	69,01%	31,77%
$y^+ < 5,0$	85,73%	66,69%	93,69%	58,72%
$y^+ < 10,0$	99,71%	96,48%	99,98%	96,74%

(Fonte: autoria própria)

Os resultados dispostos na tabela indicam uma boa faixa de valores para y^+ , mesmo no cenário mais desfavorável. Estes valores estão de acordo com as recomendações propostas por Ansys Inc. (2011a), que ainda recomendam a camada de amortecimento entre 3,0 e 10,0, na qual o tratamento aprimorado de parede seria propício e condizente.

As recomendações do software buscam aplicar às faixas reais, apresentadas por Pope (2000), por exemplo, uma boa captura de seus efeitos. Para a região do rotor, mais da metade dos elementos serão capazes de capturar o efeito da subcamada viscosa, enquanto que a captura da camada de amortecimento será unânime. Isso é possível já que nenhum elemento o valor de y^+ ultrapassou 21 para carcaça e 15 para o rotor em nenhum dos modelos.

Estes valores indicam, portanto, que a captura dos efeitos de parede será significativa, uma vez que Ansys Inc. (2011a) indica que o tratamento de parede aprimorado é relevante tanto para a subcamada viscosa quanto para a camada de amortecimento. Obviamente, a depender do cenário adotado, os efeitos da subcamada viscosa não serão totalmente captados. Porém quanto mais próximo do cenário de 800 rpm a simulação estiver, menores são seus valores de y^+ para a malha proposta e a subcamada viscosa passa a ser captada na sua totalidade.

Como o presente trabalho foca na influência da parede no escoamento, a malha escolhida para as simulações está condizente com o tratamento dado, além de indicar uma densidade de malha significativa para a captura das possíveis instabilidades e efeitos de parede, bem como de estar na zona de independência de malha para as simulações.

4.2 Mapeamento da turbulência

Para o mapeamento da turbulência, dois agrupamentos de cenários foram testados, conforme destacado na seção 3.9. Nesta seção, seus resultados são apresentados e discutidos de forma separada, visando uma compreensão sistêmica do procedimento aplicado neste trabalho.

4.2.1 Baixo número de Reynolds de rotor

O termo baixo número de Reynolds perderia parte do sentido, se observado que este adimensional não possui faixas únicas e gerais para todos os casos, ou seja, o que defini ser baixo ou alto seria a presença ou não da turbulência através da faixa de transição.

No entanto, esta nomenclatura foi usada por Song et al. (2003) para descrever fenômenos de turbulência sob uma faixa de Reynolds de rotor a qual foi considerada baixa, apelidada de turbulência a “baixos Reynolds”. No presente trabalho, esta nomenclatura é utilizada, tendo sido dada apropriadamente a ressalta.

A análise aqui proposta visa indicar se, para o menor número de Reynolds de rotor testado para o DAV por Bock et al. (2008), haverá um comportamento turbulento induzido no escoamento simulado, em consonância ao exposto por Song et al. (2003), Fraser et al. (2012) e Zhang et al. (2013). Os resultados aqui expostos, seguem o divulgado por Lopes Jr et al. (2015).

Os cenários testados foram destacados na seção 3.9.2, estando no quadro seguinte o resumo dos valores utilizados para as vazões e os respectivos números de Reynolds para a entrada. A rotação é fixa de 800 rpm, o que indica um número de Reynolds de rotor médio de 2018.

Quadro 11: resumo dos cenários testados para a rotação de 800 rpm

Cenários	Vazões (l/min)	Re na entrada
1	0,002	1,25
2	0,508	317,11
3	1,092	681,67
4	1,518	947,60
5	1,614	1007,53

(Fonte: baseado nos dados de BOCK et al., 2008)

A fim de ilustrar o comportamento em função do número de Reynolds de entrada, os resultados para os diferentes modelos turbulentos estão dispostos na Figura 48.

Figura 48: resultados gerais das simulações para 800 rpm

(Fonte: autoria própria, com dados (*) de BOCK et al., 2008)

Ao se observar o comportamento global para a rotação de 800 rpm, nota-se que para os modelos $\kappa - \varepsilon$ realizável e RNG, o comportamento global dos resultados simulados acompanha o comportamento dos resultados experimentais. Para o modelo $\kappa - \omega$ SST, há também um comportamento condizente, mesmo que mais grosseiro, no entanto acompanhando os resultados gerais.

Analisando a acurácia dos modelos em relação aos dados experimentais, na Figura 49 estão destacados os erros relativos para cada modelo em função do número de Reynolds na entrada do dispositivo.

Figura 49: verificação de acurácia dos modelos testados para rotação de 800 rpm

(Fonte: autoria própria)

A análise dos erros relativos sugere que com o aumento do número de Reynolds na entrada, a exatidão dos modelos baseados no padrão $\kappa - \varepsilon$ aumenta, enquanto que para os demais, essa acurácia diminui.

Isto indica que há uma dependência ao número de Reynolds na entrada, ou seja, a acurácia dos modelos sofre influência da vazão do DAV para simulações utilizando o sistema de referências múltiplas. Esse indício é plausível em vista de que ao se reduzir a influência relativa do rotor no escoamento interno, com o aumento da vazão, um modelo ou outro passa a ser mais significativo.

Os erros relativos médios para todos os cenários nos modelos testados variam entre 12,37% e 18,53%, em relação aos extremos, os erros relativos estão entre 1,695% e 36,75%, nos modelos $\kappa - \omega$ SST e laminar, respectivamente, sendo os extremos das simulações aqui apresentadas.

O valor de erro relativo para o qual uma simulação numérica torna-se representativa é bastante abrangente e depende de vários fatores que vão desde a física do problema até o cenário abordado. Em área como hidrologia para escoamentos superficiais, erros relativos podem alcançar a ordem de 50%-60% sem que sejam descartados, enquanto que os coeficientes de segurança em engenharia civil, admitem erros que vão de 20% a 500%, com relação as estimativas e aproximações geradas em seus modelos.

Para tentar estimar uma faixa na qual os erros relativos são significantes no presente trabalho, o estudo de Zhang et al. (2013) foi observado em vista de que seus resultados numéricos foram considerados satisfatórios e relevantes pelos autores, comparados a outros estudos.

Estes autores utilizaram uma metodologia baseada também em SRM, mas com outras abordagens de malhas e quantificações, testando também alguns modelos para a turbulência.

A base comparativa do estudo proposto por Zhang et al. (2013) foi inerente a uma pressão “normalizada” para a velocidade de entrada. Ou seja, a diferença de pressão foi tornada adimensional em função da vazão do dispositivo através da equação 108, relacionando a energia piezométrica com a cinética das parcelas da equação de Bernoulli.

$$\Delta p_{rel} = \frac{2 \cdot \Delta p}{\rho \cdot \bar{V}_{ent}^2} \quad (108)$$

Onde: Δp é a diferença de pressão entre entrada e saída, em Pa, e $\bar{V}_{ent}$ é a velocidade média na entrada, em m/s, garantindo assim a adimensionalidade. Uma ressalva, entretanto, necessita ser feita, uma vez que a nomenclatura normalizada é atribuída a faixas entre 0 e 1,0, em virtude da relação às grandezas absolutas. Na equação 108, em contrapartida, o que se tem é uma grandeza relativa entre duas formas de energia.

Esta equação, diferentemente do erro relativo, passa a ser uma boa base para comparação para margens aceitáveis entre situações distintas, pois incorpora diretamente características de vazão e pressão, além das perdas indiretamente relacionadas às características de funcionamento.

O erro relativo, contudo, continua sendo uma excelente base comparativa dentro das mesmas configurações, ou seja, para um mesmo dispositivo e faixas aplicáveis, o erro relativo culmina por ser um bom parâmetro de comparação.

Com os resultados destacados por Zhang et al. (2013), pôde-se calcular os erros relativos verificados pelos autores na rotação de 3000 rpm, estando aproximadamente entre 3,5 e 10 para números de Reynolds de entrada de 678; e entre 2,0 e 7,5, para o Reynolds de entrada de 4748.

Na Figura 50 se apresenta o comportamento para a diferença de pressão relativizada para as simulações aqui descritas, excluindo-se os resultados para o cenário 1, no qual a velocidade é muito pequena, o que faz com que os valores testados alcancem resultados muito elevados, o que impossibilita a comparação por este coeficiente.

Figura 50: diferença de pressão adimensional em função do número de Reynolds de entrada para rotação de 800 rpm

(Fonte: autoria própria com dados de BOCK et al., 2008)

Para a mesma faixa de números de Reynolds de entrada testadas por Zhang et al. (2013), os valores das diferenças de pressões relativizadas foram satisfatórios, com exceção para o

número de Reynolds de 317,11, para o qual apenas o modelo $\kappa - \omega$ SST obteve um valor de 4,34, estando os demais acima dos 10,0 relatado pelos supramencionados autores.

De forma, comparativa, todos os modelos ainda seriam válidos, mesmo para as diferenças de pressões adimensionais fora das faixas apresentadas por Zhang et al. (2013), já que os valores que ultrapassaram os limites destacados pelos autores, não foram testados pelos mesmos.

Além disto, para as faixas de números de Reynolds de entrada testados, a comparação indica que para os números de Reynolds de entrada acima de 680, todas as simulações são significativas ao se observar o resultado geral, atingindo 0,99 para a diferença de pressão relativizada no modelo $\kappa - \varepsilon$ RNG no cenário de maior vazão.

Os resultados específicos das simulações foram comparados entre si para verificar os modelos que melhor se adequariam a esta faixa de números de Reynolds, tanto de entrada como de rotor aplicados.

Uma primeira investigação, entretanto, é descrita por Lopes Jr et al. (2015), a fim de verificar a coerência computacional de se aplicar a modelagem laminar. Como já foi mencionado, a faixa de número de Reynolds de rotor para a qual o escoamento é completamente turbulento não está bem definida, sendo assim, em vista de resultados gerais satisfatórios, torna-se necessário analisar os resultados específicos.

Os resultados específicos são de suma importância, pois avaliam mais detalhadamente a ocorrência ou não de comportamentos físicos esperados e possui suma importância na mensuração da hemólise e determinação de zonas críticas.

Para facilitar algumas análises, dois planos de corte para visualização foram criados. O plano P-1 é ortogonal ao eixo do rotor e deslocado 5 mm no sentido contrário à saída. Já o plano P-2 ele possui a mesma direção do eixo do rotor e está posicionado a 5 mm a partir da base do DAV.

Na Figura 51, as posições dos planos P-1 e P-2 estão destacadas em relação ao rotor e as superfícies de entrada e saída do dispositivo.

Figura 51: planos de corte para análises específicas

(Fonte: autoria própria)

Para o regime laminar, um olhar mais aproximado do comportamento da velocidade se faz necessário. Na Figura 52, os vetores de velocidade estão destacados para o cenário 1, de menor vazão, a fim de verificar o comportamento específico capturado pela simulação em regime laminar.

Figura 52: vetores de velocidade para cenário 1, 800 rpm e regime laminar em P-2

(Fonte: autoria própria)

Algo inusitado ocorre com as simulações em regime laminar, mesmo para um número de Reynolds de entrada significativamente baixo (1,25). O que se observou nas simulações em para todos os cenários em 800 rpm são zonas de instabilidades nos campos de velocidade vetoriais sendo “capturadas”, o que gera certa incoerência com o modelo adotado.

Estas instabilidades, por assim dizer, são verificadas por mudanças bruscas no campo vetorial na região, com pontos adjacentes e/ou subsequentes com comportamentos bem

distintos em direção, sentido e magnitude. Nestas regiões também se evidenciam zonas de vórtices e redemoinhos formados pelas distribuições de velocidades e pressões.

Apesar de poder ocorrer destacamento da camada limite em regime laminar, em vista da mudança de geometria abrupta, o que se observa na geometria do presente rotor, as zonas criadas por esse fenômeno apresentam vórtices e redemoinhos próprios de escoamentos turbulentos, em vista das distribuições de pressão e velocidade obtidas localmente. Isto pode indicar regiões de instabilidades que são de difícil definição.

É preciso salientar que poderia ocorrer uma zona de escoamento circular laminar, no qual as variações dos campos de pressão e velocidade heterogêneas poderiam não estar presentes, mesmo que haja rotacional.

A fim de se observar também o plano de corte P-1, na Figura 53, destaca-se o comportamento tanto da velocidade quanto dos vetores simulados em regime laminar.

Figura 53: distribuição de velocidades e vetores em P-1, a 800 rpm para cenário 1 em regime laminar

(Fonte: autoria própria)

Observando a Figura 53, o campo de vetores é ainda menos laminar, o que indica uma região provavelmente turbulenta. Isto pode ser causado basicamente pela distribuição do campo de pressões e pela interação do escoamento nas regiões perto da parede e das pás do rotor, onde a energia cinética rotacional transmitida ao fluido é considerável.

Como forma de analisar estas regiões em um cenário mais desfavorável, para o cenário 5 em 800 rpm, destaca-se a distribuição de vetores nos planos de corte nas simulações em regime laminar, mostrados na Figura 54.

Figura 54: vetores de velocidade em P-1 e P-2, na simulação de rotação de 800 rpm e cenário 5 em regime laminar

(Fonte: autoria própria)

Buscando observar, não mais a velocidade em si, mas as regiões de influência de vórtices, o parâmetro $Q = 0,25 \cdot \|\omega\|^2 - 0,5\|S\|^2$ foi estimado para as duas regiões nos cenários 1 e 5 em 800 rpm no regime laminar, onde ω é a vorticidade.

Figura 55: valores do parâmetro Q para análise dos vórtices nos cenários 1 e 5 a 800 rpm

(Fonte: autoria própria)

Os valores positivos para o parâmetro Q indicam que naquela região a influência da vorticidade é superior a influência do tensor deslocamento. Ou seja, para as regiões onde o parâmetro Q é positivo, os vórtices passam a ser mais relevantes que a deformação linear em si do elemento fluido.

Estes vórtices são consequência do movimento giratório proporcionado pelo rotor da bomba, afetando grandemente as distribuições de velocidade e pressão do fluido nessas regiões. Isto corrobora os resultados mostrados nas Figuras 51 – 53.

Outros parâmetros poderiam ter sido utilizados para a detecção vórtices, porém este parâmetro consegue gerar uma análise qualitativa da região de vórtices detectadas. Para as regiões descritas na Figura 55, verifica-se que algumas regiões terão a influência dos vórtices predominante, típica condição de regime turbulento.

Em vista do exposto, o comportamento laminar para 800 rpm é descartado, mesmo para as menores vazões, isso indica que ambos os números de Reynolds, de entrada e de rotor, passam a ser importantes na determinação da turbulência para análises numéricas. Note que os vórtices foram produzidos utilizando-se uma modelagem laminar, sem empregar nenhum modelo artificial de turbulência.

Isto pode indicar que neste caso os resultados podem se aproximar um pouco de resultados a serem obtidos com simulação numérica direta, mesmo não tendo considerado as escalas menores de Kolmogorov para a construção da malha e de estar obtendo soluções estacionárias. Estudos mais aprofundados são necessários para confirmar melhor estes comentários.

O comportamento capturado pelas simulações considerando um modelo laminar, portanto, também indica que é meramente numérico, induzidas pelas correções de pressão e velocidade na escala local ainda pelo tratamento algébrico das malhas múltiplas (AMG).

Na Figura 56 estão dispostas as distribuições de pressões para os cenários 1 e 5 no plano especificado, ainda em regime laminar para a rotação de 800 rpm.

Figura 56: distribuição de pressões no plano P-2 para regime laminar com rotação de 800 rpm nos cenários 1 e 5

(Fonte: autoria própria)

A distribuição de pressões demonstra que o tratamento global foi respeitado, mas a formação de camadas bem definidas, indica que a influência de parede está sendo considerada e, após as pás, a zona de baixa pressão foi considerada. Isso reforça a hipótese de que as instabilidades capturadas tenham sido provenientes das correções locais de pressão e velocidade provenientes do próprio equacionamento para o regime laminar.

A exposição dos resultados turbulentos por completo para a rotação de 800 rpm é dificultada pelo número de modelos aplicados e cenários testados. Para explorar estes resultados, destacam-se, então, apenas os resultados para os cenários 1 e 5, mas destacando-se todos os modelos abordados.

Esses cenários foram escolhidos em vista do comportamento do erro relativo para as diferenças de pressões entre entrada e saída. No cenário 1, os resultados possuem uma configuração em relação a acurácia dos modelos. Já no cenário 5, este cenário é alterado entre os modelos, bem como a amplitude entre o melhor e pior modelo.

A distribuição de pressões distribuídas no plano p-2 para os seis modelos no cenário 1 está disposta na Figura 57.

Figura 57: distribuições de pressões para o cenário 1, a 800 rpm, localizadas no plano p-2

(Fonte: autoria própria)

Observa-se que os modelos $\kappa - \omega$ padrão e SST, bem como o Spalart-Allmaras possuem comportamentos semelhantes, em consonância com os resultados gerais obtidos. Não obstante, os modelos de base $\kappa - \epsilon$ apresentam comportamento coerente com o esperado fisicamente, no qual zonas de recirculação e baixas pressões ocorreriam a jusante das pás inferiores e na saída do rotor, mesmo que seus resultados gerais tenham sido menos representativos.

Para o cenário 1, devido à vazão reduzida, as pás inferiores passam a funcionar quase como um “misturador”, já que o tempo de detenção dentro do dispositivo é elevado. Nessa situação, as regiões interfacial e de parede passam a ter maior influência sobre o escoamento, o que pode explicar os melhores resultados sobre os modelos que priorizam essa influência, como os modelos $\kappa - \omega$ padrão e SST ou o modelo Spalart-Allmaras.

Já para o cenário 5, a vazão mais elevada passa a diminuir a influência da parede. Considerando que os dois cenários sejam turbulentos, velocidades mais elevadas fariam com que a distância à parede de influência da mesma no escoamento se reduza, em vista dos gradientes de velocidade mais acentuados, o que reflete na distribuição de pressões. Na

Figura 58, a distribuição de pressões para o plano p-2 no cenário 5 a 800 rpm é destacada para os seis modelos turbulentos testados.

Figura 58: distribuições de pressões para o cenário 5, a 800 rpm, localizadas no plano p-2

(Fonte: autoria própria)

Para estas distribuições de pressões, observa-se que os modelos $\kappa - \omega$ padrão e Spalart-Allmaras passam a ser pouco influenciados pela vazão mais elevada, mantendo a distribuição de pressões radial em relação a parede, conforme o ocorrido para o cenário 1 nas mesmas condições. Esse comportamento é possivelmente induzido pela formulação do modelo matemático que favorece a captura dos elementos próximos ao rotor.

Já o modelo $\kappa - \omega$ SST sofreu certa influência, criando uma distribuição de pressões “menos uniforme radialmente”, por assim dizer, o que representa que influência na mudança na vazão conseguiu, mesmo que reduzidamente ser captada por esse modelo. Essa captura sutil se mostra presente também na acurácia levemente superior para esse modelo se comparado com o $\kappa - \omega$ padrão e o Spalart-Allmaras.

Para os modelos com base $\kappa - \epsilon$, entretanto, os resultados parecem ter sido coerentemente ajustados pela nova configuração de vazão, como já seria esperado pelos modelos empregados.

A diminuição da influência da parede sobre o escoamento interno no dispositivo culminou por resultados mais acurados para esses modelos, que possuem distribuições de pressões semelhantes, salvo suas magnitudes.

Outra observação é que as pressões a jusante das pás são coerentemente mais baixas que o entorno, o que é de se esperar fisicamente para estas regiões em vista da recirculação, na qual a presença de um escoamento turbulento é esperada. Esse comportamento semelhante é coerente, novamente, em relação à validação do resultado geral, indicando que ele é representativo para as análises internas. Essa verificação é aqui levantada para ser destacada mais a frente quando necessária.

Para analisar essas mudanças drásticas com relação ao comportamento, os vetores de velocidade serão analisados para dois modelos nesta mudança de cenário: $\kappa - \varepsilon$ padrão e o $\kappa - \omega$ SST, em vista de que os dois foram os mais sensíveis a essa influência da mudança da vazão no dispositivo para a rotação de 800 rpm. Para tentar entender o que está ocorrendo para que haja essa inversão nos resultados gerais, observa-se a distribuição de vetores da Figura 59.

Figura 59: distribuição de vetores de velocidade na região de saída do rotor em p-2 com rotação de rotor de 800 rpm

(Fonte: autoria própria)

Observando atentamente esta distribuição, por exemplo, verifica-se que o comportamento geral dos vetores não se altera como um todo. Obviamente são resultados distintos, mas com o mesmo comportamento geral. Isso indica que a resposta para a variação dos resultados gerais não está diretamente ligada a mudança no comportamento do modelo, mas na configuração na qual o problema se encaixa.

Tentando buscar uma hipótese para explicar essa inversão ao analisar o problema fisicamente, no cenário 1 a influência do rotor é essencial em relação a vazão do dispositivo. Isso faz com que os modelos matemáticos para turbulência que captem melhor a região de parede passem a ser representativos na região não-inercial das simulações, gerando distribuições de vetores coerentes com a influência do rotor.

Enquanto isso, os modelos menos representativos de regiões de parede passam a ter dificuldade com a captura de seus efeitos, desenvolvendo a região intermediária entre o rotor e a interface.

Ao se deparar com a interface, o software passa a ajustar ambos os sistemas, o não-inercial que foi resolvido para as regiões de parede do rotor e o inercial que, apesar de ser influenciado pela parede do corpo, possui relevante influência das condições de entrada, ou seja, da vazão. Nestas resoluções em específicas, a interface passa a transmitir as informações do sistema não-inercial para o sistema inercial, em vista da influência numérica predominante.

Ou seja, para o caso do cenário 1, a resolução do sistema não-inercial é preponderante e, sendo assim, ele passa a ajustar a do sistema inercial. Isso significa que, para o primeiro cenário, a resolução do sistema inercial que ditará o resultado geral (escala global) é influenciada pelo não-inercial através da interface.

Já para o cenário 5, a resolução do sistema não-inercial, para a interface, tem menos influência do que a resolução advinda do inercial, que é resolvido em escala global. Nesse caso, a influência do inercial passa a ser predominante na interface, o que ocasiona a inversão de predominância do inercial para o não-inercial.

Essa hipótese passa a ser coerente se são observados os resultados expostos, pois para o cenário 1, no qual a predominância é do sistema não-inercial sobre o inercial, a captura dos elementos de parede se tornam essenciais. Enquanto que no cenário 5, no qual o inercial se

sobrepõe ao não-inercial, a resolução global passa a ser predominante e, assim, os modelos mais “robustos” para a região afastada da parede (do inglês: *outer region*) e da camada de amortecimento conseguem representar melhor o resultado. Assim o comportamento da região não-inercial seria influenciado através da interface.

Isso indica, por exemplo, que os modelos $\kappa - \omega$ padrão e o Spalart-Allmaras são menos sensíveis a mudança de vazão, uma vez que são dependentes das regiões de parede e, portanto, possuem uma relação melhor nas simulações em que o domínio não-inercial seja preponderante. Enquanto que os modelos de base $\kappa - \varepsilon$ e o $\kappa - \omega$ SST são mais capazes de resolver o escoamento do sistema inercial, pois são mais sensíveis à influência da variação de vazão sobre os efeitos de parede para as condições até aqui estadas.

Outra observação importante é que a indicação da vazão não é por si só o limite entre a atuação dos modelos, sendo necessário considerar a influência da rotação. Para isso, sugere-se que um coeficiente de comparação possa ser usado para tentar definir uma faixa aceitável de utilização de um modelo ou outro.

Para tanto, daqui por diante, as influências serão consideradas através do número de Re^* , o qual incorpora tanto o número de Reynolds de entrada (vazão do sistema), quanto o número de Reynolds de rotor (influência das paredes do rotor), através da equação 109.

$$Re^* = \frac{Re_{rot}}{Re_{ent}} \quad (109)$$

Sendo assim, quanto maior o valor de Re^* , maior a influência do rotor e, conseqüentemente, os modelos de base $\kappa - \omega$, o $\kappa - \varepsilon$ RNG e o Spalart-Allmaras passam a ser mais significativos. Essa hipótese será comparada nas seções que se seguem a fim de correlacionar com o que foi exposto nesta.

Para a rotação de 800 rpm, conforme testado aqui, o valor de Re^* para o qual há inversão na ordem de acurácia nos modelos e, assim, a inversão da influência entre os sistemas inercial e não-inercial, ocorre entre 4,134 e 8,887, que indicam o segundo e terceiro cenários respectivamente.

Isto indica que, para que haja inversão das influências dos sistemas aqui testados conforme a hipótese levantada e o número de Reynolds de rotor deve ser entre 4 a 9 vezes superior ao número de Reynolds de entrada para que sua influência prevaleça em simulações

utilizando o sistema de referências múltiplas. No Apêndice IX, apresentam-se mais resultados para as simulações com rotação de 800 rpm.

4.2.2 Análise de variação do número de Reynolds de rotor

Nesta seção, a análise anteriormente iniciada na seção 4.2.1 é prosseguida, dessa vez alterando os valores de Re^* através da mudança do número de Reynolds de rotor. Para essa etapa, 126 simulações distintas foram realizadas e, por isso, torna-se impraticável e, até mesmo, desnecessário apresentar todas as análises realizadas.

As análises dos resultados específicos, seguiram as análises de campos vetoriais, pressões, energia cinética turbulenta e coeficientes invariantes Q , de forma análoga a discutida anteriormente. Os resultados não geram grandes alterações no comportamento já esperado, sendo novamente condizentes com os resultados gerais apresentados.

Quanto a discussão das zonas de risco, de alta intensidade turbulenta e recirculações/estagnações, essas foram concentradas nas simulações realizadas para hemólise, em vista de que os resultados que possivelmente viriam nesta seção tornariam redundantes os comentários que seriam realizados obrigatoriamente mais adiante.

Os resultados gerais para esta etapa de análises são destacados na Figura 60, através dos erros relativos para as diferenças de pressões entre entrada e saída em função dos modelos empregados no cenário A (vazão em torno de 0,5 l/min), conforme a seção 3.9.3.

Figura 60: resultados gerais para o cenário A

(Fonte: autoria própria)

Observa-se que para este cenário, no qual a vazão é reduzida, há uma clara faixa de distinção entre os modelos $\kappa - \varepsilon$ padrão e realizável dos demais. Essa constatação nas simulações com baixos números de Reynolds de entrada, também foi verificada nas rotações de 800 rpm.

Quanto às diferenças de pressões normalizadas, elas são de difícil estipulação para as vazões testadas nesta etapa, já que se afastam do cenário testado por Zhang et al. (2013).

Para se ter uma margem de erro relativo aceitável nos valores aqui atribuídos, analisa-se o cenário C, que mais se aproxima das faixas testadas por estes autores, o que totaliza algo em torno de 15% de erro relativo para a faixa empregada, como aceitável.

Na Figura 61, estão dispostos os resultados para o cenário B. Nele, observa-se que a faixa de erros relativos entre os modelos $\kappa - \varepsilon$ padrão e realizável é reduzida em relação aos resultados apresentados para o cenário A.

Figura 61: resultados gerais para os modelos testados no cenário B

(Fonte: autoria própria)

Essa redução na discrepância da acurácia ocorre em virtude do aumento do número de Reynolds de entrada, o que faz com que alguns modelos elevem seus erros relativos, mas, sobretudo, faz com que os modelos $\kappa - \varepsilon$ padrão e realizável reduzam seus erros relativos, em vista da sensibilidade desses modelos à vazão.

Observando a faixa aceitável, verifica-se que o modelo Spalart-Allmaras passa a ser pouco significativo em alguns pontos, pois ultrapassam o erro relativo de 15%, enquanto que os demais permanecem nas mesmas condições para o cenário A. Observando a Figura 62, verificam-se os resultados das simulações para o cenário C.

Figura 62: resultados gerais para os modelos testados no cenário C

(Fonte: autoria própria)

Com o aumento da vazão é observado que os modelos se aproximam em relação aos erros relativos, com exceção dos resultados para a rotação de 1000 rpm, na qual os resultados destoam dos demais para o cenário C.

Na Figura 63, observa-se a distribuição geral dos resultados nos três cenários desta etapa. Pelos resultados destacados nesta figura, nota-se que a partir de um Re^* em torno de 8,0, há distinção do comportamento da acurácia dos modelos turbulentos testados.

Figura 63: resultados gerais em função de seus respectivos Re^*

(Fonte: autoria própria)

Novamente a faixa entre 4,0 e 8,0 para Re^* apresentam uma transição entre o comportamento dos modelos. Para visualizar melhor os resultados nessa faixa, na Figura 64, demonstra-se o comportamento para os seis modelos nessa etapa de mapeamento da turbulência.

Figura 64: faixa entre 4 e 8 para o Re^* nas simulações para mapeamento da turbulência

(Fonte: autoria própria)

Ao analisar esta faixa para o Re^* , nota-se que para valores acima de 5,22, as curvas praticamente se estabilizam quanto ao seu comportamento em relação as demais. O mesmo parece ocorrer com os valores abaixo de 4,47, porém com a inversão dos modelos representativos. Uma ressalva é dada ao modelo $\kappa - \omega$ SST que demonstra um comportamento instável até valores próximos a 7,5.

Era de se esperar que houvesse uma zona intermediária que limitasse a mudança de influência representativa entre os sistemas inercial e não-inercial. De acordo com os valores observados no presente trabalho, a faixa de transição está entre 4,47 e 5,22 que, apesar de estreita, aparenta representar uma transição contínua, apesar de abrupta em vista da faixa estreita verificada.

A faixa de transição é plausível se observado que haverá uma configuração na qual a influência do sistema não-inercial será equivalente à do sistema inercial, sendo sutil a condição de simulação na qual uma se sobreporá a outra.

Isto indica que, para os valores testados no presente trabalho, a influência do rotor se torna preponderante sobre a influência da vazão do dispositivo quando o número de Reynolds de rotor for 5,22 vezes, ou superior, que o número de Reynolds de entrada.

Em contrapartida, a influência da vazão do dispositivo se torna mais influente quando este valor for inferior a 4,47. Na zona de transição, entretanto, não se pode determinar com exatidão qual o modelo que deve ser empregado para que os erros relativos gerais sejam reduzidos.

Os resultados aqui apresentados corroboram com as análises feitas para a rotação de 800 rpm e, assim, pôde-se mapear a turbulência nestes cenários adotados. Estas análises tanto conseguem corroborar com a metodologia geral, como indica por si só uma análise a ser empregada nas simulações com o SRM, além de guiar outras metodologias para análises transientes.

4.3 Hemólise

Os resultados para hemólise são subdivididos em grupos de acordo com o equacionamento utilizado para sua estimativa. Como será destacado mais a frente, algumas análises foram limitadas em vista dos coeficientes ajustados pela literatura, em vista de lacunas de estudos

para as condições empregadas para os testes de bancada, utilizadas nas análises aqui presentes.

Portanto, uma análise prévia deve ser realizada para se analisar as simulações que geraram os resultados quantitativos, a fim de se ter uma análise baseada também em aspectos qualitativos posteriormente, bem como quando oportuno, os comentários indicam os efeitos destas lacunas nos resultados.

4.3.1 Resultados gerais das simulações

As simulações para a hemólise, seguiram o disposto na seção 3.9.5. A análise inicial segue a comparação entre as diferenças de pressões na entrada e na saída do dispositivo, bem como as diferenças de pressões adimensionais da equação 108, resultando na Figura 65.

Figura 65: resultados gerais para as simulações no cenário testado para hemólise

(Fonte: autoria própria)

Os modelos $\kappa - \varepsilon$ padrão, bem como sua variação realizável, alcançaram resultados significantes para a estimativa da diferença de pressão. Nota-se que para os demais modelos, a influência do número de Reynolds de entrada passa a ser prejudicial para o resultado geral, ampliando o erro relativo.

A explicação para isso recai novamente na influência da interface no escoamento, uma vez que, como já foi discutido nos itens anteriores, os modelos $\kappa - \omega$, o Spalart-Allmaras e a versão RNG do $\kappa - \varepsilon$ passam a considerar primordialmente a influência do rotor.

Observando, entretanto, as diferenças de pressões normalizadas, verifica-se que os valores estão bem abaixo do considerável aceitável por Zhang et al. (2013) para todos os modelos, porém destoando dos resultados apresentados pelos autores, uma vez que eles recomendam o uso do $\kappa - \varepsilon$ RNG, porém sem ter sido testados os modelos realizável e padrão. Esses autores, contudo, testaram outros modelos complementares em faixas semelhantes de números de Reynolds.

Para verificar se o escoamento interno está ou não condizente com o esperado, visando observar se as simulações estão sendo resolvidas localmente, ou seja, se o resultado da diferença de pressão entre entrada e saída representam o escoamento interno, a Figura 66 é destacada.

Figura 66: vetores de velocidades relativas ao sistema de referência nos planos p-2 e p-1 para as simulações de hemólise com os modelos $\kappa - \varepsilon$ padrão e realizável

(Fonte: autoria própria)

Os vetores de velocidade demonstram que os modelos conseguiram capturar as possíveis zonas de recirculação e apresentam um comportamento plausível. A fim de visualizar a distribuição de tensões, a Figura 67 é disposta.

Figura 67: distribuição das tensões cisalhantes nos planos p-2 e p-1 nas simulações de hemólise para os modelos $\kappa - \varepsilon$ realizável e padrão

(Fonte: autoria própria)

As zonas de tensões cisalhantes elevadas são condizentes com as esperadas zonas de turbulência elevada. Para o modelo $\kappa - \varepsilon$ padrão, a maior tensão registrada foi em torno de 6825 Pa, enquanto que para o modelo $\kappa - \varepsilon$ realizável a tensão cisalhante máxima foi de 5952 Pa.

As suas tensões médias, por sua vez, foram de 841 Pa e 599 Pa, respectivamente. Estas tensões são significativamente elevadas para um dispositivo de assistência circulatória, porém condizentes com os resultados de hemólise apresentados.

Os modelos $\kappa - \omega$, tanto o padrão, quanto o SST, o modelo $\kappa - \varepsilon$ RNG e o Spalart-Allmaras puderam representar o comportamento esperado e as zonas de recirculação possivelmente geradas nas pás e a zona de instabilidades na saída.

No Apêndice V, as figuras para os vetores de velocidades são apresentadas. Destaca-se as diferenças entre as suas magnitudes, mas o comportamento geral se repetiu nos modelos em geral. Para destacar as tensões cisalhantes nos planos de corte nos outros 4 modelos, observa-se o disposto nas Figura 68 e Figura 69.

Figura 68: distribuições de tensões cisalhantes nos planos de corte p-2 e p-1 para as simulações de hemólise utilizando os modelos $\kappa - \omega$ padrão e SST

(Fonte: autoria própria)

Figura 69: distribuições de tensões cisalhantes nos planos de corte p-2 e p-1 para as simulações de hemólise utilizando os modelos Spalart-Allmaras e $\kappa - \epsilon$ RNG

(Fonte: autoria própria)

Nestas figuras, observa-se que todos os modelos conseguiram retratar coerentemente os elementos de tensões cisalhantes com as zonas que são esperadas para que haja turbulência. Dentre os modelos, as tensões máximas e médias seguiram os dois primeiros modelos, com exceção do modelo de Spalart-Allmaras. Uma comparação entre a distribuição de magnitude dos tensores de tensões para os modelos testados pôde ser realizada através de um histograma na Figura 70.

Figura 70: magnitudes dos tensores de tensões cisalhantes no cenário de hemólise

(Fonte: autoria própria)

Verificando a distribuição acumulada para o histograma anterior, tem-se a Figura 71.

Figura 71: distribuição acumulada da Figura 70.

(Fonte: autoria própria)

Através das Figura 70 e Figura 71, é possível verificar que a medida que o modelo passa a não incorporar bem a influência da interface, a distribuição de tensões cisalhantes passa a ser menos concentrada.

Os valores máximos obtidos também variam, enquanto que para os modelos $\kappa - \omega$ SST e Spalart-Allmaras os valores máximos não ultrapassam 3000 Pa, para os demais modelos eles alcançam até 8827 Pa, para o modelo $\kappa - \omega$ padrão.

Sendo assim, os modelos testados possuem validade na análise local, mesmo que os erros relativos tenham alcançado valores em torno de 40%. Como já foi discutido também, esses valores são considerados aceitáveis, ao se verificar o erro absoluto através da diferença de pressão adimensional.

4.3.2 Determinação das zonas críticas

As zonas críticas são as regiões cujas tensões estão acima da tensão de 450 Pa, em vista da literatura atual. Para destacar as zonas críticas de cada elemento, os seis modelos são destacados na Figura 72.

Figura 72: zonas críticas para a ocorrência de hemólise

(Fonte: autoria própria)

Com exceção dos resultados pelo modelo Spalart-Allmaras, salvo as ordens de grandeza, houve destaque de zonas críticas nas regiões a jusante das pás inferiores do rotor. Isso já era, de certo modo, esperado, uma vez que a mudança abrupta de geometria ocasionaria uma zona de recirculação que, por definição, é turbulenta e sujeita a tensões elevadas.

Para todos os modelos testados, a região de saída é uma região crítica, o que também era de se esperar. No início da tubulação de saída em máquinas de fluxo, a carga cinética é convertida em carga piezométrica abruptamente através de gradientes elevados de velocidade.

Estes gradientes, por sua vez, são gerados por tensões que “freiam” o escoamento, ao convergir as linhas de corrente para uma mesma área de saída, na qual, em vista da incompressibilidade do fluido, a energia cinética é então convertida em pressão para que o princípio de conservação da massa fluida seja respeitado.

Para exemplificar o ocorrido e visualizar o comportamento dos vetores de velocidade e pressões nessa região de saída, na Figura 73 são sobrepostas as informações de velocidade e pressão no plano p-2 na simulação realizada com o cenário de hemólise através do modelo $\kappa - \varepsilon$ Realizável.

Figura 73: pressões e vetores de velocidade no plano p-2 para a região de saída do DAV para a simulação no cenário de teste de hemólise com o modelo $\kappa - \varepsilon$ Realizável

(Fonte: autoria própria)

Observa-se que a distância entre a pá inferior do rotor e a parede do corpo do DAV é pequena o que ocasiona a aceleração local e, por isso, ao ser desacelerado na saída do dispositivo, o divergente das velocidades é elevado, o que gera tensões cisalhantes elevadas, que dissipam parte da energia cinética local, causando as zonas de baixas pressões.

Estas zonas, por consequência, geram recirculações locais, como as que podem ser visualizadas. Existem, portanto, duas zonas de risco de hemólise acentuada no dispositivo testado, uma na saída do dispositivo e outra a jusante das pás inferiores do rotor.

4.3.3 Estimativas de hemólise

As estimativas para a hemólise realizadas estão dispostas no Apêndice VI, VII e VIII do presente texto, em vista de as tabelas serem suficientemente longas para estar no corpo do texto. Na presente seção, são realizados os comentários necessários, separados por equacionamento, bem como a exposição dos principais resultados obtidos.

Os cenários de resultados adotados foram todos aqueles nos quais o erro médio para o conjunto seja inferior aos 34% da margem de amplitude dos valores medidos por Bock et al. (2008), conforme destacados no Quadro 9.

4.3.3.1 Equação 77

Para a equação 77, utilizada com os conjuntos de coeficientes, descritos no Quadro 7. Dentre os resultados dispostos no Apêndice VI, destacam-se os conjuntos de resultados que obtiveram uma estimativa aproximada para a hemólise medida, conforme os valores verificados e destacados na seção 3.9.5.2.

Sendo assim, destacaram-se 8 configurações para a estimativa:

- a) Modelo $\kappa - \varepsilon$ padrão, utilizando tempo de referência em minutos e coeficientes 2, para as tensões cisalhantes distribuídas;
- b) Modelo $\kappa - \varepsilon$ padrão, utilizando tempo de referência em minutos e coeficientes 3, para as tensões cisalhantes médias;
- c) Modelo $\kappa - \varepsilon$ RNG, utilizando tempo de referência em segundos e coeficientes 2, para as tensões cisalhantes médias;
- d) Modelo $\kappa - \omega$ padrão, utilizando tempo de referência em segundos e coeficientes 2, para as tensões cisalhantes distribuídas;

- e) Modelo $\kappa - \omega$ padrão, utilizando tempo de referência em minutos e coeficientes 1, para as tensões cisalhantes médias;
- f) Modelo $\kappa - \omega$ SST, utilizando tempo de referência em segundos e coeficientes 2, para as tensões cisalhantes distribuídas;
- g) Modelo $\kappa - \omega$ SST, utilizando tempo de referência em minutos e coeficientes 1, para as tensões cisalhantes médias;
- h) Modelo Spalart-Allmaras, utilizando tempo de referência em segundos e coeficientes 3, para as tensões cisalhantes distribuídas acima de 450 Pa.

Para estes cenários de resultados, os valores calculados estão dispostos na Figura 74, que relaciona a estimativa de hemólise ao tempo decorrido.

Figura 74: hemólise estimada pela equação 77 em alguns cenários

(Fonte: autoria própria)

O comportamento assintótico da hemólise não conseguiu ser bem representado pelas estimativas nos cenários apresentados, mesmo que estes tenham sido os mais representativos para a equação 77, com ambas as suposições de tempo de referência e conjunto de coeficientes da literatura. Os erros relativos para as estimativas estão destacados na Figura 75.

Figura 75: erros relativos para as análises de hemólise pela equação 77

(Fonte: autoria própria)

Pode-se observar que apenas o comportamento dos cenários [g] e [d] passam a divergir nas últimas horas de estimativa para o tempo decorrido, estando os demais cenários com estimativas próximas ou bem inferiores a 10% para o final do teste de hemólise de bancada. Outra observação pertinente é que os cenários [b] e [h] estão sobrepostos, já que seus valores são praticamente os mesmos.

Os resultados para o uso da equação 77 são relevantes para a estimativa de hemólise total com os coeficientes testados. No entanto, tornou-se claro durante os cálculos que os coeficientes da literatura não conseguem representar com exatidão o comportamento do teste de hemólise.

Há duas hipóteses possíveis para isto. A primeira recai na equação 77 que não seria suficientemente robusta para as análises. Já a segunda seria inerente aos coeficientes da literatura, que não seriam representativos aos testes de bancada.

Dentre as duas hipóteses, a segunda parece ser mais coerente, o que não descarta a possibilidade de que o modelo proposto possa não ser aplicável a todos os casos. Os coeficientes foram testados na literatura para condições de tempo de exposição e tensões cisalhantes consideravelmente inferiores, conforme pôde ser observado nos trabalhos dos referidos autores e literatura já discutida.

Isto ocasiona uma representatividade maior para as condições nas quais os coeficientes foram ajustados. Porém alguns ajustes nas equações, como a utilização do tempo em minutos ou o tratamento das tensões, passam a “auxiliar” os coeficientes empíricos ajustados, dando validade a sua utilização, mesmo que restrita a casos semelhantes a princípio.

4.3.3.2 Equação 87

Para a equação 87, utilizada com os conjuntos de coeficientes, descritos no Quadro 7. Dentre os resultados dispostos no Apêndice VII, destacam-se os conjuntos de resultados para os mesmos cenários da equação 77.

Os resultados gerais, entretanto, alteram os valores dos erros relativos, aumentando consideravelmente os erros, com exceção para o cenário [c] que se manteve praticamente constante, conforme se pode observar na Figura 76.

Figura 76: resultados selecionados para a estimativa de hemólise pela equação 87

(Fonte: autoria própria)

Os valores dos resultados utilizando a equação 87 confirmam os comportamentos e cenários utilizados para a equação 77, no entanto, seus resultados para os coeficientes ajustados são mais distantes dos medidos no teste de hemólise de bancada.

Com a hipótese de que os coeficientes para a equação 77 não são representativos, os coeficientes para a equação 87 seriam ainda menos representativos, já que foram ajustados por equiparação aos da equação 77. Isso reforça o erro, mas não descarta a possibilidade de

uso do modelo da equação 87, apenas reitera a hipótese de que os coeficientes não são robustos suficientes.

4.3.3.3 Equação 88 e demais equações testadas

Para a equação 88, os resultados encontram-se em destaque no Apêndice VIII. Neles, pode-se observar que para alguns pontos a estimativa se aproxima do valor em laboratório, no entanto, ao se analisar os resultados para cada cenário ao longo do tempo decorrido, os erros passam a ser significativamente maiores. Isso ocasionou na exclusão do uso dessa equação com os coeficientes testados.

Para as demais abordagens testadas, o mesmo erro se ocasionou, ou seja, os coeficientes ajustados impediram a análise em vista da ordem de grandeza dos resultados, o que sugere que, a princípio, ao menos os coeficientes devem ser recalculados através de testes para tensões e, sobretudo, tempos de exposições elevados, uma vez que isto ocasiona alterações significativas nos coeficientes relacionados ao tempo de exposição.

4.4 Análise de aglomeração e cavitação

Com relação a possibilidade de se aglomerar, tomando como referência a tensão cisalhante limite de 2,0 Pa, verifica-se que apenas em um modelo testado, o Spalart-Allmaras, foram apresentadas magnitudes do tensor de tensões cisalhantes inferiores a tensão cisalhante limite.

Observando os resultados da aplicação do modelo, tem-se que em 0,06% dos elementos, a tensão gira em torno de 0,3 Pa, já em 0,1% as tensões estão em torno de 0,9 Pa e em 0,18% elas permanecem em torno de 1,5 Pa.

Isto totaliza em torno de 53 mil elementos, cujas tensões cisalhantes estão abaixo da tensão mínima para que não ocorra aglomeração das hemácias.

Observando a posição destes elementos, na Figura 77, verifica-se que eles estão localizados na região de entrada, sobretudo próxima a superfícies prolongada.

Figura 77: localização da zona de baixas tensões cisalhantes

(Fonte: autoria própria)

Através desta figura, conclui-se que a possível zona de aglomeração não representará um problema em si, mesmo que a simulação por Spalart-Allmaras seja a mais aproximada. Isto porque ao se situar na entrada, logo a jusante qualquer aglomerado que tenha sido formado será rapidamente desfeito.

Como os modelos $\kappa - \varepsilon$ padrão e realizável são os mais acurados dentre os testados, em relação à diferença de pressão geral e distribuições de suas velocidades, pode-se concluir que a aglomeração não é um problema previsível para o DAV testado.

Quanto as possíveis zonas de estagnação sanguínea, nas quais haveriam problemas de coagulação local em vista de tensões inferiores a 10 mPa, o DAV também não possui riscos aparentes, mesmo com as zonas de recirculação a jusante das pás inferiores. Isso porque ao completar uma rotação do rotor, todas as zonas se encontraram em uma situação parecida a disposta na Figura 73 e a zona será, possivelmente, “desfeita”.

Para a análise da possibilidade de cavitação, em vista de pressões locais muito baixas, as equações 11 e 13 foram aplicadas para se estabelecer os limites de velocidades locais.

Observando as condições do experimento de bancada, a pressão de saída é mantida em torno de 100 mmHg, enquanto que, pelo cenário adotado, a diferença de pressão entre entrada e saída gira em torno de 91 mmHg.

Esta configuração indica uma pressão $p_{entrada} = 1200,71 \text{ Pa}$ e $p_{sai} = 13341,23 \text{ Pa}$. Portanto, as velocidades limites pela equação 11 e 13 são, respectivamente: 28,17 m/s e 17,96 m/s; utilizando para a segunda a menor pressão local calculada dentre os 6 modelos testados, que foi de -2218,82 Pa, verificada no modelo $\kappa - \varepsilon$ realizável.

Em todos os modelos testados, as velocidades não ultrapassaram ao menos 7,0 m/s, sendo assim, o dispositivo não possui qualquer indício de que ocasionará ou terá risco de ocasionar cavitação dentro da faixa testada para o teste de bancada.

4.5 Proposta de alteração e testes iniciais

As possibilidades de melhoria seriam as últimas etapas do desenvolvimento. Uma vez aplicada toda a metodologia de análise seria possível propor diferentes novas alternativas a serem testadas ainda na etapa computacional, sem que fossem necessários grandes gastos com testes de bancada e/ou *in vivo*.

Para o dispositivo testado aqui, a hemólise ainda foi consideravelmente acentuada, mesmo considerando o comportamento assintótico. Foi verificado, por exemplo, que as zonas de tensões cisalhantes elevadas compreendem tanto as regiões a jusante das pás, como a região de saída do dispositivo.

Tomando a região de saída do dispositivo como crítica, uma remodelagem do mesmo pode ser aplicada, buscando reduzir a intensidade dos gradientes de velocidade locais. Note que as velocidades não devem ser tão reduzidas, uma vez que isso afeta a conversão em pressão, mas que naquela região, a transição entre energia cinética para piezométrica pode ser amenizada.

Para tanto, na Figura 78, destaca-se uma transição mais suave na região de saída que, possivelmente, poderia melhorar a região de recirculação verificada localmente. Vale destacar que as posições da saída e entrada foram alteradas em relação ao rotor e, portanto, o mesmo deve ter a posição de suas pás invertidas.

Figura 78: exemplo na alteração na carcaça do dispositivo testado

(Fonte: autoria própria)

Obviamente seria necessário testar a hipótese desta nova configuração, o que não é o foco do presente trabalho. Essa nova bateria de testes necessitaria reiniciar todo o ciclo de simulações, facilitado pela metodologia direcionada no presente trabalho através das boas práticas aqui recomendadas e destacadas no capítulo conclusivo desta tese.

5 CONCLUSÕES

Na presente seção, dá-se destaque as principais conclusões separadas por tópicos, não obstante as demais provenientes das discussões anteriores.

5.1 Quanto a malha computacional

As densidades de malha de 210,14 elementos/mm³, para o sistema inercial, e 318,43 elementos/mm³, para o sistema não-inercial, mostraram-se suficientes para que as simulações com uma malha computacional nas condições testadas possuam independência da mesma.

Estes valores se aplicam ao uso da metodologia de sistemas múltiplos em dispositivos de assistência circulatória ou bombas de sangue com escalas de dimensões semelhantes, enquanto que para o caso de um único sistema de referência, recomenda-se que a maior densidade seja aplicada, uma vez que ela é a responsável pela captação dos efeitos de parede.

Uma ressalva ocorre em relação a interface entre um sistema e outro, que deve ter prioritariamente uma transição mais sutil. A densidade de malha por si só não garante uma qualidade de malha, devendo ser atentado a transição suave dos elementos e o formato predominante dos elementos. Nesse sentido, as considerações apresentadas são suficientes para guiar as análises necessárias.

Esta etapa foi essencial para garantir a qualidade das etapas subsequentes. Na literatura da área, entretanto, análises mais precisas representam uma lacuna e, inclusive, demonstram ser uma etapa dúbia ao serem apresentadas malhas computacionais. Alguns autores não indicam as análises realizadas e, por vezes, nem mesmo o número de elementos que utilizaram, ou sequer atentam para transições abruptas ou se a influência de parede é ou não significativa.

Outra ressalva é sobre a análise da influência de parede através do y^+ . Essa análise demonstrou ser crucial e, apesar de ter sido recomendada uma malha contínua que se mostrou representativa na captura dos efeitos de parede através da densidade local, uma malha por formação de camadas pode ser preterida em trabalho futuros. Deve-se observar,

entretanto, com atenção a influência que a parede irá ter no escoamento e atentar para os outros parâmetros qualitativos, já que todos influenciam na simulação gerada.

Neste contexto, a primeira etapa, por assim dizer, demonstra um avanço significativo e primordial nas análises numéricas, sendo ressaltada a importância de uma análise cautelosa nesta elaboração em futuros trabalhos.

Através de uma densidade de malha base para problemas semelhantes é possível facilitar as análises, uma vez que elimina grande parte das malhas iniciais que possam ser geradas e, ao mesmo tempo, “otimiza” os recursos computacionais e tempo despendido nesta etapa, se necessários.

5.2 Modelagem da turbulência

A essencialidade da modelagem do escoamento geral é unânime para qualquer pesquisador da área numérica, mas a modelagem que melhor se aplica a cada problema é um ponto crucial ainda não consensual em quaisquer aplicações.

Para dispositivos de assistência circulatória, cujas escalas e disposições geométricas sejam semelhantes, a análise do parâmetro Re^* se mostrou relevante e bem concisa. Obviamente, para situações cuja geometria seja consideravelmente distinta, por exemplo, adaptações precisariam ser feitas nas margens de transição.

Porém a metodologia apresentada é válida, necessitando alterações nas faixas de magnitude apresentadas ou a incorporação de coeficientes semelhantes aos números de Reynolds utilizados.

Os resultados encontrados para as simulações utilizando o regime laminar foram destoantes ao que se espera do comportamento do mesmo, uma vez que não se pode afirmar com convicção que esteja ocorrendo DNS, o que não estingue também a possibilidade de isto estar ocorrendo.

Para o aqui exposto, para Re^* inferiores a 4,47, os efeitos do contorno de entrada do dispositivo passam a ser mais relevantes que os efeitos capturados na região de parede. Isso significa que o sistema inercial prevalece e os modelos $\kappa - \varepsilon$ padrão e realizável serão mais significativos na previsão do escoamento interno do dispositivo testado, em contrariedade ao exposto por Ansys Inc. (2011a) que não recomenda a utilização do modelo realizável.

Já se trabalhando com Re^* superiores a 5,22, os modelos que capturam os efeitos de parede passam a ser relevantes, ganhando destaque os modelos $\kappa - \omega$ padrão e SST, bem como o modelo de Spalart-Allmaras. O modelo $\kappa - \varepsilon$ RNG, entretanto, merece um destaque em específico, já que sua robustez garantiu valores bons para Re^* superiores a 5,22, na faixa de transição, bem como valores de Re^* entre 2,0 e 4,47.

Apesar de na faixa de transição ser bem complicada a estimativa em vista dos dados apresentados, uma recomendação geral é que, para um Re^* a partir de 2,0 até 23,3, a utilização do modelo $\kappa - \varepsilon$ RNG será, no mínimo, significativa para as análises do escoamento interno, com a ressalva dos modelos específicos para as faixas específicas, desde que respeitadas todas as considerações aqui estabelecidas para os modelos.

Para $Re^* < 2,0$, recomenda-se o uso exclusivo dos modelos $\kappa - \varepsilon$ padrão ou realizável, enquanto que para $Re^* > 23,3$; e o uso dos modelos $\kappa - \omega$ SST e Spalart-Allmaras são recomendados; quando se intenta a visualização do escoamento interno, em vista dos resultados apresentados para a influência de cada sistema do método dos SRM.

5.3 Estimativa de hemólise

A estimativa de hemólise se mostrou no máximo satisfatória em vista dos coeficientes dos modelos testados. Não se pode concluir com exatidão quanto ao melhor modelo para representar a hemólise, mas verifica-se que todos possuem a possibilidade de ser aplicados a depender dos coeficientes empregados.

Quanto a metodologia que melhor se aplica: tempo em minutos ou segundos; tensões distribuídas totais, por faixas ou médias; verificou-se que há a possibilidade de representação de ambas as configurações a depender do modelo empregado para a visualização do escoamento interno, uma vez que a captura ou não dos efeitos específicos, bem como sua correta mensuração dependem da etapa de modelagem da turbulência.

Uma ressalva importante é que, para problemas semelhantes, o empirismo verificado numericamente permite que alguns conjuntos de configurações utilizem a mesma metodologia, a depender do uso propiciado. Dentre os resultados apresentados, para os coeficientes apresentados, a utilização da equação 77 se mostrou mais relevante para os coeficientes testados e os 8 cenários testados se mostraram com resultados significativos.

Uma recomendação pode ser feita, quanto a acurácia dos testes em vista do tempo decorrido de 6 h, uma vez que esse é o resultado final de hemólise para o teste de bancada. Verifica-se que a utilização da equação 77 nos cenários [a], [b], [e] e [f] possuem estimativas com erro relativo abaixo de 10%, isso indica que através de um empirismo numérico essas 4 configurações poderiam ser empregadas.

Se for tomada uma margem de erro de 20% como aceitável, a equação 77 pode ser tratada pelos cenários destacados, com exceção do cenário [g], enquanto que a equação 87 só não poderia ser trabalhada com os cenários [d] e [f].

Uma margem de erro tida como aceitável não é estabelecida na literatura, no entanto é plausível que em uma estimativa com até 20% de erro relativo seja confiável. Vale lembrar que os resultados de medições e estimativas do experimento não possuem uma análise de confiabilidade, o que corrobora essa afirmação quanto a margem aceitável.

Os melhores resultados obtidos foram para os cenários [f] e [a] na equação 77 e o cenário [c] na equação 87. O cenário [b] também possui resultados relevantes para equação 77, sendo também recomendado para estimativa da hemólise.

Uma recomendação mais geral é que se utilize ou o cenário [c] para a equação 87 ou os cenários [a] ou [b] para a equação 77, em vista de que ambos computam, cada um a seu modo, todas as tensões apresentadas, com acurácia significativa para a validação da simulação por erros relativos para as diferenças de pressões na entrada e na saída.

A utilização da equação 87, proposta neste trabalho, demonstrou ser robusta e confiável, incluindo uma tensão cisalhante fisiológica como base para hemólise, o que aprimora a conceituação física proposta pela equação 77. Ao se utilizar o modelo $\kappa - \varepsilon$ RNG, os resultados para a equação 87 (cenário [c]) passam a ser ainda mais robustos, uma vez que esse modelo possui uma ampla faixa aceitável de Re^* para prever o escoamento.

O uso dos modelos $\kappa - \varepsilon$ padrão é realizável como os mais representativos do escoamento interno do dispositivo demonstram que as faixas de Re^* são coerentes e que eles realmente conseguem descrever o comportamento do escoamento simulado. Essa conclusão entra em conflito com as simulações propostas por Zhang et al. (2013), mas em consonância com os resultados experimentais de velocidade para validação proposta pelos mesmos autores.

5.4 Outras conclusões

Dentre as demais análises, essenciais no desenvolvimento de dispositivos de assistência cardíaca, apesar de não ter detectado zonas de aglomeração ou cavitação, a metodologia proposta pode ser empregada, sendo plausível e coerente.

Para a determinação das zonas críticas, a metodologia também se mostrou pertinente, mesmo que outra faixa limite seja aplicada. Ela permite descrever as regiões que o dispositivo poderá apresentar problemas ao escoamento gerado.

As metodologias apresentadas também se mostram bem flexíveis para as análises, apesar de terem sido recomendados valores específicos como base para as análises. Isso garante robustez em aplicações semelhantes nas quais outras configurações de tensões ou quando trabalhos mais avançados para estimativa de hemólise sejam propostos, complementando a metodologia proposta.

Os resultados, portanto, se mostraram relevantes em todas as etapas, bem como puderam nortear a metodologia aqui presente, ou seja, são metodologias dentro de metodologias, que permitem nortear uma metodologia geral flexível, porém concisa.

A metodologia geral se mostrou coerente, aplicável e consonante com resultados na literatura, preenchendo lacunas e demonstrando hipóteses numéricas plausíveis. Isso, no entanto, não isenta a necessidade de avanços ou desmerece as metodologias transientes, mas oferece caminhos para resultados acurados com custos computacionais reduzidos.

Uma consideração importante é que a validação por erros relativos das diferenças de pressões entre entrada e saída é suficientemente satisfatória. Obviamente, imprecisões na estimativa não podem ser mensuradas, mas a validação geral garante que os resultados mais acurados estejam representam bem o escoamento interno.

Outras formas de validação para as simulações devem ser incentivadas, no entanto vale lembrar dos comentários já destacados nos resultados de que as imprecisões e incertezas podem permanecer, mesmo com métodos mais sofisticados de validação, se as conclusões não forem bem estipuladas. Tais métodos podem, inclusive, gerar validações imprecisas ou com precisão semelhante à da validação geral.

Os erros envolvidos nas medições experimentais também devem ser levados em conta. Tais erros poderiam estar gerando conclusões erradas para os resultados das simulações, exigindo-se uma análise de incerteza destes valores. Ao se observar isso, verifica-se que os erros encontrados nas estimativas são satisfatórios e podem ser ainda menores do que os verificados, se houvesse uma análise mais apurada dos erros experimentais.

A modelagem da hemólise pela equação 87, proposta no presente trabalho, demonstrou ser coerente fisicamente e eficiente nas estimativas de hemólise. A equação introduz o conceito de tensão fisiológica como fator de alívio e destaca que as tensões excedentes é que seriam significativas para que ocorra hemólise por trauma mecânico.

Todas as equações para estimativa de hemólise apresentadas são passíveis de melhorias em seus coeficientes, sendo isto recomendado a trabalhos futuros, o que não exime a robustez e aplicabilidade dos aqui apresentados que obtiveram resultados satisfatórios, conforme destacado no item 5.3.

Também vale ressaltar que o coeficiente Re^* foi uma ferramenta importante no mapeamento dos modelos de turbulência, o que não indica que ele vá ser usado com sucesso em simulações cujas características divirjam das aqui apresentadas. Mas o conceito de se utilizar algo semelhante para SRM é válido e, para outros estudos, coeficientes ou faixas de trabalho semelhantes podem ser propostos, através da metodologia de análise seguida, inclusive adaptada para simulações em regime transiente para sistemas de referência únicos.

Nas mesmas configurações, a zona de transição, bem como outros limites devem ser estudados, sendo estes testes, verificação de mais modelos turbulentos pela metodologia empregada e outras lacunas que possam ser visualizadas como recomendações para trabalhos futuros.

REFERÊNCIAS

ADAMCZYK, W.P., KLIMANEK, A., BIALECK, R.A., WECHEL, G., KOZOLUB, P., CKAZAKIERT, T.. **Comparison of the standard Euler–Euler and hybrid Euler–Lagrange approaches for modeling particle transport in a pilot-scale circulating fluidized bed.** Particuology, v. 15, p. 129-137, 2014.

ANGELOV, B., MLADENOV, I.M.. **On the Geometry of Red Blood Cell.** Geometry, Integrability and Quantization. Coral Press, p. 27-46, 1999.

ANSYS INC.. **Ansys Fluent Theory Guide.** v.14, 2011.

_____. **Ansys Fluent User’s Guide.** v.14, 2011.

_____. **Meshing Help.** v.12, 2009.

ARORA, D., BEHR, M., PASQUALI, M.. **Hemolysis Estimation in a Centrifugal blood Pump Using a Tensor-based Measure.** Artificial Organs, v.30, n.7, p. 539-547, 2006.

ARVAND, A., HORMES, M., REUL, H.. **A Validated Computational Fluid Dynamics Model to Estimate Hemolysis in a Rotary Blood Pump.** Artificial Organs, v.29, n.7, p. 531-540, 2005.

AVRAHAMI, I., ROSENFELD, M., EINAV, S., EICHLER, M., REUL, H.. **Can vortices in the flow across mechanical heart valves contribute to cavitation?.** Med. Biol. Engineering Computation, v.38, p. 93-97, 2000.

BARBOSA, M. P.. **Escoamento no Interior de um Dispositivo Centrífugo Utilizado em Circulação Extracorpórea.** Tese de doutorado pela Universidade Estadual de Campinas – UNICAMP – pela Faculdade de Engenharia Mecânica, Campinas, 1996.

BASKURT, O., NEU, B., MEISELMAN, H.J.. **Red Blood Cell Aggregation.** CRC Press, 2012.

BENÍCIO, A., MOREIRA, L.F.P., HAYASHIDA, S., CESTARE, I.A., LEINER, A.A., STOLFER, N.A.G., JATENE, A.D.. **Avaliação do desempenho hemodinâmico do dispositivo de assistência ventricular InCor como substituto do coração esquerdo.** Rev Bras Cir Cardiovascular, v.14, n.3, pg. 237-246, 1999.

BERNSTEIN, E.F., BLACKSHEAR JR., P.L., KELLER, K.H.. **Factors Influencing Erythrocyte Destruction in Artificial Organs.** American Journal of Surgery, v.114, p. 126-138, 1967.

BESTER, J., BUYS, A.V., LIPINSKI, B., KELL, D.B., PRETORIUS, E.. **High ferritin levels have major effects on the morphology of erythrocytes in Alzheimer’s disease.** Frontier in Aging Neuroscience, v.5, n.1, 2013.

BLACKSHEAR, P.L., DORMAN, F.D., STEINBACH, J.F.. **Some Mechanical Effects that Influence Hemolysis**. Transactions - American Society for Artificial Internal Organs, v. 11, p. 112-117, 1965.

BLUESTEIN, M., MOCKROS, L.F.. **Hemolytic Effects of Energy Dissipation in Flowing Blood**. Medical and Biological Engineering, v. 7, p. 1-16, 1969.

BOCK, E.G.P.. **Projeto, Construção e Testes de Desempenho “In Vitro” de uma Bomba de Sangue Centrífuga Implantável**. Dissertação de mestrado, Faculdade de Engenharia Mecânica da UNICAMP, Campinas, 2007.

BOCK, E., ANTUNES, P., LEAO, T., UEBELHART, B., FONSECA, J., LEME, J., UTIYAMA, B., da SILVA, C., CAVALHEIRO, A., SANTOS FILHO, D., DINKHUYSEN, J., BISCEGLI, J., ANDRADE, A., ARRUDA, C.. **Implantable Centrifugal Blood Pump with Dual Impeller and Double Pivot Bearing System: Electromechanical Actuator, Prototyping, and Anatomical Studies**. Artificial Organs, v.35, n.5, pg. 437-442, Wiley Periodics, 2011.

BOCK, E., RIBEIRO, A., SILVA, M., ANTUNES, P., FONSECA, J., LEGENDRE, D., LEME, J., ARRUDA, C., BISCEGLI, J., NICOLosi, D., ANDRADE, A.. **New Centrifugal Blood Pump With Dual Impeller and Double Pivot Bearing System: Wear Evaluation in Bearing System, Performance Tests, and Preliminary Hemolysis Tests**. Artificial Organs, v.32, n.4, p. 329-333, 2008.

BORON, W.F.. Transport of Oxygen and Carbon Dioxide in The Blood. In: BORON, W.F., BOULPAEP, E.L.. **Medical Physiology**. Capítulo 27, Saunders Elsevier, Filadélfia, 2012.

BORTOLOTI, M.A.A., KARAM FILHO, J.. **Computational Results For Walburn-Schneck And Casson Models For Blood In Small Vessels**. Proceedings of the 11th Brazilian Congress of Thermal Sciences and Engineering – ENCIT, 2006.

BOULPAEP, E.L.. Arteries and Veins. In: BORON, W.F., BOULPAEP, E.L.. **Medical Physiology**. Capítulo 19, Saunders Elsevier, Filadélfia, 2012.

BOULPAEP, E.L.. The Microcirculation. In: BORON, W.F., BOULPAEP, E.L.. **Medical Physiology**. Capítulo 20, Saunders Elsevier, Filadélfia, 2012.

BRAUNMÜLLER, S., SCHMID, L., SACKMANN, E., FRANKE, T.. **Hydrodynamic deformation reveals two coupled modes/time scales of red blood cell relaxation**. Soft Matter, v.8, p. 11240-11248, 2012.

BRUJAN, E-A.. **Cavitation in Non-Newtonian Fluids with Biomedical and Bioengineering Applications**. Springer, 2011.

CARO, C.G., PEDLEY, T.J., SCHROTER, R.C., SEED, W.A.. **The Mechanics Of The Circulation**. Cambridge Press, ed. 2, 2012.

CHANDRAN, K.B., DEXTER, E.U., ALURI, S., RICHENBACHER, W.E.. **Negative Pressure Transients with Mechanical Heart-Valve Closure: Correlation between In Vitro and In Vivo Results**. Annals of Biomedical Engineering, v. 26, p. 546–556, 1998.

CHEN, Y., SHARP, M.K.. **A Strain-Based Flow-Induced Hemolysis Prediction Model Calibrated by In Vitro Erythrocyte Deformation Measurements**. Artificial Organs, v.32, n.2, p.145-156, 2010.

CHIEN, S.. Biophysical Behavior of Red Blood Cells in Suspensions. In: SURGENOR, D.M. (Ed.). **The Red Blood Cell**. Academic Press, e.2, v.2, 1975.

CHUNG, T.J.. **Computational Fluid Dynamics**. Cambridge University Press, 2002.

COCKLET, G.R., MEILSEMAN, H.J.. Macro- and Micro-Rheological Properties of Blood. In: BASKURT, O.K., HARDEMAN, M.R., RAMPLING, M.W., MEISELMAN, H.J. (Eds). **Handbook of Hemorheology and Hemodynamics**. IOS Press, 2007.

COOK, S.L., BRUNS, D.E.. **Persistent Hemolysis in a Patient with Pancreatitis**. Clinical Chemistry Journal, American Association for Clinical Chemistry, 2012.

COOKE, B.M., LIM, C.T.. Mechanical and Adhesive Properties of Healthy and Diseased Red Blood Cells. In: BASKURT, O.K., HARDEMAN, M.R., RAMPLING, M.W., MEISELMAN, H.J. (Eds). **Handbook of Hemorheology and Hemodynamics**. IOS Press, 2007.

EZZELDIN, H.M., de TULLIO, M.D., VANELLA, M., SOLARES, S.D., BALARAS, E.. **A Strain-Based Model for Mechanical Hemolysis Based on a Coarse-Grained Red Blood Cell Model**. Biomedical Engineering, v.43, n.6, p. 1398-1409, 2015.

FIORELLI, A.L., OLIVEIRA JUNIOR, J.L., COELHO, G.H.B., ROCHA, D.C.. Assistência Circulatoria Mecânica: porque e quando. Revista Médica, São Paulo, 2008.

FEDOSOV, D.A., CASWELL, B., KARNIADAKIS, G.E.. **A Multiscale Red Blood Cell Model with Accurate Mechanics, Rheology, and Dynamics**. Biophysical Journal, v.98, p. 2215-2225, 2010.

FEI, D., RITTGERS, S. E., FEI, D., ACHARYA, S.. Numerical Simulation Techniques and Their Application to the Human Vascular System. In: LEONDES, C.. **Biofluid Methods in Vascular and Pulmonary Systems**. Biomechanics Systems: techniques and applications, Volume 4, Capítulo 01, Editora CRC, 2001.

FERZIGER, J. H., PERÍĆ, M.. **Computational Methods for Fluid Dynamics**. Springer, Alemanha, 2002.

FOOD AND DRUGS ADMINISTRATION. **Reporting of Computational Modeling studies in Medical Device Submissions: Draft Guidance for Industry and Food and Drug Administration Staff**. U.S. Department of Health and Human Services, 2014.

FRANC, J-P., MICHEL, J-M.. **Fundamentals of Cavitation**. Kluwer Academic Publishers, 2005.

FRASER, K.H., ZHANG, T., TASKIN, M.E., GRIFFITH, B.P., WU, J.Z.. **A Quantitative Comparison of Mechanical Blood Damage Parameters in Rotary Ventricular Assist Devices: Shear Stress, Exposure Time and Hemolysis Index**. Journal of Biomechanical Engineering, v.134, p. 081002-1- 081002-11, 2012.

GALDI, G.P., RANNACHER, R., ROBERTSON, A.M., TUREK, S.. **Hemodynamical Flows: modeling, analysis and simulation**. Oberwolfach Seminars, v.37, Berlin, 2008.

GERSHFELD, N.L., MURAYAMA, M.. **Thermal Instability of Red Blood Cell Membrane Bilayers: Temperature Dependence of Hemolysis**. Journal of Membrane Biology, v.101, p. 67-72, 1988.

GIERSIEPEN M., WURZINGER L.J., OPITZ R., REUL H.. **Estimation of shear stress related blood damage in heart valve prostheses: in vitro comparison of 25 aortic valves**. International Journal of Artificial Organs, v.13, n.5, p.300–306, 1990.

GOLDSTONE, J., SCHMID-SCHÖNBEIN, H., ROE WELLS, R.. **The Rheology of Red Blood Cell Aggregates**. Microvascular Research, v.2, p.273-286, 1970.

GORI, T., FORCONI, S.. Endothelium and Hemorheology. In: BASKURT, O.K., HARDEMAN, M.R., RAMPLING, M.W., MEISELMAN, H.J. (Eds). **Handbook of Hemorheology and Hemodynamics**. IOS Press, 2007.

GORMAN, S.P., JONES, D.S., MAWHINNEY, W.M. McGOVERN, J.D., ADAIR, C.G.. **Conditioning Fluid Influences on the Surface Properties of Silicone and Polyurethane Peritoneal Catheters: Implications for Infection**. Journal of Materials Science: Materials in Medicine, v.8, p.631 –635, 1997.

GRIGIONI, M., MOUBUDUCCI, U., D’AVENIO, G., Di BENEDETTO, G., Del GAUDIO, C.. **A novel formulation for blood trauma prediction by a modified power-law mathematical model**. Biomechanical Model Mechanobiology, v.4, p. 249–260, 2005.

GROLLMAN, A.. **The Vapor Pressure of Dog’s Blood at Body Temperature**. Journal of Generalized Physiology, v.11, n.5, p. 495-506, 1928.

GUYTON, A.C., HALL, J.E.. **Textbook of Medical Physiology**. Elsevier Saunders, ed.11, 2006.

HAYWARD, C., SWARTZ, M.. **The Evolution of Ventricular Assist Devices and the HeartWare® Ventricular Assist System**. Heart Failure, European Cardiology, p. 32-35, 2012.

HOCHMUTH, R.M., WAUGH, R.E.. **Erythrocyte Membrane Elasticity and Viscosity**. Annual Review in Physiology, v. 49, p. 209-219, 1987.

HU, G., CELIK, I. **Eulerian–Lagrangian based large-eddy simulation of a partially aerated flat bubble column**. Chemical Engineering Science, v.63, p. 253–271, 2008.

HUND, S.J., ANTAKI, J.F., MASSOUDI, M.. **On the representation of turbulent stresses for computing blood damage**. International Journal of Engineering Science, v.48, p. 1325-1331, 2010.

IRACE, C., CORTESE, C., FIASCHI, E., CARALLO, C., FARINARO, E., GNASSO, A.. **Wall Shear Stress Is Associated With Intima-Media Thickness and Carotid Atherosclerosis in Subjects at Low Coronary Heart Disease Risk**. American Heart Association, DOI: 10.1161/01.STR.0000111597.34179.47, 2003.

JONES, S.A.. **A Relationship Between Reynolds Stresses and Viscous Dissipation: Implications to Red Cell Damage**. Biomedical Engineering, v.38, p. 21-28, 1995.

KAMENEVA, M.V., ANTAKI, J.F.. Mechanical Trauma to Blood. In: BASKURT, O.K., HARDEMAN, M.R., RAMPLING, M.W., MEISELMAN, H.J. (Eds). **Handbook of Hemorheology and Hemodynamics**. IOS Press, 2007.

KIM, S., POPEL, A.S., INTAGLIETTA, M., JOHNSON, P.G.. **Aggregate formation of erythrocytes in postcapillary venules**. American Journal Physiology Heart Circulatory Physiology, v.288, pg. H584–H590, 2005.

KIM, S., ZHEN, J., POPEL, A.S., INTAGLIETTA, M., JOHNSON, P.G.. **Contributions of collision rate and collision efficiency to erythrocyte aggregation in postcapillary venules at low flow rates**. American Journal Physiology Heart Circulatory Physiology, v.293, pg. H1947–H1954, 2007.

KLEINSTREUER, C., LEI, M., ARCHIE, J. P. JR.. Hemodynamics Simulations and Optimal ComputerAided Designs of Branching Blood Vessels. In: LEONDES, C.. **Biofluid Methods in Vascular and Pulmonary Systems**. Biomechanics Systems: techniques and applications, Volume 4, Capítulo 01, Editora CRC, 2001.

La FRANCA, E., IACONA, R., AJELLO, L., SANSONE, A., CARUSO, M., ASSENNATO, P.. **Heart Failure and Mechanical Circulatory Assist Devices**. Global Journal of Health Science, v.5, n.5, 2013.

LEVERETT, L.B., HELLUMS, J.D., ALFREY, C.P., LYNCH, E.C.. **Red Blood Cell Damage by Shear Stress**. Biophysical Journal, v. 12, p. 257-273, 1972.

LI, J., LYKOTRAFITIS, G., DAO, M., SURESH, S.. **Cytoskeletal dynamics of human erythrocyte**. PNAS, v.104, n.12, pg. 4937-4942, 2007.

LIM, W.L., CHEW, Y.T., CHEW, T.C., LOW, H.T.. **Pulsatile flow studies of a porcine bioprosthetic aortic valve in vitro: PIV measurements and shear-induced blood damage**. Journal of Biomechanics, v.34, p. 1417-1427, 2001.

LOPES JR, G.B., BOCK, E.G.P., GÓMEZ, L.C.. **Análise Numérica de Escoamentos com Baixos Números de Reynolds para Dispositivos de Assistência Ventricular**. Encontro Nacional de Engenharia Biomecânica, Uberlândia-MG, p.39-45, 2015.

- LU, X., WANG, D., SHEN, W., ZHU, C., CHEN, M.. **Experimental investigation on the performance of improving jet pump cavitation with air suction**. International Journal of Heat and Mass Transfer, v.88, p. 379-387, 2015.
- MACEDO, C.E.C., SILVA, N.B., LICHSTON, J.E.. **Organização e Diferenciação Celular**. Editora da Universidade Federal do Rio Grande do Norte, EDUFRN, ed. 2ª, 2011.
- MALEK, A., ALPER, S.L., IZUMO, S.. **Hemodynamic and Shear Stress at its Role in Atherosclerosis**. JAMA, v.282, n.21, p.2035-2042, 1999.
- MARINKOVIC, M. P. de M., TURNER, K.T., BUTLER, J.P., FREDBERG, J.J., SURESH, S.. **Viscoelasticity of the Human Red Blood Cell**. American Journal of Physiology: Cell Physiology, ed. 293C, pg 597-605, 2007.
- MAZUMBAR, J. N.. **Biofluid Mechanics**. World Scientific Publishing, ed. 1ª, 2004.
- McCARTHY, P.M., SMEDIRA, N.O., VARGO, L.R., GOORSMASTIC, M., HOBBS, R.E., STARLING, R.C., YOUNG, J.B.. **Cardiopulmonary Support And Physiology: One Hundred Patients With The Heartmate Left Ventricular Assist Device: Evolving Concepts And Technology**. The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery, v.115, n.4, 1998.
- MERRILL, E.W.. **Rheology of Blood**. Physiological Reviews, v.49, n.4, 1969.
- MERRILL, E. W., GILLILAND, E. R., COKELET, G., SHIN, H., BRITTEN, A., WELLS JR, R. E.. **Rheology Of Human Blood, Near And At Zero Flow Effects Of Temperature And Hematocrit Level**. BIOPHYSICAL JOURNAL, v.3, p.199-213, 1963.
- MINISTÉRIO DA SAÚDE. **Transplantes de coração tiveram aumento de 60% em três anos**. Reportagem publicada pelo Portal Brasil, 2014. Acessada em 29 de dezembro de 2015, às 14h14min, disponível em: <http://www.brasil.gov.br/saude/2014/05/transplantes-de-coracao-tiveram-aumento-de-60-em-3-anos>.
- MOHANDAS, N., CLARK, M.R., JACOBS, M.S., SHOHET, S.B.. **Analysis of Factors Regulating Erythrocyte Deformability**. Journal of Clinical Investigation, v.66, p. 563-573, 1980.
- NEU, B., MEISELMAN, H.J.. Red Blood Cell Aggregation. In: BASKURT, O.K., HARDEMAN, M.R., RAMPLING, M.W., MEISELMAN, H.J. (Eds). **Handbook of Hemorheology and Hemodynamics**. IOS Press, 2007.
- NOSE, Y.. **Design and Development Strategy for the Rotary Blood Pump**. Artificial Organs, v.22, n.6, p. 438-446, 1998.
- NYGAARD, H., GIERSEIPEN, M., HASENKAM, J.M., REUL, H., PAULSEN, P.K., ROVSING, P.E., WESTPHAL, D.. **Two-dimensional Color-mapping of Turbulent**

Shear Stress Distribution Downstream of Two Aortic Bioprosthetic Valves *in vitro*. Journal of Biomechanics, v.25, n.4, p. 429-440, 1992.

OLIVEIRA, P.J.S.P.. **Viscosidade do Sangue.** Universidade da Beira Interior, Lisboa, 2009.

ORGAN PROCUREMENT AND TRANSPLANTATION NETWORK. **OPTN data.** US Department of Health & Human Services, 2015. Acessado em 29 de dezembro de 2015, às 13h38min, disponível em: <http://optn.transplant.hrsa.gov/converge/data/>.

OZONEK, J.. **Application of Hydrodynamic Cavitation in Environmental Engineering.** CRC Press, 2012.

PAUL, R., APEL, J., KLAUS, S., SCHÜGNER, F., SCHWINDKE, P., REUL, H.. **Shear Stress Related Blood Damage in Laminar Couette Flow.** Artificial Organs, v.27, n.6, p.517–529, 2003.

PICART, C., PIAU, J-M., GALLIARD, H., CARPENTIER, P.. **Human blood shear yield stress and its hematocrit dependence.** Journal of Rheology, v.42, p. 1978-1990, 1998.

POPE, S.B.. **Turbulent Flows.** Cambridge University Press, ed.1, 2000.

PRAVEEN, C.. **Finite Volume Method in Unstructured Grids.** Tata Institute of Fundamental Research, Center for Applicable Mathematics, Bangalore, 2013.

RHOADES, R.A., BELL, D.R.. **Medical Physiology: principles for clinical medicine.** Wolters Kluwer, ed. 4, 839p., Baltimore, 2013.

RIFKIND, R.A., BANK, A., MARKS, P.A.. In: SURGENOR, D.M. (Ed.). **The Red Blood Cell.** Academic Press, e.2, v.1, 1974.

SAKUMA, S., KURODA, K., TSAI, C-H.D., FUKUI, W., ARAI, F., KANEKO, M.. **Red blood cell fatigue evaluation based on the close-encountering point between extensibility and recoverability.** Lab on a Chip, The Royal Society of Chemistry, v. 14, p. 1135-1141, 2014.

SCHIESTEL, R.. **Modeling and Simulation of Turbulent Flows.** ISTE, 2008.

SCKENKEL, A., DEVILLE, M.O., SAWLEY, M.L., HAGMANN, P., HOCHAT, J.-D.. **Flow simulation and hemolysis modeling for a blood centrifuge device.** Computers & Fluids, v.86, p. 185-198, 2013.

SHAH, Y.T., PANDIT, A.B., MOHOLKAR, V.S.. **Cavitation Reaction Engineering.** Editora Springer, 1999.

SHEMIN, D., RITTEMBERG, D.. **The Life Span of The Human Red Blood Cell.** The Journal of biological chemistry, v. 166, n.2, pg.627-636, 1946.

SISTEMA NACIONAL DE TRANSPLANTES. **Registro Brasileiro de Transplantes**. Ministério da Saúde, Brasília, 2014.

SLEEP, J., WILSON, D., SIMMONS, R., GRATZER, W.. **Elasticity of the Red Cell Membrane and Its Relation to Hemolytic Disorders: An Optical Tweezers Study**. Biophysical Journal, v. 77, p. 3085-3095, 1999.

SOBIESKI, M.A., GIRIDHARAN, G.A., ISING, M., KOENIG, S.C., SLAUGHTER, M.S.. **Blood Trauma Testing of CentriMag and RotaFlow Centrifugal Flow Devices: A Pilot Study**. Artificial Organs, v.36, n.8, p.677–682, 2012.

SONG, X., WOOD, H.G., DAY, S.W., OLSEN, D.B.. **Studies of Turbulence Models in a Computational Fluid Dynamics Model of a Blood Pump**. Artificial Organs, v.27, n10, p. 935-937, 2003.

SPALART, P.R., ALLMARAS, S.R.. **A One-Equation Turbulence Model for Aerodynamic Flows**. Aerospace Sciences Meeting & Exhibits, ed. 30, 1992.

STRAY, H., PETERSON, M., SACKMANN, E.. **Measurement of Erythrocyte Membrane Elasticity by Flicker Eigenmode Decomposition**. Biophysical Journal, v. 69, p. 478-488, 1995.

SUTERA, S.P., MEHRJARDI, M.H.. **Deformation and Fragmentation of Human Red Blood Cells in Turbulent Shear Flow**. Biophysical Journal, v. 15, p. 1-10, 1975.

TAMAGAWA, M., MINAKAWA, S.. **Predictions of Index of Hemolysis in Shear Blood Flow (Effects of exposure time under shear stress and prediction accuracy)**. JSME International Journal, s.C, v.46, n.2, p. 604-613, 2003.

TANNEHILL, J.C., ANDERSON, D.A., PLETCHER, R.H. **Computational Fluid Mechanics and Heat Transfer**. Taylor & Francis, ed.2, 1997.

TOMAIUOLO, G.. **Biomechanical properties of red blood cells in health and disease towards microfluidics**. Biomicrofluids, v.8, 2014.

TASKIN, M.E., FRASE, K.H., ZHANG, T., WU, C., GRIFFITH, B.P., WU, Z.J.. **Evaluation of Eulerian and Lagrangian Models for Hemolysis Estimation**. Biomedical Engineering, ASAIO, p. 363-372, 2012.

VERSTEEG, H. K., MALALASEKERA, W.. **Introduction to Fluid Dynamics: the finite volume method**. Longman Scientific and Technical, Nova Iorque, 1995.

VILLAT, A., ABKARIAN, M.. **Red blood cell: from its mechanics to its motion in shear flow**. International Journal of Laboratory Hematology, v.36, p. 237-243, 2014.

VITALE, F., TURCHETTI, L., ANNESINI, M.C.. **Modeling of Mechanical Blood Damage: a Discussion of Current Approaches and Alternative Proposals**. International Conference on Chemical & Process Engineering, Florença, 2011.

WAITE, L.. **Biofluid Mechanics in Cardiovascular Systems**. McGraw-Hill, 2006.

WAUGH, R., EVANS, E.A.. **Thermoelasticity of Red Blood Cell Membrane**. Biophysical Journal, v.26, p.115-132, 1979.

WILCOX, D.C.. **Turbulence Modelling for CFD**. DCW industries, ed.2, 1994.

WOLFRUM, B.. **Cavitation and shock wave effects on biological systems**. Tese de doutorado submetida a Georg–August–Universität, 2004.

XUAN, Y., CHANG, Y., SONG, M.. **Exploration of hemolytic model of axial blood pump**. Journal of Experimental and Integrative Medicine, v.2, n.4, p. 365-371, 2012.

YAMATA, Y.. **Cell Membrane: the red blood cell as a model**. WILEY-VCH Verlag, 2003.

YOON, Y-Z., KOTAR, J., YOON, G., CICUTA, P.. **The Nonlinear Mechanical Response of Red Blood Cells**. Physical Biology, v.5, p. 1-8, 2008.

ZHANG, J., ZHANG, P., FRASER, K.H., GRIFFITH, B.P., WU, Z.J.. **Comparison and Experimental Validation of Fluid Dynamic Numerical Models for a Clinical Ventricular Assist Device**. Artificial Organs, v.37, n.4, p.380–389, 2013.

ZHANG, T., TASKIN, M.E., FANG, H-B., PAMPORI, A., JARVIK, R., GRIFFITH B. P., WU, Z.J.. **Study of Flow-Induced Hemolysis Using Novel Couette-Type Blood-hearing Devices**. Artificial Organs, v.35, n.12, p. 1180-1186, 2011.

ZHANG, Y., WEI, X-L, LIU, D-Y.. **CFD study of a sudden-expanding coal combustor using Euler–Euler and Euler–Lagrange models**. Fuel, v.89, p. 3643-3649, 2010.

ZHANG, Z., CHEN, Q.. **Comparison of the Eulerian and Lagrangian methods for predicting particle transport in enclosed spaces**. Atmospheric Environment, v.41, n.25, p. 5236-5248, 2007.

ZYDNEY, A.L., OLIVER III, J.D., COLTON, C.K.. **A constitutive equation for the viscosity of stored red cell suspensions: Effect of hematocrit, shear rate, and suspending phase**. Journal of Rheology, v.35, p.1639-1680, 1991.

ANEXO I – Modelagem de Hemólise: por Grigioni et al. (2005)

Os autores propuseram duas premissas, devidamente embasadas por referenciais experimentais pelos autores:

- Que há dano acumulado a medida que se passa o tempo de exposição a uma tensão;
- Que o dano D passa, assim, a aumentar com o passar do tempo;

Baseando-se na lei de potência proposta por Giesiepen et al. (1990):

$$IH = \frac{\Delta H_b}{H_b} = c \cdot (\tau_i)^a \cdot (t_i)^b$$

$$IH = C \cdot D^b$$

Onde se considera uma taxa de dano constante ao longo do tempo, baseada na proposta de Giesiepen et al. (1990), para uma tensão constante ao longo do tempo de exposição:

$$\frac{dD}{dt} = (\tau_i)^{\frac{a}{b}}$$

Assim:

$$D = D_0 + (\tau_i)^{\frac{a}{b}} \cdot t_i$$

Tomando elementos infinitesimais com relação ao acréscimo do índice de hemólise em função do dano (fazendo uso da regra da cadeia):

$$d(IH) = d(CD^b) = CbD^{b-1}dD$$

Integrando e aplicando somas de Riemann, para tempos de exposição e tensões constantes:

$$IH = C \cdot b \cdot \sum_{j=1}^n \left(D_0 + (\tau_j)^{\frac{a}{b}} \cdot t_j \right)_j^{b-1} \cdot (\tau_j)^{\frac{a}{b}} \cdot t_j$$

Na qual n é o número de intervalos de tempo.

APÊNDICE I: algebrismo aplicado ao modelo de Casson

$$\tau^{0,5} = \tau_0^{0,5} + (\mu\dot{\gamma})^{0,5}$$

$$\Rightarrow (\tau^{0,5})^2 = [\tau_0^{0,5} + (\mu\dot{\gamma})^{0,5}]^2$$

$$\Rightarrow \tau = \tau_0 + 2 \cdot \tau_0^{0,5}(\mu\dot{\gamma})^{0,5} + \mu\dot{\gamma}$$

$$\Rightarrow \tau = \tau_0 + \mu\dot{\gamma} + (4\mu\dot{\gamma}\tau_0)^{0,5}$$

Retomando a primeira equação nesta última e reorganizando através de evidência de termos:

$$\Rightarrow \tau = \tau_0 + (\mu\dot{\gamma})^{0,5}[(\mu\dot{\gamma})^{0,5} + 2\tau_0^{0,5}]$$

$$\Rightarrow \tau = \tau_0 + (\mu\dot{\gamma})^{0,5}[\tau^{0,5} + \tau_0^{0,5}]$$

$$\Rightarrow \tau - \tau_0 = \mu^{0,5}(\dot{\gamma})^{0,5}[\tau^{0,5} + \tau_0^{0,5}]$$

$$\Rightarrow \mu^{0,5} = \frac{(\tau - \tau_0)}{(\dot{\gamma})^{0,5}[\tau^{0,5} + \tau_0^{0,5}]}$$

$$\Rightarrow \mu = \frac{(\tau - \tau_0)^2}{\dot{\gamma}[\tau^{0,5} + \tau_0^{0,5}]^2}$$

APÊNDICE II: modelagem alternativa para hemólise

A modelagem alternativa é baseada em algumas premissas, conforme destacado em cada subitem do presente apêndice.

1. Modelagem clássica por tensão: inclusão da tensão fisiológica

A primeira modelagem é baseada na equação 77:

$$IH = \frac{\Delta H_b}{H_b} = c. (\tau_i)^a. (\Delta t_i)^b$$

Esta equação aborda uma relação direta para a tensão aplicada. A hemólise, entretanto, ocorre a partir de um incremento de tensão a partir da tensão naturalmente exercida sobre a hemácia em seu ciclo de vida, a chamada tensão fisiológica, discutida na seção 2.3.2.

A tensão fisiológica, como foi discutido, é limitada a tensão de cedência do escoamento, por questões lógicas. No entanto, cabe ainda uma estimativa um pouco melhor deste valor. Considerando que o sangue em seu escoamento usual, encontra-se a baixas taxas de deformação, Merrill (1969), bem como outros autores subsequentes discutidos na seção 2.5, sugerem que o modelo de Casson é o que mais se aproxima do comportamento do sangue humano. Sendo assim:

$$\tau^{0,5} = \tau_0^{0,5} + (\mu\dot{\gamma})^{0,5}$$

Considerando a viscosidade real como aparente (constante para os pontos em análise) e lembrando que a tensão de cedência é ligada apenas a composição sanguínea, ou seja, vinculada primordialmente às forças de atração celular:

$$\tau^{-0,5} \frac{d\tau}{d\dot{\gamma}} = \mu(\mu\dot{\gamma})^{-0,5}$$

$$\frac{d\tau}{d\dot{\gamma}} = \frac{\mu(\mu\dot{\gamma})^{-0,5}}{[\tau_0^{0,5} + (\mu\dot{\gamma})^{0,5}]^{-0,5}}$$

$$\frac{d\tau}{d\dot{\gamma}} = \left(\frac{\tau_0^{0,5} + (\mu\dot{\gamma})^{0,5}}{\mu^3 \dot{\gamma}} \right)^{0,5}$$

Integrando ambos os lados da equação anterior:

$$\int_{\tau_0}^{\tau_{fis}} d\tau = \int_{2,3}^{100} \left(\frac{\tau_0^{0,5} + (\mu\dot{\gamma})^{0,5}}{\mu^3\dot{\gamma}} \right)^{0,5} d\dot{\gamma}$$

Nota-se que o que se deseja saber é a tensão média fisiológica (τ_{fis}) aplicada ao longo dos ciclos de vida. Tomando como base a faixa de deformação estudada por Galdi et al. (2008), entre $2,3s^{-1}$ e $100s^{-1}$, sabendo também que na maior parte da trajetória o escoamento está sobre baixas deformações e, conseqüentemente, dentro da faixa não-Newtoniana, exclui-se a faixa de grandes deformações de fluido (faixa Newtoniana).

Assim:

$$\tau_{fis} - \tau_0 = \int_{2,3}^{100} \left(\frac{\tau_0^{0,5} + (\mu\dot{\gamma})^{0,5}}{\mu^3\dot{\gamma}} \right)^{0,5} d\dot{\gamma}$$

Aplicando a regra da substituição:

$$u = \tau_0^{0,5} + (\mu\dot{\gamma})^{0,5}$$

$$\frac{du}{d\dot{\gamma}} = 0,5\mu^{0,5}\dot{\gamma}^{-0,5}$$

Buscando a taxa de deformação em função da variável intermediária u :

$$u = \tau_0^{0,5} + (\mu\dot{\gamma})^{0,5}$$

$$\dot{\gamma} = \frac{(u - \tau_0^{0,5})^2}{\mu}$$

Assim:

$$d\dot{\gamma} = du \cdot 0,5\mu^{0,5} \left(\frac{(u - \tau_0^{0,5})^2}{\mu} \right)^{-0,5} = 0,5\mu(u - \tau_0^{0,5})^{-1} du$$

Com isso,

$$\tau_{fis} - \tau_0 = \int_{\tau_0^{0,5} + (\mu \cdot 2,3)^{0,5}}^{\tau_0^{0,5} + (\mu \cdot 100)^{0,5}} \left(\frac{u}{\mu^2(u - \tau_0^{0,5})^2} \right)^{0,5} 0,5\mu(u - \tau_0^{0,5})^{-1} du$$

$$\tau_{fis} - \tau_0 = 0,5 \int_{\tau_0^{0,5} + (\mu \cdot 2,3)^{0,5}}^{\tau_0^{0,5} + (\mu \cdot 100)^{0,5}} \frac{u^{0,5}}{(u - \tau_0^{0,5})^2} du$$

Substituindo novamente $u^{0,5} = v$, $\frac{dv}{du} = 0,5u$, assim:

$$\tau_{fis} - \tau_0 = \int_{(\tau_0^{0,5} + (\mu \cdot 2,3)^{0,5})^{0,5}}^{(\tau_0^{0,5} + (\mu \cdot 100)^{0,5})^{0,5}} \frac{1}{v(v^2 - \tau_0^{0,5})^2} dv$$

Substituindo os valores para a viscosidade aparente (0,004 Pa.s) e da tensão de cedência (0,74 mPa), valores aproximados para o descrito na seção 2.4.

$$\tau_{fis} - \tau_0 = \int_{0,3464}^{0,8124} \frac{1}{v(v^2 - \tau_0^{0,5})^2} dv$$

Aplicando somas de Riemann para estimar esta integral para um $\Delta v = 0,005$, tem-se que:

$$\tau_{fis} \approx 0,00074 + 23,8 \approx 23,8 Pa$$

Sendo assim, decrescendo a tensão fisiológica da tensão aplicada:

$$IH = c. (\tau_i - \tau_{fis})^a. (\Delta t_i)^b$$

$$IH = c. (\tau_i - 23,8)^{a'}. (\Delta t_i)^b$$

2. Modelagem por Potência

A modelagem por potência leva em consideração nada mais que a mesma modelagem inicial proposta no inciso 1 do presente apêndice, sendo assim, a equação clássica pode ser alterada para:

$$IH = c''. (\tau_i \Delta t_i)^{a''}$$

Esta equação só reúne em conjunto a tensão aplicada e a deformação, o que parece ser bastante lógico, em vista de que os estudos propostos por Blackshear et al. (1965), Bernstein et al. (1967) e Giersiepen et al. (1990) indicam que ambos os fatores em conjunto influenciam na hemólise.

Aqui foi chamado de modelo por potência pois relaciona tensão e tempo de aplicação diretamente, resumindo o termo de potência fornecida a um volume de fluido escoando (ao sistema, não ao volume de controle), mantendo a equivalência de unidades, sendo, portanto, fisicamente coerente:

$$\dot{W}_{vol} = \frac{1}{Q} \frac{dW}{dt} = \frac{1}{Q} \frac{d(\vec{F} \cdot \vec{s})}{dt} = \frac{\vec{F} \cdot \vec{V}}{Q}$$

Trabalhando apenas com as forças aplicadas no sentido e direção do escoamento, considerando que as demais componentes, em regime permanente, seriam desprezadas:

$$\dot{W}_{vol} = \tau_i \Delta t_i$$

Lembrando também que a velocidade e a vazão seriam consideradas por elementos do sistema e o tempo, por conseguinte, seria o tempo que aquele elemento estaria recebendo uma potência específica aplicada a ele.

Xuan et al. (2012) desenvolveu uma análise baseada em energia fornecida ao fluido, na qual são descontadas as parcelas de dissipação do mecanismo (equação 86). Apesar de tomar como base as potências fornecidas, o modelo proposto por esses autores ainda engloba mais variáveis, não sendo recomendado devido à praticidade.

3. Modelagem clássica por energia: relação com a turbulência

Xuan et al (2012), como já foi citado, referenciam um modelo geral com base na energia fornecida, com base na equação seguinte:

$$IH = KE^n$$

Como foi relatado, o coeficiente da energia é um valor entre 1 e 2, o que confirma previamente a estimativa por potência aplicada (coeficiente a''). A grande questão é qual a energia aplicada.

Uma forma prática de se tentar relacionar a energia fornecida é usando como base os parâmetros turbulentos, uma vez que ela se desenvolve nos mecanismos de assistência cardíaca como um todo. Uma proposta, por exemplo, é basear estes valores na energia cinética turbulenta e na taxa de dissipação da mesma.

A ideia aqui é relacionar a energia cinética turbulenta com a energia absorvida pelas hemácias, através da mesma relação geral. Em geral, quanto maior a taxa de dissipação da energia cinética turbulenta, maior a energia fornecida as hemácias na etapa de dissipação viscosa, por exemplo, mesmo que parte esteja sofrendo uma dissipação viscosa sem interferir a hemácia.

Sendo assim:

$$IH = c_e(\varepsilon.\Delta t)^n$$

Onde c_e e n são coeficientes a serem calibrados e ε é a taxa de dissipação de energia cinética turbulenta. Como não há base de dados que possa calibrar esses coeficientes, a hemólise no presente texto foi verificada utilizando os coeficientes do *Quadro 7* ($n = a''$).

Vale destacar, no entanto, que se faria necessário calibrar os valores, baseando em dados, mesmo que em paralelo com análises numéricas, incluindo ou não o erro, ou seja, calcular o IH e buscar os valores de ε por DFC, incluindo a devida margem de erro. Aqui não foi empregada essa metodologia em vista de que o número de dados pode ampliar a dúvida quanto a validade estatística da calibração.

APÊNDICE III: magnitude do tensor de tensões cisalhantes

A equação em notação indicial para as tensões é descrita pela equação (24), que se segue:

$$\bar{\tau}_{ji} = (\mu + \mu_t) \left(\frac{\partial \bar{V}_i}{\partial x_j} + \frac{\partial \bar{V}_j}{\partial x_i} \right) - \frac{2}{3} \rho k \delta_{ij}$$

Ou seja,

$$\bar{\tau}_{ji} = 2(\mu + \mu_t) S_{ij} - \frac{2}{3} \rho k \delta_{ij}$$

A magnitude de um tensor, por sua vez, é descrita pela equação a seguir:

$$\|\bar{\tau}\| = \sqrt{\bar{\tau} : \bar{\tau}} = \sqrt{\bar{\tau}_{ji} \bar{\tau}_{ji}}$$

Desta forma, substituindo a tensão pela sua relação com a deformação:

$$\begin{aligned} \bar{\tau}_{ji} \bar{\tau}_{ji} &= \left(2(\mu + \mu_t) S_{xx} - \frac{2}{3} \rho k \right)^2 + \left(2(\mu + \mu_t) S_{xy} \right)^2 + \left(2(\mu + \mu_t) S_{xz} \right)^2 \\ &\quad + \left(2(\mu + \mu_t) S_{yy} - \frac{2}{3} \rho k \right)^2 + \left(2(\mu + \mu_t) S_{yx} \right)^2 + \left(2(\mu + \mu_t) S_{yz} \right)^2 \\ &\quad + \left(2(\mu + \mu_t) S_{zz} - \frac{2}{3} \rho k \right)^2 + \left(2(\mu + \mu_t) S_{zy} \right)^2 + \left(2(\mu + \mu_t) S_{zx} \right)^2 \\ \Rightarrow \bar{\tau}_{ji} \bar{\tau}_{ji} &= \left(2(\mu + \mu_t) S_{xx} - \frac{2}{3} \rho k \right)^2 + \left(2(\mu + \mu_t) S_{yy} - \frac{2}{3} \rho k \right)^2 \\ &\quad + \left(2(\mu + \mu_t) S_{zz} - \frac{2}{3} \rho k \right)^2 \\ &\quad + 4(\mu + \mu_t)^2 \left[(S_{xz})^2 + (S_{zy})^2 + (S_{zx})^2 + (S_{yx})^2 + (S_{yz})^2 + (S_{xy})^2 \right] \\ \Rightarrow \bar{\tau}_{ji} \bar{\tau}_{ji} &= \left(\frac{2}{3} \rho k \right)^2 - \frac{4}{3} (\mu + \mu_t) S_{xx} \rho k + \left(\frac{2}{3} \rho k \right)^2 - \frac{4}{3} (\mu + \mu_t) S_{yy} \rho k + \left(\frac{2}{3} \rho k \right)^2 \\ &\quad - \frac{4}{3} (\mu + \mu_t) S_{zz} \rho k \\ &\quad + 4(\mu + \mu_t)^2 \left[(S_{xx})^2 + (S_{yy})^2 + (S_{zz})^2 + (S_{xz})^2 + (S_{zy})^2 + (S_{zx})^2 \right. \\ &\quad \left. + (S_{yx})^2 + (S_{yz})^2 + (S_{xy})^2 \right] \end{aligned}$$

$$\begin{aligned}\Rightarrow \bar{\tau}_{ji}\bar{\tau}_{ji} &= 3\left(\frac{2}{3}\rho k\right)^2 - \frac{4}{3}(\mu + \mu_t)\rho k(S_{xx} + S_{yy} + S_{zz}) \\ &\quad + 4(\mu + \mu_t)^2 \left[(S_{xx})^2 + (S_{yy})^2 + (S_{zz})^2 + (S_{xz})^2 + (S_{zy})^2 + (S_{zx})^2 \right. \\ &\quad \left. + (S_{yx})^2 + (S_{yz})^2 + (S_{xy})^2 \right]\end{aligned}$$

Para um fluido incompressível o divergente da velocidade média será nulo, e, observando atentamente a equação anterior: $S_{xx} + S_{yy} + S_{zz} = \nabla \cdot \vec{V} = 0$, assim:

$$\begin{aligned}\Rightarrow \bar{\tau}_{ji}\bar{\tau}_{ji} &= 3\left(\frac{2}{3}\rho k\right)^2 \\ &\quad + 4(\mu + \mu_t)^2 \left[(S_{xx})^2 + (S_{yy})^2 + (S_{zz})^2 + (S_{xz})^2 + (S_{zy})^2 + (S_{zx})^2 \right. \\ &\quad \left. + (S_{yx})^2 + (S_{yz})^2 + (S_{xy})^2 \right]\end{aligned}$$

Sabendo que o último termo representa o quadrado da magnitude do tensor de taxa de deformação, S , tem-se que:

$$\begin{aligned}\Rightarrow \bar{\tau}_{ji}\bar{\tau}_{ji} &= 3\left(\frac{2}{3}\rho k\right)^2 + 4(\mu + \mu_t)^2 S^2 \\ \|\bar{\tau}\| &= \sqrt{\bar{\tau}_{ji}\bar{\tau}_{ji}} = \sqrt{3\left(\frac{2}{3}\rho k\right)^2 + 4(\mu + \mu_t)^2 S^2}\end{aligned}$$

Se $S \gg \kappa$ ou $\kappa \gg S$, ambas as parcelas seriam resumidas a outra, sendo assim a equação seguinte poderia ser aplicada, caso em especificidade de situações nas quais não há concomitância entre energia cinética turbulenta com taxas muito elevadas de deformação do fluido.

$$\|\bar{\tau}\| \approx \frac{2}{3}\rho k\sqrt{3} + 2(\mu + \mu_t)S$$

Esta última equação confirma os valores para uma equação primária, na qual a tensão estaria diretamente relacionada a deformação, multiplicada por dois em vista de que o S possui em sua formulação o fator de 0,5.

APÊNDICE IV: κ e ε para o modelo Spalart-Allmaras

Para o modelo Spalart-Allmaras, a energia cinética turbulenta é estimada a partir da equação aproximada proposta por Ansys Inc. (2011a):

$$\tilde{v}' = d' \cdot \sqrt{\kappa}$$

Na qual a distância d' é uma distância característica. Observando a equação proposta por Schiestel (2008):

$$\tilde{v} \approx \left(\frac{\mu}{\rho}\right) + \frac{\mu_t}{\mu} \left(\frac{\mu}{\rho}\right)$$

Sendo assim, tomando a distância característica (d') como sendo a distância média entre o rotor e o corpo da carcaça, igual a 31,04 mm, verificou-se a seguinte relação velocidades de entrada acima de 1,0 m/s:

$$\tilde{v}' = 27,5 \cdot \tilde{v}$$

Substituindo os valores:

$$\kappa \approx \left(\frac{27,5 \cdot \tilde{v}}{0,03104}\right)^2 = 7,85 \cdot 10^5 \cdot \tilde{v}^2$$

Para estimar a taxa de dissipação de energia cinética turbulenta, observam-se as duas equações para relação de viscosidade turbulenta em função da viscosidade dinâmica do fluido para os dois modelos ($\mu_r = \mu_t/\mu$), a já destacada anteriormente e a usada pelo modelo $\kappa - \varepsilon$ padrão:

$$\mu_r = \frac{\tilde{v} - v}{v} = \frac{0,09 \cdot \kappa^2}{\varepsilon \cdot v}$$

Trabalhando esta relação:

$$\varepsilon = \frac{0,09 \cdot (7,85 \cdot 10^5 \cdot \tilde{v}^2)^2}{\tilde{v} - v} = 5,546 \cdot 10^{10} \cdot \frac{\tilde{v}^4}{\tilde{v} - v}$$

Sendo estas as relações empregadas para os cálculos inerentes a estas grandezas para o modelo de Spalart-Allmaras.

APÊNDICE V: resultados nas simulações de hemólise

- $\kappa - \varepsilon$ padrão

Para a taxa de dissipação de energia cinética turbulenta:

Para os vetores de velocidades relativas ao sistema de referência:

Para a distribuição de velocidades absolutas:

- $\kappa - \varepsilon$ RNG

Para a taxa de dissipação da energia cinética turbulenta:

Para os vetores de velocidades relativas ao sistema de referência:

Para a distribuição de velocidades absolutas:

- $\kappa - \varepsilon$ Realizável

Para as taxas de dissipação de energia cinética turbulenta:

Para os vetores de velocidades relativas ao sistema de referência:

Para a distribuição de velocidades absolutas:

- $\kappa - \omega$ padrão

Para as taxas de dissipação de energia cinética turbulenta:

Para os vetores de velocidades relativas ao sistema de referência:

Para a distribuição de velocidades absolutas:

- $\kappa - \omega$ SST

Para as taxas de dissipação de energia cinética turbulenta:

Para os vetores de velocidades relativas ao sistema de referência:

Para a distribuição de velocidades absolutas:

- Spalart-Allmaras

Para a taxa de dissipação de energia cinética turbulenta:

Para os vetores de velocidades relativas ao sistema de referência:

Para a distribuição de velocidades absolutas:

APÊNDICE VI: testes de hemólise pela equação 77

- $\kappa - \varepsilon$ padrão

			Coeficientes 1		Coeficientes 2		Coeficientes 3	
			Valor Estimado	Erro Relativo	Valor Estimado	Erro Relativo	Valor Estimado	Erro Relativo
Tempo de Referência em Segundos	Distribuído acima de 450 Pa	1 h	288702,7251	5890,5139	520,7934	9,6278	3359,3258	67,5533
		2 h	497461,4483	7373,2796	885,0206	12,1194	5311,6928	77,7396
		3 h	683897,5820	9239,5237	1206,8775	15,3068	6944,3127	92,8285
		4 h	857172,0007	11119,4235	1503,9775	18,5117	8398,7330	107,9600
		5 h	1021274,1437	12289,7788	1783,9287	20,4691	9733,5507	116,1408
		6 h	1178418,6709	13948,4475	2050,9315	23,2778	10980,1962	128,9773
	Distribuído todos os dados	1 h	290003,7444	5917,0636	526,2450	9,7390	3388,2661	68,1438
		2 h	499703,2246	7406,5113	894,2850	12,2567	5357,4526	78,4179
		3 h	686979,5202	9281,1655	1219,5111	15,4775	7004,1374	93,6368
		4 h	861034,7883	11169,5370	1519,7211	18,7159	8471,0874	108,8987
		5 h	1025876,4464	12345,1664	1802,6029	20,6939	9817,4044	117,1500
		6 h	1183729,1348	14011,3097	2072,4006	23,5319	11074,7896	130,0970
	Aplicação da Tensão Cisalhante Média	1 h	37783,0026	770,0322	95,7357	0,9537	363,0720	6,4092
		2 h	65103,6016	964,0842	162,6904	1,4117	574,0816	7,5101
		3 h	89502,8065	1208,3226	221,8563	1,9976	750,5332	9,1409
		4 h	112179,5159	1454,3482	276,4712	2,5868	907,7253	10,7763
		5 h	133655,8345	1607,5145	327,9337	2,9466	1051,9908	11,6604
		6 h	154221,5984	1824,5872	377,0159	3,4629	1186,7268	13,0478
Tempo de Referência em Minutos	Distribuído acima de 450 Pa	1 h	11603,8512	235,7981	22,7185	0,5364	221,9228	3,5287
		2 h	19994,5069	295,3950	38,6071	0,4277	350,8994	4,2017
		3 h	27487,9490	370,4051	52,6475	0,2887	458,7531	5,1985
		4 h	34452,3813	445,9641	65,6078	0,1488	554,8346	6,1981
		5 h	41048,1516	493,0042	77,8201	0,0635	643,0149	6,7385
		6 h	47364,2738	559,6712	89,4675	0,0591	725,3704	7,5865
	Distribuído todos os dados	1 h	11660,6054	236,9563	22,9563	0,5315	223,1852	3,5545
		2 h	20092,2996	296,8447	39,0113	0,4217	352,8956	4,2313
		3 h	27622,3920	372,2216	53,1986	0,2812	461,3628	5,2337
		4 h	34620,8872	448,1501	66,2946	0,1399	557,9909	6,2390
		5 h	41248,9172	495,4204	78,6347	0,0537	646,6728	6,7825
		6 h	47595,9315	562,4135	90,4041	0,0702	729,4968	7,6354
	Aplicação da Tensão Cisalhante Média	1 h	1518,6152	29,9902	4,1763	0,9148	24,2457	0,5052
		2 h	2616,7142	37,7897	7,0970	0,8948	38,3368	0,4317
		3 h	3597,3933	47,6064	9,6780	0,8692	50,1201	0,3228
		4 h	4508,8401	57,4949	12,0605	0,8435	60,6173	0,2136
		5 h	5372,0394	63,6512	14,3054	0,8278	70,2512	0,1545
		6 h	6198,6408	72,3760	16,4465	0,8053	79,2488	0,0619

Valores em %

- $\kappa - \varepsilon$ RNG

			Coeficientes 1		Coeficientes 2		Coeficientes 3	
			Valor Estimado	Erro Relativo	Valor Estimado	Erro Relativo	Valor Estimado	Erro Relativo
Tempo de Referência em Segundos	Distribuído acima de 450 Pa	1 h	49918,2777	1017,6749	108,5866	1,2159	787,8642	15,0778
		2 h	86013,8009	1274,0532	184,5288	1,7354	1245,7538	17,4668
		3 h	118249,6265	1596,7370	251,6366	2,4000	1628,6529	21,0056
		4 h	148209,7198	1921,7820	313,5827	3,0682	1969,7588	24,5544
		5 h	176583,8764	2124,1428	371,9531	3,4764	2282,8142	26,4731
		6 h	203755,0233	2410,9356	427,6238	4,0620	2575,1905	29,4836
	Distribuído todos os dados	1 h	52692,2599	1074,2832	119,7976	1,4447	845,7842	16,2598
		2 h	90793,6284	1344,9085	203,5805	2,0178	1337,3356	18,8244
		3 h	124820,8140	1685,5240	277,6169	2,7510	1748,3836	22,6234
		4 h	156445,8037	2028,6319	345,9585	3,4883	2114,5659	26,4331
		5 h	186396,7256	2242,2380	410,3555	3,9385	2450,6357	28,4928
		6 h	215077,7859	2544,9680	471,7739	4,5846	2764,5061	31,7246
	Aplicação da Tensão Cisalhante Média	1 h	5333,3265	107,8364	19,0701	0,6108	72,2635	0,4747
		2 h	9189,8139	135,2282	32,4071	0,5196	114,2615	0,6938
		3 h	12633,9268	169,7041	44,1926	0,4029	149,3813	1,0184
		4 h	15834,8978	204,4322	55,0716	0,2855	180,6678	1,3439
		5 h	18866,4255	226,0527	65,3227	0,2139	209,3814	1,5199
		6 h	21769,4222	256,6940	75,0996	0,1110	236,1984	1,7960
Tempo de Referência em Minutos	Distribuído acima de 450 Pa	1 h	2006,3692	39,9437	4,7369	0,9033	52,6130	0,0737
		2 h	3457,1594	50,2483	8,0497	0,8807	83,1906	0,2332
		3 h	4752,8165	63,2180	10,9771	0,8517	108,7603	0,4695
		4 h	5957,0049	76,2825	13,6794	0,8225	131,5392	0,7065
		5 h	7097,4496	84,4160	16,2257	0,8047	152,4448	0,8346
		6 h	8189,5416	95,9431	18,6542	0,7792	171,9695	1,0357
	Distribuído todos os dados	1 h	2127,3783	42,4131	5,2259	0,8934	55,1397	0,1252
		2 h	3665,6692	53,3392	8,8808	0,8684	87,1857	0,2924
		3 h	5039,4706	67,0911	12,1104	0,8364	113,9833	0,5401
		4 h	6316,2865	80,9436	15,0917	0,8042	137,8561	0,7885
		5 h	7525,5143	89,5677	17,9009	0,7846	159,7656	0,9227
		6 h	8683,4731	101,7900	20,5801	0,7564	180,2280	1,1334
	Aplicação da Tensão Cisalhante Média	1 h	214,3628	3,3745	0,8319	0,9830	4,8257	0,9015
		2 h	369,3669	4,4754	1,4137	0,9790	7,6303	0,8869
		3 h	507,7964	5,8611	1,9278	0,9740	9,9756	0,8652
		4 h	636,4533	7,2570	2,4024	0,9688	12,0649	0,8435
		5 h	758,2997	8,1259	2,8496	0,9657	13,9824	0,8317
		6 h	874,9801	9,3575	3,2761	0,9612	15,7732	0,8133

Valores em %

- $\kappa - \varepsilon$ Realizável

			Coeficientes 1		Coeficientes 2		Coeficientes 3	
			Valor Estimado	Erro Relativo	Valor Estimado	Erro Relativo	Valor Estimado	Erro Relativo
Tempo de Referência em Segundos	Distribuído acima de 450 Pa	1 h	136035,2821	2775,0519	273,0859	4,5728	1774,9483	35,2211
		2 h	234401,3497	3473,7237	464,0739	5,8793	2806,5096	40,6032
		3 h	322249,1247	4353,0886	632,8444	7,5507	3669,1279	48,5756
		4 h	403895,1654	5238,8880	788,6333	9,2312	4437,5919	56,5706
		5 h	481219,2755	5790,3536	935,4299	10,2577	5142,8621	60,8931
		6 h	555264,9918	6571,9100	1075,4369	11,7304	5801,5452	67,6754
	Distribuído todos os dados	1 h	137846,8523	2812,0203	280,6199	4,7266	1815,2683	36,0439
		2 h	237522,8525	3519,9963	476,8771	6,0691	2870,2628	41,5483
		3 h	326540,4888	4411,0716	650,3037	7,7866	3752,4765	49,7018
		4 h	409273,8028	5308,6672	810,3906	9,5135	4538,3970	57,8784
		5 h	487627,6314	5867,4766	961,2371	10,5682	5259,6882	62,2990
		6 h	562659,4082	6659,4409	1105,1067	12,0816	5933,3341	69,2354
	Aplicação da Tensão Cisalhante Média	1 h	16619,9824	338,1615	48,6575	0,0071	184,4678	2,7644
		2 h	28637,7640	423,5211	82,6870	0,2257	291,6765	3,3238
		3 h	39370,4831	530,9567	112,7579	0,5235	381,3271	4,1523
		4 h	49345,5112	639,1784	140,5158	0,8230	461,1925	4,9832
		5 h	58792,5115	706,5532	166,6715	1,0059	534,4902	5,4325
		6 h	67838,9771	802,0391	191,6175	1,2683	602,9461	6,1373
Tempo de Referência em Minutos	Distribuído acima de 450 Pa	1 h	5467,6767	110,5781	11,9128	0,7569	118,5298	1,4188
		2 h	9421,3118	138,6598	20,2442	0,6999	187,4168	1,7782
		3 h	12952,1843	174,0042	27,6065	0,6270	245,0219	2,3106
		4 h	16233,7900	209,6072	34,4025	0,5537	296,3394	2,8445
		5 h	19341,6840	231,7723	40,8061	0,5089	343,4369	3,1332
		6 h	22317,8093	263,1855	46,9136	0,4447	387,4233	3,5861
	Distribuído todos os dados	1 h	5546,7026	112,1907	12,2414	0,7502	120,2887	1,4547
		2 h	9557,4807	140,6784	20,8027	0,6916	190,1979	1,8195
		3 h	13139,3859	176,5336	28,3681	0,6167	248,6578	2,3598
		4 h	16468,4216	212,6512	35,3516	0,5414	300,7368	2,9016
		5 h	19621,2349	235,1367	41,9319	0,4954	348,5332	3,1945
		6 h	22640,3750	267,0038	48,2079	0,4293	393,1723	3,6541
	Aplicação da Tensão Cisalhante Média	1 h	668,0083	12,6319	2,1226	0,9567	12,3186	0,7486
		2 h	1151,0399	16,0628	3,6070	0,9465	19,4780	0,7113
		3 h	1582,4209	20,3810	4,9188	0,9335	25,4648	0,6559
		4 h	1983,3480	24,7307	6,1297	0,9205	30,7981	0,6004
		5 h	2363,0520	27,4387	7,2707	0,9125	35,6929	0,5704
		6 h	2726,6573	31,2766	8,3589	0,9011	40,2643	0,5234

Valores em %

- $\kappa - \omega$ Padrão

			Coeficientes 1		Coeficientes 2		Coeficientes 3	
			Valor Estimado	Erro Relativo	Valor Estimado	Erro Relativo	Valor Estimado	Erro Relativo
Tempo de Referência em Segundos	Distribuído acima de 450 Pa	1 h	7623,1925	154,5654	16,7381	0,6584	149,4855	2,0505
		2 h	13135,4645	193,7178	28,4442	0,5783	236,3632	2,5038
		3 h	18058,3087	242,9959	38,7886	0,4759	309,0126	3,1752
		4 h	22633,6180	292,6347	48,3373	0,3729	373,7324	3,8486
		5 h	26966,7334	323,5379	57,3348	0,3100	433,1300	4,2126
		6 h	31116,1330	367,3350	65,9162	0,2197	488,6040	4,7838
	Distribuído todos os dados	1 h	9520,7948	193,2895	25,5030	0,4796	201,1481	3,1048
		2 h	16405,2084	242,1879	43,3391	0,3575	318,0511	3,7147
		3 h	22553,4710	303,7326	59,1003	0,2015	415,8083	4,6182
		4 h	28267,6885	365,7276	73,6491	0,0445	502,8954	5,5243
		5 h	33679,4242	404,3234	87,3582	0,0513	582,8210	6,0141
		6 h	38861,7126	459,0228	100,4332	0,1889	657,4671	6,7827
	Aplicação da Tensão Cisalhante Média	1 h	533,5883	9,8889	2,8604	0,9416	10,8290	0,7790
		2 h	919,4220	12,6293	4,8610	0,9279	17,1225	0,7462
		3 h	1263,9984	16,0786	6,6288	0,9104	22,3854	0,6975
		4 h	1584,2489	19,5531	8,2606	0,8928	27,0738	0,6488
		5 h	1887,5470	21,7162	9,7982	0,8821	31,3766	0,6224
		6 h	2177,9859	24,7818	11,2647	0,8667	35,3953	0,5810
Tempo de Referência em Minutos	Distribuído acima de 450 Pa	1 h	306,3996	5,2527	0,7302	0,9851	9,9825	0,7963
		2 h	527,9548	6,8263	1,2408	0,9816	15,7842	0,7660
		3 h	725,8190	8,8069	1,6921	0,9771	20,6357	0,7212
		4 h	909,7148	10,8021	2,1086	0,9726	24,9576	0,6762
		5 h	1083,8760	12,0442	2,5011	0,9699	28,9241	0,6519
		6 h	1250,6532	13,8045	2,8755	0,9660	32,6286	0,6138
	Distribuído todos os dados	1 h	389,1784	6,9419	1,1125	0,9773	12,2362	0,7503
		2 h	670,5904	8,9407	1,8906	0,9720	19,3476	0,7132
		3 h	921,9109	11,4565	2,5781	0,9652	25,2944	0,6582
		4 h	1155,4891	13,9906	3,2128	0,9583	30,5921	0,6031
		5 h	1376,7029	15,5683	3,8108	0,9541	35,4541	0,5733
		6 h	1588,5376	17,8042	4,3812	0,9481	39,9949	0,5266
	Aplicação da Tensão Cisalhante Média	1 h	21,4466	0,5623	0,1248	0,9975	0,7232	0,9852
		2 h	36,9544	0,4522	0,2120	0,9969	1,1434	0,9830
		3 h	50,8040	0,3136	0,2892	0,9961	1,4949	0,9798
		4 h	63,6758	0,1739	0,3603	0,9953	1,8080	0,9765
		5 h	75,8663	0,0870	0,4274	0,9949	2,0953	0,9748
		6 h	87,5400	0,0362	0,4914	0,9942	2,3637	0,9720

Valores em %

- $\kappa - \omega$ SST

			Coeficientes 1		Coeficientes 2		Coeficientes 3	
			Valor Estimado	Erro Relativo	Valor Estimado	Erro Relativo	Valor Estimado	Erro Relativo
Tempo de Referência em Segundos	Distribuído acima de 450 Pa	1 h	4271,6677	86,1713	11,4659	0,7660	92,6675	0,8911
		2 h	7360,4778	108,1104	19,4849	0,7112	146,5239	1,1720
		3 h	10119,0011	135,7235	26,5710	0,6410	191,5600	1,5883
		4 h	12682,7827	163,5386	33,1120	0,5704	231,6804	2,0057
		5 h	15110,8506	180,8553	39,2755	0,5273	268,5016	2,2313
		6 h	17435,9731	205,3971	45,1539	0,4655	302,8905	2,5854
	Distribuído todos os dados	1 h	6501,9593	131,6845	21,5194	0,5609	149,4070	2,0489
		2 h	11203,4762	165,0783	36,5694	0,4579	236,2391	2,5020
		3 h	15402,2594	207,1086	49,8687	0,3262	308,8503	3,1730
		4 h	19304,6238	249,4463	62,1450	0,1938	373,5361	3,8460
		5 h	23000,4166	275,8043	73,7127	0,1129	432,9025	4,2099
		6 h	26539,5149	313,1596	84,7453	0,0032	488,3474	4,7808
	Aplicação da Tensão Cisalhante Média	1 h	703,9357	13,3651	3,5941	0,9267	13,6081	0,7223
		2 h	1212,9462	16,9805	6,1078	0,9095	21,5168	0,6810
		3 h	1667,5281	21,5309	8,3290	0,8875	28,1303	0,6199
		4 h	2090,0182	26,1146	10,3793	0,8653	34,0219	0,5586
		5 h	2490,1439	28,9683	12,3114	0,8518	39,4290	0,5255
		6 h	2873,3049	33,0125	14,1540	0,8325	44,4790	0,4735
Tempo de Referência em Minutos	Distribuído acima de 450 Pa	1 h	171,6915	2,5037	0,5002	0,9898	6,1883	0,8737
		2 h	295,8403	3,3855	0,8500	0,9874	9,7848	0,8550
		3 h	406,7138	4,4953	1,1591	0,9843	12,7922	0,8272
		4 h	509,7601	5,6133	1,4444	0,9813	15,4715	0,7993
		5 h	607,3516	6,3093	1,7133	0,9794	17,9304	0,7842
		6 h	700,8054	7,2957	1,9697	0,9767	20,2268	0,7606
	Distribuído todos os dados	1 h	268,9832	4,4891	0,9387	0,9808	8,6634	0,8232
		2 h	463,4829	5,8706	1,5953	0,9764	13,6984	0,7969
		3 h	637,1847	7,6094	2,1754	0,9706	17,9088	0,7580
		4 h	798,6238	9,3609	2,7109	0,9648	21,6596	0,7190
		5 h	951,5172	10,4513	3,2156	0,9613	25,1020	0,6979
		6 h	1097,9281	11,9966	3,6968	0,9562	28,3170	0,6648
	Aplicação da Tensão Cisalhante Média	1 h	28,2933	0,4226	0,1568	0,9968	0,9087	0,9815
		2 h	48,7520	0,2773	0,2664	0,9961	1,4369	0,9787
		3 h	67,0231	0,0944	0,3633	0,9951	1,8785	0,9746
		4 h	84,0043	0,0898	0,4528	0,9941	2,2720	0,9705
		5 h	100,0865	0,2045	0,5371	0,9935	2,6330	0,9683
		6 h	115,4870	0,3671	0,6174	0,9927	2,9703	0,9648

Valores em %

- Spalart-Allmaras

			Coeficientes 1		Coeficientes 2		Coeficientes 3	
			Valor Estimado	Erro Relativo	Valor Estimado	Erro Relativo	Valor Estimado	Erro Relativo
Tempo de Referência em Segundos	Distribuído acima de 450 Pa	1 h	888,2848	17,1271	2,6279	0,9464	24,1635	0,5069
		2 h	1530,5967	21,6893	4,4658	0,9338	38,2067	0,4336
		3 h	2104,2262	27,4314	6,0899	0,9177	49,9501	0,3251
		4 h	2637,3594	33,2155	7,5891	0,9015	60,4116	0,2163
		5 h	3142,2713	36,8164	9,0017	0,8917	70,0129	0,1574
		6 h	3625,7759	41,9199	10,3490	0,8775	78,9800	0,0651
	Distribuído todos os dados	1 h	1548,5315	30,6007	6,0547	0,8764	44,8473	0,0848
		2 h	2668,2627	38,5538	10,2891	0,8475	70,9116	0,0512
		3 h	3668,2609	48,5639	14,0310	0,8104	92,7073	0,2526
		4 h	4597,6629	58,6473	17,4850	0,7732	112,1239	0,4546
		5 h	5477,8671	64,9248	20,7397	0,7504	129,9439	0,5638
		6 h	6320,7523	73,8215	23,8438	0,7178	146,5867	0,7352
	Aplicação da Tensão Cisalhante Média	1 h	93,9322	0,9169	0,6835	0,9861	2,5858	0,9472
		2 h	161,8539	1,3993	1,1615	0,9828	4,0886	0,9394
		3 h	222,5127	2,0065	1,5840	0,9786	5,3452	0,9278
		4 h	278,8892	2,6181	1,9739	0,9744	6,4647	0,9161
		5 h	332,2814	2,9989	2,3413	0,9718	7,4922	0,9098
		6 h	383,4099	3,5386	2,6917	0,9681	8,4518	0,9000
Tempo de Referência em Minutos	Distribuído acima de 450 Pa	1 h	35,7029	0,2714	0,1146	0,9977	1,6136	0,9671
		2 h	61,5194	0,0880	0,1948	0,9971	2,5514	0,9622
		3 h	84,5753	0,1427	0,2657	0,9964	3,3356	0,9549
		4 h	106,0036	0,3752	0,3311	0,9957	4,0342	0,9477
		5 h	126,2976	0,5200	0,3927	0,9953	4,6754	0,9437
		6 h	145,7311	0,7251	0,4515	0,9947	5,2742	0,9376
	Distribuído todos os dados	1 h	64,5048	0,3163	0,2641	0,9946	2,5159	0,9487
		2 h	111,1477	0,6476	0,4488	0,9933	3,9781	0,9410
		3 h	152,8030	1,0646	0,6121	0,9917	5,2008	0,9297
		4 h	191,5177	1,4846	0,7627	0,9901	6,2901	0,9184
		5 h	228,1830	1,7461	0,9047	0,9891	7,2898	0,9123
		6 h	263,2937	2,1167	1,0401	0,9877	8,2234	0,9027
	Aplicação da Tensão Cisalhante Média	1 h	3,7754	0,9230	0,0298	0,9994	0,1727	0,9965
		2 h	6,5054	0,9036	0,0507	0,9992	0,2730	0,9960
		3 h	8,9435	0,8792	0,0691	0,9991	0,3570	0,9952
		4 h	11,2094	0,8546	0,0861	0,9989	0,4317	0,9944
		5 h	13,3554	0,8393	0,1021	0,9988	0,5003	0,9940
		6 h	15,4104	0,8176	0,1174	0,9986	0,5644	0,9933

Valores em %

APÊNDICE VII: testes de hemólise pela equação 87

- $\kappa - \varepsilon$ padrão

			Coeficientes 1		Coeficientes 2		Coeficientes 3	
			Valor Estimado	Erro Relativo	Valor Estimado	Erro Relativo	Valor Estimado	Erro Relativo
Tempo de Referência em Segundos	Distribuído acima de 450 Pa	1 h	398657,1566	8134,3377	679,1626	12,8596	4403,0005	88,8514
		2 h	686923,0847	10181,8251	1154,1485	16,1089	6961,9286	102,2024
		3 h	944364,7106	12758,8411	1573,8796	20,2656	9101,7706	121,9791
		4 h	1183631,8912	15354,7138	1961,3254	24,4450	11008,0499	141,8117
		5 h	1410233,4714	16970,8070	2326,4076	26,9977	12757,5685	152,5341
		6 h	1627227,5796	19261,1911	2674,6038	30,6604	14391,5215	169,3586
	Distribuído todos os dados	1 h	400022,1469	8162,1928	684,7839	12,9743	4432,8835	89,4612
		2 h	689275,0890	10216,6908	1163,7012	16,2505	7009,1789	102,9028
		3 h	947598,1875	12802,5304	1586,9063	20,4416	9163,5439	122,8138
		4 h	1187684,6118	15407,2913	1977,5589	24,6556	11082,7611	142,7809
		5 h	1415062,0691	17028,9180	2345,6628	27,2295	12844,1536	153,5762
		6 h	1632799,1587	19327,1443	2696,7410	30,9225	14489,1962	170,5148
	Aplicação da Tensão Cisalhante Média	1 h	47540,8792	969,1597	116,4255	1,3759	441,5239	8,0101
		2 h	81917,3238	1213,3278	197,8499	1,9329	698,1281	9,3489
		3 h	112617,8920	1520,6435	269,8023	2,6455	912,7071	11,3321
		4 h	141151,1115	1830,2079	336,2202	3,3619	1103,8649	13,3209
		5 h	168173,9258	2022,9311	398,8044	3,7995	1279,3031	14,3961
		6 h	194051,0248	2296,0652	458,4940	4,4274	1443,1525	16,0832
Tempo de Referência em Minutos	Distribuído acima de 450 Pa	1 h	16023,2583	325,9843	29,6270	0,3954	290,6964	4,9322
		2 h	27609,5533	408,2791	50,3473	0,2537	459,6428	5,8137
		3 h	37956,9247	511,8573	68,6572	0,0723	600,9201	7,1194
		4 h	47573,8092	616,1934	85,5587	0,1100	726,7771	8,4288
		5 h	56681,6242	681,1492	101,4846	0,2213	842,2844	9,1367
		6 h	65403,2854	773,2068	116,6739	0,3811	950,1618	10,2475
	Distribuído todos os dados	1 h	16082,8031	327,1994	29,8722	0,3904	291,9999	4,9588
		2 h	27712,1545	409,8000	50,7640	0,2475	461,7039	5,8442
		3 h	38097,9783	513,7631	69,2254	0,0647	603,6148	7,1558
		4 h	47750,6005	618,4870	86,2668	0,1192	730,0362	8,4710
		5 h	56892,2616	683,6841	102,3246	0,2315	846,0615	9,1821
		6 h	65646,3337	776,0838	117,6396	0,3926	954,4227	10,2979
	Aplicação da Tensão Cisalhante Média	1 h	1910,8143	37,9937	5,0788	0,8964	29,4847	0,3983
		2 h	3292,5094	47,8076	8,6308	0,8721	46,6205	0,3089
		3 h	4526,4597	60,1595	11,7696	0,8410	60,9500	0,1765
		4 h	5673,2977	72,6019	14,6669	0,8097	73,7154	0,0437
		5 h	6759,4278	80,3480	17,3970	0,7906	85,4310	0,0281
		6 h	7799,5080	91,3261	20,0008	0,7632	96,3728	0,1408

Valores em %

- $\kappa - \varepsilon$ RNG

			Coeficientes 1		Coeficientes 2		Coeficientes 3	
			Valor Estimado	Erro Relativo	Valor Estimado	Erro Relativo	Valor Estimado	Erro Relativo
Tempo de Referência em Segundos	Distribuído acima de 450 Pa	1 h	66889,0461	1363,9949	137,3030	1,8019	1007,4119	19,5581
		2 h	115256,0015	1707,5344	233,3286	2,4588	1592,8978	22,6128
		3 h	158451,0740	2139,9213	318,1836	3,2992	2082,4962	27,1378
		4 h	198596,7310	2575,4721	396,5117	4,1441	2518,6553	31,6755
		5 h	236617,2789	2846,6298	470,3186	4,6602	2918,9473	34,1288
		6 h	273025,8286	3230,9239	540,7117	5,4006	3292,7977	37,9783
	Distribuído todos os dados	1 h	69853,1410	1424,4827	149,0532	2,0417	1068,1637	20,7979
		2 h	120363,4107	1783,2457	253,2966	2,7548	1688,9572	24,0368
		3 h	165472,6127	2234,7932	345,4134	3,6671	2208,0809	28,8346
		4 h	207397,2686	2689,6449	430,4447	4,5843	2670,5424	33,6460
		5 h	247102,6441	2972,8185	510,5679	5,1446	3094,9739	36,2472
		6 h	285124,5880	3374,1421	586,9852	5,9484	3491,3694	40,3288
	Aplicação da Tensão Cisalhante Média	1 h	5914,4298	119,6949	20,8820	0,5739	79,1244	0,6147
		2 h	10191,1086	150,0712	35,4862	0,4740	125,1098	0,8546
		3 h	14010,4818	188,3035	48,3916	0,3462	163,5640	1,2100
		4 h	17560,2210	226,8155	60,3042	0,2176	197,8209	1,5664
		5 h	20922,0550	250,7917	71,5293	0,1392	229,2607	1,7591
		6 h	24141,3536	284,7716	82,2352	0,0265	258,6238	2,0614
Tempo de Referência em Minutos	Distribuído acima de 450 Pa	1 h	2688,4767	53,8633	5,9896	0,8778	67,2743	0,3729
		2 h	4632,4935	67,6713	10,1785	0,8491	106,3726	0,5768
		3 h	6368,6364	85,0502	13,8801	0,8125	139,0677	0,8790
		4 h	7982,2139	102,5563	17,2970	0,7756	168,1941	1,1820
		5 h	9510,3768	113,4550	20,5166	0,7531	194,9253	1,3459
		6 h	10973,7485	128,9010	23,5874	0,7208	219,8908	1,6029
	Distribuído todos os dados	1 h	2817,7790	56,5020	6,5021	0,8673	69,9245	0,4269
		2 h	4855,2934	70,9740	11,0495	0,8362	110,5630	0,6390
		3 h	6674,9361	89,1888	15,0679	0,7964	144,5461	0,9530
		4 h	8366,1187	107,5369	18,7772	0,7564	174,8199	1,2680
		5 h	9967,7786	118,9597	22,2724	0,7320	202,6041	1,4383
		6 h	11501,5312	135,1486	25,6060	0,6969	228,5531	1,7055
	Aplicação da Tensão Cisalhante Média	1 h	237,7191	3,8511	0,9109	0,9814	5,2839	0,8922
		2 h	409,6120	5,0720	1,5480	0,9771	8,3547	0,8762
		3 h	563,1244	6,6087	2,1110	0,9715	10,9227	0,8524
		4 h	705,7993	8,1566	2,6306	0,9659	13,2103	0,8286
		5 h	840,9218	9,1203	3,1203	0,9624	15,3099	0,8157
		6 h	970,3153	10,4860	3,5873	0,9575	17,2707	0,7956

Valores em %

- $\kappa - \varepsilon$ Realizável

			Coeficientes 1		Coeficientes 2		Coeficientes 3	
			Valor Estimado	Erro Relativo	Valor Estimado	Erro Relativo	Valor Estimado	Erro Relativo
Tempo de Referência em Segundos	Distribuído acima de 450 Pa	1 h	184362,5053	3761,2584	350,3577	6,1497	2289,9252	45,7302
		2 h	317673,6168	4708,1369	595,3874	7,8259	3620,7799	52,6738
		3 h	436729,7590	5899,9006	811,9129	9,9702	4733,6751	62,9593
		4 h	547380,9693	7100,3848	1011,7835	12,1263	5725,0983	73,2739
		5 h	652174,8613	7847,7613	1200,1174	13,4431	6634,9929	78,8505
		6 h	752525,6935	8906,9696	1379,7404	15,3326	7484,7840	87,6006
	Distribuído todos os dados	1 h	186273,0567	3800,2467	358,1557	6,3088	2331,7398	46,5835
		2 h	320965,6733	4756,9378	608,6390	8,0224	3686,8962	53,6539
		3 h	441255,5961	5961,0518	829,9838	10,2144	4820,1131	64,1273
		4 h	553053,4865	7173,9766	1034,3029	12,4184	5829,6400	74,6302
		5 h	658933,3592	7929,0981	1226,8287	13,7646	6756,1495	80,3086
		6 h	760324,1285	8999,2830	1410,4496	15,6961	7621,4579	89,2185
	Aplicação da Tensão Cisalhante Média	1 h	20011,6485	407,3748	57,0458	0,1641	216,2605	3,4132
		2 h	34481,9179	510,1538	96,9419	0,4370	341,9464	4,0690
		3 h	47404,8800	639,5139	132,1969	0,7862	447,0482	5,0403
		4 h	59415,5279	769,8206	164,7402	1,1372	540,6782	6,0144
		5 h	70790,3925	850,9447	195,4050	1,3517	626,6087	6,5411
		6 h	81682,9846	965,9165	224,6515	1,6593	706,8629	7,3674
Tempo de Referência em Minutos	Distribuído acima de 450 Pa	1 h	7410,0966	150,2167	15,2836	0,6881	152,9197	2,1206
		2 h	12768,2805	188,2747	25,9725	0,6150	241,7932	2,5843
		3 h	17553,5134	236,1754	35,4180	0,5214	316,1116	3,2712
		4 h	22000,9261	284,4265	44,1369	0,4274	382,3182	3,9600
		5 h	26212,9152	314,4659	52,3526	0,3699	443,0803	4,3324
		6 h	30246,3241	357,0387	60,1882	0,2875	499,8288	4,9167
	Distribuído todos os dados	1 h	7493,4403	151,9175	15,6238	0,6812	154,7437	2,1578
		2 h	12911,8895	190,4035	26,5506	0,6064	244,6774	2,6271
		3 h	17750,9434	238,8429	36,2063	0,5108	319,8823	3,3221
		4 h	22248,3776	287,6368	45,1193	0,4147	386,8786	4,0191
		5 h	26507,7403	318,0140	53,5178	0,3559	448,3655	4,3960
		6 h	30586,5142	361,0657	61,5279	0,2717	505,7909	4,9873
	Aplicação da Tensão Cisalhante Média	1 h	804,3298	15,4138	2,4885	0,9492	14,4417	0,7053
		2 h	1385,9344	19,5448	4,2289	0,9373	22,8350	0,6615
		3 h	1905,3481	24,7442	5,7668	0,9221	29,8536	0,5966
		4 h	2388,0930	29,9817	7,1864	0,9068	36,1061	0,5316
		5 h	2845,2838	33,2423	8,5241	0,8974	41,8445	0,4964
		6 h	3283,0906	37,8634	9,7999	0,8840	47,2038	0,4412

Valores em %

- $\kappa - \omega$ Padrão

			Coeficientes 1		Coeficientes 2		Coeficientes 3	
			Valor Estimado	Erro Relativo	Valor Estimado	Erro Relativo	Valor Estimado	Erro Relativo
Tempo de Referência em Segundos	Distribuído acima de 450 Pa	1 h	10271,3409	208,6057	21,2431	0,5665	192,3658	2,9256
		2 h	17698,4686	261,3589	36,0999	0,4649	304,1646	3,5089
		3 h	24331,4129	327,7554	49,2285	0,3348	397,6537	4,3729
		4 h	30496,0953	394,6376	61,3472	0,2041	480,9385	5,2394
		5 h	36334,4505	436,2760	72,7663	0,1243	557,3745	5,7079
		6 h	41925,2706	495,2874	83,6574	0,0097	628,7614	6,4429
	Distribuído todos os dados	1 h	12158,8954	247,1248	29,7687	0,3925	242,9050	3,9569
		2 h	20950,8993	309,5724	50,5881	0,2501	384,0762	4,6935
		3 h	28802,7734	388,1704	68,9855	0,0679	502,1271	5,7845
		4 h	36100,3337	467,3436	85,9678	0,1153	607,2929	6,8786
		5 h	43011,5979	516,6338	101,9699	0,2272	703,8104	7,4702
		6 h	49629,8377	586,4897	117,2319	0,3877	793,9525	8,3984
	Aplicação da Tensão Cisalhante Média	1 h	439,5175	7,9692	2,4490	0,9500	9,2699	0,8108
		2 h	757,3293	10,2265	4,1618	0,9383	14,6573	0,7827
		3 h	1041,1574	13,0677	5,6753	0,9233	19,1624	0,7411
		4 h	1304,9482	15,9296	7,0724	0,9082	23,1758	0,6993
		5 h	1554,7754	17,7113	8,3889	0,8990	26,8591	0,6768
		6 h	1794,0103	20,2365	9,6445	0,8858	30,2992	0,6413
Tempo de Referência em Minutos	Distribuído acima de 450 Pa	1 h	412,8368	7,4247	0,9267	0,9811	12,8461	0,7379
		2 h	711,3559	9,5450	1,5748	0,9767	20,3119	0,6989
		3 h	977,9544	12,2137	2,1475	0,9710	26,5550	0,6412
		4 h	1225,7319	14,9019	2,6761	0,9653	32,1167	0,5833
		5 h	1460,3934	16,5755	3,1743	0,9618	37,2211	0,5521
		6 h	1685,1057	18,9473	3,6494	0,9568	41,9883	0,5030
	Distribuído todos os dados	1 h	495,1774	9,1050	1,2986	0,9735	15,0507	0,6929
		2 h	853,2363	11,6482	2,2068	0,9673	23,7979	0,6472
		3 h	1173,0080	14,8492	3,0093	0,9593	31,1125	0,5796
		4 h	1470,2049	18,0735	3,7502	0,9513	37,6287	0,5118
		5 h	1751,6698	20,0809	4,4482	0,9465	43,6090	0,4752
		6 h	2021,2011	22,9258	5,1140	0,9395	49,1944	0,4177
	Aplicação da Tensão Cisalhante Média	1 h	17,6656	0,6395	0,1068	0,9978	0,6190	0,9874
		2 h	30,4394	0,5488	0,1815	0,9973	0,9788	0,9855
		3 h	41,8473	0,4346	0,2476	0,9967	1,2797	0,9827
		4 h	52,4499	0,3195	0,3085	0,9960	1,5477	0,9799
		5 h	62,4912	0,2479	0,3659	0,9956	1,7936	0,9784
		6 h	72,1068	0,1464	0,4207	0,9950	2,0234	0,9760

Valores em %

- $\kappa - \omega$ SST

			Coeficientes 1		Coeficientes 2		Coeficientes 3	
			Valor Estimado	Erro Relativo	Valor Estimado	Erro Relativo	Valor Estimado	Erro Relativo
Tempo de Referência em Segundos	Distribuído acima de 450 Pa	1 h	5487,2390	110,9773	14,0927	0,7124	114,8916	1,3446
		2 h	9455,0194	139,1595	23,9488	0,6450	181,6641	1,6930
		3 h	12998,5247	174,6304	32,6583	0,5587	237,5010	2,2090
		4 h	16291,8713	210,3607	40,6978	0,4720	287,2433	2,7265
		5 h	19410,8847	232,6051	48,2734	0,4190	332,8951	3,0063
		6 h	22397,6580	264,1307	55,4985	0,3430	375,5314	3,4453
	Distribuído todos os dados	1 h	7733,2491	156,8113	24,0170	0,5099	170,9854	2,4893
		2 h	13325,1022	196,5289	40,8138	0,3950	270,3585	3,0077
		3 h	18319,0179	246,5185	55,6567	0,2480	353,4568	3,7758
		4 h	22960,3812	296,8739	69,3578	0,1002	427,4849	4,5459
		5 h	27356,0541	328,2233	82,2681	0,0099	495,4254	4,9623
		6 h	31565,3590	372,6527	94,5813	0,1196	558,8781	5,6157
	Aplicação da Tensão Cisalhante Média	1 h	603,8724	11,3231	3,1823	0,9351	12,0471	0,7542
		2 h	1040,5278	14,4246	5,4080	0,9198	19,0485	0,7176
		3 h	1430,4917	18,3282	7,3747	0,9004	24,9034	0,6635
		4 h	1792,9255	22,2603	9,1901	0,8808	30,1191	0,6093
		5 h	2136,1739	24,7083	10,9008	0,8688	34,9060	0,5799
		6 h	2464,8693	28,1777	12,5323	0,8516	39,3767	0,5339
Tempo de Referência em Minutos	Distribuído acima de 450 Pa	1 h	220,5490	3,5007	0,6148	0,9875	7,6724	0,8434
		2 h	380,0263	4,6334	1,0447	0,9845	12,1314	0,8202
		3 h	522,4507	6,0591	1,4246	0,9808	15,8602	0,7857
		4 h	654,8205	7,4952	1,7754	0,9770	19,1819	0,7511
		5 h	780,1832	8,3893	2,1058	0,9747	22,2305	0,7325
		6 h	900,2308	9,6564	2,4210	0,9713	25,0777	0,7031
	Distribuído todos os dados	1 h	318,5264	5,5001	1,0477	0,9786	10,1194	0,7935
		2 h	548,8505	7,1361	1,7804	0,9736	16,0005	0,7628
		3 h	754,5459	9,1951	2,4279	0,9672	20,9185	0,7174
		4 h	945,7200	11,2692	3,0256	0,9607	25,2997	0,6718
		5 h	1126,7743	12,5604	3,5888	0,9568	29,3206	0,6471
		6 h	1300,1523	14,3905	4,1259	0,9512	33,0758	0,6085
	Aplicação da Tensão Cisalhante Média	1 h	24,2715	0,5047	0,1388	0,9972	0,8045	0,9836
		2 h	41,8220	0,3800	0,2359	0,9965	1,2720	0,9811
		3 h	57,4959	0,2231	0,3217	0,9957	1,6630	0,9775
		4 h	72,0632	0,0651	0,4009	0,9948	2,0113	0,9739
		5 h	85,8594	0,0333	0,4755	0,9943	2,3310	0,9719
		6 h	99,0707	0,1727	0,5467	0,9935	2,6295	0,9689

Valores em %

- Spalart-Allmaras

			Coeficientes 1		Coeficientes 2		Coeficientes 3	
			Valor Estimado	Erro Relativo	Valor Estimado	Erro Relativo	Valor Estimado	Erro Relativo
Tempo de Referência em Segundos	Distribuído acima de 450 Pa	1 h	1120,7681	21,8713	3,1911	0,9349	29,4959	0,3981
		2 h	1931,1869	27,6276	5,4228	0,9196	46,6383	0,3086
		3 h	2654,9475	34,8725	7,3949	0,9001	60,9732	0,1762
		4 h	3327,6132	42,1704	9,2154	0,8804	73,7434	0,0433
		5 h	3964,6715	46,7138	10,9307	0,8685	85,4635	0,0285
		6 h	4574,7196	53,1529	12,5667	0,8512	96,4094	0,1412
	Distribuído todos os dados	1 h	1719,6264	34,0922	6,1775	0,8739	47,7062	0,0265
		2 h	2963,0751	42,9241	10,4979	0,8444	75,4321	0,1182
		3 h	4073,5617	54,0402	14,3156	0,8066	98,6171	0,3325
		4 h	5105,6519	65,2376	17,8397	0,7686	119,2716	0,5474
		5 h	6083,1085	72,2087	21,1604	0,7453	138,2275	0,6635
		6 h	7019,1228	82,0884	24,3276	0,7120	155,9313	0,8458
	Aplicação da Tensão Cisalhante Média	1 h	49,2055	0,0041	0,4027	0,9918	1,5228	0,9689
		2 h	84,7857	0,2568	0,6843	0,9899	2,4078	0,9643
		3 h	116,5612	0,5749	0,9331	0,9874	3,1479	0,9575
		4 h	146,0935	0,8953	1,1629	0,9849	3,8072	0,9506
		5 h	174,0625	1,0948	1,3793	0,9834	4,4123	0,9469
		6 h	200,8457	1,3775	1,5858	0,9812	4,9774	0,9411
Tempo de Referência em Minutos	Distribuído acima de 450 Pa	1 h	45,0471	0,0807	0,1392	0,9972	1,9697	0,9598
		2 h	77,6203	0,1506	0,2366	0,9965	3,1145	0,9538
		3 h	106,7105	0,4418	0,3226	0,9956	4,0717	0,9450
		4 h	133,7470	0,7352	0,4020	0,9948	4,9245	0,9361
		5 h	159,3524	0,9178	0,4768	0,9943	5,7072	0,9313
		6 h	183,8721	1,1766	0,5482	0,9935	6,4382	0,9238
	Distribuído todos os dados	1 h	71,1710	0,4524	0,2695	0,9945	2,7641	0,9436
		2 h	122,6343	0,8179	0,4579	0,9932	4,3705	0,9352
		3 h	168,5945	1,2780	0,6245	0,9916	5,7139	0,9228
		4 h	211,3102	1,7414	0,7782	0,9899	6,9106	0,9103
		5 h	251,7647	2,0299	0,9231	0,9889	8,0089	0,9036
		6 h	290,5040	2,4388	1,0612	0,9874	9,0347	0,8931
	Aplicação da Tensão Cisalhante Média	1 h	1,9777	0,9596	0,0176	0,9996	0,1017	0,9979
		2 h	3,4078	0,9495	0,0299	0,9996	0,1608	0,9976
		3 h	4,6850	0,9367	0,0407	0,9994	0,2102	0,9972
		4 h	5,8719	0,9238	0,0507	0,9993	0,2542	0,9967
		5 h	6,9961	0,9158	0,0602	0,9993	0,2946	0,9965
		6 h	8,0726	0,9044	0,0692	0,9992	0,3324	0,9961

Valores em %

APÊNDICE VIII: testes de hemólise pela equação 88

- $\kappa - \varepsilon$ padrão

			Coeficientes 1		Coeficientes 2		Coeficientes 3	
			Valor Estimado	Erro Relativo	Valor Estimado	Erro Relativo	Valor Estimado	Erro Relativo
Tempo de Referência em Segundos	Distribuído acima de 450 Pa	1 h	1738,6593	34,4806	10,7224	0,7812	51,7118	0,0553
		2 h	4482,4120	65,4465	24,1500	0,6420	111,5481	0,6536
		3 h	7800,1914	104,3928	38,8321	0,4753	174,8900	1,3630
		4 h	11556,0406	148,9210	54,3931	0,2943	240,6216	2,1217
		5 h	15675,3486	187,6489	70,6422	0,1498	308,1892	2,7090
		6 h	20109,5589	237,0455	87,4616	0,0353	377,2571	3,4658
	Distribuído todos os dados	1 h	2578,4638	51,6183	15,8016	0,6775	76,0187	0,5513
		2 h	6647,4997	97,5413	35,5899	0,4724	163,9808	1,4308
		3 h	11567,8277	155,2994	57,2270	0,2268	257,0963	2,4738
		4 h	17137,8212	221,3356	80,1593	0,0399	353,7246	3,5890
		5 h	23246,8310	278,7698	104,1056	0,2529	453,0522	4,4524
		6 h	29822,8466	352,0258	128,8924	0,5258	554,5850	5,5649
	Aplicação da Tensão Cisalhante Média	1 h	76,0511	0,5520	0,4670	0,9905	2,2430	0,9542
		2 h	196,0662	1,9065	1,0519	0,9844	4,8384	0,9283
		3 h	341,1899	3,6100	1,6914	0,9771	7,5858	0,8975
		4 h	505,4754	5,5577	2,3692	0,9693	10,4369	0,8646
		5 h	685,6589	7,2517	3,0769	0,9630	13,3677	0,8391
		6 h	879,6167	9,4124	3,8095	0,9549	16,3635	0,8063
Tempo de Referência em Minutos	Distribuído acima de 450 Pa	1 h	69,8821	0,4261	0,4677	0,9905	3,4529	0,9295
		2 h	180,1619	1,6707	1,0535	0,9844	7,4482	0,8896
		3 h	313,5137	3,2361	1,6940	0,9771	11,6777	0,8422
		4 h	464,4728	5,0258	2,3728	0,9692	16,0667	0,7916
		5 h	630,0405	6,5824	3,0816	0,9629	20,5783	0,7523
		6 h	808,2651	8,5678	3,8153	0,9548	25,1900	0,7018
	Distribuído todos os dados	1 h	103,6364	1,1149	0,6893	0,9859	5,0761	0,8964
		2 h	267,1835	2,9607	1,5525	0,9770	10,9497	0,8377
		3 h	464,9466	5,2822	2,4964	0,9663	17,1674	0,7680
		4 h	688,8218	7,9364	3,4968	0,9546	23,6196	0,6936
		5 h	934,3617	10,2448	4,5414	0,9453	30,2521	0,6359
		6 h	1198,6720	13,1892	5,6227	0,9334	37,0319	0,5616
	Aplicação da Tensão Cisalhante Média	1 h	3,0567	0,9376	0,0204	0,9996	0,1498	0,9969
		2 h	7,8805	0,8832	0,0459	0,9993	0,3231	0,9952
		3 h	13,7135	0,8147	0,0738	0,9990	0,5066	0,9932
		4 h	20,3166	0,7364	0,1034	0,9987	0,6970	0,9910
		5 h	27,5587	0,6683	0,1342	0,9984	0,8927	0,9893
		6 h	35,3545	0,5815	0,1662	0,9980	1,0927	0,9871

Valores em %

- $\kappa - \varepsilon$ RNG

			Coeficientes 1		Coeficientes 2		Coeficientes 3	
			Valor Estimado	Erro Relativo	Valor Estimado	Erro Relativo	Valor Estimado	Erro Relativo
Tempo de Referência em Segundos	Distribuído acima de 450 Pa	1 h	1239,6671	24,2977	7,8681	0,8394	38,3119	0,2182
		2 h	3195,9676	46,3765	17,7214	0,7373	82,6429	0,2251
		3 h	5561,5500	74,1452	28,4952	0,6150	129,5712	0,7507
		4 h	8239,4770	105,8939	39,9140	0,4822	178,2700	1,3128
		5 h	11176,5508	133,5070	51,8377	0,3761	228,3290	1,7479
		6 h	14338,1504	168,7268	64,1799	0,2403	279,4995	2,3086
	Distribuído todos os dados	1 h	2079,4716	41,4355	12,9474	0,7358	62,6188	0,2779
		2 h	5361,0552	78,4713	29,1614	0,5677	135,0756	1,0023
		3 h	9329,1863	125,0519	46,8901	0,3664	211,7775	1,8614
		4 h	13821,2577	178,3085	65,6802	0,1479	291,3730	2,7801
		5 h	18748,0332	224,6279	85,3012	0,0266	373,1919	3,4913
		6 h	24051,4382	283,7072	105,6107	0,2502	456,8274	4,4077
	Aplicação da Tensão Cisalhante Média	1 h	7344,7358	148,8829	23,5005	0,5204	91,6337	0,8700
		2 h	18935,3555	279,6943	52,9301	0,2154	197,6640	1,9301
		3 h	32950,8748	444,2177	85,1092	0,1500	309,9062	3,1873
		4 h	48816,9616	632,3213	119,2146	0,5466	426,3830	4,5316
		5 h	66218,4325	795,9223	154,8282	0,8633	546,1133	5,5723
		6 h	84950,1662	1004,5916	191,6915	1,2691	668,5020	6,9133
Tempo de Referência em Minutos	Distribuído acima de 450 Pa	1 h	49,8260	0,0168	0,3432	0,9930	2,5584	0,9478
		2 h	128,4558	0,9042	0,7731	0,9885	5,5188	0,9182
		3 h	223,5358	2,0203	1,2430	0,9832	8,6527	0,8831
		4 h	331,1699	3,2964	1,7412	0,9774	11,9047	0,8456
		5 h	449,2200	4,4063	2,2613	0,9728	15,2477	0,8165
		6 h	576,2944	5,8218	2,7997	0,9669	18,6648	0,7791
	Distribuído todos os dados	1 h	83,5804	0,7056	0,5648	0,9885	4,1816	0,9147
		2 h	215,4773	2,1942	1,2721	0,9811	9,0203	0,8663
		3 h	374,9687	4,0664	2,0455	0,9724	14,1424	0,8089
		4 h	555,5189	6,2070	2,8652	0,9628	19,4577	0,7476
		5 h	753,5412	8,0687	3,7211	0,9552	24,9215	0,7001
		6 h	966,7013	10,4433	4,6070	0,9455	30,5066	0,6389
	Aplicação da Tensão Cisalhante Média	1 h	295,2075	5,0243	1,0252	0,9791	6,1192	0,8751
		2 h	761,0702	10,2820	2,3090	0,9658	13,1999	0,8043
		3 h	1324,3971	16,8947	3,7127	0,9498	20,6953	0,7204
		4 h	1962,1040	24,4551	5,2005	0,9325	28,4736	0,6306
		5 h	2661,5226	31,0308	6,7540	0,9187	36,4691	0,5611
		6 h	3414,4087	39,4178	8,3621	0,9010	44,6421	0,4716

Valores em %

- $\kappa - \varepsilon$ Realizável

			Coeficientes 1		Coeficientes 2		Coeficientes 3	
			Valor Estimado	Erro Relativo	Valor Estimado	Erro Relativo	Valor Estimado	Erro Relativo
Tempo de Referência em Segundos	Distribuído acima de 450 Pa	1 h	3315,3533	66,6559	18,8707	0,6149	88,6932	0,8099
		2 h	8547,2637	125,7031	42,5024	0,3700	191,3210	1,8361
		3 h	14873,7539	199,9676	68,3419	0,0766	299,9614	3,0529
		4 h	22035,5750	284,8760	95,7283	0,2419	412,7004	4,3541
		5 h	29890,4558	358,7242	124,3256	0,4962	528,5886	5,3614
		6 h	38345,8063	452,9158	153,9266	0,8221	647,0499	6,6594
	Distribuído todos os dados	1 h	3800,9380	76,5652	22,0261	0,5505	104,1353	1,1251
		2 h	9799,1424	144,2607	49,6094	0,2646	224,6314	2,3299
		3 h	17052,2447	229,4024	79,7695	0,0778	352,1870	3,7586
		4 h	25263,0250	326,7470	111,7353	0,4496	484,5548	5,2863
		5 h	34268,3744	411,4113	145,1144	0,7464	620,6200	6,4690
		6 h	43962,1414	519,3987	179,6650	1,1268	759,7062	7,9930
	Aplicação da Tensão Cisalhante Média	1 h	13936,9063	283,4084	40,6990	0,1695	154,1265	2,1452
		2 h	35930,5333	531,6278	91,6664	0,3588	332,4678	3,9284
		3 h	62525,4968	843,8170	147,3952	0,9915	521,2577	6,0430
		4 h	92631,9799	1200,7505	206,4603	1,6785	717,1698	8,3041
		5 h	125651,9109	1511,1893	268,1371	2,2270	918,5544	10,0546
		6 h	161196,0643	1907,1470	331,9784	2,9298	1124,4103	12,3101
Tempo de Referência em Minutos	Distribuído acima de 450 Pa	1 h	133,2543	1,7193	0,8232	0,9832	5,9229	0,8791
		2 h	343,5408	4,0926	1,8541	0,9725	12,7763	0,8106
		3 h	597,8220	7,0775	2,9813	0,9597	20,0312	0,7293
		4 h	885,6776	10,4902	4,1759	0,9458	27,5599	0,6425
		5 h	1201,3894	13,4584	5,4234	0,9347	35,2988	0,5752
		6 h	1541,2360	17,2443	6,7147	0,9205	43,2096	0,4885
	Distribuído todos os dados	1 h	152,7714	2,1176	0,9608	0,9804	6,9541	0,8581
		2 h	393,8577	4,8385	2,1641	0,9679	15,0007	0,7776
		3 h	685,3822	8,2606	3,4798	0,9530	23,5188	0,6822
		4 h	1015,3987	12,1732	4,8742	0,9368	32,3582	0,5802
		5 h	1377,3515	15,5761	6,3303	0,9238	41,4446	0,5012
		6 h	1766,9738	19,9164	7,8375	0,9072	50,7327	0,3995
	Aplicação da Tensão Cisalhante Média	1 h	560,1672	10,4312	1,7754	0,9638	10,2925	0,7900
		2 h	1444,1587	20,4080	3,9988	0,9407	22,2020	0,6709
		3 h	2513,0922	32,9558	6,4298	0,9131	34,8092	0,5297
		4 h	3723,1644	47,3021	9,0064	0,8832	47,8921	0,3787
		5 h	5050,3371	59,7795	11,6969	0,8592	61,3404	0,2618
		6 h	6478,9660	75,6943	14,4819	0,8286	75,0874	0,1112

Valores em %

- $\kappa - \omega$ Padrão

			Coeficientes 1		Coeficientes 2		Coeficientes 3	
			Valor Estimado	Erro Relativo	Valor Estimado	Erro Relativo	Valor Estimado	Erro Relativo
Tempo de Referência em Segundos	Distribuído acima de 450 Pa	1 h	79,5889	0,6242	0,6506	0,9867	3,4499	0,9296
		2 h	205,1870	2,0417	1,4654	0,9783	7,4418	0,8897
		3 h	357,0618	3,8245	2,3563	0,9682	11,6675	0,8424
		4 h	528,9896	5,8628	3,3005	0,9572	16,0527	0,7917
		5 h	717,5551	7,6356	4,2864	0,9484	20,5604	0,7526
		6 h	920,5357	9,8968	5,3070	0,9372	25,1681	0,7021
	Distribuído todos os dados	1 h	499,0933	9,1849	3,9875	0,9186	20,9143	0,5732
		2 h	1286,7050	18,0739	8,9811	0,8669	45,1145	0,3312
		3 h	2239,0948	29,2537	14,4412	0,8049	70,7325	0,0443
		4 h	3317,2353	42,0358	20,2282	0,7376	97,3169	0,2625
		5 h	4499,7090	53,1529	26,2711	0,6838	124,6440	0,5001
		6 h	5772,5774	67,3325	32,5260	0,6150	152,5777	0,8061
	Aplicação da Tensão Cisalhante Média	1 h	1997,8937	39,7707	7,6971	0,8429	31,8483	0,3501
		2 h	5150,7404	75,3537	17,3362	0,7430	68,7003	0,0184
		3 h	8963,2012	120,1068	27,8757	0,6234	107,7113	0,4553
		4 h	13279,0480	171,2742	39,0463	0,4934	148,1941	0,9226
		5 h	18012,5455	215,7765	50,7107	0,3897	189,8077	1,2843
		6 h	23107,8973	272,5381	62,7846	0,2568	232,3452	1,7504
Tempo de Referência em Minutos	Distribuído acima de 450 Pa	1 h	3,1989	0,9347	0,0284	0,9994	0,2304	0,9953
		2 h	8,2471	0,8777	0,0639	0,9991	0,4970	0,9926
		3 h	14,3514	0,8061	0,1028	0,9986	0,7791	0,9895
		4 h	21,2617	0,7242	0,1440	0,9981	1,0720	0,9861
		5 h	28,8408	0,6529	0,1870	0,9977	1,3730	0,9835
		6 h	36,9992	0,5620	0,2315	0,9973	1,6807	0,9801
	Distribuído todos os dados	1 h	21,4989	0,5613	0,1739	0,9965	0,9922	0,9798
		2 h	55,4260	0,1784	0,3918	0,9942	2,1403	0,9683
		3 h	96,4511	0,3032	0,6300	0,9915	3,3557	0,9547
		4 h	142,8930	0,8538	0,8824	0,9886	4,6170	0,9401
		5 h	193,8292	1,3327	1,1460	0,9862	5,9134	0,9288
		6 h	248,6592	1,9435	1,4189	0,9832	7,2387	0,9143
	Aplicação da Tensão Cisalhante Média	1 h	80,3015	0,6387	0,3358	0,9931	2,1268	0,9566
		2 h	207,0241	2,0689	0,7563	0,9888	4,5878	0,9320
		3 h	360,2586	3,8677	1,2160	0,9836	7,1929	0,9028
		4 h	533,7258	5,9242	1,7033	0,9779	9,8963	0,8716
		5 h	723,9797	7,7129	2,2121	0,9734	12,6752	0,8475
		6 h	928,7775	9,9943	2,7388	0,9676	15,5159	0,8163

Valores em %

- $\kappa - \omega$ SST

			Coeficientes 1		Coeficientes 2		Coeficientes 3	
			Valor Estimado	Erro Relativo	Valor Estimado	Erro Relativo	Valor Estimado	Erro Relativo
Tempo de Referência em Segundos	Distribuído acima de 450 Pa	1 h	82,0264	0,6739	0,6523	0,9867	3,4278	0,9301
		2 h	211,4711	2,1348	1,4691	0,9782	7,3941	0,8904
		3 h	367,9973	3,9722	2,3623	0,9681	11,5927	0,8434
		4 h	545,1906	6,0730	3,3089	0,9571	15,9498	0,7931
		5 h	739,5312	7,9001	4,2974	0,9483	20,4286	0,7541
		6 h	948,7283	10,2305	5,3205	0,9370	25,0068	0,7040
	Distribuído todos os dados	1 h	640,7033	12,0747	4,7576	0,9029	24,3900	0,5023
		2 h	1651,7876	23,4858	10,7155	0,8412	52,6120	0,2201
		3 h	2874,4033	37,8377	17,2299	0,7672	82,4874	0,1145
		4 h	4258,4494	54,2465	24,1344	0,6869	113,4899	0,4723
		5 h	5776,4317	68,5179	31,3442	0,6228	145,3584	0,7494
		6 h	7410,4568	86,7208	38,8070	0,5406	177,9345	1,1063
	Aplicação da Tensão Cisalhante Média	1 h	2336,7900	46,6865	8,8037	0,8203	36,1679	0,2619
		2 h	6024,4440	88,3053	19,8287	0,7061	78,0183	0,1565
		3 h	10483,6004	140,6498	31,8836	0,5692	122,3204	0,6527
		4 h	15531,5305	200,4965	44,6601	0,4206	168,2940	1,1833
		5 h	21067,9561	252,5476	58,0017	0,3020	215,5517	1,5941
		6 h	27027,6161	318,9375	71,8114	0,1499	263,8587	2,1234
Tempo de Referência em Minutos	Distribuído acima de 450 Pa	1 h	3,2969	0,9327	0,0285	0,9994	0,2289	0,9953
		2 h	8,4997	0,8740	0,0641	0,9990	0,4938	0,9927
		3 h	14,7909	0,8002	0,1030	0,9986	0,7742	0,9895
		4 h	21,9129	0,7157	0,1443	0,9981	1,0651	0,9862
		5 h	29,7240	0,6423	0,1875	0,9977	1,3642	0,9836
		6 h	38,1323	0,5486	0,2321	0,9973	1,6699	0,9802
	Distribuído todos os dados	1 h	27,6680	0,4354	0,2075	0,9958	1,1433	0,9767
		2 h	71,3304	0,0574	0,4674	0,9931	2,4663	0,9634
		3 h	124,1276	0,6772	0,7516	0,9898	3,8668	0,9478
		4 h	183,8959	1,3858	1,0528	0,9863	5,3201	0,9310
		5 h	249,4481	2,0020	1,3673	0,9835	6,8140	0,9180
		6 h	320,0115	2,7881	1,6929	0,9800	8,3411	0,9013
	Aplicação da Tensão Cisalhante Média	1 h	93,9228	0,9167	0,3840	0,9922	2,4153	0,9507
		2 h	242,1409	2,5895	0,8650	0,9872	5,2100	0,9228
		3 h	421,3682	4,6933	1,3909	0,9812	8,1685	0,8896
		4 h	624,2600	7,0988	1,9482	0,9747	11,2386	0,8542
		5 h	846,7860	9,1909	2,5302	0,9695	14,3944	0,8268
		6 h	1086,3231	11,8593	3,1326	0,9629	17,6203	0,7914

Valores em %

- Spalart-Allmaras

			Coeficientes 1		Coeficientes 2		Coeficientes 3	
			Valor Estimado	Erro Relativo	Valor Estimado	Erro Relativo	Valor Estimado	Erro Relativo
Tempo de Referência em Segundos	Distribuído acima de 450 Pa	1 h	6,3985	0,8694	0,0762	0,9984	0,4545	0,9907
		2 h	16,4959	0,7555	0,1717	0,9975	0,9804	0,9855
		3 h	28,7059	0,6121	0,2761	0,9963	1,5371	0,9792
		4 h	42,5280	0,4483	0,3867	0,9950	2,1148	0,9726
		5 h	57,6876	0,3057	0,5022	0,9940	2,7086	0,9674
		6 h	74,0062	0,1240	0,6218	0,9926	3,3157	0,9608
	Distribuído todos os dados	1 h	193,3780	2,9462	1,7375	0,9645	9,4818	0,8065
		2 h	498,5450	6,3903	3,9133	0,9420	20,4533	0,6968
		3 h	867,5566	10,7220	6,2924	0,9150	32,0675	0,5667
		4 h	1285,2915	15,6746	8,8139	0,8857	44,1200	0,4276
		5 h	1743,4512	19,9820	11,4469	0,8622	56,5091	0,3199
		6 h	2236,6350	25,4760	14,1723	0,8322	69,1732	0,1812
	Aplicação da Tensão Cisalhante Média	1 h	748,0792	14,2659	3,3156	0,9323	14,3473	0,7072
		2 h	1928,6121	27,5894	7,4677	0,8893	30,9488	0,5412
		3 h	3356,1268	44,3465	12,0077	0,8378	48,5229	0,3444
		4 h	4972,1264	63,5053	16,8195	0,7818	66,7600	0,1339
		5 h	6744,5086	80,1685	21,8440	0,7371	85,5065	0,0290
		6 h	8652,3812	101,4219	27,0449	0,6799	104,6693	0,2390
Tempo de Referência em Minutos	Distribuído acima de 450 Pa	1 h	0,2572	0,9948	0,0033	0,9999	0,0304	0,9994
		2 h	0,6630	0,9902	0,0075	0,9999	0,0655	0,9990
		3 h	1,1538	0,9844	0,0120	0,9998	0,1026	0,9986
		4 h	1,7093	0,9778	0,0169	0,9998	0,1412	0,9982
		5 h	2,3186	0,9721	0,0219	0,9997	0,1809	0,9978
		6 h	2,9745	0,9648	0,0271	0,9997	0,2214	0,9974
	Distribuído todos os dados	1 h	8,4138	0,8283	0,0758	0,9985	0,4241	0,9913
		2 h	21,6914	0,6785	0,1707	0,9975	0,9149	0,9864
		3 h	37,7469	0,4900	0,2745	0,9963	1,4345	0,9806
		4 h	55,9222	0,2745	0,3845	0,9950	1,9736	0,9744
		5 h	75,8565	0,0871	0,4993	0,9940	2,5278	0,9696
		6 h	97,3146	0,1520	0,6182	0,9927	3,0943	0,9634
	Aplicação da Tensão Cisalhante Média	1 h	30,0676	0,3864	0,1446	0,9970	0,9581	0,9804
		2 h	77,5169	0,1491	0,3258	0,9952	2,0667	0,9694
		3 h	134,8931	0,8226	0,5238	0,9929	3,2403	0,9562
		4 h	199,8451	1,5927	0,7337	0,9905	4,4582	0,9422
		5 h	271,0826	2,2624	0,9529	0,9885	5,7101	0,9313
		6 h	347,7658	3,1167	1,1798	0,9860	6,9897	0,9173

Valores em %

APÊNDICE IX: resultados nos cenários 1 e 5 a 800 rpm

- Cenário 1: vetores de velocidades relativas ao sistema de referência

- Cenário 1: distribuição de velocidades e viscosidade turbulenta

- Cenário 5: vetores de velocidades relativas ao sistema de referência

- Cenário 5: distribuição de velocidades e viscosidade turbulenta