

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO  
INSTITUTO DE FÍSICA

VELOCIMETRIA DE IMAGENS DE  
PARTÍCULAS APLICADA AO ESTUDO DE  
UM VENTRÍCULO ARTIFICIAL  
PEDIÁTRICO

Eduardo Ferrara



**Prof. Celso Luiz Lima**  
Presidente da Comissão de Pós-Graduação

Tese apresentada ao Instituto de Física da  
Universidade de São Paulo para a obtenção  
do título de Doutor em Ciências.

Orientador: Prof. Dr. Mikiya Muramatsu.  
Co-orientadora: Profa. Dra. Idágene A. Cestari.

**Comissão Examinadora:**

Prof. Dr. Mikiya Muramatsu.  
Prof. Dr. Walter Maigon Pontuschka  
Prof. Dr. Adolfo Alberto Leirner  
Prof. Dr. Marcos Tadeu Pereira  
Prof. Dr. Niklaus Ursus Wetter



SBI-IFUSP



305M810T4411



São Paulo  
2005

df. 29/09/05.

**FICHA CATALOGRÁFICA**  
**Preparada pelo Serviço de Biblioteca e Informação**  
**do Instituto de Física da Universidade de São Paulo**

Ferrara, Eduardo

Velocimetria de Imagens de Partículas Aplicada ao  
Estudo de um Ventrículo Artificial Pediátrico.  
São Paulo, 2005.

Tese (Doutoramento) - Universidade de São Paulo  
Instituto de Física – Depto. de Física Geral

Orientador: Prof. Dr. Mikiya Muramatsu  
Área de Concentração: Física

Unitermos:

1. Mecânica de Fluídos;
2. Dinâmica de Fluídos;
3. Bioengenharia;
4. Dispositivo de Assistência;
5. Circulatória;
6. Óptica.

USP/IF/SBI-074/2005

**Dedico** este trabalho à toda a minha família e amigos,  
especialmente aos meus pais,  
*Angelo e Carmela,*  
que através do seu amor, virtudes e princípios  
foram a minha orientação, apoio e incentivo  
nos momentos de dificuldades.  
Dedico a vocês com o mesmo amor que eu o fiz,  
pois sem vocês nada disso seria possível.  
Voces são o meu porto seguro.

O que eu escuto, eu esqueço  
O que eu vejo, eu guardo na memória  
o que eu experimento, eu entendo.  
*(Provérbio Chinês)*

## Agradecimentos

Ao Prof. Dr. *Mikiya Muramatsu*, Instituto de Física da Universidade de São Paulo, um orientador dedicado e um grande amigo, que proporcionou a oportunidade de realizar este trabalho em uma área de pesquisa tão rica dentro da Óptica.

A Profa. Dra. *Idagene Cestari*, Centro de Tecnologia Biomédica do Instituto de Coração do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo, co-orientadora dedicada, que proporcionou a oportunidade de realizar este trabalho em uma área de pesquisa apaixonante.

Ao Prof. Dr. *Kenneth T. Christensen* do Departamento de Engenharia Mecânica e Industrial da Universidade de Illinois (Department of Mechanical and Industrial Engineering, University of Illinois) que recebeu e ensinou com entusiasmo durante o estágio científico no EUA. Experiência única, gratificante e sem a qual a realização deste trabalho não seria possível.

Ao Prof. Dr. *Ronald J. Adrian* do Departamento de Mecânica Teórica e Aplicada da Universidade de Illinois (Department of Theoretical and Applied Mechanical, University of Illinois) que permitiu a realização do estágio científico em seu departamento.

Ao prof. *Richard D. Keane* do do Departamento de Mecânica Teórica e Aplicada da Universidade de Illinois (Department of Theoretical and Applied Mechanical, University of Illinois) pelo entusiasmo demonstrado nas aulas de laboratório no curso de Experimental Fluids Dynamics e pela amizade durante o meu estágio.

A *Sergio Hayashida*, seção de Hidrodinâmica do Centro de Tecnologia Biomédica do InCor, pela amizade, pelas valiosas discussões e pela ajuda na revisão bibliográfica deste trabalho.

Aos amigos *Dimas, Maria de Lourdes e Marina*, seção de Hidrodinâmica do Centro de Tecnologia Biomédica, pela amizade e carinho durante este trabalho.

Aos colegas e amigos do Laboratório de Óptica: *Edson, Eduardo Khamis, Emersom, George, Josmar e Marcos*, por suas sugestões, críticas e colaboração no trabalho.

Aos colegas e amigos da seção de Mecânica e da seção de Eletrônica do Centro de Tecnologia Biomédica do InCor por suas sugestões, críticas e, principalmente pela colaboração antes da realização do estágio, quando fizeram um magnífico trabalho na construção de equipamentos utilizados no trabalho.

Aos meus amigos *Felix Claret Silva* e *Luís Borbely* devo um agradecimento especial, por suas inestimáveis colaborações na confecção do programa de aquisição e tratamento de dados, utilizado no início deste trabalho, além das valiosas críticas e sugestões.

Aos colegas e amigos do Departamento de Engenharia Mecânica e Industrial da Universidade de Illinois: *Yanhua Wu*, *Balakumar Balasubramaniam J*, *Pinaki Chakraborty*, *Michael Murphy*, *Eiichiro Yamaguchi* e *Ricardo*, por suas amizades e colaboração durante o tempo em que estive nos EUA. Em especial ao amigo *Yanhua Wu* e sua esposa por ter me ajudado em todas as coisas que necessitei.

A *Patrícia Izabella de Queiroz* pelo amor, carinho e paciência dispensados comigo na fase final e na redação deste trabalho.

Aos Amigos *Flávio*, *Humberto*, *Diogo* e *Raul* por suas inestimáveis amizades e apoio.

Aos Srs. *Rubens D. Forcemo* e *Marcelino Alves*, da Oficina Mecânica do Departamento do FGE, por sua atenção e profissionalismo.

A Sra. *Dirce K. N. de Almeida*, secretária do Departamento do FGE, por sua assistência e atenção.

As Sras *Leonilda* e *Amélia*, secretárias do Centro de Tecnologia Biomédica, por sua assistência e atenção.

A todos os professores, funcionários e colegas do Instituto de Física da Universidade de São Paulo que, direta ou indiretamente, contribuíram para a minha formação acadêmica.

A todos os funcionários e colegas do Centro de Tecnologia Biomédica que, direta ou indiretamente, contribuíram para o trabalho.

A *Fundação de Amparo a Pesquisa do Estado de São Paulo - FAPESP* - pelo suporte financeiro.

# Conteúdo

<b>1</b>	<b>Introdução e Objetivos</b>	<b>1</b>
<b>2</b>	<b>Velocimetria de Imagens de Partículas</b>	<b>3</b>
2.1	Conceitos fundamentais	3
2.1.1	Tratamento das imagens	5
2.2	Precisão do sistema VIP	9
<b>3</b>	<b>Dispositivos de Assistência Ventricular</b>	<b>11</b>
3.1	Dispositivos de assistência circulatória	11
3.1.1	Dispositivos de assistência ventricular em uso clínico	13
3.2	Dispositivo de assistência ventricular InCor	15
3.2.1	Dispositivo de assistência ventricular InCor para uso pediátrico	17
<b>4</b>	<b>Caracterização do Fluxo.</b>	<b>19</b>
4.1	Distribuição de velocidades, energia cinética turbulenta e tensão de Reynolds	19
4.2	Dinâmica do fluxo de sangue e os processos de hemólise e formação de trombos.	22
4.2.1	Constituição do sangue	22
4.2.2	Propriedades dinâmicas do sangue	23
4.2.3	Mecanismo de coagulação e formação de trombos	26
4.2.4	Hemólise e ruptura das plaquetas	27
<b>5</b>	<b>Materiais e Métodos</b>	<b>31</b>
5.1	Construção do DAVP para estudos de velocimetria de imagens de partículas	31
5.1.1	Fluido de Teste	32
5.1.2	Acionamento do DAVP	33
5.1.3	Sistema simulador hidráulico da circulação	34
5.2	Sistema VIP	35
5.2.1	Sistema de aquisição de imagens	35
5.2.2	Sistema de sincronização dos sinais	36
5.2.3	Algoritmos para determinação das distribuições de velocidades instantâneas.	37
5.3	Montagem experimental	44
5.4	Procedimento experimental	46
5.4.1	Contornos geométricos do DAVP utilizados nas distribuição de velocidades	51
<b>6</b>	<b>Resultados</b>	<b>53</b>
6.1	Perfil de velocidades do DAVP operando na frequência de 80 bpm	53

6.2	Energia cinética turbulenta do DAVP na frequência de 80 bpm . . . . .	80
6.3	Tensões de Reynolds do DAVP na frequência de 80 bpm . . . . .	86
6.4	Perfil de velocidades do DAVP na frequência de 100 bpm . . . . .	92
6.5	Energia cinética turbulenta do DAVP na frequência de 100 bpm . . . . .	106
6.6	Tensões de Reynolds do DAVP na frequência de 100 bpm . . . . .	110
6.7	Perfil de velocidades do DAVP na frequência de 120 bpm . . . . .	116
6.8	Energia cinética turbulenta do DAVP na frequência de 120 bpm . . . . .	127
6.9	Tensões de Reynolds do DAVP na frequência de 120 bpm . . . . .	131
6.10	Discussão . . . . .	136
6.10.1	Número de Reynolds . . . . .	136
6.10.2	Comparação entre as distribuições de velocidades. . . . .	136
6.10.3	Energia Cinética Turbulenta . . . . .	142
6.10.4	Tensão de Reynolds . . . . .	145
6.10.5	Sugestões para o aprimoramento do DAVP . . . . .	149
<b>7</b>	<b>Conclusão</b>	<b>151</b>
<b>A</b>	<b>Perfil de velocidades do DAVP operando na frequência de 80 bpm</b>	<b>152</b>
<b>B</b>	<b>Perfil de velocidades do DAVP na frequência de 100 bpm</b>	<b>172</b>
<b>C</b>	<b>Perfil de velocidades do DAVP na frequência de 120 bpm</b>	<b>192</b>
	<b>Bibliografia</b>	<b>208</b>

## Lista de Figuras

1	Ilustração para a circulação sistêmica e pulmonar [1]. . . . .	1
2	Ilustração de um sistema de velocimetria de imagens de partículas. . . . .	4
3	Imagens adquiridas nos três modos de operação do VIP. (a) Modo speckle, (b) Modo de Alta Densidade de Partículas e (c) Modo de Baixa Densidade de Partículas. . . . .	7
4	Ilustração dos picos de correlação de uma imagem. . . . .	8
5	Função de densidade de probabilidade de uma distribuição de velocidades com a aplicação de interpolação de sub-pixel (a) e sem aplicação da mesma (b). . . . .	10
6	Deslocamento real das partículas ( $x_R$ ) determinado por uma função gaussiana usando um estimador de 3 pontos ( $x_1$ , $x_2$ e $x_3$ ). . . . .	10
7	Classificação dos dispositivos de assistência circulatória. . . . .	11
8	Ilustração do DAV InCor ligado entre o ápice do ventrículo esquerdo e aorta. . . . .	16
9	Ilustração da geometria do DAV InCor. . . . .	16
10	Ilustração do Ciclo de bombeamento e gráfico de pressão do acionamento do DAV InCor. . . . .	17
11	Dispositivo de assistência ventricular pediátrico. . . . .	18
12	Deformação resultante da aplicação de forças de cisalhamento constante em um fluido. . . . .	19
13	Variação da velocidade axial com o tempo. . . . .	21
14	Ilustração do coração humano [1]. . . . .	24
15	Curva de relação da tensão de cisalhamento e o tempo de exposição com a quebra das plaquetas [46]. . . . .	29
16	Curva de relação da tensão de cisalhamento e o tempo de exposição com a hemólise [46]. . . . .	30
17	DAVP com a câmara pneumática modificada. . . . .	31
18	Posicionamento do DAVP na câmara de visualização. . . . .	32
19	Diagrama de blocos ilustrando os componentes do sistema gerador de pulsos de pressão. . . . .	34
20	Exemplo de imagem capturada com o sistema de aquisição de imagens. . . . .	36
21	Diagrama de sincronização entre o laser e o tempo de exposição das imagens. . . . .	37
22	Diagrama de blocos do algoritmo PIV3. . . . .	38
23	Tela gráfica após o cálculo das distribuições de velocidades. . . . .	40
24	Distribuição de velocidades sobreposta às imagens de partículas. . . . .	41
25	Tela gráfica obtida com o algoritmo PIV Sleuth com a imagem registrada e a respectiva distribuição de velocidades. . . . .	42
26	Exemplo de uma distribuição de velocidades sem validação dos vetores (a), com os filtros aplicados (b) e após a validação dos vetores (c). . . . .	44
27	Montagem experimental do sistema de VIP no primeiro modo. . . . .	45
28	Montagem experimental do sistema VIP no segundo modo. . . . .	46



29	Posição dos planos de iluminação 1, 2, 3 e 4. . . . .	46
30	Sistema de VIP na 1ª montagem experimental. . . . .	47
31	Sincronização do sistema de aquisição de imagens e o laser pelo atraso no sinal externo. . . . .	48
32	Onda de pressão de acionamento pneumático durante ciclos de bombeamento de 80 bpm. . . . .	48
33	Onda de pressão de acionamento pneumático durante ciclos de bombeamento de 100 bpm. . . . .	49
34	Onda de pressão de acionamento pneumático durante ciclos de bombeamento de 120 bpm. . . . .	50
35	Máscaras simbolizando a parede do DAVP sobrepostas as imagens de partículas. (a) plano 1, (b) plano 2, (c) plano 3 e (d) plano 4. . . . .	52
36	imagens obtidas no instante de 500 ms nos planos 1 (a) e 2 (b), ilustrados à direita. . . . .	53
37	imagens obtidas no instante de 500 ms nos planos 3 (a) e 4 (b), ilustrados à direita. . . . .	53
38	Distribuição de velocidades instantâneas no instante 0 ms na frequência de 80 bpm determinadas a partir das imagens obtidas no plano 1 (a), plano 2 (b), plano 3 (c) e plano 4 (d). Os círculos indicam a presença de vórtices. . . . .	55
39	Distribuição de velocidades instantâneas no instante 200 ms na frequência de 80 bpm determinadas a partir das imagens obtidas no plano 1 (a), plano 2 (b), plano 3 (c) e plano 4 (b). Os círculos indicam a presença de vórtices. . . . .	56
40	Distribuição de velocidades instantâneas no instante 550 ms na frequência de 80 bpm determinadas a partir das imagens obtidas no plano 1 (a), plano 2 (b), plano 3 (c) e plano 4 (d). Os círculos indicam a presença de vórtices. . . . .	57
41	Distribuição de velocidades instantâneas no instante 650 ms na frequência de 80 bpm determinadas a partir das imagens obtidas no plano 1 (a), plano 2 (b), plano 3 (c) e plano 4 (d). Os círculos indicam a presença de vórtices. . . . .	58
42	Distribuição de velocidades instantâneas no instante 650 ms na frequência de 80 bpm determinadas a partir das imagens obtidas no plano 2 (a, b e c) e distribuição de velocidade média do respectivo instante (d). Instante de aquisição indicado em relação à onda de pressão de acionamento. . . . .	59
43	Distribuição de velocidades médias no instante de 0 ms determinadas a partir das imagens do plano 1 na frequência de 80 bpm. Instante de aquisição indicado na onda de pressão de acionamento. Escala de cores correspondente a velocidade absoluta média em m/s. . . . .	61
44	Distribuição de velocidades médias no instante de 150 ms determinadas a partir das imagens do plano 1 na frequência de 80 bpm. Instante de aquisição indicado na onda de pressão de acionamento. Escala de cores correspondente a velocidade absoluta média em m/s. . . . .	62

45	Distribuição de velocidades médias no instante de 350 ms determinada a partir das imagens do plano 1 na frequência de 80 bpm. Instante de aquisição indicado na onda de pressão de acionamento. Escala de cores correspondente a velocidade absoluta média em m/s. . . . .	63
46	Distribuição de velocidades médias no instante de 475 ms determinada a partir das imagens do plano 1 na frequência de 80 bpm. Instante de aquisição indicado na onda de pressão de acionamento. Escala de cores correspondente a velocidade absoluta média em m/s. . . . .	64
47	Distribuição de velocidades médias no instante de 550 ms determinada a partir das imagens do plano 1 na frequência de 80 bpm. Instante de aquisição indicado na onda de pressão de acionamento. Escala de cores correspondente a velocidade absoluta média em m/s. . . . .	65
48	Distribuição de velocidades médias no instante de 650 ms determinada a partir das imagens do plano 1 na frequência de 80 bpm. Instante de aquisição indicado na onda de pressão de acionamento. Escala de cores correspondente a velocidade absoluta média em m/s. . . . .	66
49	Distribuição de velocidades médias no instante de 100 ms determinada a partir das imagens do plano 2 na frequência de 80 bpm. Instante de aquisição indicado na onda de pressão de acionamento. Escala de cores correspondente a velocidade absoluta média em m/s. . . . .	67
50	Distribuição de velocidades médias no instante de 250 ms determinada a partir das imagens do plano 2 na frequência de 80 bpm. Instante de aquisição indicado na onda de pressão de acionamento. Escala de cores correspondente a velocidade absoluta média em m/s. . . . .	68
51	Distribuição de velocidades médias no instante de 450 ms determinada a partir das imagens do plano 2 na frequência de 80 bpm. Instante de aquisição indicado na onda de pressão de acionamento. Escala de cores correspondente a velocidade absoluta média em m/s. . . . .	69
52	Distribuição de velocidades médias no instante de 600 ms determinada a partir das imagens do plano 2 na frequência de 80 bpm. Instante de aquisição indicado na onda de pressão de acionamento. Escala de cores correspondente a velocidade absoluta média em m/s. . . . .	70

53	Distribuição de velocidades médias no instante de 650 ms determinada a partir das imagens do plano 2 na frequência de 80 bpm. Instante de aquisição indicado na onda de pressão de acionamento. Escala de cores correspondente a velocidade absoluta média em m/s. . . . .	71
54	Distribuição de velocidades médias no instante de 0 ms determinada a partir das imagens do plano 3 na frequência de 80 bpm. Instante de aquisição indicado na onda de pressão de acionamento. Escala de cores correspondente a velocidade absoluta média em m/s. . . . .	72
55	Distribuição de velocidades médias no instante de 300 ms determinada a partir das imagens do plano 3 na frequência de 80 bpm. Instante de aquisição indicado na onda de pressão de acionamento. Escala de cores correspondente a velocidade absoluta média em m/s. . . . .	73
56	Distribuição de velocidades médias no instante de 450 ms determinada a partir das imagens do plano 3 na frequência de 80 bpm. Instante de aquisição indicado na onda de pressão de acionamento. Escala de cores correspondente a velocidade absoluta média em m/s. . . . .	74
57	Distribuição de velocidades médias no instante de 500 ms determinada a partir das imagens do plano 3 na frequência de 80 bpm. Instante de aquisição indicado na onda de pressão de acionamento. Escala de cores correspondente a velocidade absoluta média em m/s. . . . .	75
58	Distribuição de velocidades médias no instante de 600 ms determinada a partir das imagens do plano 3 na frequência de 80 bpm. Instante de aquisição indicado na onda de pressão de acionamento. Escala de cores correspondente a velocidade absoluta média em m/s. . . . .	76
59	Distribuição de velocidades médias no instante de 0 ms determinada a partir das imagens do plano 4 na frequência de 80 bpm. Instante de aquisição indicado na onda de pressão de acionamento. Escala de cores correspondente a velocidade absoluta média em m/s. . . . .	77
60	Distribuição de velocidades médias no instante de 400 ms determinada a partir das imagens do plano 4 na frequência de 80 bpm. Instante de aquisição indicado na onda de pressão de acionamento. Escala de cores correspondente a velocidade absoluta média em m/s. . . . .	78
61	Distribuição de velocidades médias no instante de 550 ms determinada a partir das imagens do plano 4 na frequência de 80 bpm. Instante de aquisição indicado na onda de pressão de acionamento. Escala de cores correspondente a velocidade absoluta média em m/s. . . . .	79

62	Energia cinética turbulenta no plano 1 na frequência de 80 bpm. Instantes a (0 ms), b (150 ms), c (300 ms), d (400 ms), e (550 ms) e f (700 ms) indicados em relação à onda de pressão de acionamento. Escala de cores válida para todos os gráficos. . . . .	81
63	Energia cinética turbulenta no plano 2 na frequência de 80 bpm. Instantes a (0 ms), b (150 ms), c (300 ms), d (400 ms), e (550 ms) e f (700 ms) indicados em relação à onda de pressão de acionamento. Escala de cores válida para todos os gráficos. . . . .	83
64	Energia cinética turbulenta no plano 3 na frequência de 80 bpm. Instantes a (0 ms), b (150 ms), c (300 ms), d (400 ms), e (550 ms) e f (700 ms) indicados em relação à onda de pressão de acionamento. Escala de cores válida para todos os gráficos. . . . .	84
65	Energia cinética turbulenta no plano 4 na frequência de 80 bpm. Instantes a (0 ms), b (150 ms), c (300 ms), d (400 ms), e (550 ms) e f (700 ms) indicados em relação à onda de pressão de acionamento. Escala de cores válida para todos os gráficos. . . . .	85
66	Tensões de Reynolds para o plano 1 na frequência de 80 bpm. Instantes a (150 ms), b (300 ms), c (550 ms) e d (700 ms) indicados em relação à onda de pressão de acionamento. Escala de cores válida para todos os gráficos. . . . .	87
67	Tensões de Reynolds para o plano 2 na frequência de 80 bpm. Instantes a (150 ms), b (300 ms), c (550 ms) e d (700 ms) indicados em relação à onda de pressão de acionamento. Escala de cores válida para todos os gráficos. . . . .	88
68	Tensões de Reynolds para o plano 3 na frequência de 80 bpm. Instantes a (150 ms), b (300 ms), c (550 ms) e d (700 ms) indicados em relação à onda de pressão de acionamento. Escala de cores válida para todos os gráficos. . . . .	89
69	Tensões de Reynolds para o plano 4 na frequência de 80 bpm. Instantes a (150 ms), b (300 ms), c (550 ms) e d (700 ms) indicados em relação à onda de pressão de acionamento. Escala de cores válida para todos os gráficos. . . . .	90
70	Distribuição de velocidades médias no instante de 0 ms determinada a partir das imagens do plano 1 na frequência de 100 bpm. Instante de aquisição indicado na onda de pressão de acionamento. Escala de cores correspondente a velocidade absoluta média em m/s. . . . .	94
71	Distribuição de velocidades médias no instante de 280 ms determinada a partir das imagens do plano 1 na frequência de 100 bpm. Instante de aquisição indicado na onda de pressão de acionamento. Escala de cores correspondente a velocidade absoluta média em m/s. . . . .	95
72	Distribuição de velocidades médias no instante de 460 ms determinada a partir das imagens do plano 1 na frequência de 100 bpm. Instante de aquisição indicado na onda de pressão de acionamento. Escala de cores correspondente a velocidade absoluta média em m/s. . . . .	96

73	Distribuição de velocidades médias no instante de 540 ms determinada a partir das imagens do plano 1 na frequência de 100 bpm. Instante de aquisição indicado na onda de pressão de acionamento. Escala de cores correspondente a velocidade absoluta média em m/s. . . . .	97
74	Distribuição de velocidades médias no instante de 0 ms determinada a partir das imagens do plano 2 na frequência de 100 bpm. Instante de aquisição indicado na onda de pressão de acionamento. Escala de cores correspondente a velocidade absoluta média em m/s. . . . .	98
75	Distribuição de velocidades médias no instante de 280 ms determinada a partir das imagens do plano 2 na frequência de 100 bpm. Instante de aquisição indicado na onda de pressão de acionamento. Escala de cores correspondente a velocidade absoluta média em m/s. . . . .	99
76	Distribuição de velocidades médias no instante de 480 ms determinada a partir das imagens do plano 2 na frequência de 100 bpm. Instante de aquisição indicado na onda de pressão de acionamento. Escala de cores correspondente a velocidade absoluta média em m/s. . . . .	100
77	Distribuição de velocidades médias no instante de 280 ms determinada a partir das imagens do plano 3 na frequência de 100 bpm. Instante de aquisição indicado na onda de pressão de acionamento. Escala de cores correspondente a velocidade absoluta média em m/s. . . . .	101
78	Distribuição de velocidades médias no instante de 440 ms determinada a partir das imagens do plano 3 na frequência de 100 bpm. Instante de aquisição indicado na onda de pressão de acionamento. Escala de cores correspondente a velocidade absoluta média em m/s. . . . .	102
79	Distribuição de velocidades médias no instante de 560 ms determinada a partir das imagens do plano 3 na frequência de 100 bpm. Instante de aquisição indicado na onda de pressão de acionamento. Escala de cores correspondente a velocidade absoluta média em m/s. . . . .	103
80	Distribuição de velocidades médias no instante de 80 ms determinada a partir das imagens do plano 3 na frequência de 100 bpm. Instante de aquisição indicado na onda de pressão de acionamento. Escala de cores correspondente a velocidade absoluta média em m/s. . . . .	104
81	Distribuição de velocidades médias no instante de 560 ms determinada a partir das imagens do plano 4 na frequência de 100 bpm. Instante de aquisição indicado na onda de pressão de acionamento. Escala de cores correspondente a velocidade absoluta média em m/s. . . . .	105

82	Energia cinética turbulenta no plano 1 na frequência de 100 bpm. Instantes a (0 ms), b (160 ms), c (320 ms), d (400 ms), e (480 ms) e f (560 ms) indicados em relação à onda de pressão de acionamento. Escala de cores válida para todos os gráficos. . . . .	106
83	Energia cinética turbulenta no plano 2 na frequência de 100 bpm. Instantes a (0 ms), b (160 ms), c (320 ms), d (400 ms), e (480 ms) e f (560 ms) indicados em relação à onda de pressão de acionamento. Escala de cores válida para todos os gráficos. . . . .	107
84	Energia cinética turbulenta no plano 3 na frequência de 100 bpm. Instantes a (0 ms), b (160 ms), c (320 ms), d (400 ms), e (480 ms) e f (560 ms) indicados em relação à onda de pressão de acionamento. Escala de cores válida para todos os gráficos. . . . .	108
85	Energia cinética turbulenta no plano 4 na frequência de 100 bpm. Instantes a (0 ms), b (160 ms), c (320 ms), d (400 ms), e (480 ms) e f (560 ms) indicados em relação à onda de pressão de acionamento. Escala de cores válida para todos os gráficos. . . . .	109
86	Tensões de Reynolds para o plano 1 na frequência de 100 bpm. Instantes a (0 ms), b (160 ms), c (480 ms) e d (560 ms) indicados em relação à onda de pressão de acionamento. Escala de cores válida para todos os gráficos. . . . .	111
87	Tensões de Reynolds para o plano 2 na frequência de 100 bpm. Instantes a (0 ms), b (160 ms), c (480 ms) e d (560 ms) indicados em relação à onda de pressão de acionamento. Escala de cores válida para todos os gráficos. . . . .	112
88	Tensões de Reynolds para o plano 3 na frequência de 100 bpm. Instantes a (0 ms), b (160 ms), c (480 ms) e d (560 ms) indicados em relação à onda de pressão de acionamento. Escala de cores válida para todos os gráficos. . . . .	113
89	Tensões de Reynolds para o plano 4 na frequência de 100 bpm. Instantes a (0 ms), b (160 ms), c (480 ms) e d (560 ms) indicados em relação à onda de pressão de acionamento. Escala de cores válida para todos os gráficos. . . . .	114
90	Distribuição de velocidades médias no instante de 0 ms determinada a partir das imagens do plano 1 na frequência de 120 bpm. Instante de aquisição indicado na onda de pressão de acionamento. Escala de cores correspondente a velocidade absoluta média em m/s. . . . .	118
91	Distribuição de velocidades médias no instante de 440 ms determinada a partir das imagens do plano 1 na frequência de 120 bpm. Instante de aquisição indicado na onda de pressão de acionamento. Escala de cores correspondente a velocidade absoluta média em m/s. . . . .	119
92	Distribuição de velocidades médias no instante de 480 ms determinada a partir das imagens do plano 1 na frequência de 120 bpm. Instante de aquisição indicado na onda de pressão de acionamento. Escala de cores correspondente a velocidade absoluta média em m/s. . . . .	120

93	Distribuição de velocidades médias no instante de 40 ms determinada a partir das imagens do plano 2 na frequência de 120 bpm. Instante de aquisição indicado na onda de pressão de acionamento. Escala de cores correspondente a velocidade absoluta média em m/s. . . . .	121
94	Distribuição de velocidades médias no instante de 440 ms determinada a partir das imagens do plano 2 na frequência de 120 bpm. Instante de aquisição indicado na onda de pressão de acionamento. Escala de cores correspondente a velocidade absoluta média em m/s. . . . .	122
95	Distribuição de velocidades médias no instante de 40 ms determinada a partir das imagens do plano 3 na frequência de 120 bpm. Instante de aquisição indicado na onda de pressão de acionamento. Escala de cores correspondente a velocidade absoluta média em m/s. . . . .	123
96	Distribuição de velocidades médias no instante de 280 ms determinada a partir das imagens do plano 3 na frequência de 120 bpm. Instante de aquisição indicado na onda de pressão de acionamento. Escala de cores correspondente a velocidade absoluta média em m/s. . . . .	124
97	Distribuição de velocidades médias no instante de 360 ms determinada a partir das imagens do plano 3 na frequência de 120 bpm. Instante de aquisição indicado na onda de pressão de acionamento. Escala de cores correspondente a velocidade absoluta média em m/s. . . . .	125
98	Distribuição de velocidades médias no instante de 40 ms determinada a partir das imagens do plano 4 na frequência de 120 bpm. Instante de aquisição indicado na onda de pressão de acionamento. Escala de cores correspondente a velocidade absoluta média em m/s. . . . .	126
99	Energia cinética turbulenta no plano 1 na frequência de 120 bpm. Instantes a (0 ms), b (80 ms), c (280 ms), d (360 ms), e (440 ms) e f (480 ms) indicados em relação à onda de pressão de acionamento. Escala de cores válida para todos os gráficos. . . . .	127
100	Energia cinética turbulenta no plano 2 na frequência de 120 bpm. Instantes a (0 ms), b (80 ms), c (280 ms), d (360 ms), e (440 ms) e f (480 ms) indicados em relação à onda de pressão de acionamento. Escala de cores válida para todos os gráficos. . . . .	128
101	Energia cinética turbulenta no plano 3 na frequência de 120 bpm. Instantes a (0 ms), b (80 ms), c (280 ms), d (360 ms), e (440 ms) e f (480 ms) indicados em relação à onda de pressão de acionamento. Escala de cores válida para todos os gráficos. . . . .	129

102	Energia cinética turbulenta no plano 4 na frequência de 120 bpm. Instantes a (0 ms), b (80 ms), c (280 ms), d (360 ms), e (440 ms) e f (480 ms) indicados em relação à onda de pressão de acionamento. Escala de cores válida para todos os gráficos. . . . .	130
103	Tensões de Reynolds para o plano 1 na frequência de 120 bpm. Instantes a (0 ms), b (80 ms), c (280 ms) e d (440 ms) indicados em relação à onda de pressão de acionamento. Escala de cores válida para todos os gráficos. . . . .	131
104	Tensões de Reynolds para o plano 2 na frequência de 120 bpm. Instantes a (0 ms), b (80 ms), c (280 ms) e d (440 ms) indicados em relação à onda de pressão de acionamento. Escala de cores válida para todos os gráficos. . . . .	132
105	Tensões de Reynolds para o plano 3 na frequência de 120 bpm. Instantes a (0 ms), b (80 ms), c (280 ms) e d (440 ms) indicados em relação à onda de pressão de acionamento. Escala de cores válida para todos os gráficos. . . . .	133
106	Tensões de Reynolds para o plano 4 na frequência de 120 bpm. Instantes a (0 ms), b (80 ms), c (280 ms) e d (440 ms) indicados em relação à onda de pressão de acionamento. Escala de cores válida para todos os gráficos. . . . .	134
107	Velocidades médias absolutas máximas nas frequências de batimento de 80 (a), 100 (b) e 120 (c) bpm. . . . .	138
108	Distribuição de velocidades médias para três instantes de aquisição sucessivos durante o enchimento para o plano 1 na frequência de 80 bpm. Escala de cores válida para todos os gráficos. . . . .	140
109	Região de estagnação nas distribuição de velocidades médias para o plano 1 em três instantes de aquisição sucessivos durante o enchimento na frequência de 80 bpm. . . . .	140
110	Distribuição de velocidades médias no plano 2 durante o enchimento . . . . .	141
111	Perfis de energia cinética turbulenta durante o período de ejeção para o DAVP operando na frequência de 80 bpm. . . . .	142
112	Perfis de energia cinética turbulenta durante o período de ejeção para o DAVP operando nas frequências de 100 e 120 bpm. . . . .	143
113	Perfis de energia cinética turbulenta durante o período de enchimento para o DAVP operando nas frequências de 80 e 120 bpm. . . . .	144
114	Perfis de tensão de Reynolds durante o período de enchimento para o DAVP operando nas frequências de 80 e 100 bpm. . . . .	146
115	Perfis de tensão de Reynolds em quatro instantes diferentes durante o período de enchimento para o DAVP no plano 1. . . . .	147
116	Tensão de Reynolds durante o período de ejeção para o DAVP nos planos 1, 2, 3 e 4 nas frequências de 80, 100 e 120 bpm. . . . .	148



117	Sugestões de aprimoramento do DAVP. . . . .	150
118	Distribuições de velocidades médias determinadas a partir das imagens obtidas no plano 1 na frequência de 80 bpm. Instantes a (0 ms), b (50 ms), c (100 ms), e d (150 ms) indicados em relação à onda de pressão de acionamento. Escala de velocidade válida para todos os mapas. . . . .	152
119	Distribuições de velocidades médias determinadas a partir das imagens obtidas no plano 1 na frequência de 80 bpm. Instantes a (200 ms), b (250 ms), c (300 ms), e d (350 ms) indicados em relação à onda de pressão de acionamento. Escala de velocidades válida para todos os mapas. . . . .	153
120	Distribuições de velocidades médias determinadas a partir das imagens obtidas no plano 1 na frequência de 80 bpm. Instantes a (400 ms), b (450 ms), c (475 ms), e d (500 ms) indicados em relação à onda de pressão de acionamento. Escala de velocidades válida para todos os mapas. . . . .	154
121	Distribuições de velocidades médias determinadas a partir das imagens obtidas no plano 1 na frequência de 80 bpm. Instantes a (525 ms), b (550 ms), c (575 ms), e d (600 ms) indicados em relação a onda de pressão de acionamento. Escala de velocidade válida para todos os mapas. . . . .	155
122	Distribuições de velocidades médias determinadas a partir das imagens obtidas no plano 1 na frequência de 80 bpm. Instantes a (650 ms) e b (700 ms) indicados em relação à onda de pressão de acionamento. Escala de velocidade válida para todos os mapas. . . . .	156
123	Distribuições de velocidades médias determinadas a partir das imagens obtidas no plano 2 na frequência de 80 bpm. Instantes a (0 ms), b (50 ms), c (100 ms), e d (150 ms) indicados em relação à onda de pressão de acionamento. Escala de velocidade válida para todos os mapas. . . . .	157
124	Distribuições de velocidades médias determinadas a partir das imagens obtidas no plano 2 na frequência de 80 bpm. Instantes a (200 ms), b (250 ms), c (300 ms) e d (350 ms) indicados em relação à onda de pressão de acionamento. Escala de velocidade válida para todos os mapas. . . . .	158
125	Distribuições de velocidades médias determinadas a partir das imagens obtidas no plano 2 na frequência de 80 bpm. Instantes a (400 ms), b (450 ms), c (475 ms) e d (500 ms) indicados em relação à onda de pressão de acionamento. Escala de velocidade válida para todos os mapas. . . . .	159

126	Distribuições de velocidades médias determinadas a partir das imagens obtidas no plano 2 na frequência de 80 bpm. Instantes a (525 ms), b (550 ms), c (575 ms) e d (600 ms) indicados em relação à onda de pressão de acionamento. Escala de velocidade válida para todos os mapas. . . . .	160
127	Distribuições de velocidades médias determinadas a partir das imagens obtidas no plano 2 na frequência de 80 bpm. Instantes a (650 ms) e b (700 ms) indicados em relação à onda de pressão de acionamento. Escala de velocidade válida para todos os mapas. . . .	161
128	Distribuições de velocidades médias determinadas a partir das imagens obtidas no plano 3 na frequência de 80 bpm. Instantes a (0 ms), b (50 ms), c (100 ms), e d (150 ms) indicados em relação à onda de pressão de acionamento. Escala de velocidade válida para todos os mapas. . . . .	162
129	Distribuições de velocidades médias determinadas a partir das imagens obtidas no plano 3 na frequência de 80 bpm. Instantes a (200 ms), b (250 ms), c (300 ms) e d (350 ms) indicados em relação à onda de pressão de acionamento. Escala de velocidade válida para todos os mapas. . . . .	163
130	Distribuições de velocidades médias determinadas a partir das imagens obtidas no plano 3 na frequência de 80 bpm. Instantes a (400 ms), b (450 ms), c (475 ms) e d (500 ms) indicados em relação à onda de pressão de acionamento. Escala de velocidade válida para todos os mapas. . . . .	164
131	Distribuições de velocidades médias determinadas a partir das imagens obtidas no plano 3 na frequência de 80 bpm. Instantes a (525 ms), b (550 ms), c (575 ms) e d (600 ms) indicados em relação à onda de pressão de acionamento. Escala de velocidade válida para todos os mapas. . . . .	165
132	Distribuições de velocidades médias determinadas a partir das imagens obtidas no plano 3 na frequência de 80 bpm. Instantes a (650 ms) e b (700 ms) indicados em relação à onda de pressão de acionamento. Escala de velocidade válida para todos os mapas. . . .	166
133	Distribuições de velocidades médias determinadas a partir das imagens obtidas no plano 4 na frequência de 80 bpm. Instantes a (0 ms), b (50 ms), c (100 ms) e d (150 ms) indicados em relação à onda de pressão de acionamento. Escala de velocidade válida para todos os mapas. . . . .	167
134	Distribuições de velocidades médias determinadas a partir das imagens obtidas no plano 4 na frequência de 80 bpm. Instantes a (200 ms), b (250 ms), c (300 ms) e d (350 ms) indicados em relação à onda de pressão de acionamento. Escala de velocidade válida para todos os mapas. . . . .	168

135	Distribuições de velocidades médias determinadas a partir das imagens obtidas no plano 4 na frequência de 80 bpm. Instantes a (400 ms), b (450 ms), c (475 ms) e d (500 ms) indicados em relação à onda de pressão de acionamento. Escala de velocidade válida para todos os mapas. . . . .	169
136	Distribuições de velocidades médias determinadas a partir das imagens obtidas no plano 4 na frequência de 80 bpm. Instantes a (525 ms), b (550 ms), c (575 ms) e d (600 ms) indicados em relação à onda de pressão de acionamento. Escala de velocidade válida para todos os mapas. . . . .	170
137	Distribuições de velocidades médias determinadas a partir das imagens obtidas no plano 4 na frequência de 80 bpm. Instantes a (650 ms) e b (700 ms) indicados em relação à onda de pressão de acionamento. Escala de velocidade válida para todos os mapas. . . .	171
138	Distribuições de velocidades médias determinadas a partir das imagens obtidas no plano 1 na frequência de 100 bpm. Instantes a (0 ms), b (40 ms), c (80 ms) e d (120 ms) indicados em relação à onda de pressão de acionamento. Escala de velocidade válida para todos os mapas. . . . .	172
139	Distribuições de velocidades médias determinadas a partir das imagens obtidas no plano 1 na frequência de 100 bpm. Instantes a (160 ms), b (200 ms), c (240 ms) e d (280 ms) indicados em relação à onda de pressão de acionamento. Escala de velocidade em b é válida para todos os mapas. . . . .	173
140	Distribuições de velocidades médias determinadas a partir das imagens obtidas no plano 1 na frequência de 100 bpm. Instantes a (320 ms), b (360 ms), c (400 ms) e d (440 ms) indicados em relação à onda de pressão de acionamento. Escala de velocidade em b é válida para todos os mapas. . . . .	174
141	Distribuições de velocidades médias determinadas a partir das imagens obtidas no plano 1 na frequência de 100 bpm. Instantes a (460 ms), b (480 ms), c (500 ms) e d (520 ms) indicados em relação à onda de pressão de acionamento. Escala de velocidade em b é válida para todos os mapas. . . . .	175
142	Distribuições de velocidades médias determinadas a partir das imagens obtidas no plano 1 na frequência de 100 bpm. Instantes a (540 ms) e b (560 ms) indicados em relação à onda de pressão de acionamento. Escala de velocidade em b é válida para todos os mapas.	176
143	Distribuições de velocidades médias determinadas a partir das imagens obtidas no plano 2 na frequência de 100 bpm. Instantes a (0 ms), b (40 ms), c (80 ms) e d (120 ms) indicados em relação à onda de pressão de acionamento. Escala de velocidade em b é válida para todos os mapas. . . . .	177

144	Distribuições de velocidades médias determinadas a partir das imagens obtidas no plano 2 na frequência de 100 bpm. Instantes a (160 ms), b (200 ms), c (240 ms) e d (280 ms) indicados em relação à onda de pressão de acionamento. Escala de velocidade em b é válida para todos os mapas. . . . .	178
145	Distribuições de velocidades médias determinadas a partir das imagens obtidas no plano 2 na frequência de 100 bpm. Instantes a (320 ms), b (360 ms), c (400 ms) e d (480 ms) indicados em relação à onda de pressão de acionamento. Escala de velocidade em b é válida para todos os mapas. . . . .	179
146	Distribuições de velocidades médias determinadas a partir das imagens obtidas no plano 2 na frequência de 100 bpm. Instantes a (460 ms), b (480 ms), c (500 ms) e d (520 ms) indicados em relação à onda de pressão de acionamento. Escala de velocidade em b é válida para todos os mapas. . . . .	180
147	Distribuições de velocidades médias determinadas a partir das imagens obtidas no plano 2 na frequência de 100 bpm. Instantes a (540 ms) e b (560 ms) indicados em relação à onda de pressão de acionamento. Escala de velocidade em b é válida para todos os mapas.	181
148	Distribuições de velocidades médias determinadas a partir das imagens obtidas no plano 3 na frequência de 100 bpm. Instantes a (0 ms), b (40 ms), c (80 ms) e d (120 ms) indicados em relação à onda de pressão de acionamento. Escala de velocidade em b é válida para todos os mapas. . . . .	182
149	Distribuições de velocidades médias determinadas a partir das imagens obtidas no plano 3 na frequência de 100 bpm. Instantes a (160 ms), b (200 ms), c (240 ms) e d (280 ms) indicados em relação à onda de pressão de acionamento. Escala de velocidade em b é válida para todos os mapas. . . . .	183
150	Distribuições de velocidades médias determinadas a partir das imagens obtidas no plano 3 na frequência de 100 bpm. Instantes a (320 ms), b (360 ms), c (400 ms) e d (440 ms) indicados em relação à onda de pressão de acionamento. Escala de velocidade em b é válida para todos os mapas. . . . .	184
151	Distribuições de velocidades médias determinadas a partir das imagens obtidas no plano 3 na frequência de 100 bpm. Instantes a (460 ms), b (480 ms), c (500 ms) e d (520 ms) indicados em relação à onda de pressão de acionamento. Escala de velocidade em b é válida para todos os mapas. . . . .	185
152	Distribuições de velocidades médias determinadas a partir das imagens obtidas no plano 5 na frequência de 100 bpm. Instantes a (540 ms) e b (560 ms) indicados em relação à onda de pressão de acionamento. Escala de velocidade em b é válida para todos os mapas.	186

153	Distribuições de velocidades médias determinadas a partir das imagens obtidas no plano 4 na frequência de 100 bpm. Instantes a (0 ms), b (40 ms), c (80 ms) e d (120 ms) indicados em relação à onda de pressão de acionamento. Escala de velocidade em b é válida para todos os mapas. . . . .	187
154	Distribuições de velocidades médias determinadas a partir das imagens obtidas no plano 4 na frequência de 100 bpm. Instantes a (160 ms), b (200 ms), c (240 ms) e d (280 ms) indicados em relação à onda de pressão de acionamento. Escala de velocidade em b é válida para todos os mapas. . . . .	188
155	Distribuições de velocidades médias determinadas a partir das imagens obtidas no plano 4 na frequência de 100 bpm. Instantes a (320 ms), b (360 ms), c (400 ms) e d (440 ms) indicados em relação à onda de pressão de acionamento. Escala de velocidade em b é válida para todos os mapas. . . . .	189
156	Distribuições de velocidades médias determinadas a partir das imagens obtidas no plano 4 na frequência de 100 bpm. Instantes a (460 ms), b (480 ms), c (500 ms) e d (520 ms) indicados em relação à onda de pressão de acionamento. Escala de velocidade em b é válida para todos os mapas. . . . .	190
157	Distribuições de velocidades médias determinadas a partir das imagens obtidas no plano 4 na frequência de 100 bpm. Instantes a (540 ms) e b (560 ms) indicados em relação à onda de pressão de acionamento. Escala de velocidade em b é válida para todos os mapas.	191
158	Distribuições de velocidades médias determinadas a partir das imagens obtidas no plano 1 na frequência de 120 bpm. Instantes a (0 ms), b (40 ms), c (80 ms) e d (120 ms) indicados em relação à onda de pressão de acionamento. Escala de velocidade em b é válida para todos os mapas. . . . .	192
159	Distribuições de velocidades médias determinadas a partir das imagens obtidas no plano 1 na frequência de 120 bpm. Instantes a (160 ms), b (200 ms), c (240 ms) e d (280 ms) indicados em relação à onda de pressão de acionamento. Escala de velocidade em b é válida para todos os mapas. . . . .	193
160	Distribuições de velocidades médias determinadas a partir das imagens obtidas no plano 1 na frequência de 120 bpm. Instantes a (320 ms), b (360 ms), c (400 ms) e d (440 ms) indicados em relação à onda de pressão de acionamento. Escala de velocidade em b é válida para todos os mapas. . . . .	194
161	Distribuições de velocidades médias determinadas a partir das imagens obtidas no plano 1 na frequência de 120 bpm. Instantes a (460 ms) e b (480 ms) indicados em relação à onda de pressão de acionamento. Escala de velocidade em b é válida para todos os mapas.	195

162	Distribuições de velocidades médias determinadas a partir das imagens obtidas no plano 2 na frequência de 120 bpm. Instantes a (0 ms), b (40 ms), c (80 ms) e d (120 ms) indicados em relação à onda de pressão de acionamento. Escala de velocidade em b é válida para todos os mapas. . . . .	196
163	Distribuições de velocidades médias determinadas a partir das imagens obtidas no plano 2 na frequência de 120 bpm. Instantes a (160 ms), b (200 ms), c (240 ms) e d (280 ms) indicados em relação à onda de pressão de acionamento. Escala de velocidade em b é válida para todos os mapas. . . . .	197
164	Distribuições de velocidades médias determinadas a partir das imagens obtidas no plano 2 na frequência de 120 bpm. Instantes a (320 ms), b (360 ms), c (400 ms) e d (440 ms) indicados em relação à onda de pressão de acionamento. Escala de velocidade em b é válida para todos os mapas. . . . .	198
165	Distribuições de velocidades médias determinadas a partir das imagens obtidas no plano 2 na frequência de 120 bpm. Instantes a (460 ms) e b (480 ms) indicados em relação à onda de pressão de acionamento. Escala de velocidade em b é válida para todos os mapas.	199
166	Distribuições de velocidades médias determinadas a partir das imagens obtidas no plano 3 na frequência de 120 bpm. Instantes a (0 ms), b (40 ms), c (80 ms) e d (120 ms) indicados em relação à onda de pressão de acionamento. Escala de velocidade em b é válida para todos os mapas. . . . .	200
167	Distribuições de velocidades médias determinadas a partir das imagens obtidas no plano 3 na frequência de 120 bpm. Instantes a (160 ms), b (200 ms), c (240 ms) e d (280 ms) indicados em relação à onda de pressão de acionamento. Escala de velocidade em b é válida para todos os mapas. . . . .	201
168	Distribuições de velocidades médias determinadas a partir das imagens obtidas no plano 3 na frequência de 120 bpm. Instantes a (320 ms), b (360 ms), c (400 ms) e d (440 ms) indicados em relação à onda de pressão de acionamento. Escala de velocidade em b é válida para todos os mapas. . . . .	202
169	Distribuições de velocidades médias determinadas a partir das imagens obtidas no plano 3 na frequência de 120 bpm. Instantes a (460 ms) e b (480 ms) indicados em relação à onda de pressão de acionamento. Escala de velocidade em b é válida para todos os mapas.	203
170	Distribuições de velocidades médias determinadas a partir das imagens obtidas no plano 4 na frequência de 120 bpm. Instantes a (0 ms), b (40 ms), c (80 ms) e d (120 ms) indicados em relação à onda de pressão de acionamento. Escala de velocidade em b é válida para todos os mapas. . . . .	204

- 171 Distribuições de velocidades médias determinadas a partir das imagens obtidas no plano 4 na frequência de 120 bpm. Instantes a (160 ms), b (200 ms), c (240 ms) e d (280 ms) indicados em relação à onda de pressão de acionamento. Escala de velocidade em b é válida para todos os mapas. . . . . 205
- 172 Distribuições de velocidades médias determinadas a partir das imagens obtidas no plano 4 na frequência de 120 bpm. Instantes a (320 ms), b (360 ms), c (400 ms) e d (440 ms) indicados em relação à onda de pressão de acionamento. Escala de velocidade em b é válida para todos os mapas. . . . . 206
- 173 Distribuições de velocidades médias determinadas a partir das imagens obtidas no plano 4 na frequência de 120 bpm. Instantes a (460 ms) e b (480 ms) indicados em relação à onda de pressão de acionamento. Escala de velocidade em b é válida para todos os mapas. 207

## Lista de Tabelas

1	Típicos dados hidrodinâmicos para uma pessoa com 60 kg, taxa de fluxo de 4,5 l/min. e viscosidade de 0,04 $cm^2/s$ [45]. . . . .	24
2	Condições de ajuste e valores resultantes de fluxo, pré-carga e pós-carga utilizados para o DAVP operando na frequência de 80, 100 e 120 bpm. . . . .	50
3	Tempos de aquisição de imagens, $T_a$ , intervalo de tempo entre os registros do par de imagens ( $\Delta t$ ) e fator de conversão $M/\Delta t$ para o DAVP operando com frequência de bombeamento de 80 bpm nos planos de iluminação 1, 2, 3 e 4. . . . .	54
4	Velocidade média absoluta máxima ( $V_{abs}$ ) de um ciclo do DAVP operando com frequência de bombeamento de 80 bpm nos planos 1, 2, 3 e 4 em função dos instantes de aquisição $T_a$ . . . . .	60
5	Módulo das tensões de Reynolds máxima para o fluxo do DAVP operando com frequência de bombeamento de 80 bpm nas diferentes posições do plano de iluminação. . . . .	91
6	Tempos de aquisição das imagens, $T_a$ , intervalo de tempo entre a captura do par de imagens ( $\Delta t$ ) e fator de conversão $M/\Delta t$ para o ciclo de batimento do DAVP operando com frequência de bombeamento de 100 bpm nos planos de iluminação 1, 2, 3 e 4. . . . .	92
7	Velocidades médias absolutas máximas para o fluxo do DAVP operando com frequência de bombeamento de 100 bpm nas diferentes posições do plano de iluminação. . . . .	93
8	Módulo das tensões de Reynolds máximas para o fluxo do DAVP operando com frequência de bombeamento de 100 bpm nas diferentes posições do plano de iluminação. . . . .	115
9	Tempos de aquisição de imagens, $T_a$ , intervalo de tempo entre os registros das imagens ( $\Delta t$ ) e fator de conversão $M/\Delta t$ para o ciclo de batimento do DAVP operando com frequência de bombeamento de 120 bpm nos planos de iluminação 1, 2, 3 e 4. . . . .	116
10	Velocidade média absoluta máxima para o fluxo do DAVP operando com frequência de bombeamento de 120 bpm nas diferentes posições do plano de iluminação. . . . .	117
11	Módulo das tensões de Reynolds máxima para o fluxo do DAVP operando com frequência de bombeamento de 120 bpm nas diferentes posições do plano de iluminação. . . . .	135



## Lista de Abreviaturas

- BIA*. . . . .Balão intra-aórtico.
- C*. . . . .Concentração de partículas no fluxo.
- CAT*. . . . .Coração artificial total.
- CCD*. . . . .Charge coupled device (video camera).
- CFD*. . . . .Computacional fluid dynamics.
- D*. . . . .Diâmetro das imagens de partículas.
- DAV*. . . . .Dispositivo de assistência ventricular.
- DAVP*. . . . .Dispositivo de assistência ventricular pediátrico.
- DOP*. . . . .Di-octil ftalato.
- $D_l$ . . . . .Diâmetro da lente.
- $d_p$ . . . . .Diâmetro das partículas.
- $d_s$ . . . . .Diâmetro do limite de difração.
- $f$ . . . . .Distância focal da lente.
- F*. . . . .Fluxo sanguíneo.
- ICC*. . . . .Insuficiência cardíaca congestiva.
- $I(x,y)$ . . . . .Intensidade da imagem.
- $i$ . . . . .Deslocamento das imagens de partículas na direção de x.
- $j$ . . . . .Deslocamento das imagens de partículas na direção de y.
- LSP*. . . . .Laser Speckle Photography.
- LSV*. . . . .Laser Speckle Velocimetry.
- M*. . . . .Aumento do sistema de aquisição.
- Nd:YAG*. . . . .Neodímio(Nd):Ítrio(Y)Alumínio(A)garnet(G).

*PIV*. . . . . Particle Image Velocimetry.  
*PU*. . . . . Poliuretano.  
*R*. . . . . Resistência periférica total da circulação sistêmica.  
*S*. . . . . Densidade de partículas.  
*VIP*. . . . . Velocimetria de Imagens de Partículas.  
 $\Delta P$ . . . . . Diferença de pressão entre a pressão arterial e venosa.  
 $\Delta t$ . . . . . Intervalo de tempo entre os pares de imagens.  
 $\Delta z$ . . . . . Espessura do plano de iluminação.  
 $\lambda$ . . . . . Comprimento de onda da fonte de iluminação.  
 $T_a$ . . . . . Instante de aquisição de imagens no ciclo.  
 $\tau_R$ . . . . . Tensão de cisalhamento turbulento (tensão de Reynolds).

# 1 Introdução e Objetivos

O sistema circulatório tem a função de transportar as várias substâncias vitais para o funcionamento do organismo. Essa tarefa é executada pelo sistema cardiovascular, que é composto pelo pulmão, coração, artérias, veias, vênulas, vasos capilares e vasos linfáticos.

O coração é a bomba propulsora de todo o sistema circulatório, sendo que a circulação sanguínea é dividida em *circulação sistêmica* e *circulação pulmonar*. Pela circulação sistêmica (artérias, arteríolas, capilares, veias, vênulas e seios venosos), o sangue alcança todos os órgãos do organismo, levando oxigênio e nutrientes para os tecidos e captando os produtos de excreção, enquanto que pela circulação pulmonar o sangue é enviado para pulmão, onde é realizada a oxigenação do sangue (Figura 1).

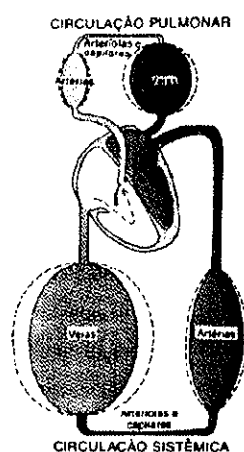


Figura 1: Ilustração para a circulação sistêmica e pulmonar [1].

Em casos de insuficiência cardíaca mais graves, o coração é incapaz de produzir um débito cardíaco (volume de sangue bombeado por unidade de tempo) para atender às necessidades metabólicas dos tecidos e o quadro clínico dos pacientes é deteriorado devido a oferta insuficiente de oxigênio e nutrientes aos tecidos. Quando os tratamentos com medicamentos já não surtem efeito, tornam-se necessário a utilização de suporte circulatório mecânico para manter a circulação sistêmica e/ou pulmonar visando restabelecer o débito cardíaco adequado.

O uso de dispositivos de assistência ventricular (DAV) é uma técnica clinicamente bem estabelecida em assistência circulatória mecânica. A utilização de DAVs em pacientes adultos com insuficiência cardíaca tem resultado em boa taxa de sobrevivência [2, 3, 4]. Por outro lado, diferentemente dos bons resultados obtidos com os DAVs em adultos, as bombas pediátricas têm tido uso clínico muito limitado. Dispositivos de assistência ventricular pediátricos (DAVP) confeccionados com geometria e materiais semelhantes aos utilizados nas versões adultas de modo geral apresentam alto índice de hemólise e formação de trombos. Atualmente, existe apenas dois dispositivos no mundo em uso clínico. Ainda não são bem conhecidos os modos como estes processos ocorrem durante a utilização dos dispositivos.

Contudo, as características fluidodinâmicas, especialmente distribuição de velocidades no dispositivo, tamanho e posições das regiões de estagnação e existência de energia cinética turbulenta e tensões de Reynolds nas regiões de turbulências, mais acentuadas nas bombas pediátricas, são tidas como as principais causas da formação de trombos e ocorrência de hemólise [5, 6, 7, 8, 9, 10].

Neste contexto, a caracterização do fluxo no interior de um DAV pode contribuir para o desenvolvimento de uma bomba para uso pediátrico adequada para o uso de longa duração, minimizando a ocorrência de hemólise e formação de trombos nos dispositivos. Dentre estas técnicas destaca-se a de *Velocimetria de Imagens de Partículas - VIP (Particle Image Velocimetry - PIV)*. Esta consiste na determinação do deslocamento do fluido a partir do espalhamento da luz por partículas adicionadas ao fluido. Estas partículas ao atravessarem um plano de luz produzem um padrão de espalhamento, cuja imagem, após processamento matemático, resulta na distribuição de velocidades do fluxo [11].

Estudos realizados em 1999, utilizaram a técnica de VIP na determinação da distribuição de velocidades em bombas de sangue de fluxo contínuo, com o objetivo de melhorar a hemocompatibilidade das bombas [12, 13, 14]. Nestes estudos foi utilizado um laser contínuo de Argônio com 7 watts de potência associado a um sistema de aquisição de imagens com alta taxa de captura (4500 quadros/s).

Um dos primeiros estudos do fluxo no interior de uma bomba pulsátil foi realizado na Universidade de Berlin em conjunto com o Departamento de Engenharia Biomédica da Universidade de Tel Aviv, sendo medido os fluxos internos de um DAV pulsátil utilizando um CDPIV (Continuous Digital Particle Image Velocimetry) visando entender a dinâmica dos modelos [15]. Neste sistema, utilizando técnicas computacionais no tratamento dos dados foi possível determinar a distribuição tridimensional de velocidades do fluxo. Este mesmo grupo utilizou a técnica de VIP para visualizar o fluxo próximo às paredes de um DAV utilizando duas fontes de laser para iluminação do fluxo. Os lasers foram posicionados com o intuito de realçar as partículas próximas à parede do DAV, melhorando a precisão dos dados nas regiões com maior probabilidade de agregação de plaquetas [16].

Em 2000, a técnica de VIP associada a LDV (Laser Doppler Velocimetry) foi utilizada para medição dos fluxos através de válvulas cardíacas mecânicas [17] utilizando um laser pulsado de Nd:YAG e um sistema de aquisição de imagens com velocidade de captura de 30 quadros/s.

O objetivo deste trabalho é de implementar um sistema VIP para estudar o escoamento de sangue no interior de um DAVP e caracterizar as distribuições de velocidades, energia cinética turbulenta e tensões de Reynolds no interior do mesmo. Este DAVP foi desenvolvido com base em um modelo adulto em uso clínico no Instituto do Coração do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo.

## 2 Velocimetria de Imagens de Partículas

### 2.1 Conceitos fundamentais

As técnicas de medição da distribuição de velocidades de fluidos contribuíram, de maneira importante, para o avanço da mecânica dos fluidos experimental. Dentre estas técnicas, destaca-se a técnica conhecida por Velocimetria de Imagem de Partículas (VIP), que consiste em determinar os vetores de velocidade de uma determinada região de interesse do fluxo por meio das propriedades do espalhamento de luz. A principal vantagem desta técnica é a possibilidade do estudo da cinemática espacial do fluxo, que permite observar as instabilidades e as turbulências do mesmo [11].

Os primeiros sistemas VIP foram desenvolvidos há cerca de 25 anos e desde então, com o desenvolvimento do laser pulsado e das técnicas de análise digital de imagens, os VIPs são amplamente utilizados para a medição de campos de velocidades cada vez mais rápidos. A técnica de VIP permite a determinação da distribuição de velocidades bidimensional (2D) [11, 18, 19, 20] ou tridimensional (3D) [21, 22, 23, 24, 25] de um fluxo.

Na técnica de VIP, partículas são adicionadas ao fluido com o objetivo de acompanhar o movimento do fluxo e serem pontos de referência para o movimento do fluido. Estas partículas devem ser leves e pequenas o suficiente, para que não sofram influência da gravidade sobre sua trajetória, e conseqüentemente, o seu peso não perturbe a medição da dinâmica do fluxo. Entretanto, devido às suas dimensões, não é possível determinar as posições das partículas visualmente.

Para determinar as posições das partículas utiliza-se um plano de iluminação, de forma que este plano atravesse a região de interesse na direção perpendicular ao fluxo. As partículas ao atravessarem o plano geram um padrão de espalhamento que é registrado em dois instantes, com intervalo de tempo  $\Delta t$  conhecido, por meio de um sistema de aquisição de imagens posicionado perpendicularmente ao plano de iluminação. O intervalo  $\Delta t$  depende da velocidade média do fluxo, sendo que seu valor é inversamente proporcional a velocidade (maior velocidade implica em menor  $\Delta t$ ). As imagens registradas são compostas por imagens das partículas que representam a posição inicial (1ª imagem) e final (2ª imagem) do movimento. Estas imagens são, então, processadas determinando-se o deslocamento das partículas entre o intervalo de tempo.

O plano de luz é obtido por meio de um sistema de iluminação composto por uma fonte de iluminação e um sistema óptico. Geralmente, utiliza-se uma fonte de iluminação monocromática (usualmente um laser) que facilita o tratamento dos dados e reduz a difração no sistema óptico. O sistema óptico é composto de duas lentes cilíndricas posicionadas de modo a produzir um plano de iluminação com a menor espessura possível, resultando em profundidade de foco no plano imagem pequena, e evitando a sobreposição de imagens de partículas no registro.

As partículas adicionadas ao fluido possuem dimensão de alguns microns produzindo baixa intensidade de espalhamento. Assim, necessitamos uma potência de iluminação suficientemente alta para produzir um padrão de espalhamento que possa ser detectado pelo sistema de aquisição. A intensidade de espalhamento é diretamente proporcional ao tamanho das partículas adicionada ao fluido ( $d_p$ ) e a potência de iluminação. Assim, quanto menor for o tamanho da partícula, maior deverá ser a potência da fonte de iluminação.

O registro das imagens é realizado por um sistema de aquisição de imagens composto por uma câmara CCD (charge coupled device) e uma objetiva. Estas imagens são submetidas a processamento matemático que mede o deslocamento das partículas por meio do método de correlação cruzada de imagens determinando, assim, a distribuição de velocidades da região de interesse. A figura 2 apresenta uma ilustração simples do sistema de velocimetria de imagens de partículas.

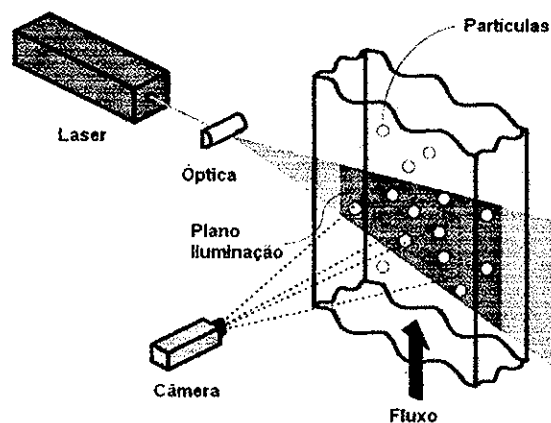


Figura 2: Ilustração de um sistema de velocimetria de imagens de partículas.

Os conceitos utilizados no VIP são uma extensão das técnicas clássicas de visualização de fluxos. Os primeiros ensaios visando este objetivo utilizaram técnicas relacionadas ao fenômeno de speckle. Na década de 70, na Inglaterra, foi realizado o mapeamento da distribuição de velocidades de um objeto em movimento por meio do padrão de espalhamento da luz (Archbold & Ennos, 1972 [26]). Um feixe de luz laser foi expandido, por um sistema óptico, composto por duas lentes cilíndricas, até formar um plano de luz. Este plano de luz iluminou um disco difusor em rotação formando um padrão de espalhamento granulado, conhecido por *speckle*. A luz espalhada foi registrada através de dupla exposição em um mesmo filme fotográfico e os tempos de exposição foram determinados através de um furo periférico em um disco em rotação. O vetor de velocidade do disco em rotação foi encontrada iluminando-se com um laser o filme revelado, produzindo franjas de interferência sobre um anteparo. Estas franjas foram, então, analisadas pela teoria de Young, determinando a direção e a velocidade média do disco. Devido à baixa potência do laser (o que implicava em longos períodos de exposição do filme para termos um registro satisfatório), a velocidade do disco foi limitada a 5 rpm. Esta técnica foi batizada de *Laser*

*Speckle Photography (LSP).*

Ainda na década de 70, nos EUA, com o desenvolvimento do laser de rubi e de argônio, mais potentes, foram realizados os primeiros experimentos em fluidos dinâmicos. Estudos desenvolvidos por Dudderar & Simpkins (1977) [27], Gronsson & Mallick (1977) [28] e Barker & Fourney (1977) [29], mostraram que as técnicas de *LSP* poderiam ser utilizadas em fluxos de fluidos. Os planos de iluminação eram gerados por lasers de rubi ou argônio com um sistema de Q-switched de duplo pulso (o que gerava pulsos de 2 a 4 J de energia em intervalos de 20 ns), que atravessava um sistema de lentes composto por duas lentes cilíndricas e duas lentes esféricas. Gerando um plano de luz com 40 mm de altura por 1 a 1,5 mm de espessura. Esta técnica recebeu o nome de *Laser Speckle Velocimetry (LSV)*. Durante os primeiros ensaios do desenvolvimento do LSV em fluxo de fluidos, altas densidades de partículas eram adicionadas ao fluxo para garantir que as imagens formassem um padrão de speckle, Este sistema conseguia determinar campos de até 1 m/s de velocidade.

Nos anos 80, com o desenvolvimento dos lasers de Nd:YAG (neodímio:YAG) pulsados houve um grande avanço na área de velocimetria a laser em fluxos de fluidos com altas velocidades. Este tipo de laser desenvolve pulsos de 5 a 10 ns de duração, com energia de até 400 mJ, e uma taxa de repetição que pode variar entre 10 a 50 Hz. Apesar de possuir menor potência do que o laser de rubi e argônio, o laser de Nd:YAG possui a vantagem de ter uma maior taxa de repetição e pulsos com duração mais curta. Estas características possibilitaram a medida de fluxos mais rápidos (Adrian & Yao, 1985 [30]) e turbulentos (Pickering & Halliwell, 1984 [20]). Nesses estudos ficou evidente que não era fundamental o uso do padrão de speckle para determinar o mapeamento da distribuição de velocidades, isto é, não era necessária uma grande concentração de partículas no fluido. Por isso foram utilizadas concentrações menores de partículas no fluido, possibilitando o registro de pares de imagens de partículas individuais, que possibilitavam o mapeamento de velocidades ponto a ponto. Assim nascia a técnica de VIP, batizada em inglês de Particle Image Velocimetry (PIV). Além disso, nesta e na década seguinte, houve um grande desenvolvimento dos microcomputadores e câmeras CCD, o que possibilitava aquisição e a análise dos dados em tempo real, além de uma maior precisão e confiabilidade.

Ainda na década de 90, com o desenvolvimento sincronizadores eletrônicos e de softwares e hardwares específicos para VIPs foi possível a realização de análise mais detalhada dos fluxos, chegando à análises em 3D.

### 2.1.1 Tratamento das imagens

O padrão de espalhamento gerado pelas partículas depende diretamente do diâmetro nominal,  $D$ , das partículas na imagem, sendo este proporcional ao aumento causado pela objetiva da câmera CCD, mais o termo de difração, ou seja:

$$D = \sqrt{M^2 d_p^2 + d_s^2} \quad (1)$$

onde  $M$  é o aumento da imagem,  $d_p$  é o diâmetro da partícula e  $d_s$  é o diâmetro do limite de difração, dado pelo diâmetro do disco de Airy [11], definido por:

$$d_s = 2.44(M + 1) \frac{f}{D_l} \lambda \quad (2)$$

onde  $f$  é a distância focal da lente,  $D_l$  é o diâmetro da lente e  $\lambda$  é o comprimento de onda da fonte de iluminação (em nosso caso  $514 \text{ nm}$ ). As imagens são registradas com intervalos  $\Delta t$  entre cada exposição, sendo a determinação do vetor de velocidades do fluxo obtida através da análise de pequenas áreas deste registro, que são chamadas de células de interrogação.

As imagens formadas dependem da concentração de partículas no fluido e determinam diferentes padrões de espalhamento que são definidos por uma densidade de partículas  $S$  dada por:

$$S = C \Delta z \frac{D}{M} \quad (3)$$

onde  $C$  é a densidade de partículas no fluxo e  $\Delta z$  é a espessura do plano de iluminação. Os valores de  $S$  determinam três modos de operação que possuem diferentes métodos de análise [11] que são caracterizados da seguinte maneira:

- **Modo speckle  $S \gg 1$ :** Neste modo, a concentração de partículas no fluido é tão grande que as imagens das partículas se sobrepõem no plano imagem, formando um padrão de interferência aleatória conhecido por padrão de speckle ou granulado óptico. As velocidades do fluxo são determinadas através de interferometria de speckle.
- **Modo de Alta Densidade de Partículas ( $S \cong 1$ ):** Neste modo, a concentração de partículas é suficientemente alta para garantir que todas as células de interrogação da imagem possuam uma grande quantidade de pares de partículas não sobrepostos. Assim, é possível distinguir a imagem de diversos pares de partículas e calcular um deslocamento médio de partículas em cada célula de interrogação. As velocidades do fluxo podem ser determinadas pelos métodos de autocorrelação de imagens ou por correlação cruzada de imagens.
- **Modo de Baixa Densidade de Partículas ( $S \ll 1$ ):** Neste modo a concentração de partículas é tão pequena que as imagens dos pares de partículas são bem espaçadas pela região de interesse, de forma que é possível posicionar as células de interrogação com apenas um único par de partículas e medir diretamente os deslocamentos.



A figura 3 apresenta imagens dos três diferentes modos de operação.

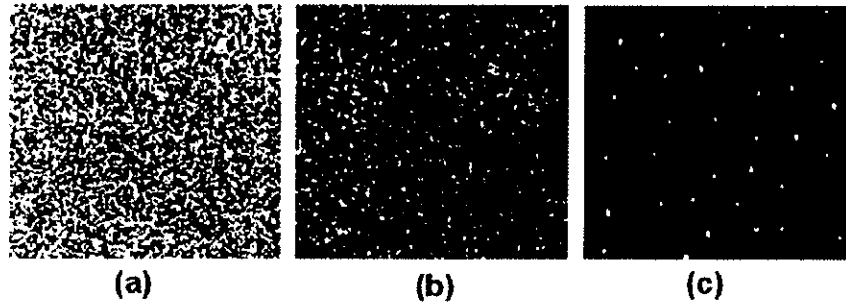


Figura 3: Imagens adquiridas nos três modos de operação do VIP. (a) Modo speckle, (b) Modo de Alta Densidade de Partículas e (c) Modo de Baixa Densidade de Partículas.

No modo speckle são necessárias a utilização de uma fonte de iluminação de alta potência, suficiente para iluminar toda a região de interesse uniformemente, e uma grande quantidade de partículas na produção do padrão de speckle. Por isso, no caso do DAVP, este modo de operação pode inviabilizar o processo de medição do fluxo pois a grande quantidade de partículas adicionadas ao fluido podem influenciar o movimento do fluido alterando o fluxo no interior da bomba.

Este efeito não ocorre quando utilizamos o modo de alta densidade de partículas. Uma vez que, quando utilizamos menor concentração de partículas, além de não influenciarmos a dinâmica do fluxo, o plano de iluminação penetra uniformemente ao longo de toda a região de interesse, sem a necessidade de potência de iluminação muito alta.

Outra vantagem do modo de alta densidade de partículas é que, mesmo com uma menor concentração de partículas, todas as células de interrogação na região de interesse possuem quantidade suficiente de partículas, permitindo a determinação dos vetores de velocidade com acurácia. Isto não ocorre no modo de baixa densidade de partículas, prejudicando a determinação dos vetores em algumas células de interrogação e, conseqüentemente, a determinação da distribuição de velocidades. Por isso em neste trabalho, adotamos o modo de alta densidade de partículas durante a aquisição de imagens para determinarmos a distribuição de velocidades no interior da câmara sangüínea do DAVP.

Os vetores de velocidade foram calculados com o método de correlação cruzada de imagens, no qual as células de interrogação da primeira imagem são correlacionadas com a segunda imagem de maneira que se determine o quanto cada célula foi deslocada entre a primeira e segunda imagem, sendo o deslocamento com maior correlação admitido como o deslocamento da imagem. A correlação cruzada de uma célula de interrogação é dada por:

$$R(i, j) = \int I_1(x, y) I_2(x + i, y + j) dx dy \quad (4)$$

onde  $i$  e  $j$  são os deslocamentos em pixels na direção  $x$  e  $y$ , respectivamente, entre as imagens correlacionadas e  $I_1(x, y)$  e  $I_2(x + i, y + j)$  são as intensidade na primeira e segunda imagem. Quando realizamos a correlação das células ocorre um pico de maior correlação que corresponde à correlação da primeira imagem sobre a segunda.

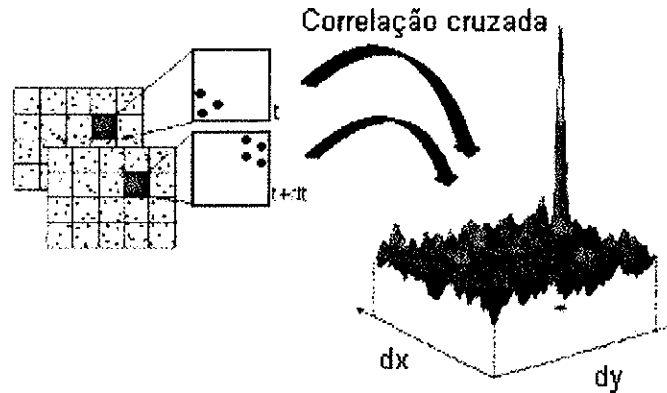


Figura 4: Ilustração dos picos de correlação de uma imagem.

A velocidade do fluxo na célula é determinada pela distância  $\Delta p$  entre o pico de deslocamento e a posição central da célula de interrogação, tal que:

$$U_p = \frac{M \Delta p}{\Delta t} \quad (5)$$

onde o termo  $M/\Delta t$  é o fator de conversão de pixels para unidades de velocidade. Portanto, para um fluxo bidimensional temos que as componentes de velocidades  $u$  e  $v$  ( $x, y$ ) dadas por:

$$u = \frac{M i}{\Delta t} \quad (6)$$

$$v = \frac{M j}{\Delta t} \quad (7)$$

Dessa forma, as velocidades absolutas para cada célula de interrogação são determinadas diretamente dos valores de  $u$  e  $v$  por meio da equação:

$$\overline{V}_{abs} = \sqrt{\overline{u}^2 + \overline{v}^2} \quad (8)$$

Portanto, se dividirmos a câmara sangüínea em diversas células de interrogação e aplicarmos o método de correlação cruzada, pode-se determinar a distribuição de velocidades do fluxo, permitindo a caracterização das instabilidades do fluxo.

## 2.2 Precisão do sistema VIP

A precisão do sistema VIP depende de diversos fatores que podem provocar a determinação de distribuições de velocidades incorretas, por erros que podem ser classificados em duas características: Erros aleatórios e erros de tendência (erros de *bias*).

Os erros aleatórios são associados com os ruídos eletrônicos nas imagens gerados na câmara CCD e com a sincronização entre a captura das imagens com o laser. Estes erros podem prejudicar sensivelmente a precisão na determinação de distribuições de velocidades instantâneas. Entretanto, devido a sua natureza aleatória, estes erros podem ser desprezados quando calculamos as distribuições de velocidades médias por meio de um grande conjunto de imagens (maior de que 150 pares de imagens neste trabalho).

Por outro lado, os erros de tendências não podem ser desprezados nas distribuições de velocidades instantâneas ou nas distribuições de velocidades médias. Existem diversas fontes de erros de tendências, e os mais significativos estão relacionados ao tamanho das células de interrogação, ao tamanho das partículas e a determinação da posição dos picos de correlações, conhecido por *peak-locking* [31]. Os erros relacionados ao tamanho da célula de interrogação e ao tamanho das partículas podem ser facilmente controlados experimentalmente. Contudo os erros relacionados a *peak-locking* são mais complexos e precisam ser minimizados por meio do tratamento das imagens.

Quando o método de correlação cruzada é utilizado no sistema VIP, a determinação do deslocamento das partículas é determinada em função da posição do mais alto pico de correlação. Este valor possui uma incerteza de  $\pm 1/2$  pixel que minimiza a precisão dos vetores de velocidades. Por exemplo, quando o deslocamento real das partículas for de 8.3 pixels, o pico de correlação será estimado com deslocamento de 8 pixels. Por outro lado, quando o deslocamento real é de 8.6 pixels, o pico de correlação será estimado com deslocamento de 9 pixels. Dessa forma, os deslocamentos reais que existem entre os pixels são aproximados para o número inteiro mais próximo, prejudicando a precisão do sistema. Este efeito é claramente visualizado na função de densidade de probabilidade de uma distribuição de velocidades médias de um túnel de vento. Podemos observar no gráfico *b* da figura 5 que, devido ao erro de *peak-locking* existe, uma tendência de concentração de deslocamento nos números inteiros diferente do gráfico *a* onde o perfil é mais aproximado de uma função de gaussiana. Pode-se minimizar o efeito de *peak-locking* aumentando a precisão do sistema por meio de uma rotina de interpolação de subpixel na determinação da posição do pico de correlação de maior altura. O uso deste tipo de rotina pode ser justificado baseado no fato que a correlação ser definida em função de diversas imagens de partículas. Por exemplo, se uma célula de interrogação contém 10 imagens de partículas, sendo oito com deslocamento de 3 pixels e duas com deslocamento de 2 pixels, pelo método de correlação, o pico mais alto terá deslocamento de 3 pixels, porém a interpolação de subpixel determinará o deslocamento de 2,8 pixels. A figura 5 apresenta a função de densidade de probabilidade para uma distribuição de

velocidades com a aplicação de interpolação de sub-pixel (a) e sem a aplicação (b).

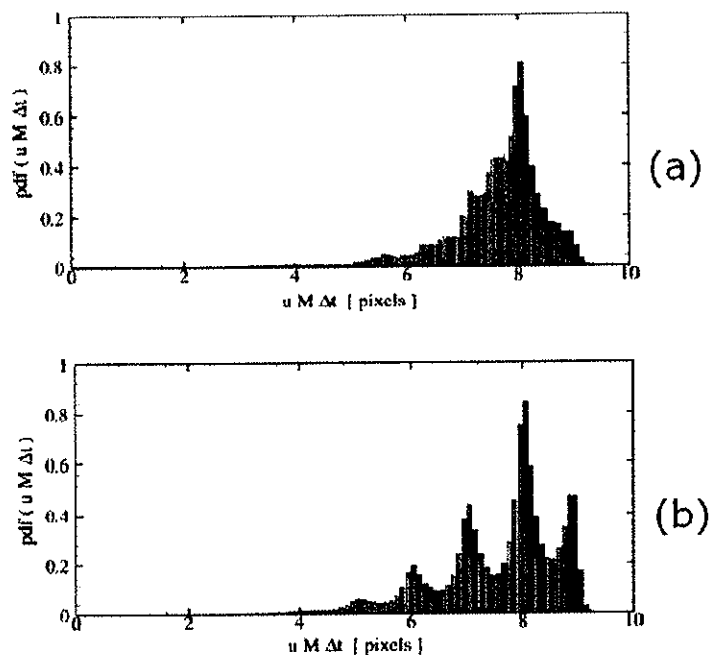


Figura 5: Função de densidade de probabilidade de uma distribuição de velocidades com a aplicação de interpolação de sub-pixel (a) e sem aplicação da mesma (b).

A interpolação de subpixel mais usada é baseada em um estimador de 3 pontos. Quando o máximo pico é determinado na posição  $(i,j)$ , os valores dos dois picos mais próximos são usados para o ajuste de uma função. Neste trabalho, vamos utilizar a função gaussiana como função de ajuste. Dessa forma, a função gaussiana é ajustada a posição dos três picos, sendo considerado o máximo da função ajustada como o deslocamento real das partículas (figura 6).

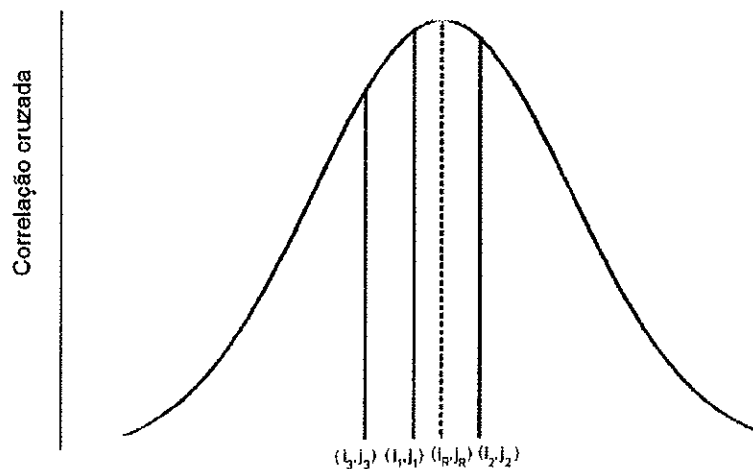


Figura 6: Deslocamento real das partículas ( $x_R$ ) determinado por uma função gaussiana usando um estimador de 3 pontos ( $x_1$ ,  $x_2$  e  $x_3$ ).

### 3 Dispositivos de Assistência Ventricular

#### 3.1 Dispositivos de assistência circulatória

A assistência circulatória mecânica é um recurso adotado em situação crítica, quando a terapia com medicamentos já não é mais eficaz e o paciente necessita de providências urgentes. A indicação desse recurso é feita geralmente como ponte para transplante naqueles pacientes que esperam por um transplante cardíaco pois a recuperação ventricular não é possível.

Os dispositivos de assistência circulatória podem ser classificados quanto ao modo de assistência, quanto ao modo de acionamento, quanto ao tipo de implantação e quanto ao tipo de fluxo. A figura 7 ilustra uma das classificações usualmente aplicadas aos dispositivos de assistência circulatória.

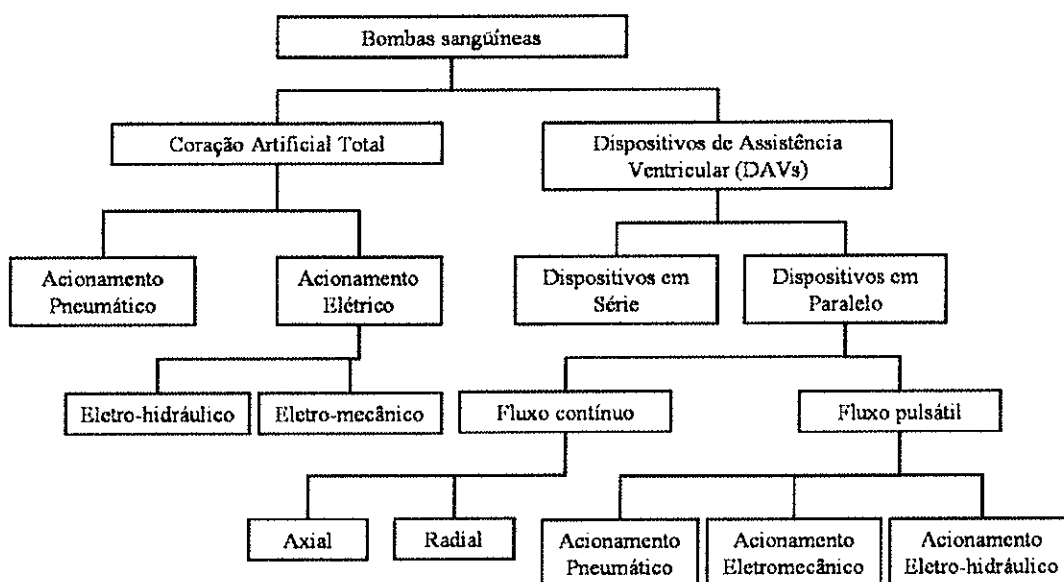


Figura 7: Classificação dos dispositivos de assistência circulatória.

Conhecidos por coração artificial total (CAT), os dispositivos de assistência total são compostos por duas bombas sanguíneas implantadas no lugar do coração. Os CATs podem ter acionamento pneumático ou elétrico, podendo ser eletro-hidráulico ou eletro-mecânico. Estes dispositivos são utilizados de forma temporária como ponte para o transplante cardíaco ou de maneira permanente como um coração artificial [32, 34, 38].

Os dispositivos de assistência ventricular são bombas projetadas para auxiliar a ação de bombeamento de um ventrículo insuficiente, contribuindo para a manutenção de um débito cardíaco adequado (volume de sangue bombeado por unidade de tempo). Estes dispositivos podem ser implantados em série ou em paralelo ao coração. Dentre os dispositivos em série, destaca-se o balão intra-aórtico (BIA). O BIA é utilizado para assistência circulatória temporária e de curta duração (alguns dias) e requer a

existência de atividade cardíaca para a sua aplicação, uma vez que a pulsação do balão é sincronizada com a atividade mecânica do coração do paciente. O balão intra-aórtico é o método mais empregado, mais simples e apresenta resultados muito bons. Foi primeiramente descrito por Moulopoulos, em 1962, experimentalmente, em cães. Kantrowitz, em 1968 relatou a primeira utilização clínica com sucesso. O BIA é posicionado na aorta descendente sendo constituído por um balão de poliuretano montado em um cateter conectado a um sistema propulsor. O princípio que rege a aplicação do BIA é denominado contrapulsão, ou seja, o balão é insuflado na sístole e desinsuflado na diástole. Após a da diástole, o balão é insuflado e envia uma onda de sangue para a raiz da aorta, aumentando a pressão diastólica. Um pouco antes do início da ejeção do ventrículo esquerdo, o balão desinsufla, diminuindo a pressão na aorta, o que facilita a ejeção pois cria-se um espaço de vácuo que irá como que aspirar o sangue durante a sístole, reduzindo o volume e a pressão em cerca de 13%, em consequência reduz a pré carga. A insuflação do balão durante a diástole cardíaca, também produz um aumento da pressão de perfusão coronariana e, dessa forma, a função miocárdica torna-se mais eficaz [33].

Os dispositivos que trabalham em paralelo com o coração podem ser divididos, de acordo com o fluxo, em contínuo ou pulsátil. As bombas de fluxo contínuo funcionam impulsionando o sangue continuamente, sem a necessidade da interposição de válvulas. Estas podem auxiliar a circulação esquerda ou direita e sua utilização se dá por horas ou até semanas. São exemplos as bombas de roletes, as bombas centrífugas e bombas axiais.

Os DAVs pulsáteis são dispositivos que funcionam imitando o ciclo de bombeamento realizado pelo coração em condições normais. Estes DAVs podem ter acionamento pneumático, eletromecânico e elétrico-hidráulico. Todas as bombas pulsáteis são basicamente bombas de membrana nas quais as membranas são movidas por pneumaticamente ou por placa. Os DAVs pulsáteis com acionamento eletromecânico ou elétrico-hidráulico possuem um motor elétrico com acoplamento mecânico ou hidráulico que movimenta uma placa rígida em direção a uma câmara sangüínea, ejetando o sangue para o paciente. Quando a placa se movimenta em direção contrária, o sangue é direcionada para a câmara sangüínea, enchendo a bomba. Os DAVS pulsátis com acionamento pneumático são constituídos por duas câmaras separadas por uma membrana flexível. A membrana é deslocada por meio da aplicação de uma pressão positiva na câmara pneumática que impulsiona a membrana em direção a câmara sangüínea, ejetando o sangue. Com o final do pulso de pressão, a pré-carga do sistema impulsiona a membrana de volta a posição inicial (na câmara pneumática) resultando no enchimento da câmara sangüínea. Válvulas mecânicas ou biológicas são utilizadas para direcionar o fluxo de entrada e saída do sangue da bomba.

O suporte circulatório mecânico com DAVs pulsáteis provou ser um tratamento eficaz para suporte enquanto se espera pelo transplante cardíaco em aplicação denominada como ponte para o transplante. O fluxo sangüíneo resultante da combinação do fluxo do coração do paciente associado ao fluxo do

dispositivo mecânico é muitas vezes suficiente para restabelecer a circulação sanguínea. Dessa forma, os órgãos que tinham os seus desempenhos prejudicados pela má circulação de sangue podem recuperar suas funções, melhorando as condições do paciente até o transplante cardíaco.

### 3.1.1 Dispositivos de assistência ventricular em uso clínico

Diversos tipos de dispositivos de assistência ventricular são utilizados clinicamente. Por simplicidade, vamos discutir apenas os modelos de DAVs pneumáticos com acionamento semelhante ao DAV estudado neste trabalho.

O primeiro DAV pulsátil desenvolvido foi o balão intra-aórtico desenvolvido e aplicado em um animal em 1962 por Kolff e Molopolous. Em 1968, *Kantrowitz et al* transformaram este feito experimental em realidade clínica [34, 35]. Em 1964 os resultados do primeiro uso clínico de um DAV pulsátil para o lado esquerdo do coração foram publicados. Contudo estes dispositivos podiam ser usados apenas durante curto espaço de tempo [35].

Os primeiros DAVs comerciais foram fabricados pela *Thoratec Laboratories Corp.* (Pleasanton, CA, EUA) sendo disponibilizados para uso clínico desde o início da década de 1980 [35]. O DAV *Thoratec* é baseado no desenho desenvolvido na *Pennsylvania State University* por *Pierce e Donnachy* com bombeamento pulsátil. A bomba é implantada paracorporeamente e consiste de uma estrutura externa rígida de polisulfona e uma bolsa sem costuras interna feita de poliuretano. Duas válvulas mecânicas garantem o fluxo unidirecional do sangue. A bomba é conectada a um propulsor pneumático externo que pode assistir mecanicamente um ou dois ventrículos. Até outubro de 2003, o DAV *Thoratec* foi utilizado em 2517 pacientes com a utilização de 953 dispositivos para assistência ao ventrículo esquerdo, 246 para assistência ao ventrículo direito e 1318 com assistência biventricular. A duração média de assistência em ponte para transplante foi de 50 dias e em recuperação foi de 21 dias. A assistência em ponte para transplante mais longa foi de 566 dias e em ponte para recuperação foi de 340 dias. O menor paciente assistido teve 17 kg de peso, com superfície corpórea de  $0,73 m^2$ , pois o DAV *Thoratec* é fornecido com um tamanho único padrão para utilização em adultos. Seu implante em crianças aumenta o risco de tromboembolismo devido a redução da velocidade e estase sanguínea no dispositivo.

Em 1984 o primeiro DAV fabricado pela *Novacor* (*Baxter Corp.*, *Oakland, CA, EUA*) foi implantado. Inicialmente desenvolvido para uso permanente, este dispositivo foi implantado como ponte para o transplante devido ao dispositivo de controle não ser portátil. Só foi introduzido em 1993 e permitiu o uso de longa duração [35, 37]. O DAV *Novacor* é uma bomba sanguínea de acionamento eletro-mecânica totalmente implantável projetada para assistência do ventrículo esquerdo. O dispositivo tem uma bolsa de poliuretano que é comprimida por duas placas simetricamente opostas. A bomba é conectada no ventrículo pelo ápice e na aorta ascendente, com os enxertos de entrada e saída. Próteses valvares de pericárdio bovino são incorporados nos enxertos para garantir um fluxo unidirecional.

Em 1988, o DAV fabricado pela Mediport Kardioteknik (Berlim, Alemanha) foi utilizado pela primeira vez no Berlin Heart Institute. Em 1992, O DAV HeartMate fabricado pela Thermo Cardiosystems HeartMate (Woburn, MA, EUA) foi implantado. O DAV Medos fabricado pela Medos Medizintechnik GmbH (Stollberg, Alemanha) é utilizado em uso clínico desde 1994 [35].

Outros dispositivos também usados clinicamente são descritos a seguir:

- DAV Abiomed Biventricular Support (BVS) 5000 fabricado pela Abiomed Cardiovascular Inc. (Danvers, MA, EUA) é um sistema de suporte cardíaco pulsátil utilizado em posição paracorpórea. Este dispositivo pode ser usado para suporte de curto prazo do ventrículo esquerdo, ventrículo direito ou de ambos simultaneamente, com acionamento pneumático e volume de ejeção efetivo de 82 ml (volume ejetado por batimento). O dispositivo é constituído de um console propulsor automatizado e bombas cardíacas descartáveis de duas câmaras. As bombas contêm uma câmara de enchimento (átrio artificial) e uma câmara propulsora (ventrículo artificial), situada entre duas válvulas tricúspides de poliuretano. O átrio artificial, posicionado no topo da bomba se enche passivamente enquanto o ventrículo artificial, posicionado na parte inferior da bomba, é esvaziado pela ejeção de ar comprimido [35].
- DAV HeartMate 1000 IP é um dispositivo pulsátil implantável com acionamento pneumático, projetado para suporte exclusivo do ventrículo esquerdo. A bomba é constituída por uma estrutura externa de titânio, com um diafragma interno de poliuretano colado a uma placa rígida acionada pneumaticamente. O dispositivo ejeta o sangue quando o dispositivo está 90% cheio. Quando a atividade do paciente aumenta, a bomba se enche mais rapidamente e a frequência da bomba aumenta automaticamente, resultando num aumento do débito da bomba.
- DAV MEDOS/HIA é um dispositivo pulsátil de assistência paracorpórea, acionamento pneumático, desenvolvido no Helmholtz Institute Aachen (HIA) na Alemanha, que pode ser usado para suporte de longo prazo do ventrículo esquerdo, ventrículo direito ou de ambos simultaneamente. O dispositivo é constituído por uma bomba sangüínea de membrana, de utilização paracorpórea, cânulas de entrada e saída e um sistema propulsor. Duas válvulas tricúspides de poliuretano colocados nos dutos de entrada e saída da bomba sangüínea garantem o fluxo unidirecional do sangue. Até o fim de 1997 o sistema tinha sido empregado em 217 pacientes.
- DAV HeartMate 1000 Vented Electric (VE) é similar à versão pneumática anteriormente descrita (HeartMate 1000 IP), porém acionado por um motor de baixo torque ao invés de ar comprimido. O dispositivo implantável possui volume de ejeção máximo de 83 mL e foi projetado para a assistência do ventrículo esquerdo. O dispositivo foi projetado para assistência de longa duração com sucesso por até 604 dias em ponte para transplante. Até outubro de 2003, haviam sido



implantados 2476 dispositivos HeartMate VE LVAS com duração média de assistência de 147 dias [39].

- DAV Berlin Heart EXCOR é um dispositivo pulsátil que pode ser usado para assistência de longo prazo uni ou biventricular. O dispositivo é implantado em posição paracorpórea sendo constituído por uma câmara sangüínea e uma câmara pneumática, divididas por uma membrana livre, cânulas de entrada e saída e um sistema propulsor. Válvulas de poliuretano são incorporadas na entrada e saída da câmara sangüínea para garantir um fluxo unidirecional. O dispositivo tem um volume de ejeção máximo de 12, 15, 25, 30, 50, 60 e 80 mL, podendo ser utilizado por pacientes adultos ou pediátricos. Projetado para assistência de longa duração, o dispositivo é utilizado como ponte para transplante cardíaco mundialmente [35].

Apesar do sucesso da utilização de assistência mecânica no tratamento de pacientes com insuficiência cardíaca em adultos, a assistência com DAVs em crianças e neonatos ainda é muito restrita.

Em 1980, *Pollock et al* [35] relatou a primeira utilização de um BIA em uma criança de seis anos foi assistida pelo BIA após uma cirurgia cardíaca. Em 1983, *Veasy et al* [35] usou cateteres com pequenos balões em 15 crianças. Alguns grupos chegaram a realizar assistência mecânica circulatória pulsátil em crianças utilizando sistemas projetados originalmente para pacientes adultos. O DAV HeartMate foi utilizado por *Helman et al* em 12 pacientes adolescentes, com idades variando de 11 a 20 anos com bons resultados [36]. *Ashton et al* usaram o DAV ABIOMED BVS 5000 em 4 crianças e observaram que o suporte circulatório era mais eficiente quando as superfícies corpóreas dos pacientes eram maiores que  $1,2 m^2$  e os fluxos maiores que  $2 L/min$  [36].

Em 1992, o DAV Berlin Heart foi o primeiro sistema comercial disponibilizado com bombas e cânulas para uso pediátrico. No mesmo ano, um paciente de oito anos foi assistido com um Berlin Heart por oito dias com insuficiência cardíaca. Este implante foi seguido por um bem sucedido transplante cardíaco [35].

Apesar de 25 anos de estudos em bombas para uso pediátricos, o DAV Berlin Heart VAD e o DAV MEDOS são os dois únicos sistemas de DAVs pulsáteis que oferecem dispositivos que atendem todos os pacientes pediátricos inclusive os neonatos (bombas com 10, 30, 50 e 80 mL), o que demonstra a complexidade de desenvolvimento destas bombas.

### 3.2 Dispositivo de assistência ventricular InCor

O DAV InCor pode ser utilizado em assistência circulatória total ou parcial, dando suporte ao lado esquerdo ou direito do coração ou em ambos. O DAV InCor é um dispositivo de fluxo pulsátil com acionamento pneumático. O DAV é implantado em posição paracorpórea e conectado ao coração por meio de cânulas especiais.

O DAV InCor tem aproximadamente 9 cm de diâmetro e é confeccionado em forma de uma carcaça rígida de poliuretano (PU). Uma membrana flexível feita de poliuretano e reforçada com tela de algodão divide a estrutura em duas partes que constituem a câmara sanguínea e a câmara pneumática. A câmara sanguínea possui dois orifícios para entrada e saída do sangue nas quais são alojadas duas válvulas de pericárdio bovino que direcionam o fluxo. O fluxo do DAV é controlado por um propulsor pneumático que fornece a pressão necessária para ejetar o sangue da câmara sanguínea para o paciente, possibilitando um volume de ejeção efetivo de 65 ml (volume de sangue ejetado por batimento) em frequências de até 100 bpm [32]. Uma única unidade propulsora é capaz de acionar dois DAVs simultaneamente, permitindo assistência uni ou biventricular. A figura 8 ilustra o DAV para assistência ao ventrículo esquerdo.

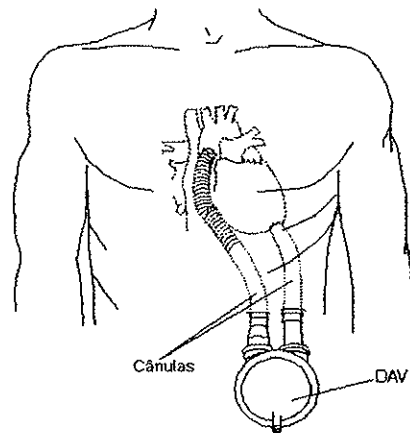


Figura 8: Ilustração do DAV InCor ligado entre o ápice do ventrículo esquerdo e aorta.

a figura 9 mostra um desenho esquemático do DAV InCor.

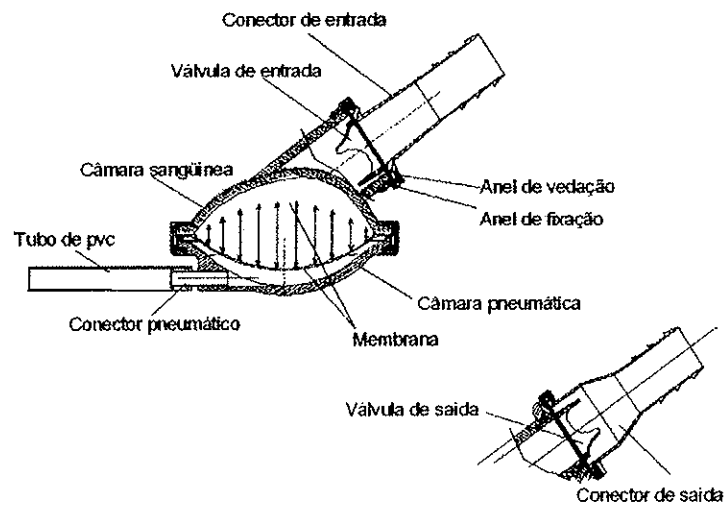


Figura 9: Ilustração da geometria do DAV InCor.

A figura 10, ilustra o ciclo de funcionamento do DAV. À esquerda vemos a câmara sanguínea

preenchida com a extensão total da membrana. O momento de enchimento total da câmara é reconhecido pelo sistema de controle da bomba que, por sua vez, aciona uma válvula solenóide que libera um pulso de pressão positiva (ar comprimido) para a câmara pneumática. Este ar preenche a câmara pneumática, impulsionando a membrana em direção à câmara sangüínea, ejetando o sangue pela cânula de saída. A pressão positiva é fornecida em ciclos, alterando cada período de ejeção com um período de enchimento da câmara sangüínea, formando um ciclo de bombeamento.

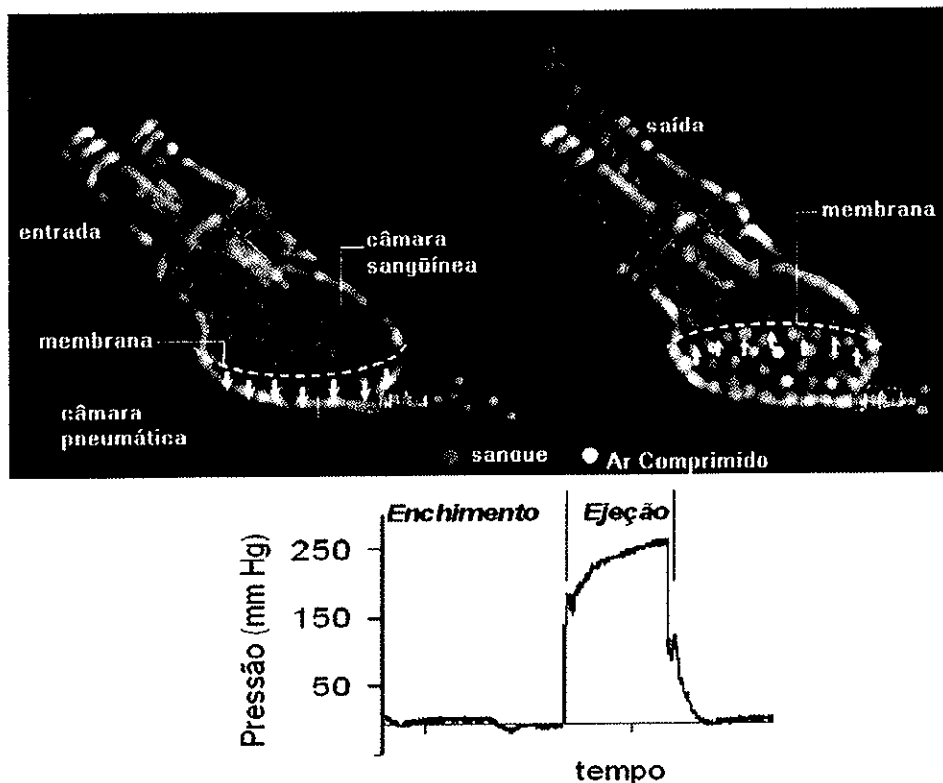


Figura 10: Ilustração do Ciclo de bombeamento e gráfico de pressão do acionamento do DAV InCor.

### 3.2.1 Dispositivo de assistência ventricular InCor para uso pediátrico

Apesar do sucesso relativo em crianças mais velhas, com sistemas pulsáteis projetados para uso adulto, são exíguos os DAVs pulsáteis para crianças pequenas. Os dispositivos para adultos são inadequados, exceto em crianças maiores, por causa das baixas frequências de bombeamento que têm que ser usadas em crianças pequenas resultando em lavagem imprópria do interior da bomba e um excessivo risco trombo-embólico [40, 41]. O Medos HIA VAD (MEDOS Medizintechnik AG, Stolberg, Alemanha) e o Berlin Heart VAD (Berlin Heart AG, Berlin, Alemanha) são os dois únicos sistemas pulsáteis de dispositivos de assistência ventricular (DAV) adequados para a faixa completa de idades de pacientes adultos e pediátricos, inclusive neonatos [35].

Com aproximadamente 6,5 cm de diâmetro, o dispositivo de assistência ventricular pediátrico (DAVP), em desenvolvimento no Centro de Tecnologia Biomédica, tem volume de ejeção de aproximadamente 30 ml por batimento e é acionado pneumaticamente de maneira similar à versão para pacientes adultos (em uso clínico). A geometria do DAVP corresponde a uma versão em escala reduzida do DAV adulto (figura 11).

O DAVP pode ser usado para suporte do ventrículo esquerdo, ventrículo direito ou de ambos simultaneamente. O dispositivo é implantado em posição paracorpórea e é composto por duas câmaras de PU rígidas separadas por uma membrana livre de PU flexível separando as câmaras sangüínea e pneumática. Confeccionadas de pericárdio bovino, duas válvulas com três folhetos são utilizadas na entrada e saída da câmara sangüínea com a função de orientar o fluxo durante o bombeamento. As válvulas de entrada e saída medem 20 mm e 18 mm de diâmetro, respectivamente (figura 11).

Os canais de entrada e saída fazem a ligação da câmara sangüínea do DAVP com o paciente com a utilização de conectores metálicos de aço inoxidável 316L e cânulas plásticas de cloreto de polivinila (PVC) revestidos internamente com material biocompatível. Os conectores citados se apóiam em duas bases de aço inoxidável 316L acopladas nas extremidades dos canais de entrada e saída de sangue. As bases de aço inoxidável 316L também servem de apoio para as duas válvulas.

O conjunto de válvulas e conectores está fixado na base metálica através de uma capa de fixação provida de rosca. Entre a base das válvulas e os conectores são montados anéis de vedação para prevenir vazamentos. A figura 11 apresenta o DAVP estudado.

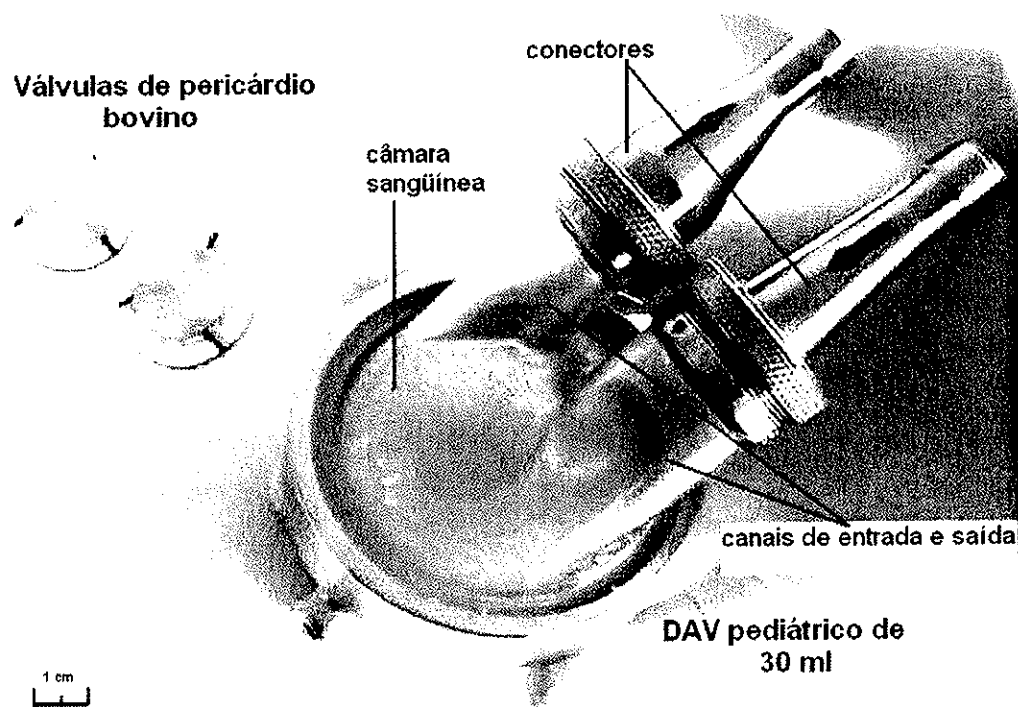


Figura 11: Dispositivo de assistência ventricular pediátrico.

## 4 Caracterização do Fluxo.

### 4.1 Distribuição de velocidades, energia cinética turbulenta e tensão de Reynolds

Um fluido é definido como uma matéria que se deforma continuamente sob a ação de uma força de cisalhamento, não importando o quão pequena possa ser essa força. Considere o comportamento de um fluido entre duas placas paralelas infinitas conforme a figura 12. Aplicando uma força  $F$  constante a uma das placas, ela é acelerada até atingir uma velocidade constante (chamada velocidade terminal). Pensando que o líquido entre as placas se separa em camadas paralelas muito estreitas, o efeito da força aplicada é o de produzir diferenças de velocidade entre as camadas adjacentes. A camada adjacente à placa móvel se move junto com ela, não há escorregamento, e a camada adjacente à placa fixa permanece também fixa [42, 43].

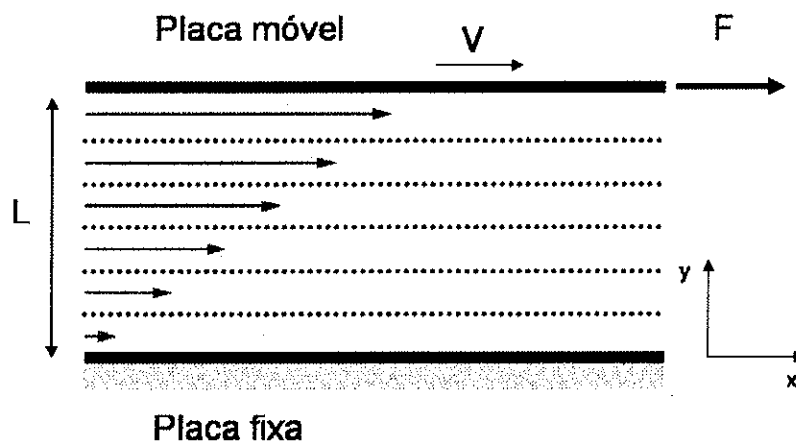


Figura 12: Deformação resultante da aplicação de forças de cisalhamento constante em um fluido.

O módulo da força  $F$  aplicada necessária para manter o movimento da placa com velocidade média de módulo  $\bar{V}$  constante, é diretamente proporcional à área  $A$  da placa e ao módulo da velocidade e inversamente proporcional à distância  $L$  entre as placas. Assim, podemos escrever que:

$$F = \mu \frac{AV}{L} \quad (9)$$

onde  $\mu$  é o fator de proporcionalidade que depende do fluido e da temperatura [42, 43].

Uma força de cisalhamento é a componente tangencial da força que age sobre a superfície e, dividida pela área da superfície, dá origem a tensão de cisalhamento média ( $\tau = F/A$ ) sobre a área. Assim temos que:

$$\tau = \mu \frac{\bar{V}}{L} \quad (10)$$

A tensão de cisalhamento em um ponto é o valor limite da relação entre a força de cisalhamento e a área tendendo a um ponto. A relação  $\bar{V}/L$  é a taxa de deformação do fluido provocada por uma força  $F$ , também escrita por  $d\bar{V}/dL$ . Entretanto,  $d\bar{V}/dL$  é uma forma mais geral porque continua válida nas situações nas quais a taxa de deformação e a tensão de cisalhamento variam com  $L$ . Assim na forma diferencial temos que:

$$\tau = \mu \frac{d\bar{V}}{dL} \quad (11)$$

que é a tensão de cisalhamento para um escoamento unidirecional. O fator de proporcionalidade  $\mu$  é chamado de viscosidade do fluido. A equação 11 é chamada de *lei de Newton da viscosidade*.

A viscosidade é a força de atrito que atua nas diferentes camadas do fluido ao escorregarem entre si devido ao gradiente de velocidade provocado por  $d\bar{V}/dL$ . Para fluidos que se movem através de tubos, por exemplo, a viscosidade é uma força resistiva agindo entre as camadas de um fluido provocando movimentos com velocidades diferentes entre elas. O fluido para o qual a equação 11 é verdadeira é denominado fluido newtoniano, sendo a viscosidade constante. Os fluidos nos quais a tensão de cisalhamento não é diretamente proporcional à taxa de deformação (isto é, a viscosidade não é constante) são denominados não-newtonianos e possuem uma viscosidade aparente.

Os regimes de escoamentos são classificados em laminar ou turbulento, conforme o movimento das camadas de fluido. No escoamento laminar a estrutura do escoamento é caracterizada pelo movimento suave das camadas. Estas, durante o escoamento, deslizam umas sobre as outras, sem que ocorra uma mistura macroscópica das camadas, sendo a velocidade constante em qualquer ponto. No escoamento laminar não há mistura macroscópica de camadas adjacentes do fluido. Um filamento de corante adicionado a um fluxo laminar aparece como uma linha única, sem dispersão do corante pelo fluxo, exceto uma tênue dispersão decorrente do movimento molecular. Por outro lado, a estrutura de fluxos turbulentos é caracterizada por movimentos aleatórios e tridimensionais, adicionais ao movimento principal das camadas. Um filamento injetado em um regime turbulento se dispersa rapidamente por todo o campo. A linha de corante parte-se em diversos filamentos entrelaçados por todo o fluxo, demonstrando o movimento entre as camadas do fluido. Este comportamento é devido a flutuações de velocidades presentes no fluxo.

Em uma análise bidimensional, a velocidade  $\bar{V}$  é uma função das coordenadas espaciais  $x$  e  $y$  ( $\bar{V} = \bar{V}(x, y)$ ). Por conseguinte, a representação completa do vetor de velocidade pode ser escrita em termos das duas componentes escalares, denotando as componentes nas direções  $x$  e  $y$  por  $u$  e  $v$ , assim:

$$\bar{V} = \bar{u}\vec{i} + \bar{v}\vec{j} \quad (12)$$

Se medirmos a componente  $x$  de velocidade em um ponto fixo de um escoamento para escoamento laminar e turbulento, ambos permanentes (velocidade média constante), os gráficos da velocidade em

função do tempo serão iguais aos da figura 13. Para o escoamento laminar, a velocidade permanece constante ao longo do tempo. No fluxo turbulento, a velocidade instantânea,  $u$ , possui flutuações aleatórias,  $u'$ , em torno da velocidade média  $\bar{u}$  tal que podemos considerar  $u$  como soma de  $\bar{u}$  e  $u'$  [42],

$$u = \bar{u} + u' \quad (13)$$

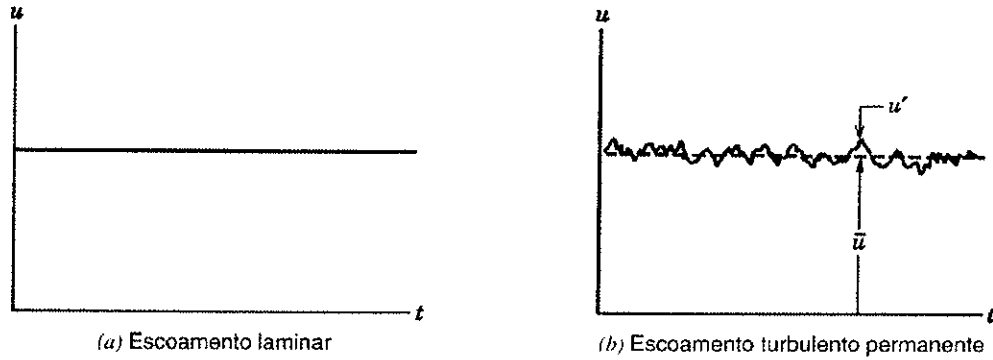


Figura 13: Variação da velocidade axial com o tempo.

Embora os escoamentos turbulentos possam ter  $\bar{u}$  constante ao longo do tempo, a presença de flutuações aleatórias da velocidade em alta frequência torna a análise do escoamento extremamente difícil. No escoamento turbulento existe um violento intercâmbio de partículas de fluido entre uma camada de fluido causando flutuações nas velocidades. Estas flutuações trocam quantidade de movimento entre as camadas adjacentes de fluido, causando tensões de cisalhamento aparentes que devem ser adicionadas àquelas provocadas pelos gradientes da velocidade média. Assim, para escoamentos turbulentos completamente desenvolvidos a tensão de cisalhamento total é dada por [42]:

$$\tau_{total} = \tau + \tau_{aparente} \quad (14)$$

portanto, temos que:

$$\tau_{total} = \mu \left( \frac{d\bar{u}}{dx} + \frac{d\bar{v}}{dy} \right) - \rho \overline{u'v'} \quad (15)$$

onde  $\rho$  é a densidade do fluido,  $u'$  e  $v'$  são as componentes de flutuações aleatórias da velocidade nas direções  $x$  e  $y$ , respectivamente, e  $\overline{u'v'}$  é o produto médio entre  $u'$  e  $v'$ . O termo  $-\rho \overline{u'v'}$  é conhecido por *tensão de cisalhamento turbulento* ou *tensão de Reynolds*,  $\tau_R$ .

Assim como a tensão de cisalhamento possui uma componente turbulenta, a energia cinética, também possui uma componente turbulenta,  $k$ , definida pela relação:

$$k = \frac{1}{2} \left( \overline{u'u'} + \overline{v'v'} + \overline{w'w'} \right) \quad (16)$$

onde  $u'$ ,  $v'$  e  $w'$  são as componentes de flutuações da velocidade nas direções  $x$ ,  $y$  e  $z$ . Sob turbulência, o fluido ganha energia cinética desordenada (energia cinética turbulenta) e maior quantidade de trabalho é necessário para se mover um fluido a uma determinada velocidade.

O surgimento de um escoamento turbulento depende da velocidade média do fluido  $\bar{u}$ , sua viscosidade  $\mu$ , sua densidade  $\rho$  e de um fator geométrico característico,  $L$ , descritivo da geometria do sistema de escoamento. Um número adimensional, chamado de número de Reynolds, pode ser usado para prever o surgimento de turbulência e é definido por [42, 43].:

$$Re = \frac{\rho \bar{V} L}{\mu} \quad (17)$$

Contudo, o número de Reynolds crítico, que define se um escoamento é turbulento ou laminar, varia de um sistema para outro, sendo necessário a determinação empírica do mesmo.

## 4.2 Dinâmica do fluxo de sangue e os processos de hemólise e formação de trombos.

### 4.2.1 Constituição do sangue

De uma maneira simplificada, o sangue é uma solução composta por células vermelhas (eritrócitos), células brancas (leucócitos) e plaquetas (trombócitos) imersas em uma solução líquida (plasma). As células vermelhas ou hemácias são os componentes em maior quantidade e possuem a função de transportar o oxigênio dos pulmões até os tecidos por meio da hemoglobina contida no interior da célula. As hemácias são células anucleadas, em forma de discos bicôncavos com diâmetro de aproximadamente  $7 \mu m$  e espessura de aproximadamente  $1,0 \mu m$  no centro e  $2,8 \mu m$  nas bordas. Cada hemácia tem vida média de 120 dias no organismo.

As células brancas, ou leucócitos, são aproximadamente 1% das células no sangue com tamanho médio de aproximadamente  $10 \mu m$ . Possuem formas e funções diversas, sempre ligadas à defesa do organismo contra a presença de elementos estranhos a ele, como, por exemplo, as bactérias, germes e fungos. Estas células praticamente não desempenham papel significativo nas características dinâmicas do sangue.

O plasma é um líquido amarelo claro que representa 55% do volume total de sangue e é constituído por 90% de água, onde se encontram dissolvidas proteínas, íons, açúcares, gorduras e sais minerais. Através do plasma circulam, por exemplo, elementos nutritivos necessários à vida das células. Além de transportar os componentes sanguíneos, o plasma é um reservatório de água para o organismo, impede o colapso e a obstrução dos vasos sanguíneos e ajuda a manter a pressão arterial e a circulação através do organismo. Além de resfriar ou aquecer o sangue de acordo com a necessidade do corpo [1].



As plaquetas são partículas semelhantes às células, porém sem o núcleo, com diâmetro de aproximadamente  $2 \mu\text{m}$ . As plaquetas são um dos componentes do processo de coagulação. As plaquetas têm vida curta e circulam na proporção de 150 a 400 mil unidades por milímetro cúbico de sangue. Sua função mais importante é a de auxiliar na interrupção dos sangramentos em vasos danificados.

A densidade do sangue,  $\rho$ , praticamente não varia em condições normais do sistema cardiovascular, sendo de aproximadamente  $1050 \text{ kg/m}^3$  na temperatura de  $37^\circ\text{C}$  [1, 45]. Conseqüentemente, o sangue pode ser caracterizado como um fluido incompressível.

#### 4.2.2 Propriedades dinâmicas do sangue

Quando se considera a reologia do sangue atende-se principalmente às propriedades físico-químicas dos seus constituintes, às interações que se estabelecem entre si e destes com as paredes dos vasos e à geometria vascular [45, 44]. O coração é formado por duas bombas distintas (Figura 14), uma bombeia o sangue para os pulmões (circulação pulmonar), enquanto a outra bombeia o sangue que sai dos pulmões para o resto do corpo (circulação sistêmica). O coração é constituído por quatro cavidades (dois átrios e dois ventrículos).

Na circulação, o sangue venoso chega ao átrio direito através das veias cava (superior e inferior). Do átrio direito o sangue é forçado através da válvula tricúspide pela contração atrial, enchendo o ventrículo direito. Este então, bombeia o sangue para artéria pulmonar através da válvula pulmonar, lançando o sangue venoso para os pulmões. No pulmão, o sangue recebe o oxigênio das vias aéreas e elimina o dióxido de carbono sendo em seguida coletado pelo sistema de veias pulmonares e direcionado ao átrio esquerdo (circulação pulmonar). No átrio esquerdo, o sangue é forçado a passar pela válvula mitral, chegando ao ventrículo esquerdo, de onde é bombeado para a aorta, através da válvula aórtica, percorrendo toda a rede capilar do corpo. Na rede capilar o sangue cede oxigênio e nutrientes aos tecidos e capta o dióxido de carbono produzido pelo metabolismo celular. Por fim, o sangue alcança o sistema de vênulas e veias que convergem para formar as grandes veias cava superior e inferior, retornando novamente ao coração (circulação sistêmica). Em condições normais, na circulação sistêmica, a pressão na aorta é entre 80 a 120 mm Hg, decrescendo até aproximadamente 25 mm Hg nos capilares e permanecendo baixa nas vênulas e veias. A tabela 1 apresenta alguns dados característicos da circulação sanguínea em condições normais nos vasos da circulação sanguínea. O número de Reynolds foi calculado pela equação 17 [45].

Sendo o sangue uma suspensão, sua viscosidade dependerá da viscosidade do plasma, da concentração dos elementos em suspensão, da temperatura e do fluxo. A viscosidade do sangue em condições normais é de 3 a 6 cp que é de 3 a 4 vezes a viscosidade da água [1, 46, 55, 60]. Como predominam as células vermelhas no sangue (hemácias), a viscosidade dependerá fundamentalmente de sua concentração, chamada de hematócrito, que mede o quociente entre o volume ocupado pelas células vermelhas

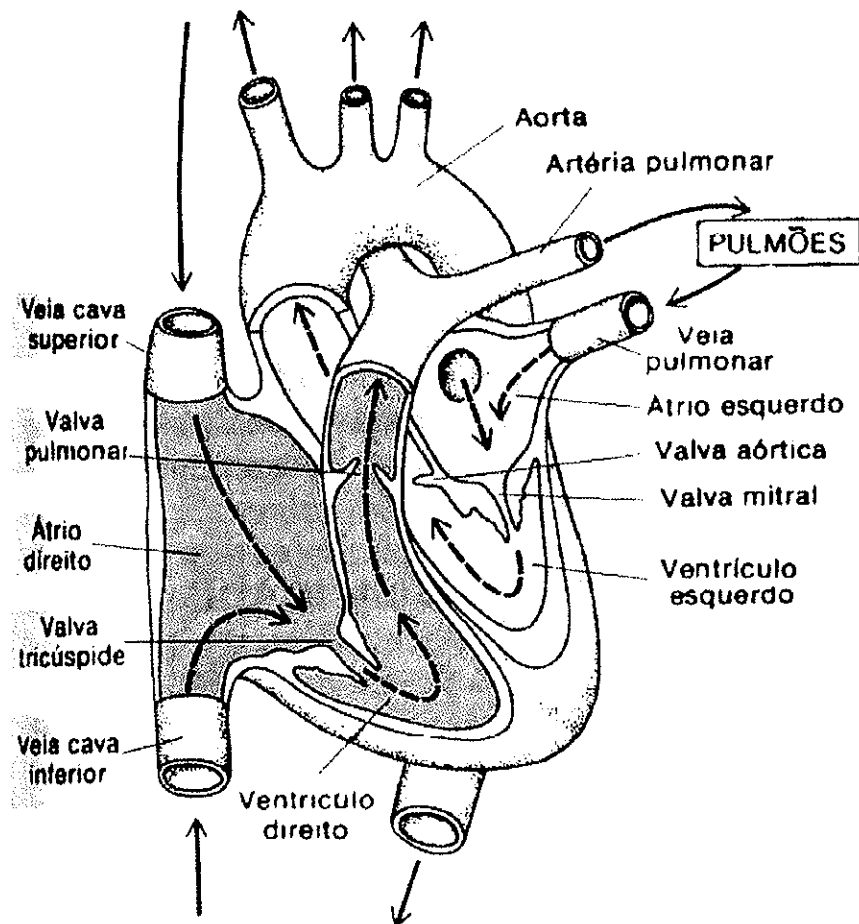


Figura 14: Ilustração do coração humano [1].

e o volume do plasma. O hematócrito de um homem é em média 42%, enquanto para a mulher a média é de 38% do sangue e quanto maior a quantidade de hemácias no sangue, maior é a viscosidade, porém esta relação não é linear [1]. A temperatura também afeta a viscosidade. Quando o sangue diminui a temperatura, a viscosidade aumenta. A viscosidade aumenta cerca de 2% para cada grau diminuído na temperatura.

O fluxo também afeta a viscosidade. A viscosidade do sangue aumenta de forma muito acentuada a medida que a velocidade de escoamento diminui. A viscosidade em vasos extremamente pequenos, com velocidade em torno de 1 mm/s, é de até 10 vezes maior do que a viscosidade na aorta. Este efeito é parte causado pela aderência das células vermelhas, que se deslocam lentamente tanto entre si como com a parede do vaso. Em contrapartida outro fator que influencia a viscosidade do sangue nos pequenos vasos é o efeito Fahraeus-Lindqvist. O efeito Fahraeus-Lindqvist é causado pelo alinhamento das células vermelhas quando atravessam os pequenos vasos. As hemácias, ao invés de se moverem aleatoriamente, alinham-se e atravessam como um único tampão, eliminando assim a resistência viscosa própria do sangue. Este efeito determina que a viscosidade do sangue nos pequenos vasos seja menor do que a viscosidade nos grandes vasos. Isto ocorre quando o diâmetro do vaso é menor que 1,5

Tabela 1: Dados hidrodinâmicos para um indivíduo de 60 kg, débito cardíaco de 4,5 l/min. e viscosidade de  $0,04 \text{ cm}^2/\text{s}$  [45].

	Diâmetro (cm)	Nº de vasos	Comprimento (cm)	Velocidade (cm/s)	Nº de Reynolds
Artérias	2	1	59	24	1200
	0,5	40	29	9,3	116
	0,15	600	14	7,1	26,6
	0,07	1800	5,8	7	12,2
	0,005	$1 \cdot 10^6$	0,15	3,7	0,46
	0,002	$8 \cdot 10^7$	0,3	0,3	0,015
Capilares	0,0008	$3 \cdot 10^9$	0,15	0,05	0,001
	0,003	$1,3 \cdot 10^8$	0,3	0,082	0,006
	0,013	$1 \cdot 10^6$	0,15	0,57	0,18
	0,18	1800	5,8	1,65	7,42
	0,3	600	14	1,75	13,1
	1	40	29	2,35	58,7
Veias	2,5	1	59	15,5	968

mm aproximadamente. Nos capilares, esse efeito é tão acentuado que a viscosidade do sangue é, teoricamente, igual à metade da observada nos grandes vasos [46].

Uma outra característica que altera a viscosidade do sangue é que as hemácias (células vermelhas) se deformam de maneira contínua quando submetida à ação de uma força ou tensão de cisalhamento. A forma das hemácias pode passar por notáveis mudanças quando as células são espremidas ao passar pelo capilares. Na realidade, as hemácias são um *saco* que pode ser deformado até uma tensão de cisalhamento limite, assumindo qualquer forma, sem que ocorra a ruptura da sua membrana celular (hemólise), como ocorre com muitas outras células. Embora o comportamento das hemácias, quanto à variabilidade de forma, dentro dos vasos sanguíneos seja difícil de ser medido, é conhecido que quanto mais o formato das partículas se afasta do esférico numa suspensão, aumentam os efeitos não-newtonianos no fluido.

A concentração e os tipos de proteínas do plasma, também, são outros fatores que afetam a viscosidade do sangue, mas esses efeitos são muito menos importantes e não são considerados na maioria dos estudos hemodinâmicos. Dessa maneira, considera-se o sangue nas grandes artérias e veias (diâmetro maior do que  $500 \mu\text{m}$ ) como um fluido newtoniano enquanto que nas arteríolas, capilares e vênulas o sangue é considerado como um fluido não-newtoniano.

### 4.2.3 Mecanismo de coagulação e formação de trombos

Toda vez que um vaso sofre lesão, ou ruptura, o mecanismo de coagulação age por meio de vários mecanismos com o objetivo de evitar a perda de sangue: (1) contração vascular, (2) formação de tampão plaquetário, (3) formação de coágulo e (4) crescimento final de tecido fibroso no interior do coágulo, para fechar permanentemente a lesão do vaso. A coagulação do sangue é um processo complexo que envolve vários mecanismos e mais de 50 substâncias importantes (algumas das quais promovem a coagulação, denominadas pró-coagulantes, enquanto outras inibem, denominadas anticoagulantes). A coagulação ou não do sangue depende do balanço entre estes dois grupos de substâncias. Em condições normais, na corrente sangüínea predominam os anticoagulantes, de modo que o sangue não coagula enquanto está circulando pelos vasos. Entretanto, quando um vaso sofre uma ruptura, os pró-coagulantes na área da lesão tecidual tornam-se *ativado* e sobrepujam os anticoagulantes, resultando na formação de coágulos [1].

As paredes dos vasos do sangue constituem a primeira barreira para deter a perda de sangue. Se um vaso sangüíneo sofre uma lesão, o traumatismo da própria parede vascular provoca contração do vaso diminuindo o seu diâmetro para que o sangue flua de maneira mais lenta. A contração resulta de reflexos nervosos, espasmos miôgenico local e fatores hormonais locais provenientes dos tecidos traumatizados e das plaquetas. Simultaneamente, a acumulação de sangue fora dos vasos (hematoma) exerce pressão sobre o vaso, ajudando a evitar maior perda de sangue [1].

Após o vaso sofrer contração, a parede do vaso sangüíneo lesionado libera substâncias que provocam uma série de reações bioquímicas que ativam as plaquetas. Quando as plaquetas entram em contato com a superfície lesada, elas imediatamente modificam suas características. As plaquetas ativadas sofrem um processo de adesividade que as tornam pegajosas e possibilita a agregação à superfície lesionada, começam a aumentar de volume e deixam de ter forma circular e convertem-se em formas espinhosas que se irradiam a partir de sua superfície. Em seguida, as plaquetas se contraem e liberam múltiplos fatores ativos que atuam sobre as plaquetas vizinhas, ativando-as também, permitindo, então, a agregação de plaquetas adicionais às plaquetas originalmente ativadas. Este processo induz a ativação de um número cada vez maior de plaquetas, formando um tampão plaquetário que interrompe o sangramento em casos de pequenas lesões e produz um complexo de substâncias ativadas que catalisa a conversão da protrombina em trombina [1].

A trombina atua como enzima para converter o fibrinogênio em fibras de fibrina que envolvem as plaquetas agrupadas e formam uma rede que apanha mais plaquetas e o plasma, para formar o coágulo. Os filamentos de fibrina fazem com que o volume do coágulo aumente e ajudam a conservá-lo no seu lugar para manter fechadas as paredes do vaso. Nesta série de reações participam pelo menos 10 fatores da coagulação do sangue. Em seguida, as plaquetas sofrem uma contração, ajudando na consolidação do coágulo e permitindo a expulsão da parte líquida do coágulo [1].

À medida que o coágulo se retrai, as bordas do vaso lesionado são tracionadas, ocluindo permanentemente a lesão vascular. No final, as reações que ocasionam a formação do coágulo equilibram-se com outras reações anticoagulantes do sangue, detendo o processo de coagulação e mantendo a permeabilidade do vaso. Sem este sistema de controle, as lesões menores dos vasos do sangue poderiam desencadear uma coagulação extensa em todo o organismo.

Apesar do mecanismo de coagulação apresentar duas vias de ativação (intrínseca e extrínseca), com alguns fatores distintos, existe uma etapa comum, com desfecho único, a ativação das plaquetas e a conversão da protrombina em trombina, responsável pela formação de fibrina a partir de fibrinogênio que estabiliza o coágulo. Outro fator em comum são os fatores anticoagulantes que agem impedindo a propagação do coágulo [1].

O termo trombo refere-se a um coágulo anormal que se desenvolve no interior de um vaso sangüíneo. Uma vez formado o coágulo, o fluxo contínuo de sangue que passa por ele tende a deslocá-lo de sua fixação, de modo que o coágulo passa a circular juntamente com o sangue. Esses coágulos de fluxo livre são denominados êmbolos. Os êmbolos que se originam em grandes artérias ou do lado esquerdo do coração fluem periféricamente e causam obstrução das artérias, ou arteríolas, nos rins, no cérebro ou em outros locais. Os êmbolos que originam no sistema venoso ou no lado direito do coração fluem nos vasos do pulmão, causando embolia arterial pulmonar [1].

#### 4.2.4 Hemólise e ruptura das plaquetas

A influência das características dinâmicas do fluxo sobre o sangue ainda não é totalmente esclarecida. Estudos indicam que a tensão de cisalhamento turbulento (tensão de Reynolds) associada ao tempo de exposição do sangue a esta tensão é o principal fator que atua sobre os componentes do sangue [5, 6, 7, 8, 9, 46, 47, 48, 49, 50].

A tensão de Reynolds associada ao tempo de exposição podem causar a ruptura da membrana celular das hemácias (hemólise) e das plaquetas. A ruptura das plaquetas libera substâncias bioquímicas que ativam diretamente o mecanismo de coagulação.

Além de liberar hemoglobina no plasma, a ruptura das hemácias libera substâncias que acredita-se influenciam na ativação das plaquetas. Esta ativação, associada às regiões de estagnação por longos períodos de tempo na câmara sangüínea, promove a formação de trombos [48]. Outros dois problemas relacionados a uma excessiva ocorrência de hemólise são a diminuição do número de hemácias, que implica em anemia hemolítica, e a intoxicação dos rins, devido à hemoglobina livre no plasma [1, 5].

Estudos realizados por *Bachmann et al* [6] sugerem que tanto tensões de Reynolds,  $\tau_R$ , de 150  $N/m^2$  durante períodos maiores que 10 s como tensões de 10.000  $N/m^2$  em períodos de  $10^{-6}$  s podem induzir a hemólise. No estudo, foram correlacionadas as tensões de Reynolds, calculadas para um

DAVP pulsátil com volume de ejeção 15 ml operando a frequência de 75 bpm, com o risco de formação de trombos. O trabalho conclui que a probabilidade de formação de trombos no interior do DAVP aumenta para  $\tau_R$  acima de  $21 N/m^2$ .

Estudo realizado por *Paul et al* [49] com sangue bovino sob tensões de cisalhamento de até  $450 N/m^2$  durante tempos de 200 a 1240 ms indicam que um nível de hemólise crítica ocorre para as tensões de cisalhamento de  $400 N/m^2$  com tempo de exposição de 620 ms, de  $425 N/m^2$  com tempo de exposição de 400 ms e de  $450 N/m^2$  com tempo de exposição de 200 ms.

Estudos realizados por *Lu et al* [9] considerando as tensões de Reynolds, demonstram que o nível de hemólise crítica ocorre com tensões superiores a  $800 N/m^2$  com tempo de exposição de 1 ms.

Simulações realizadas por *Okamoto et al* [7] relacionam a geometria de um DAVP com a tensão de Reynolds por meio de CFD. Neste trabalho, a câmara sangüínea foi idealizada como sendo uma semicalota de raio  $R_1$  e altura  $H_2$ . Foram calculados os valores de  $\tau_R$  para duas bombas com  $H_2$  de 15 e 12 mm, mantendo-se  $R_1$  fixo. Enquanto a bomba com 15 mm de altura resultou em tensões de Reynolds máxima de  $357,4 N/m^2$  durante o enchimento e  $261,6 N/m^2$  durante a ejeção, a bomba com 12 mm de altura resultou em tensões de  $157 N/m^2$  e  $50,3 N/m^2$ , respectivamente. A variação na tensão de Reynolds teve influência direta no índice de hemólise, demonstrando a correlação da tensão de Reynolds com a ocorrência de hemólise.

Estudos realizados por *Koehler et al* [47] em um DAVP pulsátil de 17 ml de volume encontraram velocidades de 1,1 m/s durante o enchimento da bomba e tensões de Reynolds de  $65 N/m^2$  durante 0,1 s. O trabalho conclui que as tensões de Reynolds determinadas ocorrem em tempo suficiente para causar hemólise e promover deposição de trombos.

Estudo apresentado em uma tese de doutorado do departamento de cirurgia cardíaca da Faculdade de Medicina da Universidade de Glasgow [46] sugere que a hemólise ocorre em nível crítico em curtos períodos de tempo ( $< 0,01s$ ) sobre uma tensão de Reynolds de 100 -  $300 N/m^2$ , enquanto que a quebra das plaquetas ocorre em nível crítico com tensões acima de  $100 N/m^2$  em períodos de maiores do que 0,1 s. Neste trabalho, ainda, são apresentadas as figuras 15 e 16 determinadas por *Tillman et al* [52] que resumem o resultado dos diversos trabalhos encontrados na literatura que relacionam a tensão de cisalhamento com a ruptura das células constituintes do sangue.

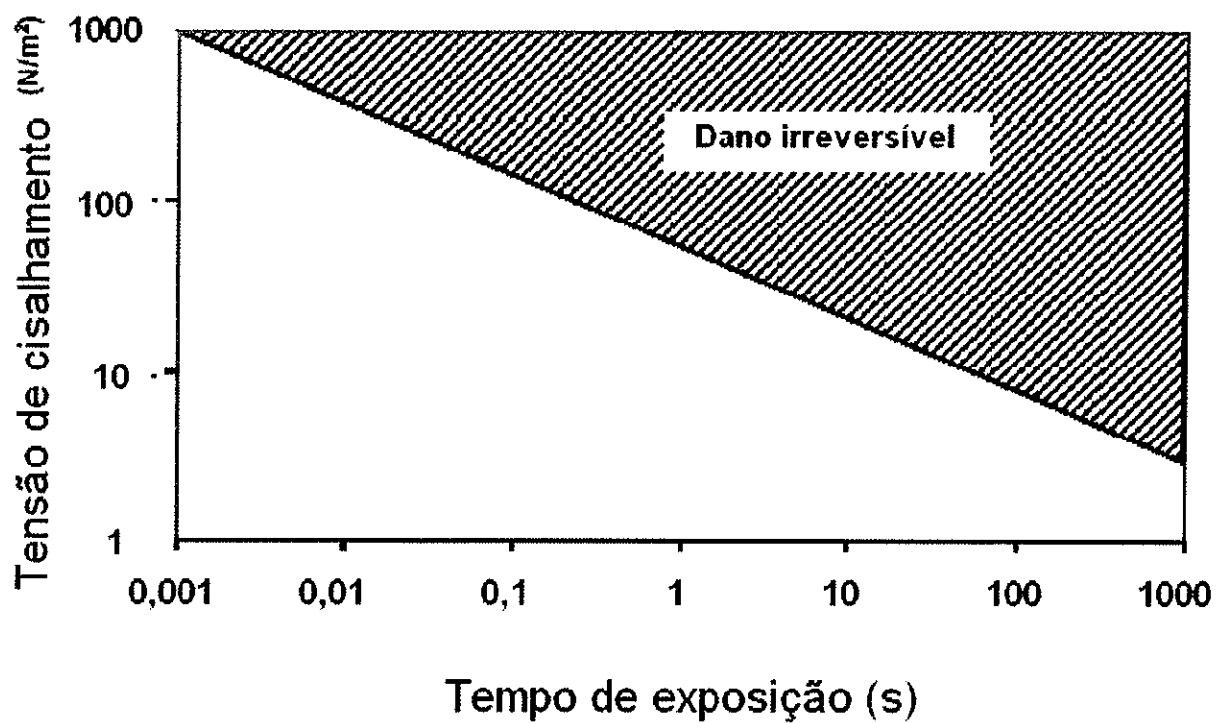


Figura 15: Curva de relação da tensão de cisalhamento e o tempo de exposição com a quebra das plaquetas [46].

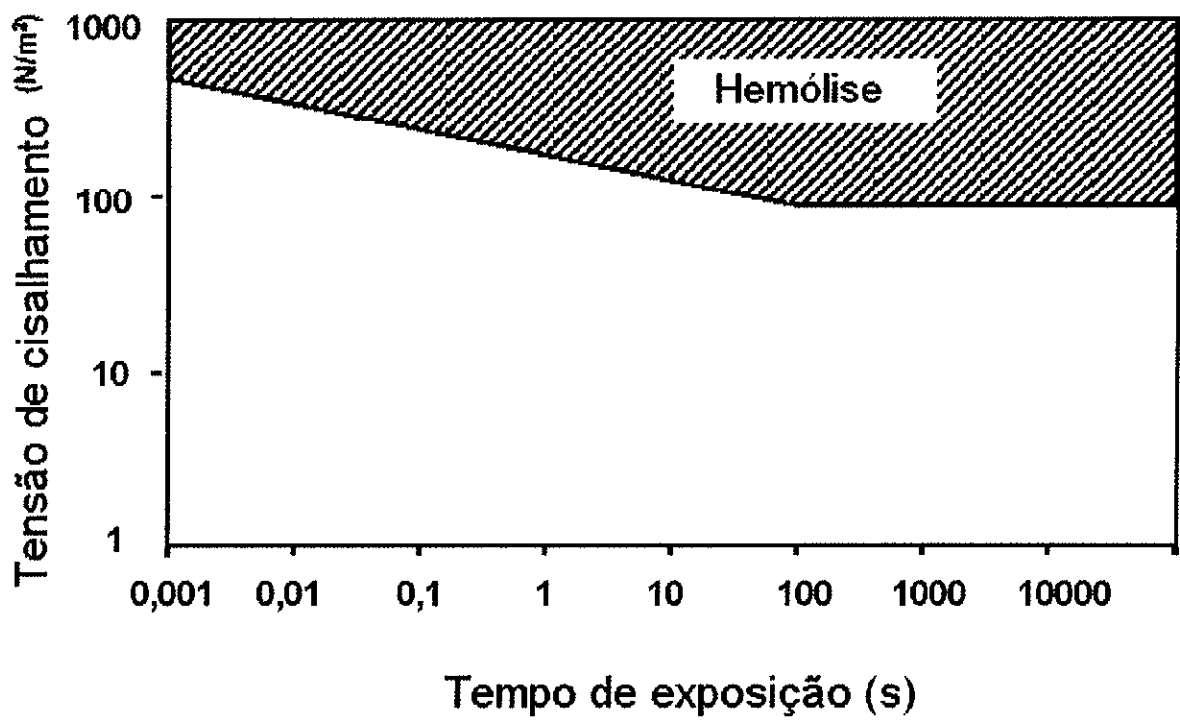


Figura 16: Curva de relação da tensão de cisalhamento e o tempo de exposição com a hemólise [46].



## 5 Materiais e Métodos

### 5.1 Construção do DAVP para estudos de velocimetria de imagens de partículas

Para se determinar as características dinâmicas do fluxo no DAVP a distribuição de velocidades no interior da câmara sangüínea foi estudada por meio do sistema VIP. Apartir desta distribuição foram identificadas as possíveis regiões de estagnação e turbulências do fluxo. Para isso, foi construída uma câmara sangüínea em acrílico, (índice de refração igual 1,49) semelhante a câmara feita em poliuretano para o DAVP (figura 17). Ao contrário do poliuretano, o acrílico é um material transparente à luz e com índice de refração menor do que o poliuretano (1,59), resultando em menor desvio do plano de iluminação devido à refração e pouca perda de energia do plano devido à reflexão da luz no material em relação ao poliuretano.

A calota semi-esférica que compõe a câmara sangüínea possui diâmetro externo de 65 mm e diâmetro interno de aproximadamente 60 mm, 2 canais para a entrada e saída de sangue com diâmetros interno de 22 mm e 14 mm, respectivamente, e volume de ejeção aproximado de 30 ml.

Neste trabalho, consideramos interesse estudar os planos situadas paralelo à membrana e um plano no canal de entrada, perpendicular à membrana do DAVP. Para isso, a câmara pneumática do dispositivo foi modificada em relação a sua forma original (figura 11) conforme a figura 17 e fixada em uma câmara de acrílico, denominada câmara de visualização, posicionando a câmara sangüínea verticalmente (figura 18).

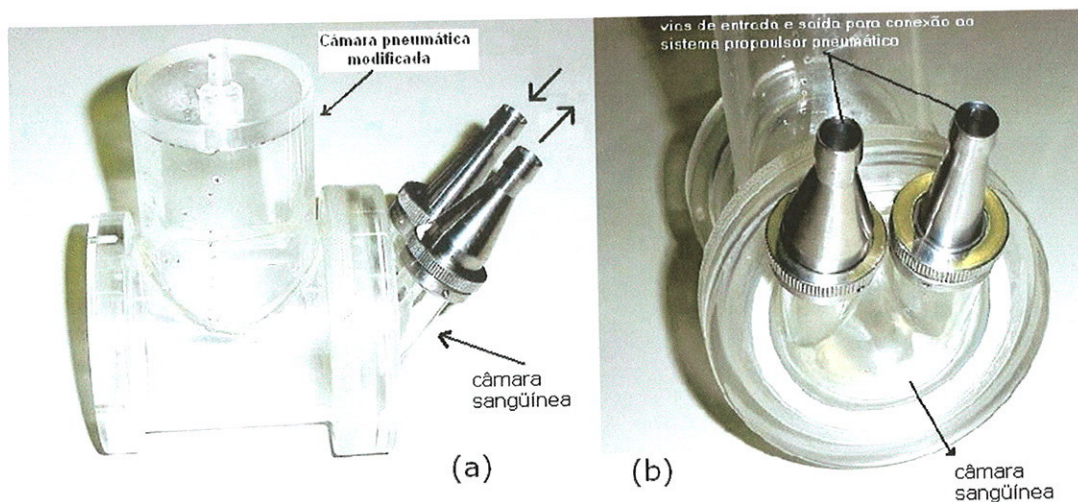


Figura 17: DAVP com a câmara pneumática modificada.

Para determinar o regime de escoamento do DAVP com base no número de Reynolds (equação 17) é necessário determinar o fator geométrico e a velocidade média do fluxo no interior da câmara sangüínea. Com base em estudos realizados com uma bomba pediátrica (volume de 15 ml) que mostraram que o

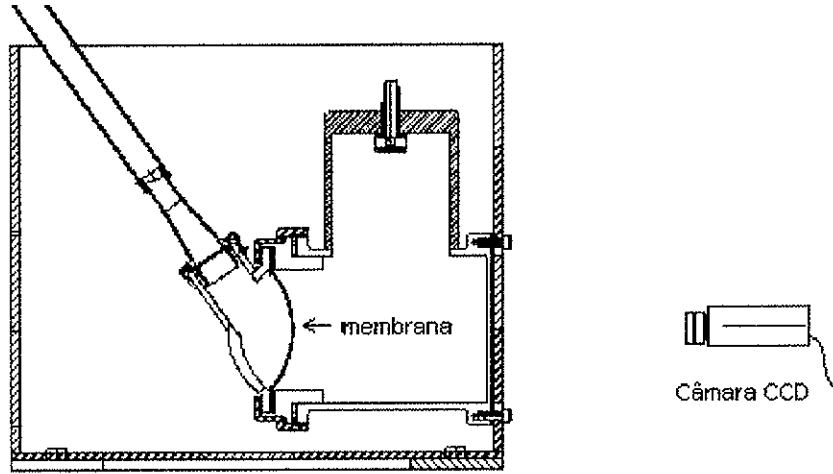


Figura 18: Posicionamento do DAVP na câmara de visualização.

fluxo possui maior turbulência durante o enchimento da bomba do que durante a ejeção [6], para calcular o número de Reynolds, consideramos  $L$  como o diâmetro da canal de entrada do DAVP ( $d_e$ ),  $\bar{u}$  como a velocidade média durante o período de enchimento e  $T$  como o período de enchimento. Considerando o período de enchimento igual a  $2/3$  do ciclo de bombeamento e  $f$  a frequência de batimento, temos que  $T = 2/3f$ , a velocidade média  $\bar{u}$  pode ser estimada por meio do fluxo cardíaco  $Q$  e pela secção transversal ( $\frac{\pi d_e^2}{4}$ ) do canal de entrada do DAVP. Como  $Q = f \cdot V_e$ , onde  $V_e$  é o volume de ejetado por batimento, podemos determinar  $\bar{u}$ . Usando a equação 17 obtemos o número de Reynolds tal que:

$$\begin{aligned}
 Q &= \frac{2}{3} \bar{u} \frac{\pi d_e^2}{4} \\
 \bar{u} &= 6 \frac{Q}{\pi d_e^2} \\
 Re &= \frac{6 \rho f \cdot V_e}{\mu \pi d_e} \quad (18)
 \end{aligned}$$

### 5.1.1 Fluido de Teste

Com o objetivo de evitar a refração do laser nas paredes do DAVP, a câmara de visualização foi preenchida com o mesmo fluido de teste até a câmara sanguínea ficar totalmente submersa. Ao preencher a câmara de visualização com o fluido de teste fazemos com que o caminho óptico pelo qual o plano de iluminação atravessa a câmara sanguínea possua apenas dois meios (fluido - acrílico - fluido) com índice de refração próximos ao contrário de três meios (ar - acrílico - fluido), minimizando os efeitos de refração no plano de iluminação. Outra característica necessária é que o fluido de teste possua aproximadamente a viscosidade do sangue ( $\mu$  de 3 a 5 cp) e a densidade do sangue ( $\rho$  de 1040 a 1060  $Kg/m^3$ ) de uma pessoa normal na temperatura de  $37^\circ C$ .

Foram testados três diferentes soluções. A 1ª solução testada foi uma mistura de soro fisiológico (60%) e glicerina (40%) semeado com partículas de poliamida de 10  $\mu\text{m}$  de diâmetro. Esta solução possui viscosidade de 3,3 cp, densidade de 1.099,84  $\text{kg}/\text{m}^3$  e índice de refração de 1,41. e mostrou não afetar as válvulas de pericárdio bovino, mantendo suas características físicas, tais como flexibilidade, durabilidade e hidratação. Entretanto o índice de refração desta solução é diferente do índice de refração do acrílico utilizado na confecção do DAVP (1,49), provocando o desvio do plano por refração.

Com o objetivo de minimizar o desvio do plano, a substância di-octil ftalato (DOP) foi avaliada. O DOP possui índice de refração igual a 1,48 e viscosidade de 3,6 cp a 55°C. Contudo, o DOP reagiu com o pericárdio bovino impossibilitando a sua utilização. Outra solução [12, 17] foi estudada, composta por 20% de glicerina, 79% de solução saturada de NaI e 1% de solução aquosa de  $\text{Na}_2\text{S}_2\text{O}_3$  com índice de refração de 1,485 e viscosidade de 3,77 cps. Verificou-se que esta solução também reage fortemente com o pericárdio, desidratando o material e alterando sua flexibilidade. Assim, foi mantida a solução de soro fisiológico e glicerina misturada com as partículas de poliamida. Apesar desta solução possuir um índice de refração diferente do acrílico, a perda de energia por efeitos de reflexão pôde ser compensada pelo aumento da potência da fonte de iluminação durante os ensaios finais do projeto.

A concentração de partículas foi regulada para proporcionar uma boa densidade de imagens de partículas nos registros (pelo menos 10 imagens por células de interrogação).

### 5.1.2 Acionamento do DAVP

O acionamento do DAVP é realizado por um sistema pneumático gerador de pulsos de pressão controlado eletronicamente. Alimentado por ar comprimido, este sistema permite a aplicação de ar comprimido ou vácuo na câmara pneumática do dispositivo e, conseqüentemente, encher ou ejetar o sangue na câmara sangüínea.

Resumidamente, o sistema gerador de pulsos de pressão é constituído por um regulador de pressão positiva, um regulador de vácuo, um capacitor pneumático que auxilia a estabilização da pressão de saída, uma válvula solenóide de 3 vias, uma bomba de vácuo e um sistema eletrônico de controle. A figura 19 ilustra os componentes do sistema.

O início da fase de ejeção ocorre por meio do acionamento de uma válvula solenóide que libera um pulso de pressão positiva (ar comprimido) para câmara pneumática, durante um intervalo de tempo pré-determinado. Este ar preenche a câmara pneumática, impulsionando a membrana em direção à câmara sangüínea e forçando a ejeção do sangue pela cânula de saída. Quando a válvula solenóide não é acionada, a mesma recebe pressão negativa proveniente de uma bomba de vácuo que é transferida para a câmara pneumática do DAVP. Esta pressão negativa puxa a membrana em direção à câmara pneumática novamente, possibilitando o preenchimento da câmara sangüínea até a extensão total da

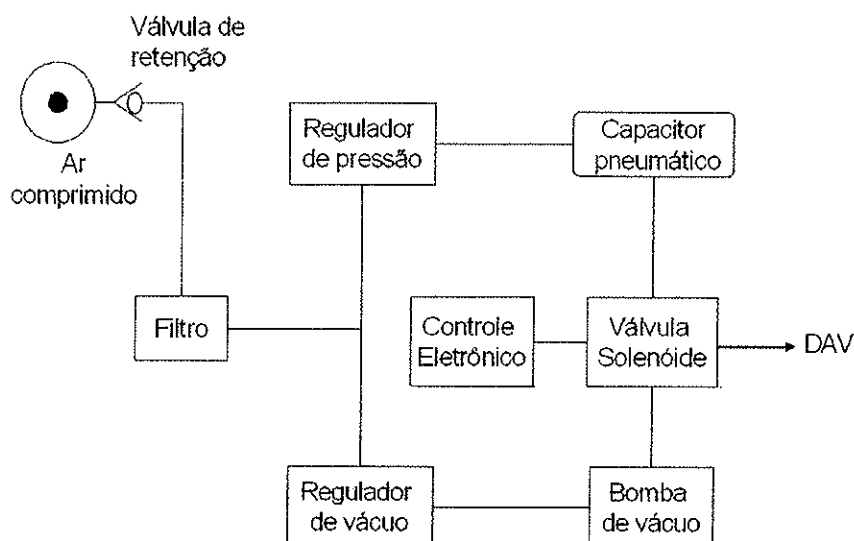


Figura 19: Diagrama de blocos ilustrando os componentes do sistema gerador de pulsos de pressão.

membrana (equivalente à diástole do coração), terminando o ciclo de bombeamento. O controle da pressão positiva é realizado por meio de um regulador de pressão e da pressão negativa pelo regulador de vácuo. Para todos os experimentos, a pressão máxima enviada pelo gerador de pulsos de pressão foi condicionada em 250 mm Hg na ejeção.

Uma onda quadrada com amplitude de 5V controla a válvula solenóide do gerador. No momento de transição do sinal de 0 a 5 volts (subida do sinal), a válvula solenóide é acionada e o ar é enviado ao DAVP (tempo de ejeção) enquanto que durante a transição de 5 a 0 volts (descida do sinal) ocorre o fechamento da válvula (tempo de enchimento). O tempo de acionamento da válvula solenóide é ajustado pelo usuário por meio de um controlador eletrônico que permite controlar os tempos de ejeção (duração do pulso de pressão positiva) e de ciclo. Dessa maneira, o tempo de ejeção em 250 ms e o tempo de ciclo em 750 ms, vamos ter o período de 500 ms para o enchimento da câmara sangüínea (tempo de enchimento). A frequência de batimento do DAVP é igual ao inverso do tempo de ciclo. O tempo de enchimento do ciclo de bombeamento do dispositivo dura aproximadamente 2/3 do tempo de ciclo enquanto que o tempo de ejeção dura 1/3 do período. O gerador de pressão possibilita tempos de ciclo de 50 a 1000 ms e permite controlar o tempo de ejeção de 0 a 1000 ms.

Durante o experimento, o sinal de pressão enviado para câmara pneumática e sinal de acionamento da válvula solenóide são visualizados por meio de um osciloscópio.

### 5.1.3 Sistema simulador hidráulico da circulação

Durante os experimentos, para simular as condições fisiológicas de pressão e fluxo, utiliza-se um sistema simulador hidráulico da circulação arterial (*Cestari et al, 1998 [53]*) conectado ao DAVP. Este

sistema consiste basicamente de duas câmaras construídas em acrílico, denominadas câmara arterial e atrial, conectadas por uma tubulação de PVC onde uma resistência hidráulica é posicionada. A cânula de saída do DAVP é conectada à câmara arterial, permitindo que o fluxo ejetado pelo DAVP flua através do sistema. Esta câmara é fechada e no seu interior, ar e fluido são introduzidos de forma a permitir o ajuste da complacência arterial. A pressão na câmara arterial é medida por meio de um manômetro. O fluido é, então, direcionado até a câmara atrial através da tubulação que conecta as duas câmaras. A câmara atrial é aberta e a altura do nível de fluido na mesma define a pressão de entrada ou pré-carga do DAVP. A cânula de entrada do DAVP é conectada à saída da câmara atrial permitindo o enchimento do dispositivo. Nos experimentos, a pressão na câmara arterial foi ajustada entre 80 a 120 mm Hg e o nível de fluido na câmara atrial ajustado para gerar uma pressão de entrada entre 5 a 10 mm Hg.

## 5.2 Sistema VIP

Os principais componentes do sistema de VIP são o sistema de iluminação, a câmara de visualização, onde é posicionado o DAVP, e o sistema de aquisição de imagens.

Para a iluminação do sistema de VIP foi utilizado um laser pulsátil de Nd:YAG (*Minilaser III<sup>TM</sup>*, New Wave Research, Fremont, CA, EUA) com dupla cavidade de emissão e frequência de 10 Hz cada (o que significa 20 pulsos de emissão por segundo). O feixe do laser possui diâmetro de  $4,45 \pm 0,05$  mm para ambas as cavidades, com energia máxima de pulso de 22 mJ para a cavidade direita e 35 mJ para a cavidade esquerda.

O sistema óptico utilizado para criar o plano de iluminação a partir do feixe de laser consistiu de uma lente cilíndrica (distância focal  $f = 5$  cm) e uma lente esférica ( $f = 80$  cm), ambas convergentes. O posicionamento da lente cilíndrica determina a altura do plano, enquanto que o posicionamento da lente esférica determina a espessura do plano.

### 5.2.1 Sistema de aquisição de imagens

O sistema de aquisição de imagens utiliza uma câmara CCD de 2Kx2K pixels (modelo *Powerview<sup>(TM)</sup>* Plus, *TSI<sup>(TM)</sup>* Inc., Shoreview, Minnesota, EUA) em conjunto com uma lente objetiva de 60 mm de distância focal. Esta câmara CCD utiliza o dispositivo de operação conhecido por "frame Straddle" que permite armazenar duas imagens na memória da câmara antes de fazer a transferência das imagens para a memória RAM do microcomputador. Esta característica permite aquisição de pares de imagens com intervalos de tempo muito pequenos possibilitando o estudo de fluxos com altas velocidades. As imagens são registradas em modo não entrelaçado e digitalizadas por uma placa digitalizadora (modelo

ITI Image Capture, Coreco *Imaging*<sup>TM</sup> Inc., Billerica, MA, EUA ) com taxa de aquisição de 30 Hz por par de imagens. A figura 20 é um exemplo de imagem capturada e registrada pelo sistema.

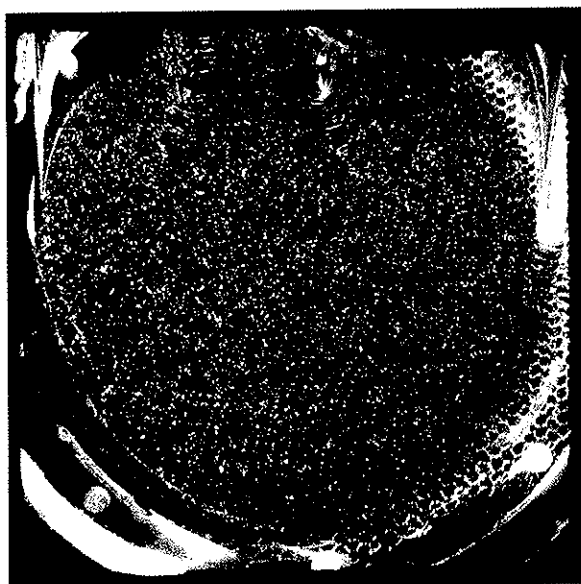


Figura 20: Exemplo de imagem capturada com o sistema de aquisição de imagens.

### 5.2.2 Sistema de sincronização dos sinais

O laser, a câmara CCD e a placa de digitalização de imagens são controlados pelo algoritmo de aquisição de imagens *Insight*<sup>(TM)</sup> 6.1 (*TSI*<sup>(TM)</sup> Inc., Shoreview, Minnesota, EUA) e pelo sincronizador *TSI*<sup>TM</sup> (modelo 610032) que permite sincronizar o pulso do laser com a captura de imagens. A sincronização entre a câmara e o laser foi realizada de maneira a ocorrer o registro de apenas um pulso de iluminação por imagem. Dessa forma, o pulso emitido pela primeira cavidade foi registrado em uma imagem enquanto que o pulso emitido pela segunda cavidade foi registrado na imagem subsequente, conforme o diagrama da figura 21. O programa permite também variar os intervalos de tempo entre as imagens ( $\Delta t$ ), permitindo ajustar a captura das imagens conforme a velocidade do fluxo. Dessa maneira, quando temos um fluxo com maior velocidade, nós podemos reduzir o intervalo  $\Delta t$  para garantir que as imagens de partículas visualizadas na 1ª imagem permaneçam no plano de iluminação na 2ª imagem. Por outro lado, quando temos um fluxo mais lento, podemos aumentar  $\Delta t$  para termos um deslocamento das imagens de partículas suficiente para uma boa correlação.

Para uma boa correlação de imagens e, conseqüentemente, vetores de velocidades confiáveis, o intervalo de tempo entre a aquisição das imagens deve ser tal que o deslocamento das imagens das partículas seja entre 4 a 15 vezes o tamanho das mesma nas células de interrogação. Por exemplo, se o tamanho da imagem da partícula for de 1 pixel, o deslocamento na segunda imagem deve estar entre 4 a 15 pixels [11]. Como o fluxo dentro da câmara sanguínea possui velocidade variável ao longo do

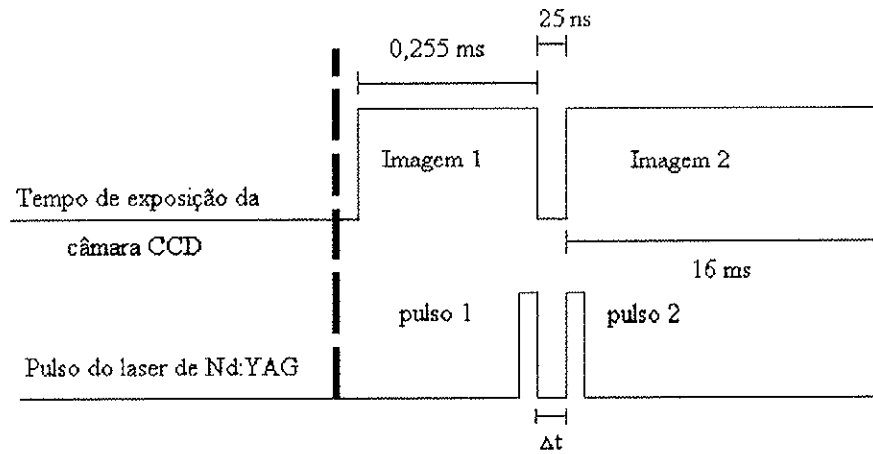


Figura 21: Diagrama de sincronização entre o laser e o tempo de exposição das imagens.

batimento, devemos, então, variar o intervalo  $\Delta t$  de maneira a mantermos um deslocamento médio das partículas nesta faixa.

O intervalo mínimo do sistema de aquisição é de 25 ns, que é determinado pela câmara CCD, com uma taxa de aquisição mínima de 10 pares por segundo (10 Hz), limitada pela taxa de repetição dos pulsos do laser. Além disso, o sincronizador de sinais permite que um sinal externo determine o momento da aquisição de um par de imagens por meio de um sinal de onda quadrada, sendo o disparo realizado na subida do sinal.

### 5.2.3 Algoritmos para determinação das distribuições de velocidades instantâneas.

Dois algoritmos foram utilizados para determinar as distribuições de velocidades do DAVP. O primeiro algoritmo, intitulado de PIV3, foi desenvolvido em ambiente Matlab 6.5 e determina a distribuição de velocidade entre duas imagens através do método de correlação cruzada de imagens.

Neste algoritmo, uma interface gráfica proporciona ao usuário selecionar o conjunto de imagens e os parâmetros de configuração para o cálculo da correlação cruzada através de função INICIAR. Ao selecionar esta função, uma janela gráfica permite ao usuário determinar em qual diretório se encontram as imagens e em seguida uma segunda janela permite selecionar a quantidade e a extensão das imagens. O algoritmo permite carregar até 60 imagens de 640x480 pixels com extensão BMP, TIF ou JPG.

A figura 22 ilustra o diagrama de blocos do algoritmo PIV3.

Após carregar as imagens, o algoritmo mostra a primeira imagem da série e abre uma janela que permite ao usuário escolher o tamanho da célula de interrogação, o nível do filtro de picos de correlação e a escala (em m/s) de um pixel. Nesta etapa, o usuário pode optar pelos tamanhos de 16x16, 32x32, 64x64 ou 128x128 pixels para a célula de interrogação e nível do filtro de 1 a 3. O filtro de picos de correlação calcula a razão entre a altura do pico de correlação da primeira imagem com ela mesma

(autocorrelação máxima  $P_{max}$ ) e o pico de correlação da primeira com a segunda imagem (correlação cruzada  $P_{1,2}$ ),  $\frac{P_{max}}{P_{1,2}}$ . Se o resultado for maior do que o nível escolhido, o algoritmo descarta a correlação e admite a célula de interrogação com deslocamento nulo. Dessa forma elimina-se todos os picos que não possuem altura suficiente para justificar a correlação.

Em seguida a distribuição de velocidades é calculada seguindo as instruções:

1. Seleção de duas imagens consecutivas e comparação das dimensões, devendo as imagens possuir

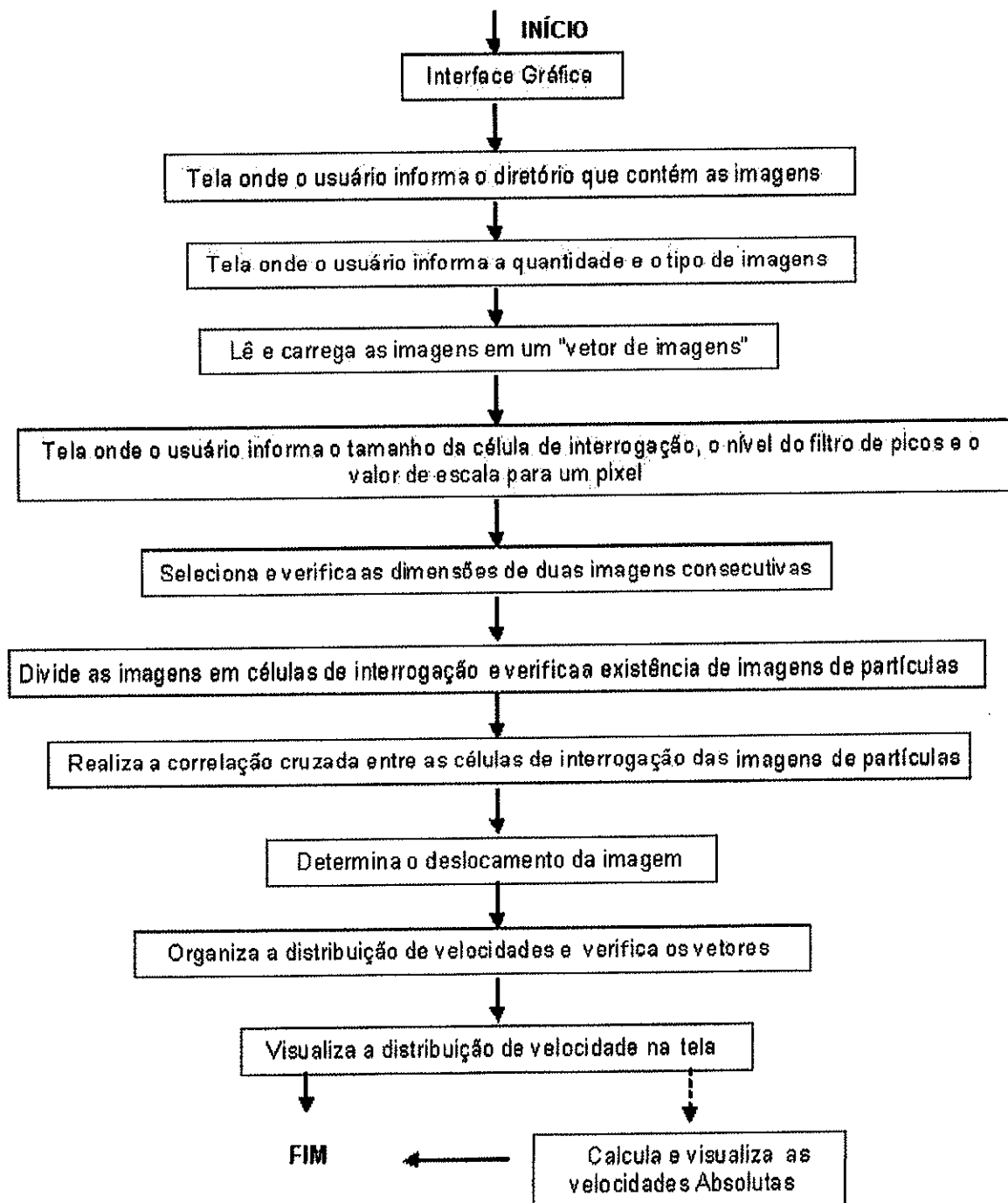


Figura 22: Diagrama de blocos do algoritmo PIV3.



o mesmo tamanho.

2. Divisão das imagens em células de interrogação com o tamanho especificado pelo usuário e verificação da existência de imagens de partículas por meio da média do histograma de nível de cinza da célula. Esta média deve ser maior que a média total da imagem.
3. Calcula a correlação cruzada das imagens, determinando os picos de correlação.
4. Determina o pico de correlação mais alto, e conseqüentemente o deslocamento da imagens de partículas. Nesta etapa, os filtros de picos de correlação possuem a função de excluir os picos de correlação que estão abaixo de um certo limiar. Isto é, quando o filtro está em nível 1 os picos de deslocamentos devem possuir a mesma altura do pico de autocorrelação (correlação da célula de interrogação da primeira imagem com ela mesma) para ser admitido como posição de deslocamento. Por outro lado, quando estamos operando em nível 2 o pico de deslocamento deve possuir pelo menos a metade do valor de autocorrelação.
5. Organiza os vetores de velocidade em uma matriz e elimina aplica as rotinas de filtragem e interpoção na distribuição de velocidades.

A filtragem dos vetores consiste na comparação de cada vetor da distribuição com os seus vizinhos. Calcula-se a média ponderada e o desvio padrão dos vetores vizinhos ao vetor em questão, determinando-se o intervalo de confiança com 95% de precisão ( $média \pm 2\sigma$ ). Se o vetor analisado estiver fora do intervalo de confiança, o seu valor é descartado, admitindo-se um vetor nulo no lugar. Em seguida, para as células em que os vetores forem nulos ou que o programa não conseguiu determinar um vetor, utilizamos uma rotina de interpolação para preencher a distribuição de velocidades. Esta rotina determina um vetor com base na média dos vetores vizinhos, de forma a preencher os espaços vazios com vizinhança não nula do mapa de distribuição de velocidades.

Este processo é repetido para  $n-1$  imagens da série e, no final do processo, a distribuição de velocidade do primeiro par de imagens é visualizada na tela (figura 23). Em seguida é aberta uma janela que permite ao usuário escolher se deseja calcular a velocidade absoluta das distribuições de velocidade da série. Se o usuário optar pelo cálculo, o algoritmo calcula a velocidade absoluta através dos valores das velocidades  $U$  e  $V$  e visualiza um gráfico 3D da velocidade absoluta na interface gráfica (figura 23). A figura 22 ilustra o diagrama de blocos das etapas descritas.

O algoritmo possui outras seis funções representadas na interface gráfica:

1. Função que permite a visualização da sobreposição da distribuição de velocidades e das imagens tratadas (função Sobrepor, figura 24).
2. Função que permite carregar um banco de dados de imagens e distribuições de velocidades já calculadas anteriormente (função Carregar).

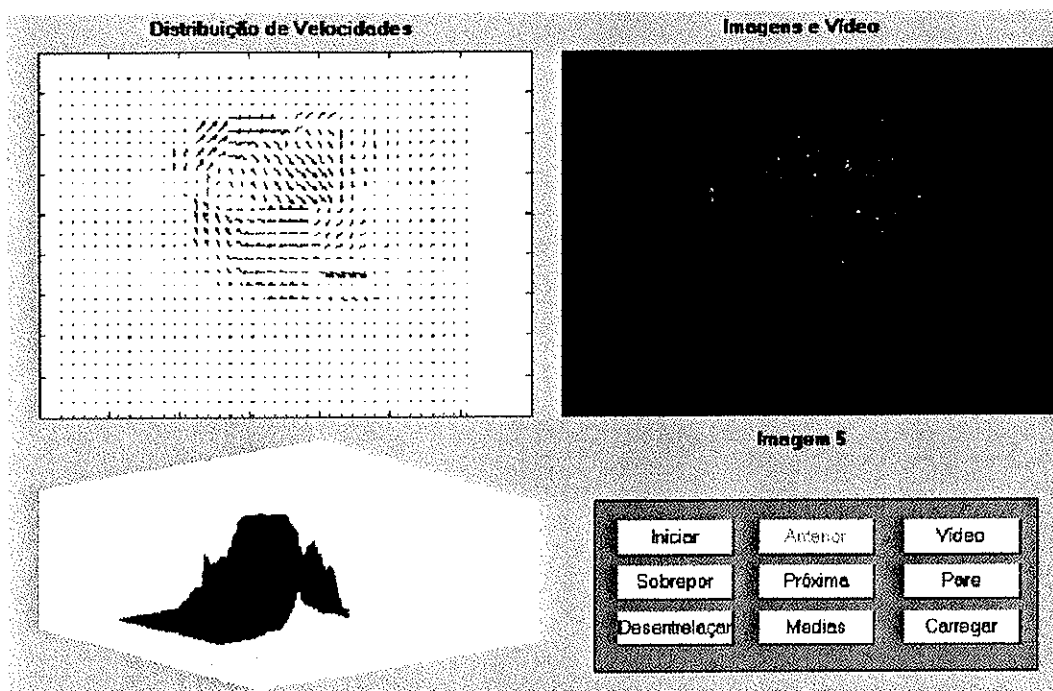


Figura 23: Tela gráfica após o cálculo das distribuições de velocidades.

3. Função que permite visualizar na interface gráfica a imagem, a distribuição de velocidade e a velocidade absoluta do par anterior (função Anterior).
4. Função que permite visualizar na interface gráfica a imagem, a distribuição de velocidade e a velocidade absoluta do par posterior (função Próxima).
5. Função que permite criar e visualizar um vídeo com o conjunto de imagens e suas respectivas distribuições de velocidades (função Vídeo e função Para).
6. Função que permite calcular a média da distribuição de velocidades e média da velocidades absolutas e o respectivo desvio padrão (função Médias)

Além dessas funções, o algoritmo permite: 1) a visualização de todas as imagens da seqüência ou das distribuições de velocidades, 2) salvar um arquivo AVI com um vídeo das imagens de partículas do fluxo registradas, 3) salvar todos os valores das velocidades absolutas e das velocidades  $u$  e  $v$  em arquivos texto, 4) salvar os mapas de velocidades e o gráfico 3D das velocidades absolutas em arquivos jpeg e 5) criar um arquivo com as imagens processadas.

O algoritmo se mostrou confiável e adequado em relação ao tempo de processamento para conjuntos de imagens sucessivas com resolução de 640x480 pixels. Contudo, o algoritmo se mostrou lento para o processamento de imagens de 2Kx2K pixels de resolução. Testes realizados em um par de imagens registradas com esta resolução levaram em torno de 2 minutos e 18 segundos para a determinação de

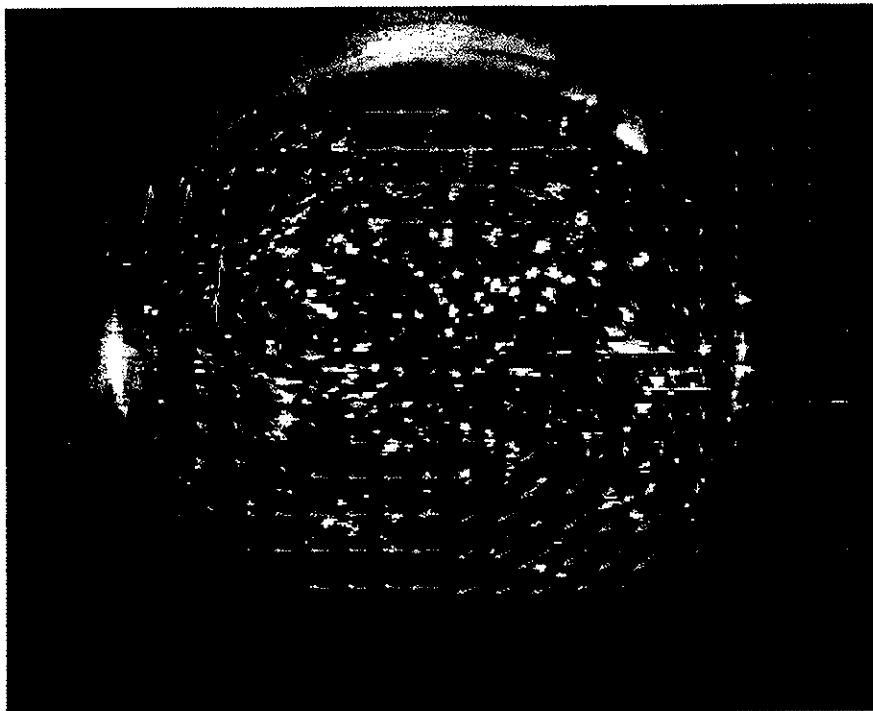


Figura 24: Distribuição de velocidades sobreposta às imagens de partículas.

um único mapa de distribuição de velocidades.

Visando diminuir o tempo de processamento, neste trabalho, utilizamos o programa *PIV Sleuth*® construído em linguagem C++ [54] e que calcula o mapa de distribuição de velocidades para imagens de 2Kx2K em aproximadamente 20 segundos. A interface gráfica do programa *PIV Sleuth* pode ser observada na figura 25. O programa *PIV Sleuth* determina a distribuição de velocidades pelo método de correlação cruzada de imagens similarmente ao programa *PIV3*. A diferença entre os programas é que enquanto o programa *PIV3* permite utilizar apenas células de interrogação com tamanhos de  $2^n$ , o programa *PIV Sleuth* permite escolher o valor da célula de interrogação otimizando seu tamanho para aumentar a resolução do mapa de distribuição de imagens e para diminuir o tempo de processamento. Outra diferença entre os dois programas é que enquanto o programa *PIV3* determina os mapas de velocidades de uma seqüência de imagens, o programa *PIV Sleuth* calcula os mapas de pares de imagens.

O programa *PIV3* realiza a validação do dados em função de uma rotina de filtros que consiste na comparação de cada vetor da distribuição de velocidades com os seus vizinhos. Calcula-se a média ponderada e o desvio padrão dos vetores vizinhos do vetor em questão, determinando-se o intervalo de confiança com 95% de precisão ( $média \pm 2\sigma$ ). Se o vetor analisado estiver fora do intervalo de confiança, descartamos o seu valor e admitimos um vetor nulo no lugar. Em seguida, para as células em que os vetores forem nulos ou que o programa não conseguiu determinar um vetor, utiliza-se uma rotina de interpolação para determinar um vetor com base na média dos vetores vizinhos, de forma a preencher os espaços vazios com vizinhança não nula do mapa de distribuição de velocidades.

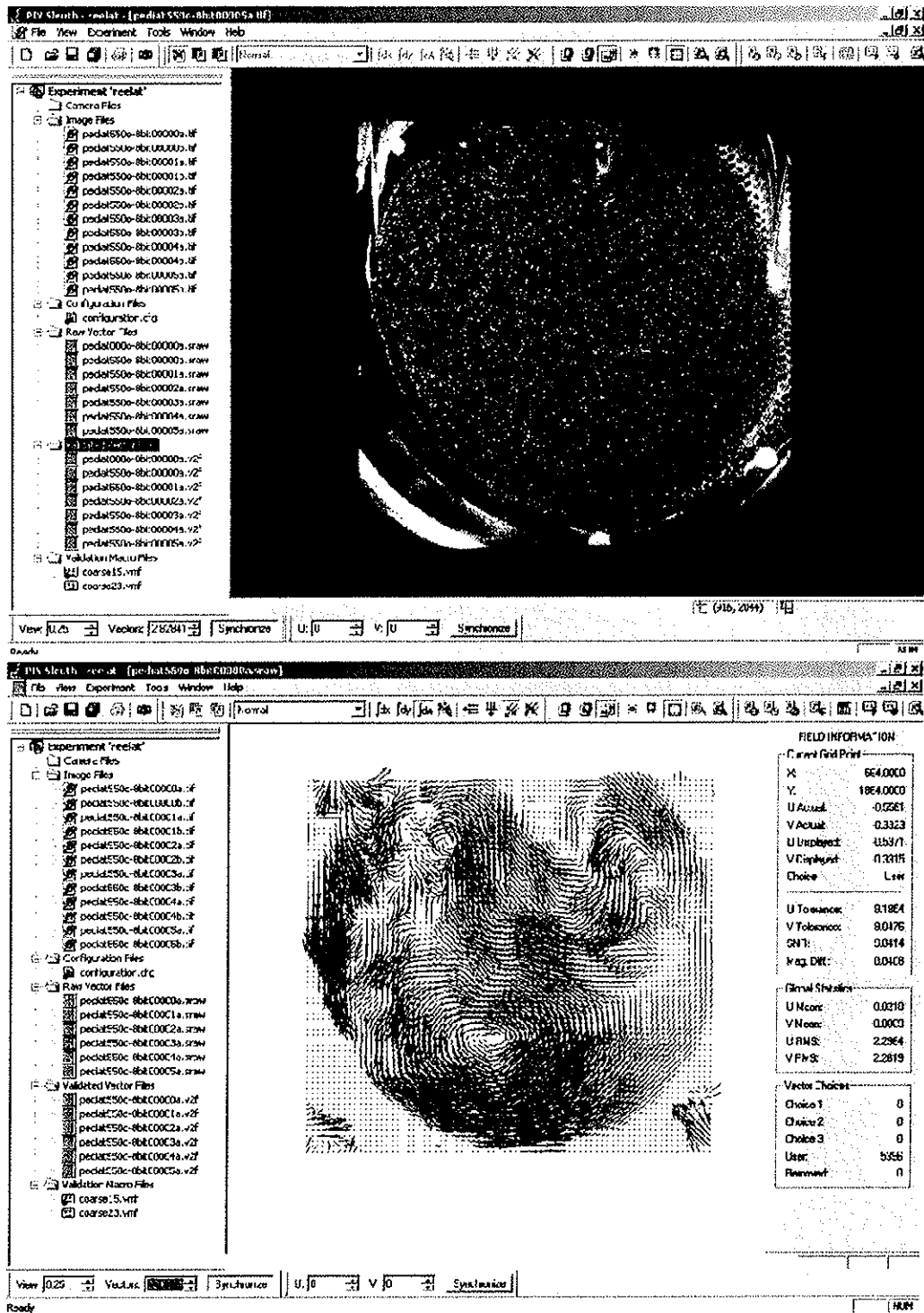


Figura 25: Tela gráfica obtida com o algoritmo PIV Sleuth com a imagem registrada e a respectiva distribuição de velocidades.

No programa PIV Sleuth o processo de filtragem dos vetores é realizado por meio de três etapas. A primeira etapa consiste em se remover os vetores em função de uma faixa de velocidade. O usuário escolhe qual é a máxima e mínima velocidades na direção horizontal ( $u$ ) e na direção vertical ( $v$ ). Em seguida o programa remove todos os vetores que estão fora destes intervalos.

A segunda etapa consiste em se realizar a remoção dos vetores em função da média e do desvio padrão dos vetores vizinhos ao vetor em questão. Determina-se um intervalo de confiança (média  $\pm n\sigma$ ) e remove-se todos os vetores fora do intervalo. Este processo é similar ao utilizado no programa PIV3. No programa PIV Sleuth o usuário tem a opção de escolher a confiança do intervalo, variando o número de  $\sigma$ 's que compõem o intervalo, e a opção de repetir o procedimento de filtragem várias vezes, pois cada vez que aplicamos o procedimento e mudamos um dos vetores de velocidade, a média dos vetores é modificada, alterando a estatística dos vetores.

A última etapa consiste em remover os vetores velocidade em função da comparação do valor da velocidade absoluta do vetor com os seus vizinhos. Por exemplo, se o usuário determinar que o valor máximo da velocidade absoluta de um vetor deve ser duas vezes a velocidade absoluta da média dos vetores vizinhos, então todos os vetores que tiverem velocidade absoluta maior do que essa condição são eliminados.

Para preencher os pontos onde os vetores foram removidos, o programa PIV Sleuth realiza duas etapas distintas. Na primeira etapa o programa utiliza os critérios de faixa de velocidades, desvio padrão e velocidade absoluta (utilizados nos filtros) para escolher vetores alternativos que foram calculados pela correlação cruzada. Na escolha do pico de maior correlação, o programa memoriza as posições do primeiro, segundo e terceiro maiores picos de correlação. Dessa maneira, além do vetor determinado pelo maior pico de correlação, o programa possui duas opções para cada vetor removido. Se o vetor velocidade correspondente ao segundo maior pico de correlação atender aos critérios utilizados na remoção dos vetores, então, a célula do vetor removido é preenchida com a segunda opção, caso contrário, o vetor determinado pelo terceiro pico é testado. Os locais onde nenhum dos três vetores preenchem os critérios de filtragem são preenchidos por vetores determinados por uma rotina de interpolação baseada na média dos vetores vizinhos, similarmente ao programa PIV3. Para uma distribuição de velocidades ser considerada boa deve-se ter no máximo 5% de vetores interpolados.

O processo de filtragem e reposição dos vetores é usualmente chamado de processo de validação. A figura 26 é um exemplo de mapa de distribuição de velocidades sem validação (a), com filtro de vetores aplicados (b) e com reposição de vetores realizada (c). Podemos observar que quando não se utiliza o processo de validação, os vetores incorretos prejudicam a formação do mapa de velocidades, sobrepondo-se aos vetores corretos, perdendo a informação do escoamento. Entretanto, quando aplicamos as rotinas de validação, estes vetores são eliminados e o perfil de escoamento correto pode ser visualizado facilmente.

As desvantagens do programa PIV Sleuth são que, ao contrário do programa PIV3, não podemos salvar as distribuições de velocidades em arquivos de imagens (por exemplo JPG, TIF, BMP) ou calcular a velocidade absoluta dos vetores. O programa permite apenas salvar as distribuições de velocidades em arquivos com extensão v2f, que é uma extensão própria do programa desenvolvido, necessitando

fazer a conversão destes arquivos para um arquivo de texto para termos as coordenadas e velocidades  $u$  e  $v$  dos vetores.

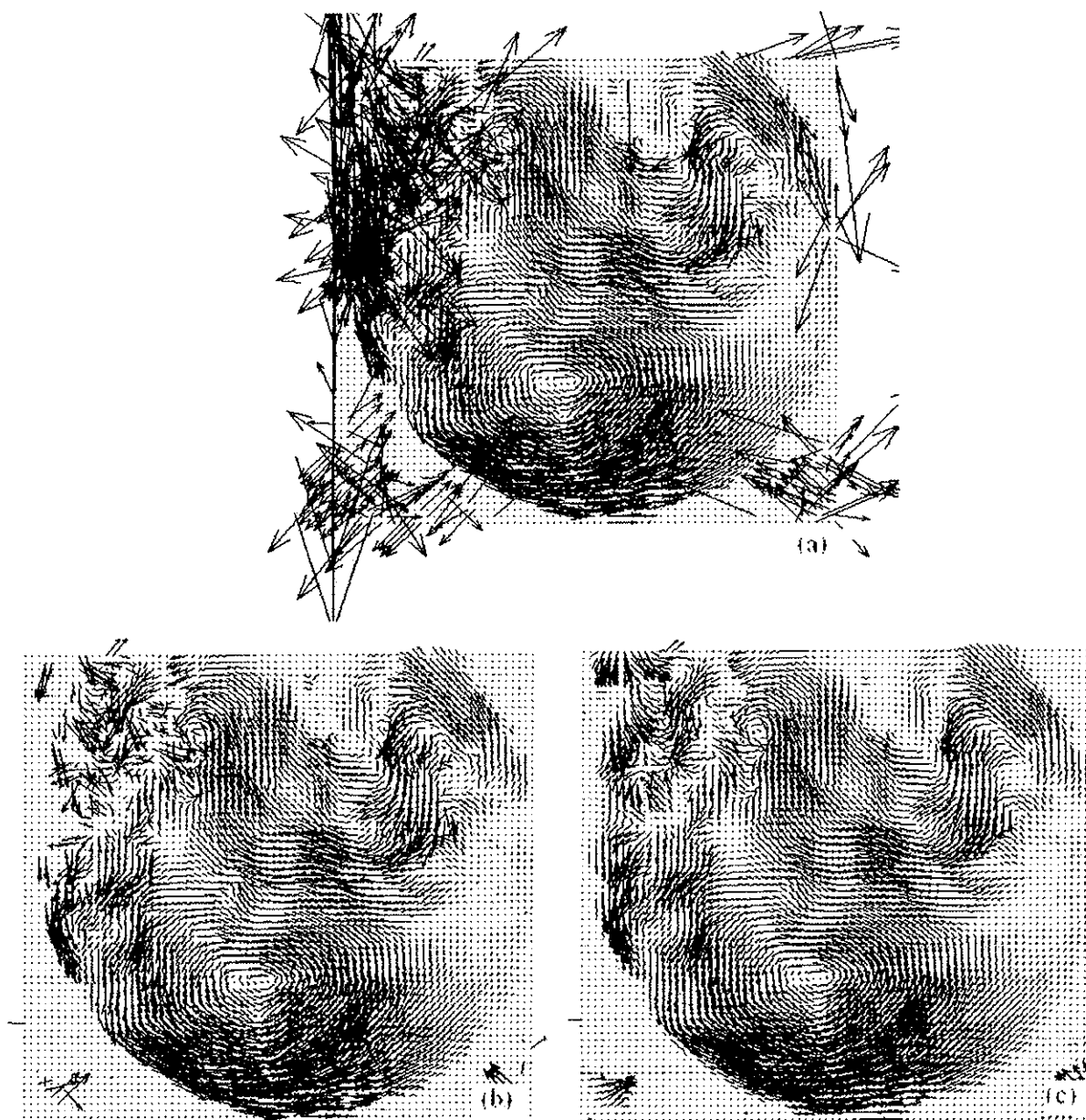


Figura 26: Exemplo de uma distribuição de velocidades sem validação dos vetores (a), com os filtros aplicados (b) e após a validação dos vetores (c).

### 5.3 Montagem experimental

Nos experimentos foram utilizadas duas configurações. Na 1ª configuração (figura 27), a lente cilíndrica ( $f = 5$  cm) foi colocada a 6 cm da lente esférica ( $f = 80$  cm) que, por sua vez, foi posicionada a 133,5 cm do centro da câmara sanguínea do DAVP. O plano de iluminação produzido por esta

configuração foi de aproximadamente 8 cm de altura e 3 mm de espessura. Este plano atravessou a câmara sangüínea do dispositivo paralelamente à membrana do DAVP (plano XY). Nesta configuração, a câmara CCD foi posicionada a uma distancia de 33 cm da câmara sangüínea e de frente à câmara de visualização, perpendicular ao plano de iluminação.

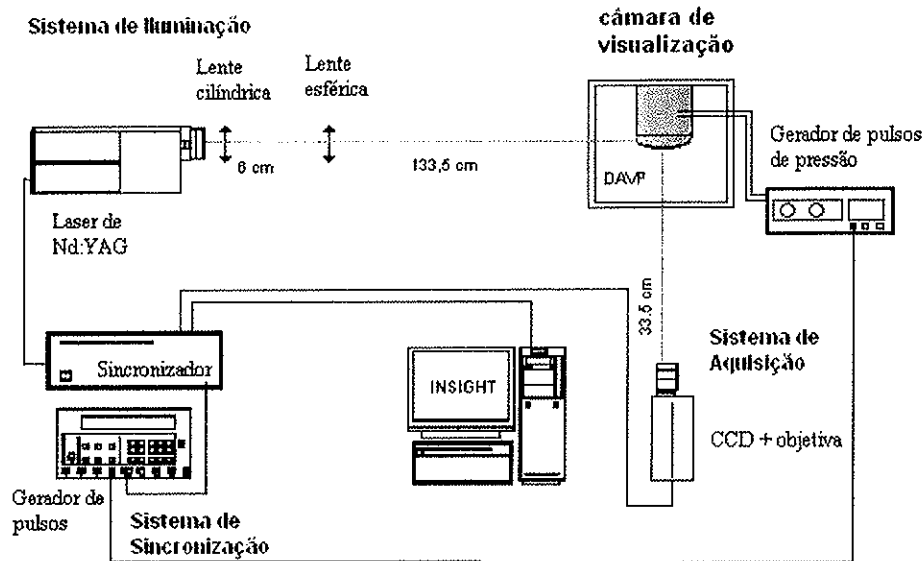


Figura 27: Montagem experimental do sistema de VIP no primeiro modo.

Na 2ª configuração (figura 28), a lente cilíndrica também foi colocada a 6 cm da lente esférica e o conjunto foi posicionado a 105 cm do centro da câmara de visualização. A distância menor entre o sistema óptico e a câmara foi utilizada com o objetivo de diminuir a espessura do plano de iluminação. Nesta configuração, o movimento das partículas na direção perpendicular ao plano tem menor influência do que na 1ª montagem, possibilitando o uso de um plano com menor espessura, facilitando a focalização das partículas na imagem. O plano de iluminação produzido por esta configuração foi de aproximadamente 8 cm de altura e 1,5 mm de espessura. O plano foi posicionado perpendicularmente à membrana e a câmara CCD foi colocada a distancia de 22 cm, visualizando a lateral do DAVP.

Utilizando a primeira montagem experimental, o plano de iluminação foi posicionado em três diferentes posições na câmara sangüínea (planos 1, 2 e 3 na figura 29). Um controlador de movimento linear manual fixado na base da câmara escura possibilitou afastar ou aproximar o plano de iluminação da membrana, permitindo o estudo da influência da membrana no fluxo.

Na segunda montagem experimental, o plano de iluminação foi posicionado no centro do canal de entrada da câmara sangüínea (plano 4 na figura 29), permitindo estudar o fluxo desenvolvido pela válvula de entrada. O procedimento foi repetido para frequências de batimento de 80, 100 e 120 bpm.

Em ambas as montagens, a diferença de energia entre os feixes foi corrigida por meio de um ajuste no tempo de duração dos pulsos, igualando a energia das duas cavidades em 18 mJ enquanto que para

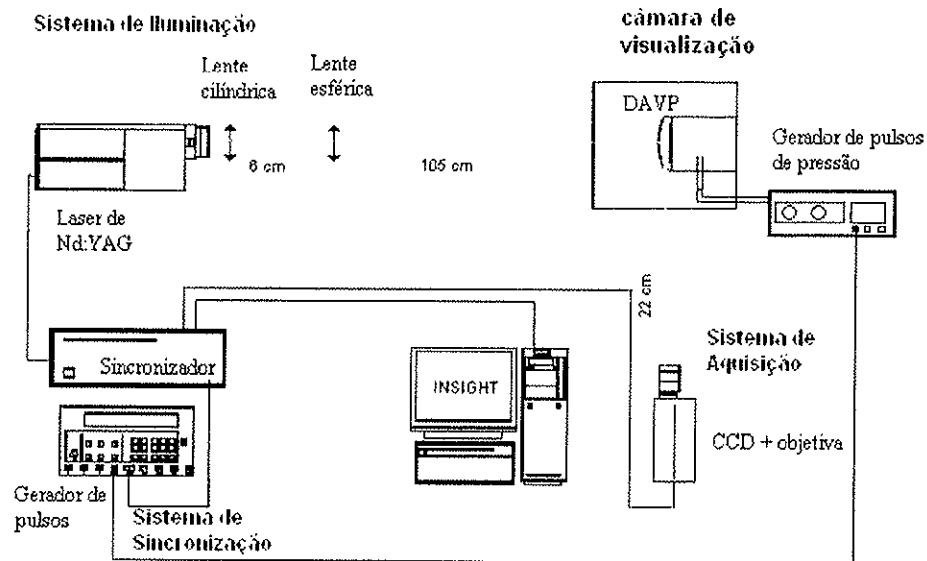


Figura 28: Montagem experimental do sistema VIP no segundo modo.

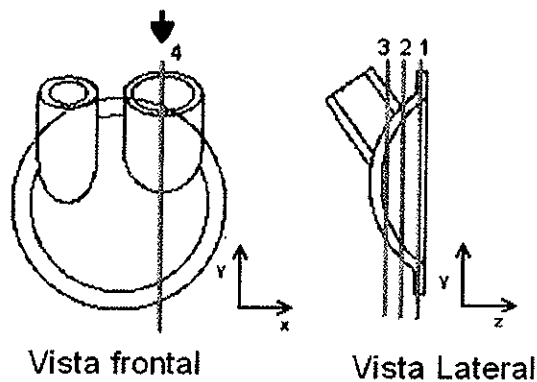


Figura 29: Posição dos planos de iluminação 1, 2, 3 e 4.

focalizar as imagens a lente objetiva acoplada a CCD foi ajustada para  $f\#=8$  ( $f$  number), permitindo um melhor contraste da imagem.

Nas duas montagens, a câmara de visualização foi revestida com papel cartolina preto com o objetivo de aumentar o contraste nas imagens, evitar o espalhamento do laser no ambiente (medida de segurança) e evitar os reflexos externos, obtendo-se uma câmara escura. A figura 30 mostra o plano de iluminação atravessando a câmara escura na 1ª montagem experimental.

#### 5.4 Procedimento experimental

O fluxo no interior da câmara sanguínea não é uniforme e apresenta variações nas velocidades ao longo do batimento. Além disso, os vetores de velocidade de um determinado momento apresentam variações ciclo a ciclo. Devido a isso, para se determinar às características dinâmicas do ciclo de



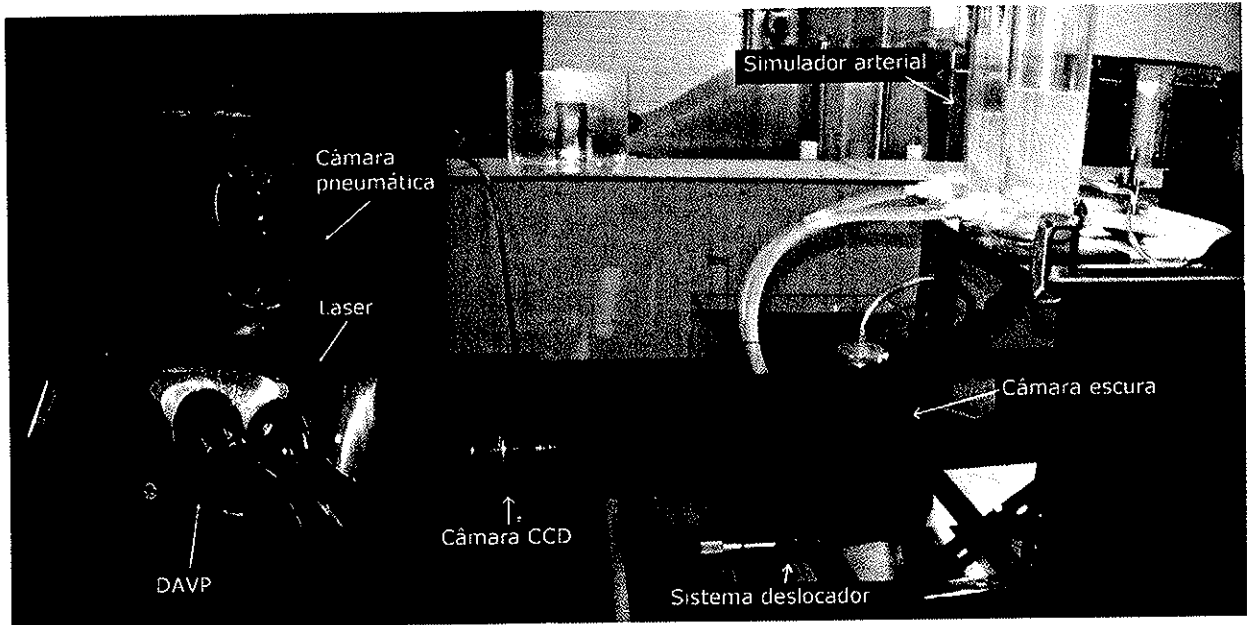


Figura 30: Sistema de VIP na 1ª montagem experimental.

bombeamento e a evolução temporal é necessário estudar a distribuição de velocidades médias em diferentes fases do ciclo. A média da velocidade para cada vetor do campo é obtida a partir da média dos vetores de velocidades instantâneas obtidas em um mesmo instante de diversos ciclos. Para se obter as distribuições de velocidades instantâneas no mesmo instante devemos sincronizar os instantes de aquisição do ciclo ( $T_a$ ). Como foi descrito anteriormente, o sistema de aquisição de imagens e o laser são sincronizados por meio de um sinal enviado pelo sincronizador disparado por meio de um sinal externo dado pelo sinal de acionamento da válvula solenóide do gerador de pulsos de pressão.

Para realizar a aquisição de imagens em diferentes instantes ao longo do ciclo de bombeamento foi utilizado um gerador de pulsos (modelo *500 pulse generator*®), Berkeley Nucleonics Corp<sup>(TM)</sup>, San Raphael, CA, EUA). Este gerador de pulso permitiu causar um atraso no sinal enviado para o sincronizador (figura 31). Assim, o momento de aquisição das imagens pôde ser atrasado em relação ao momento de acionamento da válvula solenóide, permitindo a aquisição de imagens em diferentes instantes do ciclo e, conseqüentemente, calcular as distribuições de velocidades instantâneas e médias nestes instantes.

Para os ciclos de bombeamento com frequência de 80 bpm, o gerador de pulsos de pressão foi ajustado com o tempo de ciclo total de 750 ms, com período de enchimento de 500 ms e período de ejeção de 250 ms. Para garantir o enchimento total da bomba foi utilizada pressão negativa aplicada no enchimento de 15 mm Hg. Esta pressão negativa durante o enchimento força o movimento de retorno da membrana até a sua posição inicial, garantindo o volume máximo de enchimento. A figura 32 mostra a onda de pressão desenvolvida pelo sistema para os ciclos de 80 bpm. Utilizando a frequência de 80 bpm, volume ejetado de 30 ml, a densidade do fluido de teste de  $1099,84 \text{ kg/m}^3$ , viscosidade de 3,3 cp

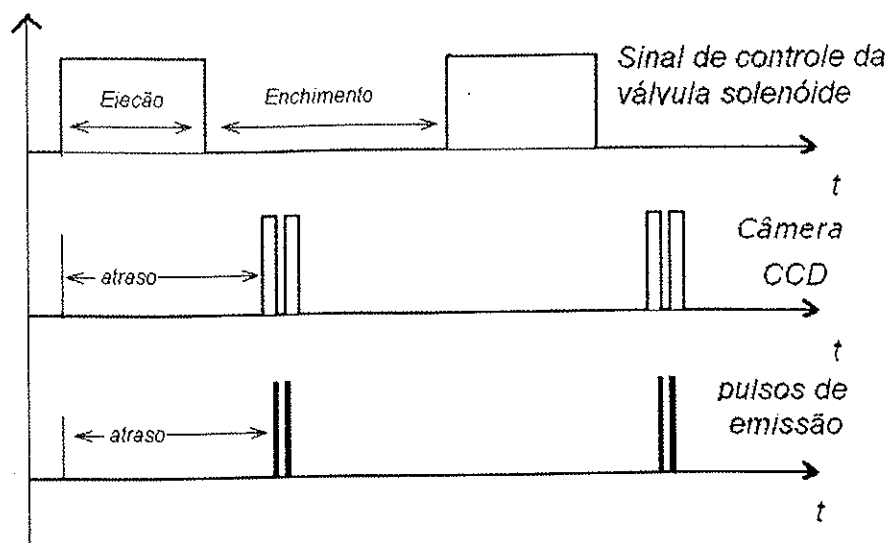


Figura 31: Sincronização do sistema de aquisição de imagens e o laser pelo atraso no sinal externo.

e diâmetro do canal de entrada de 22 mm. O número de Reynolds foi calculado pela equação 18 em  $Re=1.157$ .

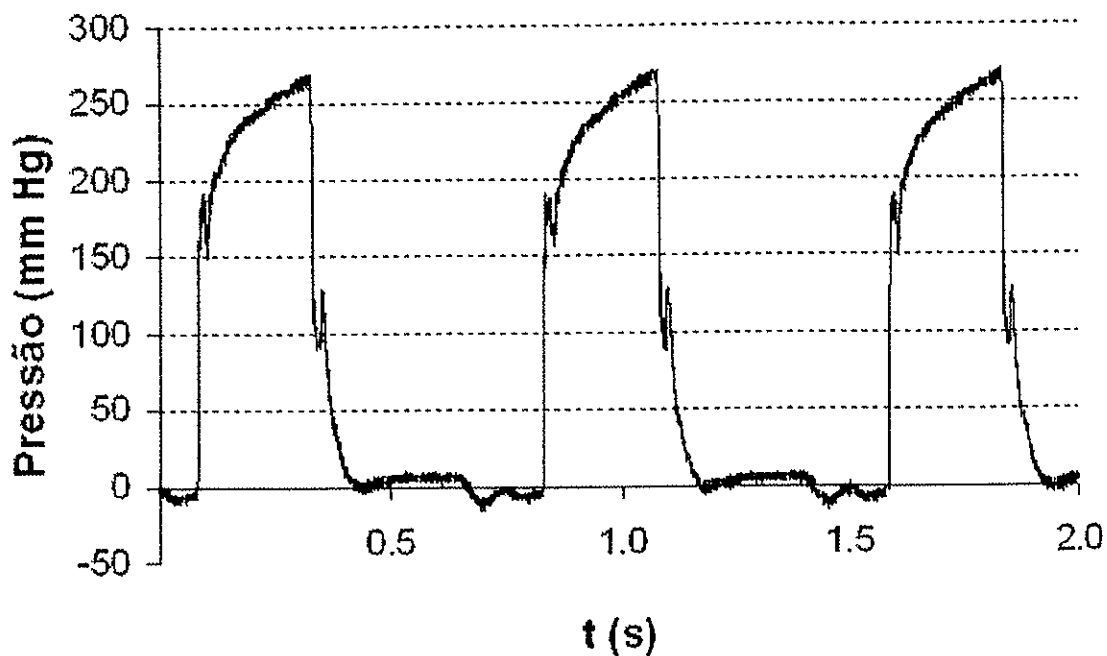


Figura 32: Onda de pressão de acionamento pneumático durante ciclos de bombeamento de 80 bpm.

Para os ciclos de bombeamento com frequência de 100 bpm, o gerador de pulsos de pressão foi ajustado com o tempo de ciclo de 600 ms e período de ejeção de 250 ms com pressão negativa aplicada no enchimento de 25 mm Hg, forçando o retorno da membrana mais rapidamente. A figura 33 mostra a onda de pressão desenvolvida pelo sistema para os ciclos de 100 bpm. Utilizando frequência de 100

bpm, volume ejetado de 30 ml, densidade do fluido de teste de  $1099,84 \text{ kg/m}^3$ , viscosidade de 3,3 cp e diâmetro do canal de entrada de 22 mm. O número de Reynolds foi calculado em  $Re=1.447$ .

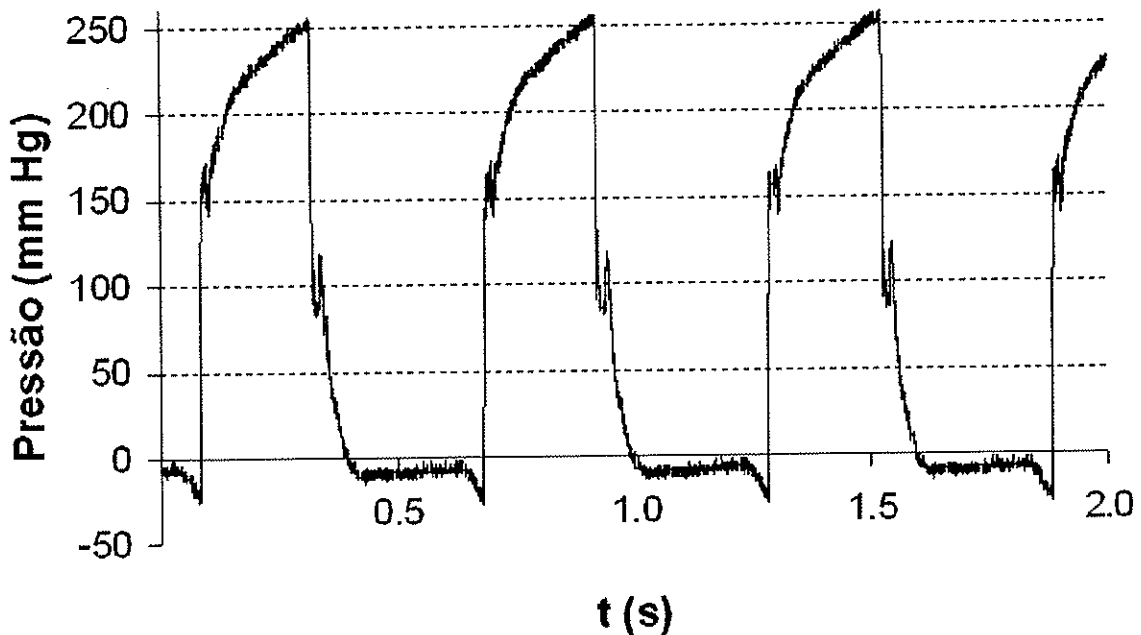


Figura 33: Onda de pressão de acionamento pneumático durante ciclos de bombeamento de 100 bpm.

Para os ciclos de bombeamento com frequência de 120 bpm, o gerador de pulsos de pressão foi ajustado com o tempo de ciclo de 500 ms e período de ejeção de 230 ms, resultando em período de enchimento de 270 ms com pressão negativa aplicada no enchimento de 25 mm Hg. A figura 34 mostra a onda de pressão desenvolvida pelo sistema para os ciclos com frequência de 120 bpm. Utilizando frequência de 120 bpm, volume ejetado 30 ml, densidade do fluido de teste de  $1099,84 \text{ kg/m}^3$ , viscosidade de 3,3 cp e diâmetro do canal de entrada de 22 mm. O número de Reynolds foi calculado em  $Re=1.736$ .

A tabela 2 mostram as condições de ajuste do DAVP e os valores resultantes de fluxo, pré-carga e pós-carga do sistema utilizados neste trabalho.

Para definir os instantes de aquisição ( $T_a$ ) durante o ciclo de bombeamento foi realizada a aquisição de 50 pares de imagens em diferentes instantes do ciclo. A partir deste conjunto de imagens, as distribuições de velocidades instantâneas e as respectivas distribuições de velocidades médias foram calculadas. Estas distribuições permitiram fazer um estudo preliminar do comportamento do fluxo ao longo do ciclo, possibilitando identificar a origem e a evolução das estruturas do fluxo. Neste estudo preliminar, o intervalo de tempo entre cada  $T_a$  foi definido em 50 ms para ciclos com frequências de bombeamento de 80 bpm e 40 ms para frequências de 100 e 120 bpm, sendo que o instante de disparo do pulso de pressão foi determinado como o instante inicial do ciclo ( $T_a = 0 \text{ ms}$ ). Caso não pudessemos

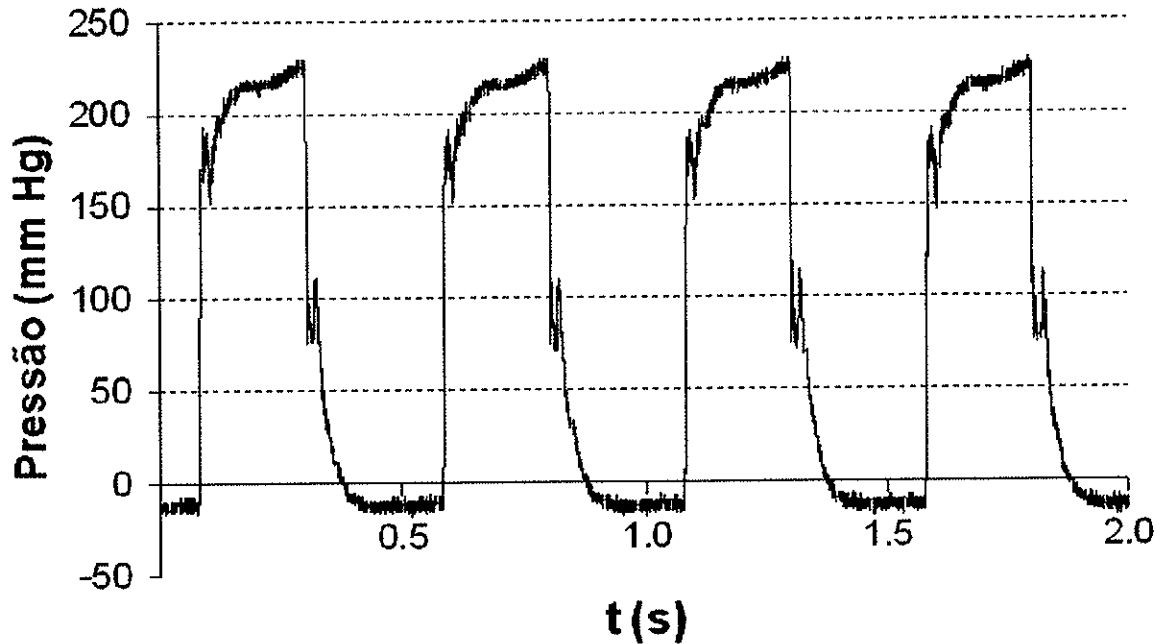


Figura 34: Onda de pressão de acionamento pneumático durante ciclos de bombeamento de 120 bpm.

Tabela 2: Condições de ajuste e valores resultantes de fluxo, pré-carga e pós-carga utilizados para o DAVP operando na frequência de 80, 100 e 120 bpm.

Freq. de bombeamento (bpm)	80	100	120
Tempo de ciclo (ms)	750	600	500
Período de ejeção (ms)	250	250	230
Período de enchimento (ms)	500	350	270
Pré-carga (mm Hg)	8	8	8
Pós-carga (mm Hg)	80-120	80-120	80-120
Fluxo (l/min)	3,0	3,8	3,5
$N^{\circ}$ de Reynolds	1.157	1.447	1.736

determinar a origem ou movimento de alguma estrutura do fluxo (vórtice ou turbulência, por exemplo) entre dois instantes consecutivos, realizávamos a aquisição de mais 50 pares de imagens no intervalo médio os respectivos  $T_a$  e assim, sucessivamente, até que fosse possível compreender a dinâmica do fluido.

Nos instantes determinados foi realizada a aquisição de 200 pares de imagens para cada  $T_a$  e foram calculados os respectivos vetores de velocidades médias e suas incertezas. Para facilitar o processamento dos dados, os cálculos utilizam um aumento unitário e um intervalo de tempo de 1 segundo. Dessa

forma, os vetores de velocidades são determinados em pixels por segundo proporcionais ao vetor real. Para calcular as velocidades em metros por segundo (m/s), a distribuição de velocidades é multiplicada por um fator de conversão igual à razão entre o aumento do sistema ( $M$ ) e o intervalo de tempo real ( $\Delta t$ ) entre a aquisição do par de imagens, convertendo os vetores de velocidades das distribuições para as unidades de metro por segundo.

Para determinar as distribuições de velocidades com a mesma resolução em todas as distribuições de velocidades, os mapas de velocidades são calculados com tamanho de célula de interrogação fixa em 48x48 pixels na primeira imagem e 64x64 pixels na segunda imagem. É utilizado um tamanho de célula maior na segunda imagem para minimizar os erros associados à perda de pares de imagens de partículas posicionadas nas bordas da célula da primeira imagem. Além disso, a correlação é realizada com sobreposição de 50% das células de interrogação. Por exemplo, utilizando célula de interrogação de 48x48 pixels, se a correlação anterior foi realizada no pixel posicionado na coordenada da imagem (0,0), a próxima correlação será posicionada na coordenada (24,0) ao invés de (48,0). Esta configuração resulta em um espaçamento real de 0,84 mm entre cada vetor. A validação das distribuições de velocidades é realizada utilizando o deslocamento máximo e mínimo de 23 e -23 pixels nas componentes  $u$  e  $v$ , intervalo de confiança de  $\pm 3,5\sigma$  e amplificação máxima de 2,5 vezes. Estes parâmetros são válidos para todos os experimentos e, em média, 95% dos vetores são validados, minimizando a necessidade de interpolação.

#### 5.4.1 Contornos geométricos do DAVP utilizados nas distribuição de velocidades

Em nossos experimentos, a parede do DAVP foi identificada manualmente em um conjunto de imagens de partículas escolhidas aleatoriamente. Baseados nos desenhos da câmara sangüínea apresentados anteriormente, foi construída uma máscara correspondendo a parede do DAVP para os planos 1, 2, 3 e 4, conforme pode ser observado na figura 35.

A imagem *a* da figura 35 apresenta a máscara para o plano 1. Como este plano está mais próximo da membrana, a máscara tem a forma aproximada de um círculo. Na imagem *b*, observamos um plano mais próximo dos canais de entrada, por isso a máscara perde a forma circular na região superior onde os canais de entrada e saída são representados. Na imagem *c*, pode-se observar uma região que inclui os canais de entrada e saída, por isso a máscara apresenta a forma dos respectivos canais. Na imagem *d* a máscara representa o canal de entrada do DAVP. Como pode ser visto nas imagens todas as máscaras representam claramente o contorno da geometria do DAVP nas respectivas regiões.

Foram utilizadas nos cálculos células de interrogação até o limite determinados pelos contornos traçados, por isso existem algumas situações nas quais os tamanhos dos vetores de velocidades ultrapassam os contornos delineados pelas máscaras. Devido à velocidade do fluxo, em alguns casos, o

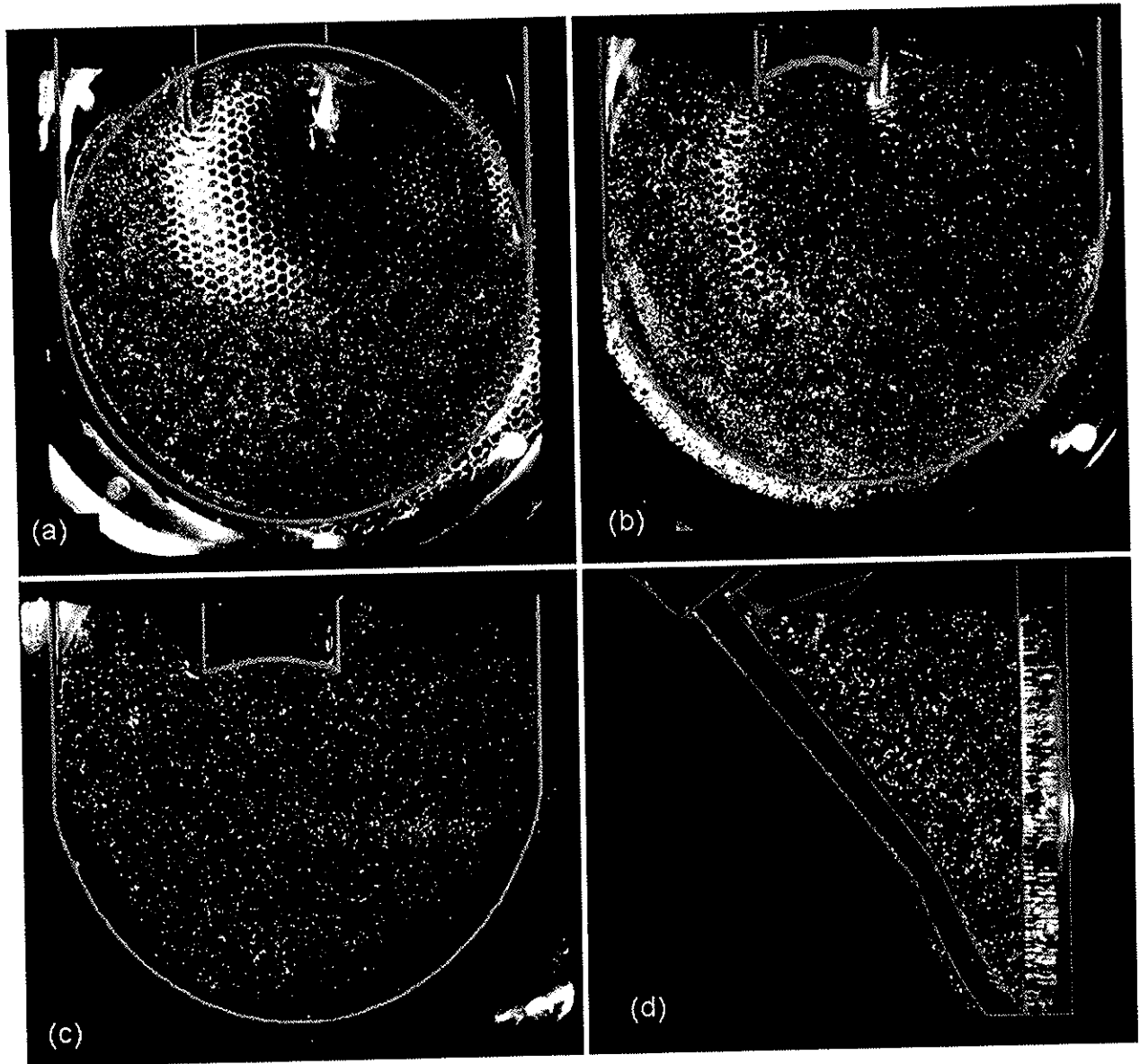


Figura 35: Máscaras simbolizando a parede do DAVP sobrepostas as imagens de partículas. (a) plano 1, (b) plano 2, (c) plano 3 e (d) plano 4.

tamanho dos vetores de velocidade são maiores do que o tamanho das células próximas ao contorno, desta forma podemos observar vetores além da máscara apesar de não existir partículas nestas regiões.

## 6 Resultados

### 6.1 Perfil de velocidades do DAVP operando na frequência de 80 bpm

Utilizando os procedimentos e as montagens descritas anteriormente foi realizada a aquisição de imagens para os ciclos de bombeamentos do DAVP com frequências de 80 bpm. As figuras 36 e 37 são exemplos de imagens registradas durante o enchimento do dispositivo nos planos de iluminação 1, 2, 3 e 4. Na figura 36 observa-se que no plano 1 a imagem da membrana do DAVP cruza o plano de iluminação. Por outro lado, quando afastamos a posição do plano de iluminação para o plano 2, a imagem da membrana é menor e nula no plano 3 ilustrados na figura 37.

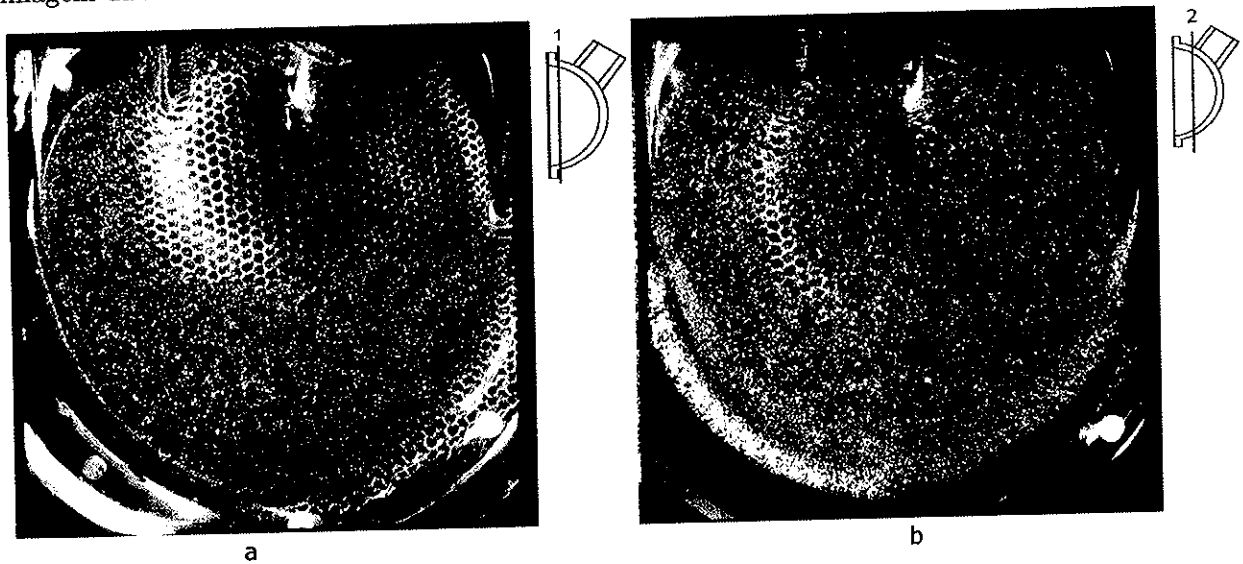


Figura 36: imagens obtidas no instante de 500 ms nos planos 1 (a) e 2 (b), ilustrados à direita.

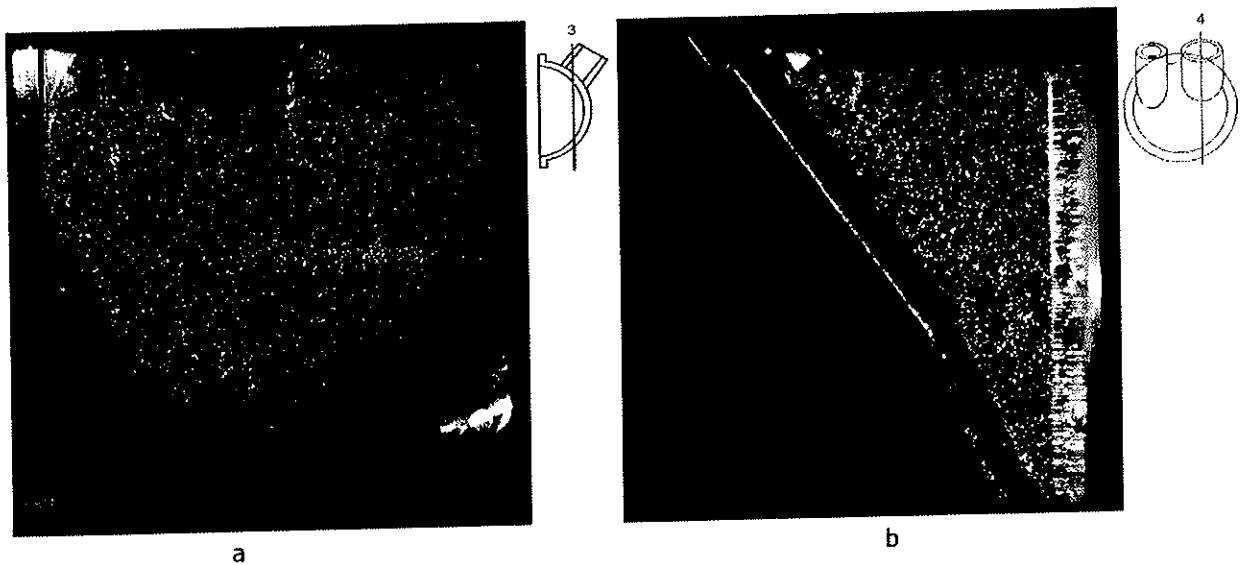


Figura 37: imagens obtidas no instante de 500 ms nos planos 3 (a) e 4 (b), ilustrados à direita.

Os tempos de aquisição das imagens, os intervalos de tempo entre os registros dos pares de imagens e o fator de conversão de pixels para unidades de velocidade para os planos de iluminação 1, 2, 3 e 4 são apresentados na tabela 3. No período entre  $T_a$  igual a 450 e 600 ms, a aquisição de imagens foi realizada a cada intervalo de 25 ms, conforme a tabela 3.

Tabela 3: Tempos de aquisição de imagens,  $T_a$ , intervalo de tempo entre os registros do par de imagens ( $\Delta t$ ) e fator de conversão  $M/\Delta t$  para o DAVP operando com frequência de bombeamento de 80 bpm nos planos de iluminação 1, 2, 3 e 4.

$T_a$ (ms)	Plano 1		Plano 2		Plano 3		Plano 4	
	$\Delta t$ (ms)	$\frac{M}{\Delta t}$	$\Delta t$ (ms)	$\frac{M}{\Delta t}$	$\Delta t$ (ms)	$\frac{M}{\Delta t}$	$\Delta t$ (ms)	$\frac{M}{\Delta t}$
0	10	0,034	10	0,035	5	0,068	7	0,037
50	10	0,034	10	0,035	7	0,049	7	0,037
100	10	0,034	10	0,035	7	0,049	7	0,037
150	8	0,043	8	0,044	7	0,049	7	0,037
200	7	0,049	7	0,050	5	0,068	8	0,033
250	5	0,068	5	0,070	4	0,085	8	0,033
300	3	0,113	3	0,117	3	0,114	8	0,033
350	3	0,113	3	0,117	3	0,114	8	0,033
400	3	0,113	3	0,117	2	0,170	5	0,052
450	3	0,113	3	0,117	2	0,170	4	0,065
475	3	0,113	3	0,117	2	0,170	4	0,065
500	3	0,113	3	0,117	2	0,170	4	0,065
525	3	0,113	3	0,117	2	0,170	2	0,1305
550	3	0,113	3	0,117	2	0,170	2	0,1305
575	3	0,113	3	0,117	2	0,170	2	0,1305
600	3	0,113	3	0,117	3	0,114	3	0,087
650	5	0,113	3	0,117	4	0,085	4	0,065
700	8	0,113	3	0,117	5	0,068	5	0,052

Em seguida, foram determinadas as distribuições de velocidades instantâneas e foram calculadas as distribuições de velocidades médias e a velocidade absoluta média para o ciclo de 80 bpm nos diferentes planos de iluminação. O vetor de velocidade foi determinado por meio do programa PIV Sleuth que utiliza as equações 4, 6 e 7 para determinar as componentes de velocidade  $u$  e  $v$ , enquanto que a velocidade absoluta foi determinada pela equação 8.



As figuras 38, 39, 40 e 41 apresentam as distribuições de velocidades instantâneas determinadas a partir das imagens de partículas obtidas nos planos 1, 2, 3 e 4. Nestas figuras apresentamos as velocidades instantâneas nos quatro planos para um mesmo instantes de aquisição, sendo as duas primeiras figuras obtidas na ejeção e as duas últimas obtidas no enchimento. Os círculos destacam a posições de alguns vórtices que ocorrem na distribuição de velocidades.

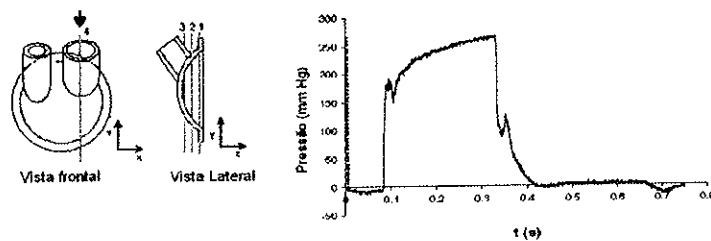
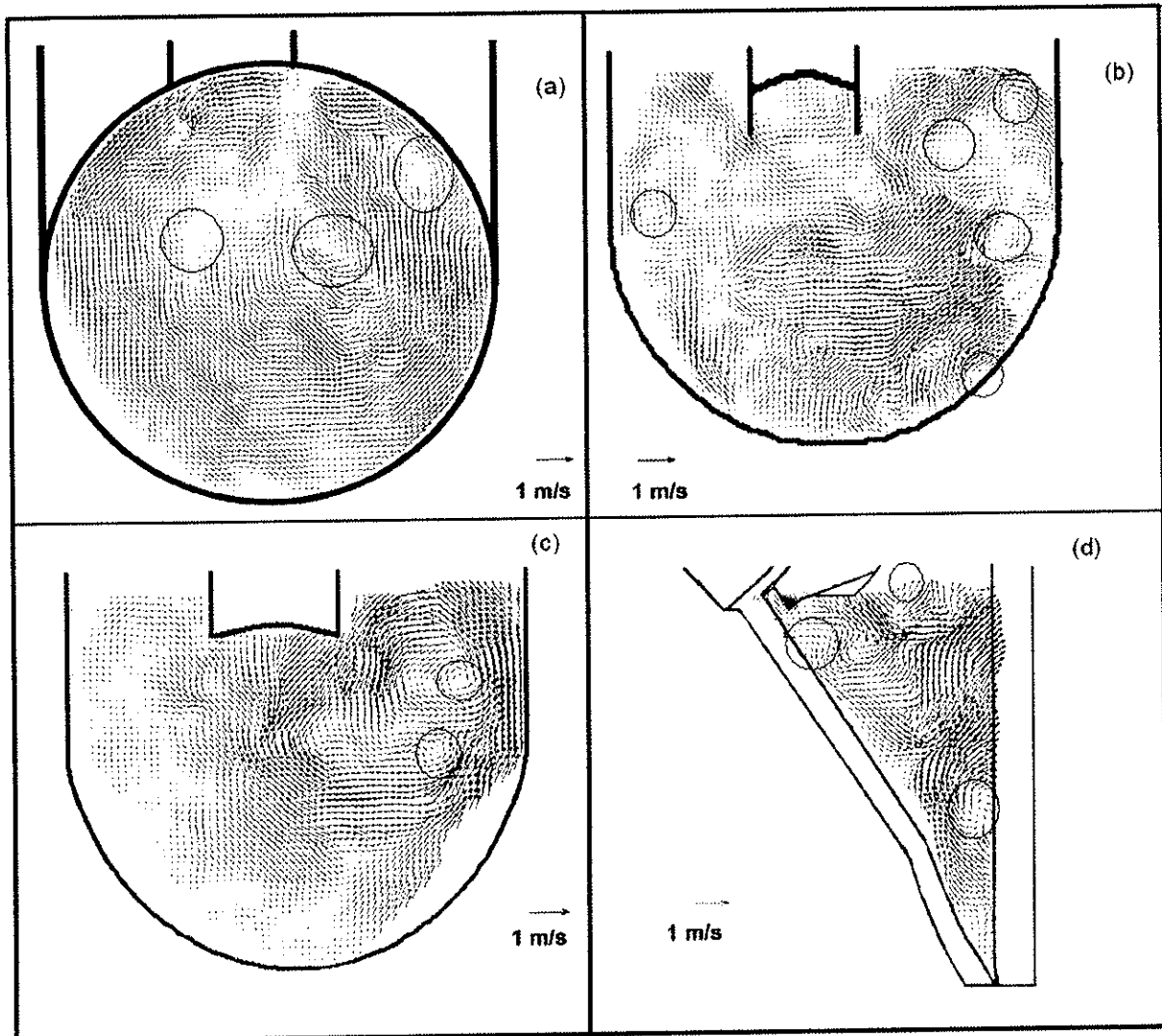


Figura 38: Distribuição de velocidades instantâneas no instante 0 ms na frequência de 80 bpm determinadas a partir das imagens obtidas no plano 1 (a), plano 2 (b), plano 3 (c) e plano 4 (d). Os círculos indicam a presença de vórtices.

Pode-se observar que no início do fluxo as distribuições de velocidades instantâneas apresentam alguns vórtices menores (figura 38) que desaparecem com o movimento da membrana em direção a câmara sanguínea. Durante a ejeção (figura 39), não existem vórtices na distribuição, indicando um fluxo bem definido em direção ao canal de saída do ventrículo.

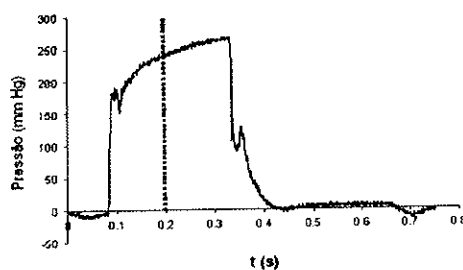
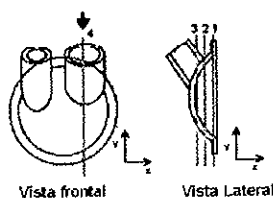
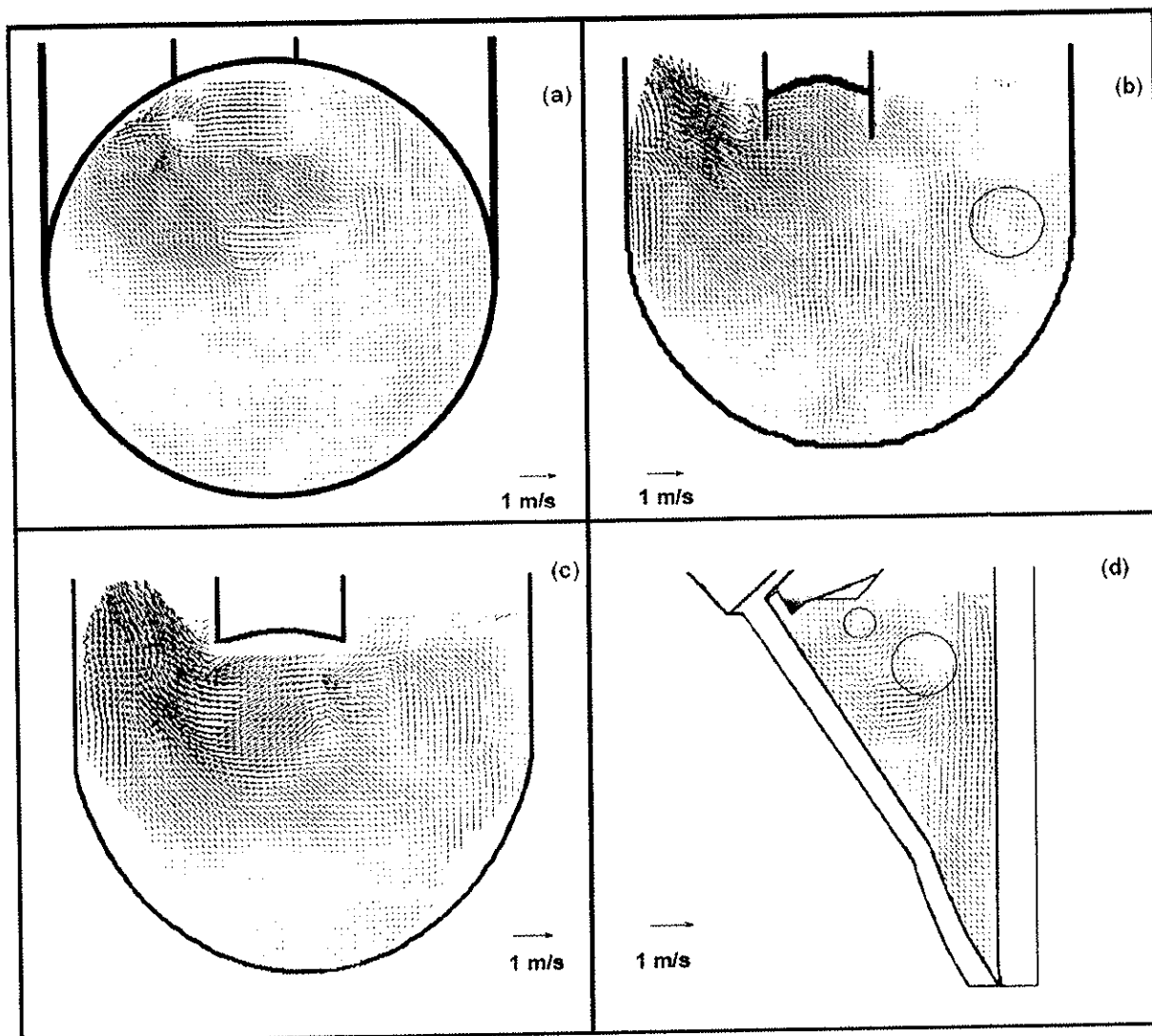


Figura 39: Distribuição de velocidades instantâneas no instante 200 ms na frequência de 80 bpm determinadas a partir das imagens obtidas no plano 1 (a), plano 2 (b), plano 3 (c) e plano 4 (b). Os círculos indicam a presença de vórtices.

Durante o enchimento (figuras 40 e 41) pode-se observar que o número de vórtices aumenta indicando uma maior quantidade flutuação nos vetores de velocidades e conseqüentemente maior turbulência em comparação com o período de ejeção.

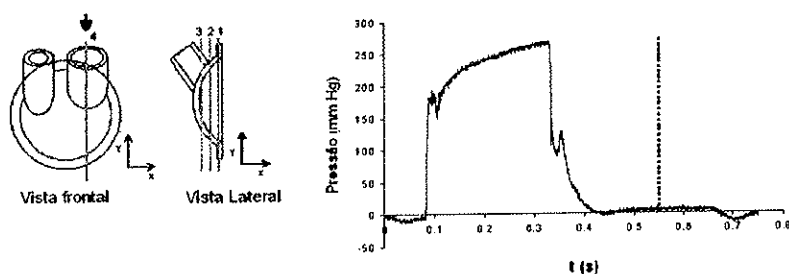
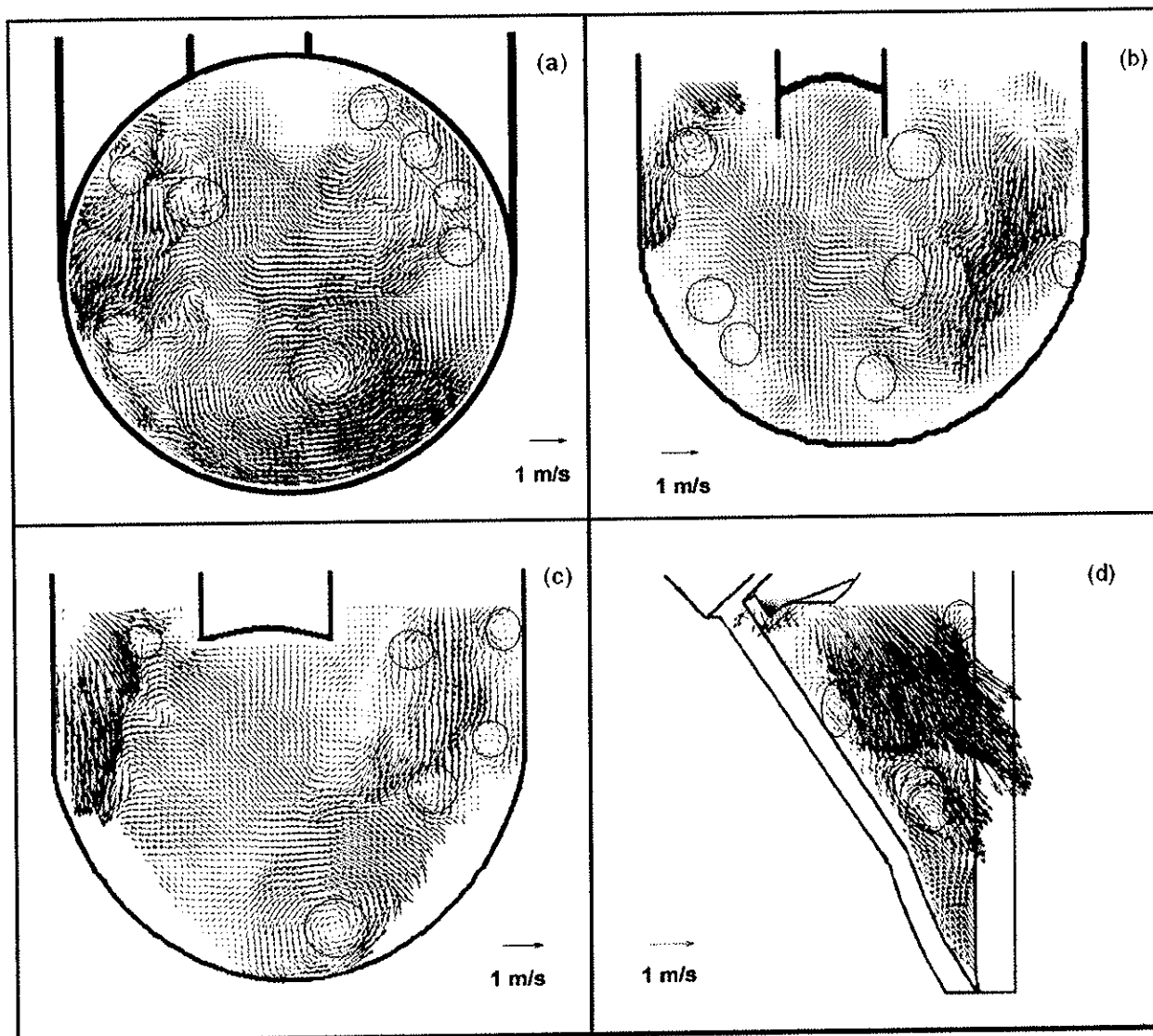


Figura 40: Distribuição de velocidades instantâneas no instante 550 ms na frequência de 80 bpm determinadas a partir das imagens obtidas no plano 1 (a), plano 2 (b), plano 3 (c) e plano 4 (d). Os círculos indicam a presença de vórtices.

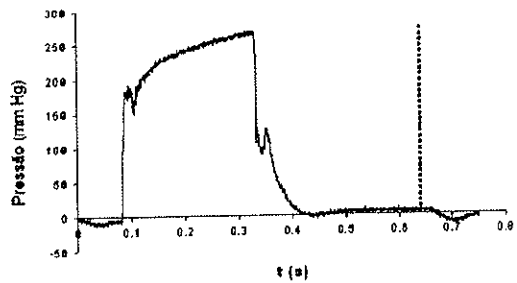
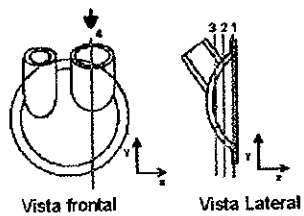
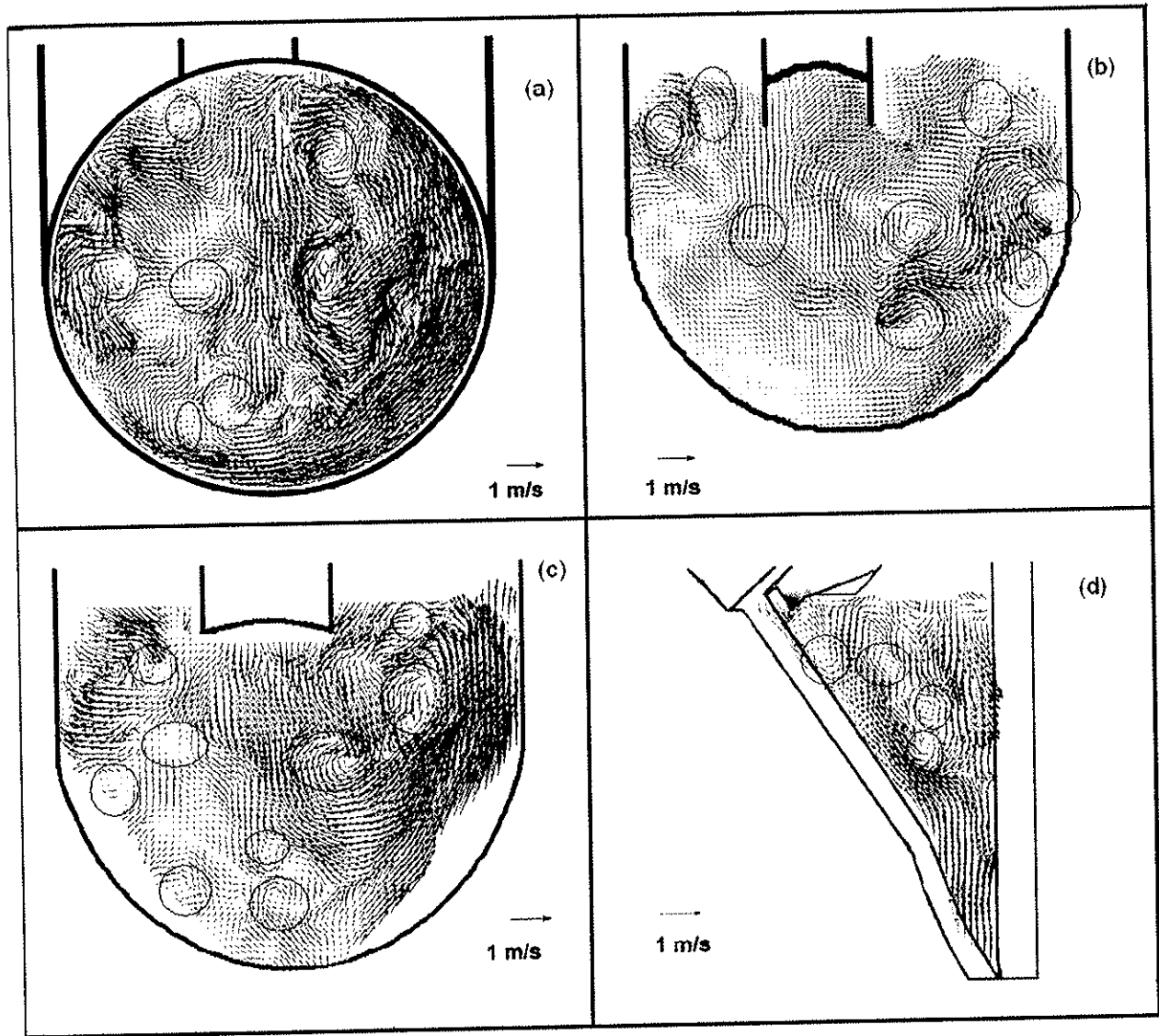


Figura 41: Distribuição de velocidades instantâneas no instante 650 ms na frequência de 80 bpm determinadas a partir das imagens obtidas no plano 1 (a), plano 2 (b), plano 3 (c) e plano 4 (d). Os círculos indicam a presença de vórtices.

A figura 42 apresenta três distribuições de velocidades instantâneas determinadas a partir imagens de partículas capturadas em ciclos sucessivos e a sua respectiva distribuição de velocidade média. Observa-se que diversos vórtices visualizados nas distribuições instantâneas desaparecem na distribuição

média. A inexistência destes vórtices nas velocidades médias indicam que eles não persistem de um ciclo para outro e por isso são denominados vórtices não-permanentes. Por outro lado, os vórtices que são visualizados na distribuição de velocidades médias ocorrem porque os seus posicionamentos e as suas intensidade não mudam de um ciclo para outro, sendo estes vórtices denominados permanentes.

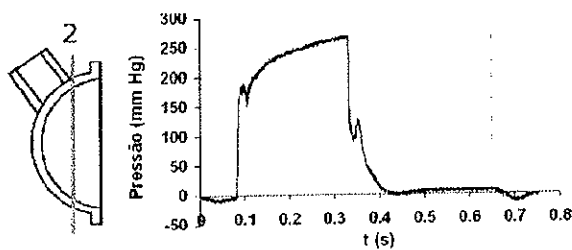
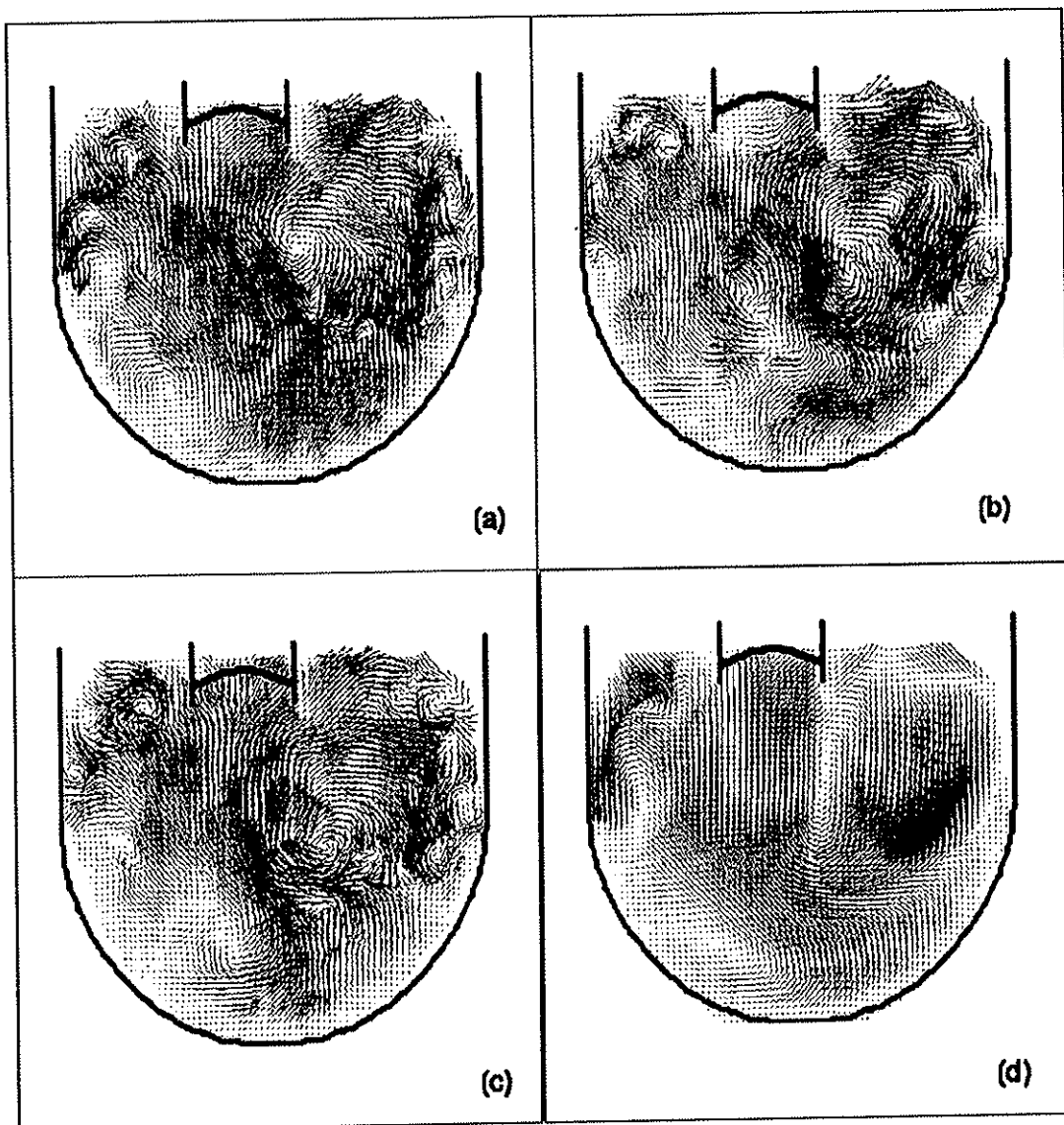


Figura 42: Distribuição de velocidades instantâneas no instante 650 ms na frequência de 80 bpm determinadas a partir das imagens obtidas no plano 2 (a, b e c) e distribuição de velocidade média do respectivo instante (d). Instante de aquisição indicado em relação à onda de pressão de acionamento.

A partir das distribuições de velocidades instantâneas determinadas foi calculada a distribuição de velocidades médias para cada instante de aquisição do ciclo de batimento nos planos 1, 2, 3 e 4 do DAVP operando a frequência de 80 bpm. O conjunto total de distribuições de velocidades médias é apresentado no apêndice A, sendo aqui apresentadas as distribuições de velocidades médias mais interessantes. A tabela 4 apresenta os valores da velocidade média absoluta máxima nos planos de iluminação 1, 2, 3 e 4 e suas incertezas durante o ciclo com frequência de 80 bpm.

Tabela 4: Velocidade média absoluta máxima ( $V_{abs}$ ) de um ciclo do DAVP operando com frequência de bombocamento de 80 bpm nos planos 1, 2, 3 e 4 em função dos instantes de aquisição  $T_a$ .

	<b>Plano 1</b>	<b>Plano 2</b>	<b>Plano 3</b>	<b>Plano 4</b>
$T_a$ (ms)	$V_{abs}$ (m/s)	$V_{abs}$ (m/s)	$V_{abs}$ (m/s)	$V_{abs}$ (m/s)
0	$0,41 \pm 0,12$	$0,31 \pm 0,17$	$0,52 \pm 0,19$	$0,31 \pm 0,10$
50	$0,36 \pm 0,11$	$0,19 \pm 0,14$	$0,42 \pm 0,19$	$0,25 \pm 0,14$
100	$0,37 \pm 0,10$	$0,40 \pm 0,08$	$0,51 \pm 0,11$	$0,18 \pm 0,12$
150	$0,44 \pm 0,11$	$0,73 \pm 0,12$	$0,86 \pm 0,10$	$0,16 \pm 0,10$
200	$0,57 \pm 0,10$	$0,98 \pm 0,15$	$1,14 \pm 0,12$	$0,14 \pm 0,09$
250	$0,76 \pm 0,09$	$1,42 \pm 0,13$	$1,48 \pm 0,15$	$0,15 \pm 0,08$
300	$0,71 \pm 0,04$	$1,34 \pm 0,08$	$1,66 \pm 0,21$	$0,22 \pm 0,10$
350	$0,43 \pm 0,05$	$0,73 \pm 0,10$	$0,72 \pm 0,13$	$0,11 \pm 0,08$
400	$0,31 \pm 0,05$	$0,38 \pm 0,14$	$0,61 \pm 0,16$	$0,75 \pm 0,08$
450	$0,8 \pm 0,4$	$0,93 \pm 0,12$	$1,1 \pm 0,3$	$0,90 \pm 0,11$
475	$1,1 \pm 0,4$	$0,9 \pm 0,4$	$1,0 \pm 0,3$	$1,04 \pm 0,06$
500	$0,86 \pm 0,23$	$0,91 \pm 0,08$	$1,1 \pm 0,3$	$1,71 \pm 0,14$
525	$1,1 \pm 0,2$	$0,90 \pm 0,18$	$1,1 \pm 0,4$	$1,78 \pm 0,26$
550	$1,0 \pm 0,2$	$0,93 \pm 0,25$	$1,0 \pm 0,4$	$1,9 \pm 0,3$
575	$1,0 \pm 0,4$	$1,01 \pm 0,25$	$1,0 \pm 0,3$	$1,28 \pm 0,23$
600	$0,8 \pm 0,3$	$1,10 \pm 0,09$	$1,1 \pm 0,4$	$0,9 \pm 0,4$
650	$0,44 \pm 0,22$	$0,9 \pm 0,9$	$0,83 \pm 0,14$	$0,45 \pm 0,19$
700	$0,68 \pm 0,19$	$0,36 \pm 0,14$	$0,63 \pm 0,11$	$0,31 \pm 0,10$

No início do ciclo, o fluxo possui baixa velocidade com apenas um vórtice de intensidade baixa no plano 1 (figura 43). A velocidade média absoluta máxima do fluxo no início da ejeção ( $T_a = 0$  ms) é de  $0,41 \pm 0,12$  m/s. Podemos observar na tabela 4 que nos primeiros três instantes a velocidade diminui no plano 1, demonstrando a desaceleração do fluxo. Entretanto, no instante seguinte ( $T_a = 150$  ms), a velocidade aumenta, pois neste instante a ejeção do fluxo pode ser visualizada no plano 1, conforme

observado no lado esquerdo da figura 44. Observe na região esquerda superior que a velocidade do fluxo é maior quando comparada com as demais regiões do DAVP.

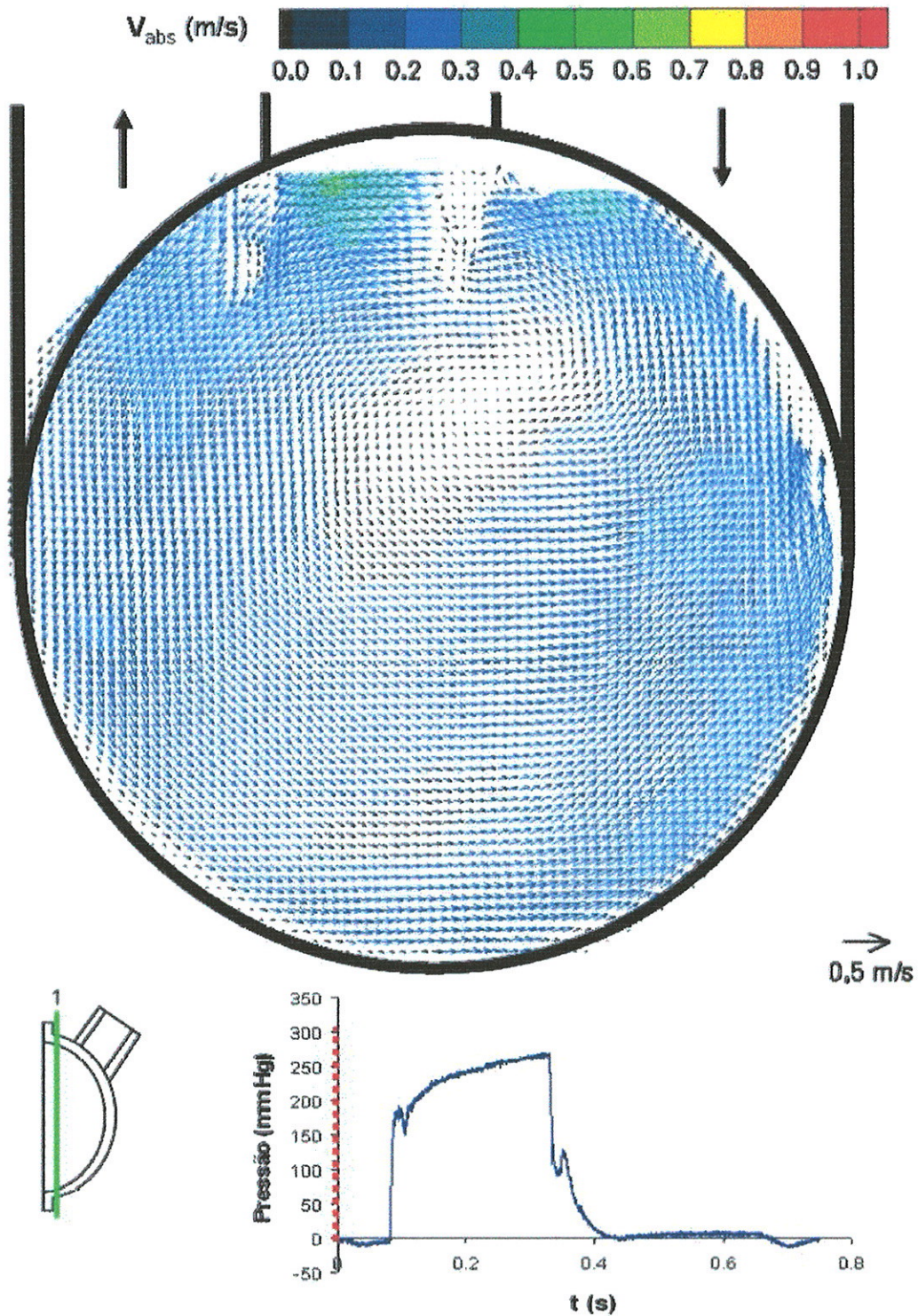


Figura 43: Distribuição de velocidades médias no instante de 0 ms determinadas a partir das imagens do plano 1 na frequência de 80 bpm. Instante de aquisição indicado na onda de pressão de acionamento. Escala de cores correspondente a velocidade absoluta média em m/s.

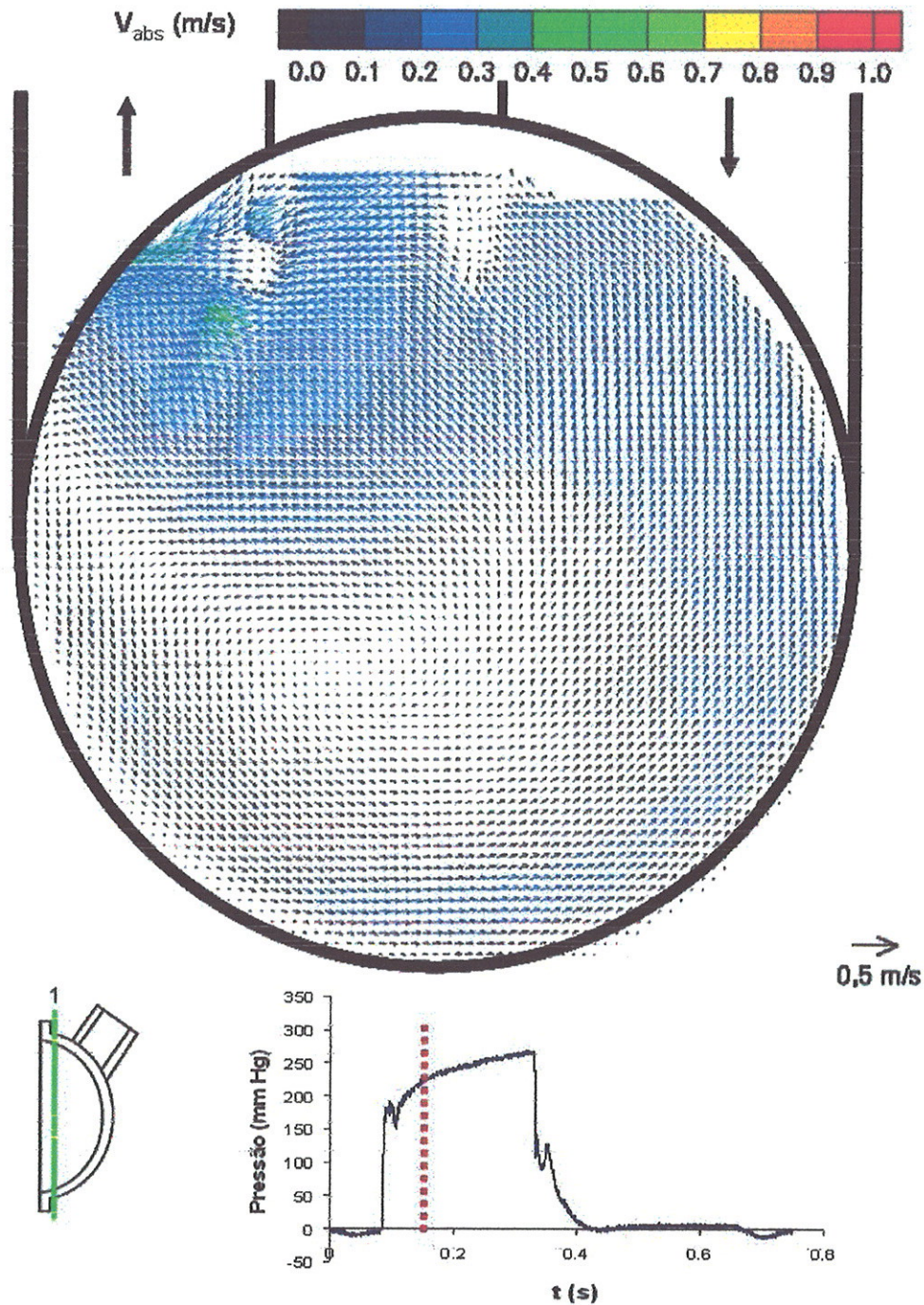


Figura 44: Distribuição de velocidades médias no instante de 150 ms determinadas a partir das imagens do plano 1 na frequência de 80 bpm. Instante de aquisição indicado na onda de pressão de acionamento. Escala de cores correspondente a velocidade absoluta média em m/s.

A partir do momento que a membrana começa a se movimentar na direção da câmara sanguínea (ejeção), a pressão faz com que a válvula de saída do ventrículo se abra e o fluido seja ejetado para o sistema. A velocidade média absoluta máxima chega a  $0,76 \pm 0,09$  m/s em  $T_a = 250$  ms. Observa na tabela 4 que a velocidade absoluta máxima diminui entre os instantes 300 e 350 ms, indicando possivelmente



que a membrana alcançou a máxima extensão. Esta hipótese é reforçada quando analisamos a onda de pressão de acionamento da figura. Podemos observar que a pressão na câmara pneumática diminui entre 300 e 350 ms, sinalizando o fim do período de ejeção. No final do período de ejeção, podemos visualizar o resultado do movimento da membrana atravessando o plano de iluminação na figura 45 (região onde não ocorre vetores de velocidades).

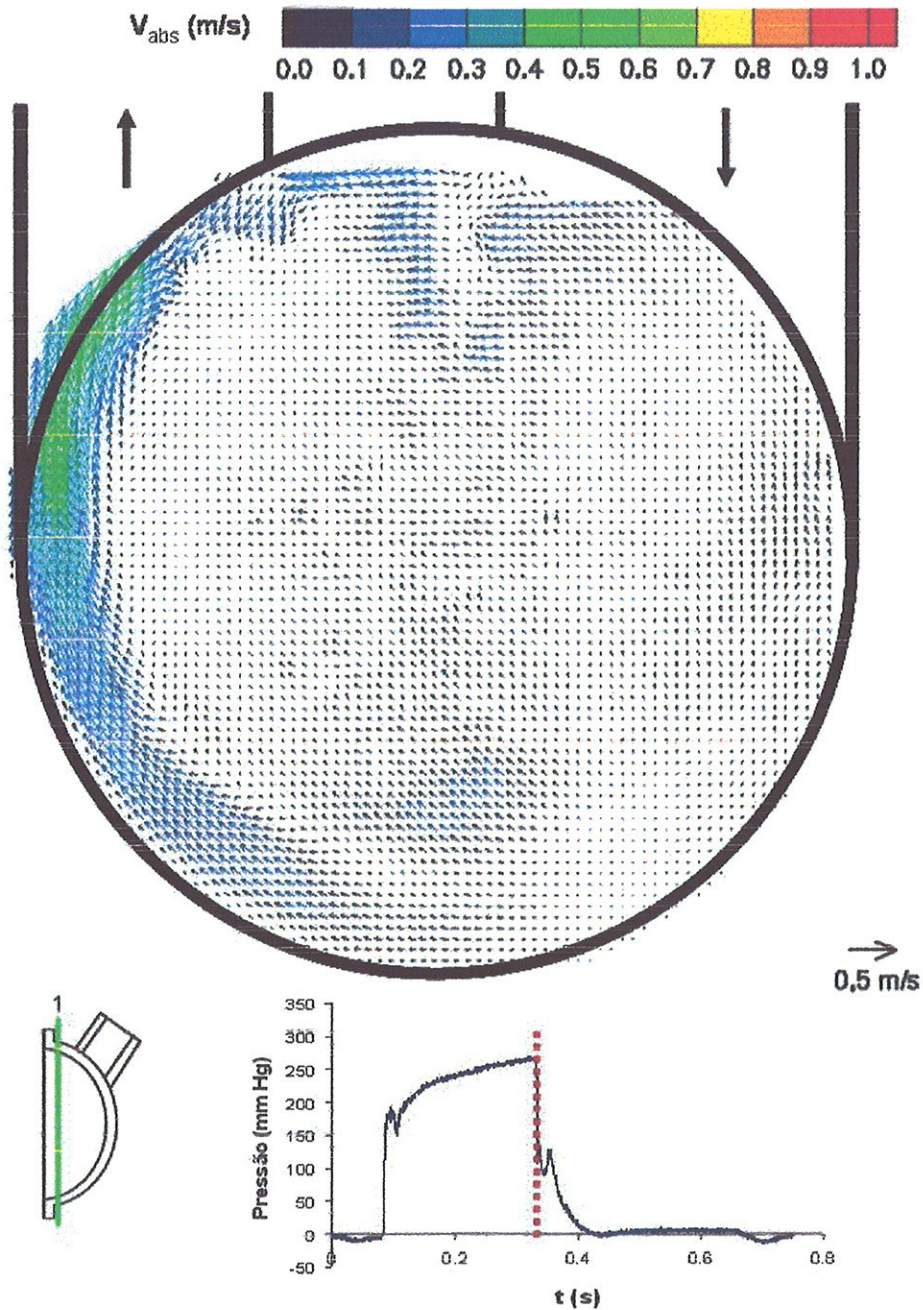


Figura 45: Distribuição de velocidades médias no instante de 350 ms determinada a partir das imagens do plano 1 na frequência de 80 bpm. Instante de aquisição indicado na onda de pressão de acionamento. Escala de cores correspondente a velocidade absoluta média em m/s.

Quando a ejeção termina, a membrana começa a retornar para a câmara pneumática. Devido a esse movimento, a válvula de saída fecha e a válvula de entrada se abre, iniciando o enchimento do DAVP. Na figura 46 podemos observar o fluxo de entrada ao lado direito da distribuição. Apesar de o enchimento ter se iniciado com o início do movimento da membrana em  $T_a = 350$  ms, o início do fluxo de entrada só pode ser observado neste plano no instante  $T_a = 475$  ms porque o plano de iluminação está mais afastado do canal de entrada. Este fluxo forma um vórtice ao lado direito do fluxo de entrada.

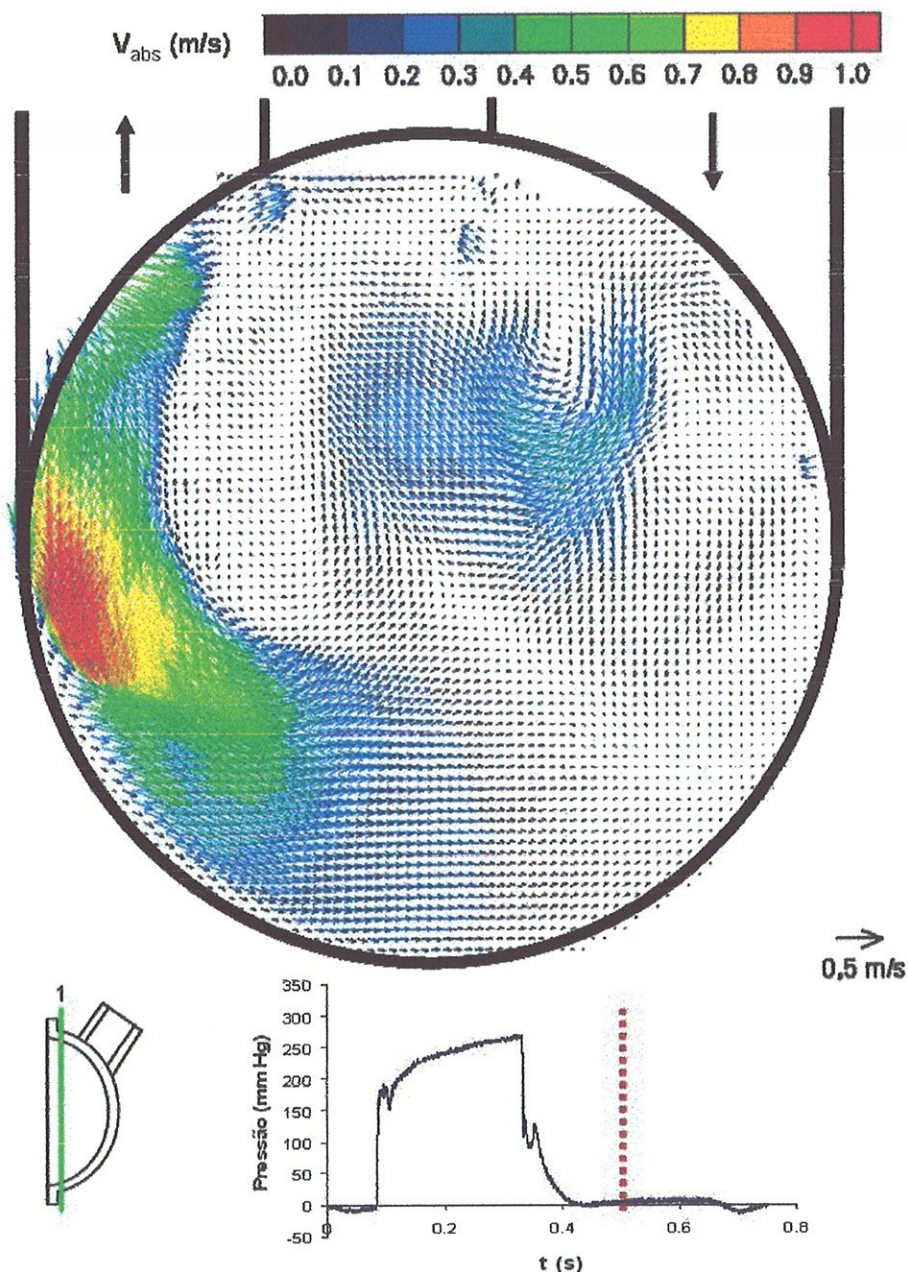


Figura 46: Distribuição de velocidades médias no instante de 475 ms determinada a partir das imagens do plano 1 na frequência de 80 bpm. Instante de aquisição indicado na onda de pressão de acionamento. Escala de cores correspondente a velocidade absoluta média em m/s.

Conforme o enchimento do DAVP ocorre, o fluxo fica mais turbulento e a velocidade aumenta em toda a câmara sangüínea. Há pelo menos três vórtices no fluxo. Dois destes vórtices estão situados perto dos canais de entrada e saída enquanto que o outro está posicionado na parte inferior da câmara (figura 47).

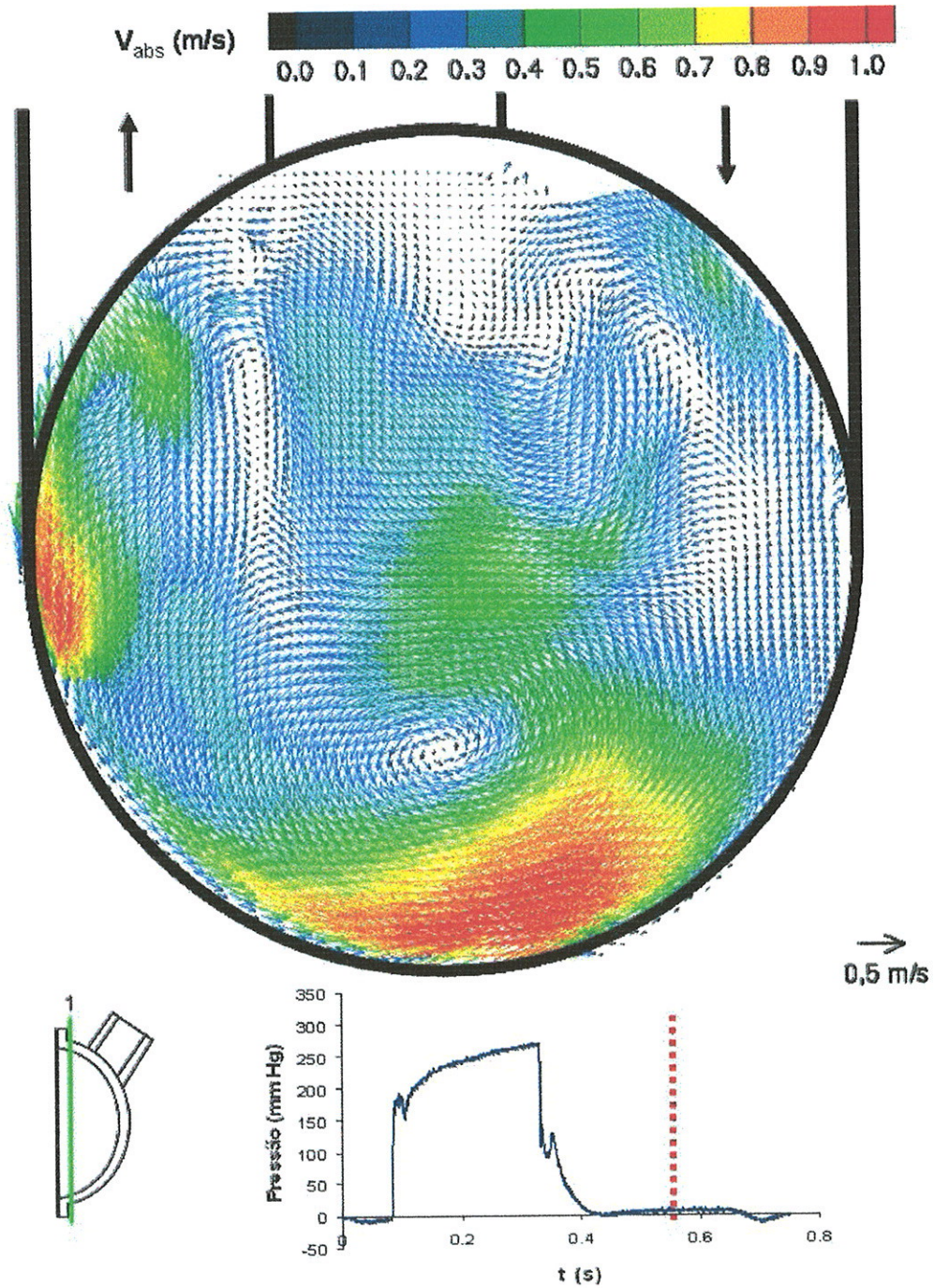


Figura 47: Distribuição de velocidades médias no instante de 550 ms determinada a partir das imagens do plano 1 na frequência de 80 bpm. Instante de aquisição indicado na onda de pressão de acionamento. Escala de cores correspondente a velocidade absoluta média em m/s.

No momento em que a câmara sangüínea é totalmente preenchida, já não existe fluxo pela válvula de entrada e tanto a quantidade como as intensidades dos vórtices diminuem no período final do ciclo (figura 48). A velocidade máxima do fluxo no instante 650 ms é de  $0,44 \pm 0,22$  m/s enquanto que para 700 ms é de  $0,68 \pm 0,19$  m/s. O próximo instante de aquisição ( $T_a = 750$  ms) coincide com o início do próximo ciclo do DAVP ( $T_a = 0$  ms).

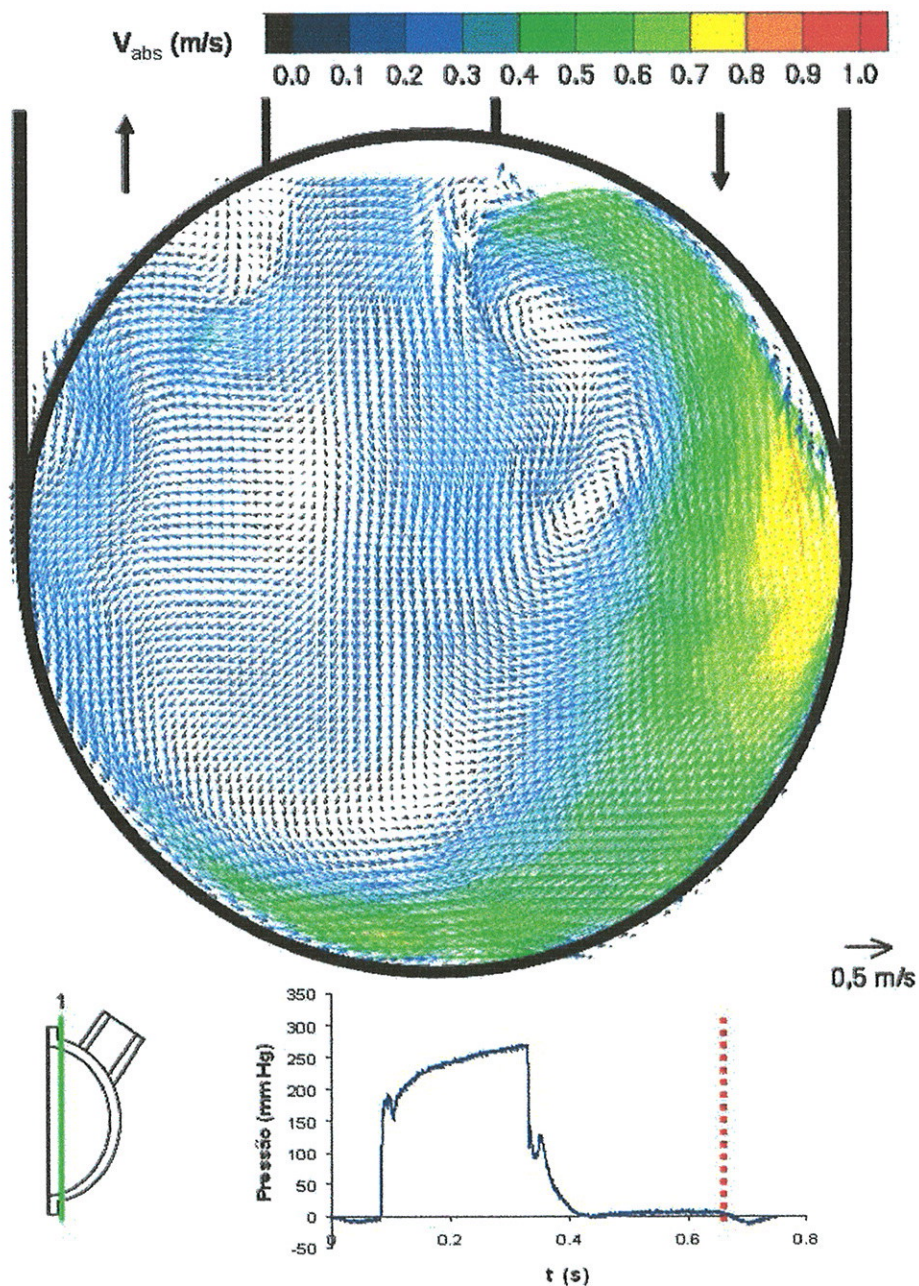


Figura 48: Distribuição de velocidades médias no instante de 650 ms determinada a partir das imagens do plano 1 na frequência de 80 bpm. Instante de aquisição indicado na onda de pressão de acionamento. Escala de cores correspondente a velocidade absoluta média em m/s.

As distribuições de velocidades médias com o plano 1 possibilitam visualizar o comportamento da membrana no fluxo. Contudo, para uma melhor visualização do fluxo de entrada e saída no DAVP foi necessário determinar as distribuições de velocidades com o plano 2, que esta em uma posição mais próxima dos canais de entrada e saída. Neste plano, observa-se que a ejeção começa em  $T_a = 100$  ms. Apesar do pulso de pressão ter sido emitido em  $T_a = 0$  ms, ele deve percorrer um tubo de 1 m de comprimento até chegar a câmara pneumática do DAVP, levando aproximadamente 100 ms. A velocidade média absoluta máxima no início da ejeção é de  $0,40 \pm 0,08$  m/s próximo ao canal de saída (lado esquerdo da figura 49).

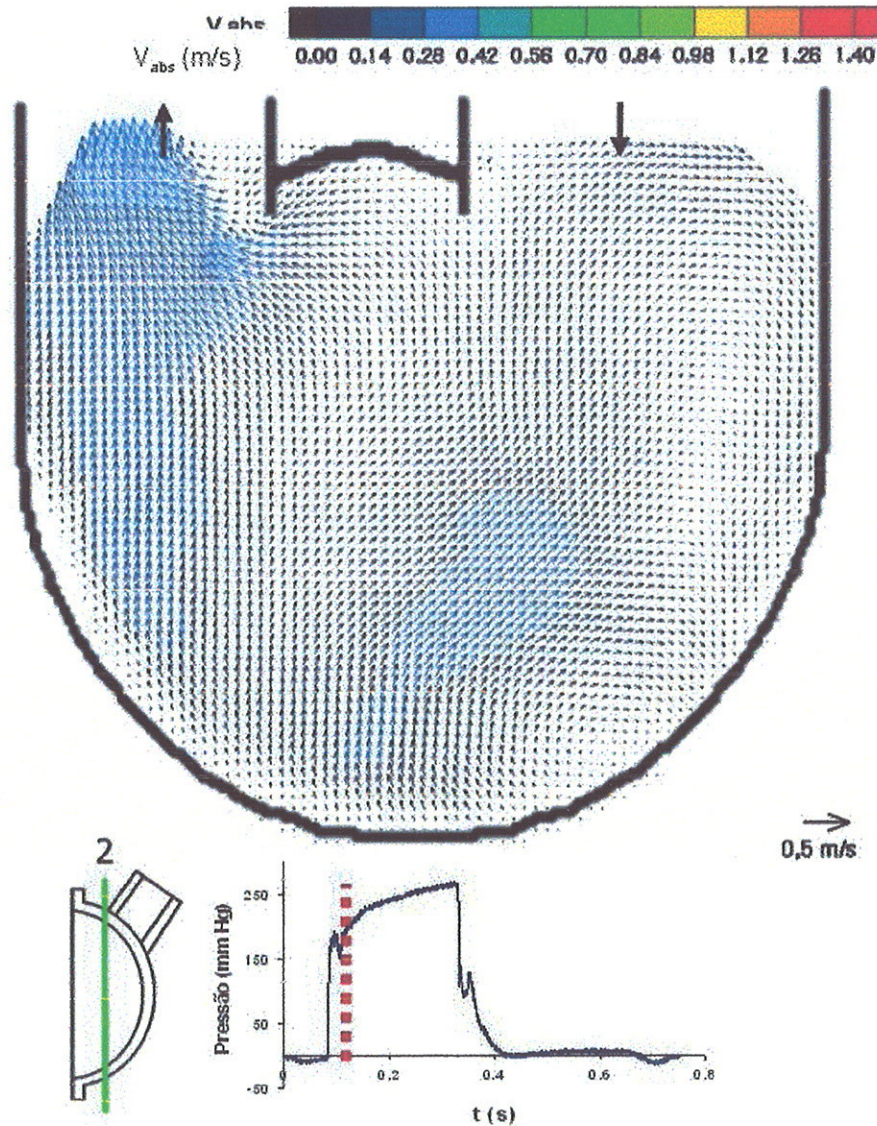


Figura 49: Distribuição de velocidades médias no instante de 100 ms determinada a partir das imagens do plano 2 na frequência de 80 bpm. Instante de aquisição indicado na onda de pressão de acionamento. Escala de cores correspondente a velocidade absoluta média em m/s.

Na figura 50 podemos observar que a velocidade do fluxo em direção ao canal de saída aumenta consideravelmente, passando de 0,40 m/s no início do período de ejeção (instante  $T_a = 100$  ms) para a velocidade absoluta máxima de ejeção de 1,42 m/s (instante  $T_a = 250$  ms), que a velocidade máxima de ejeção para este plano.

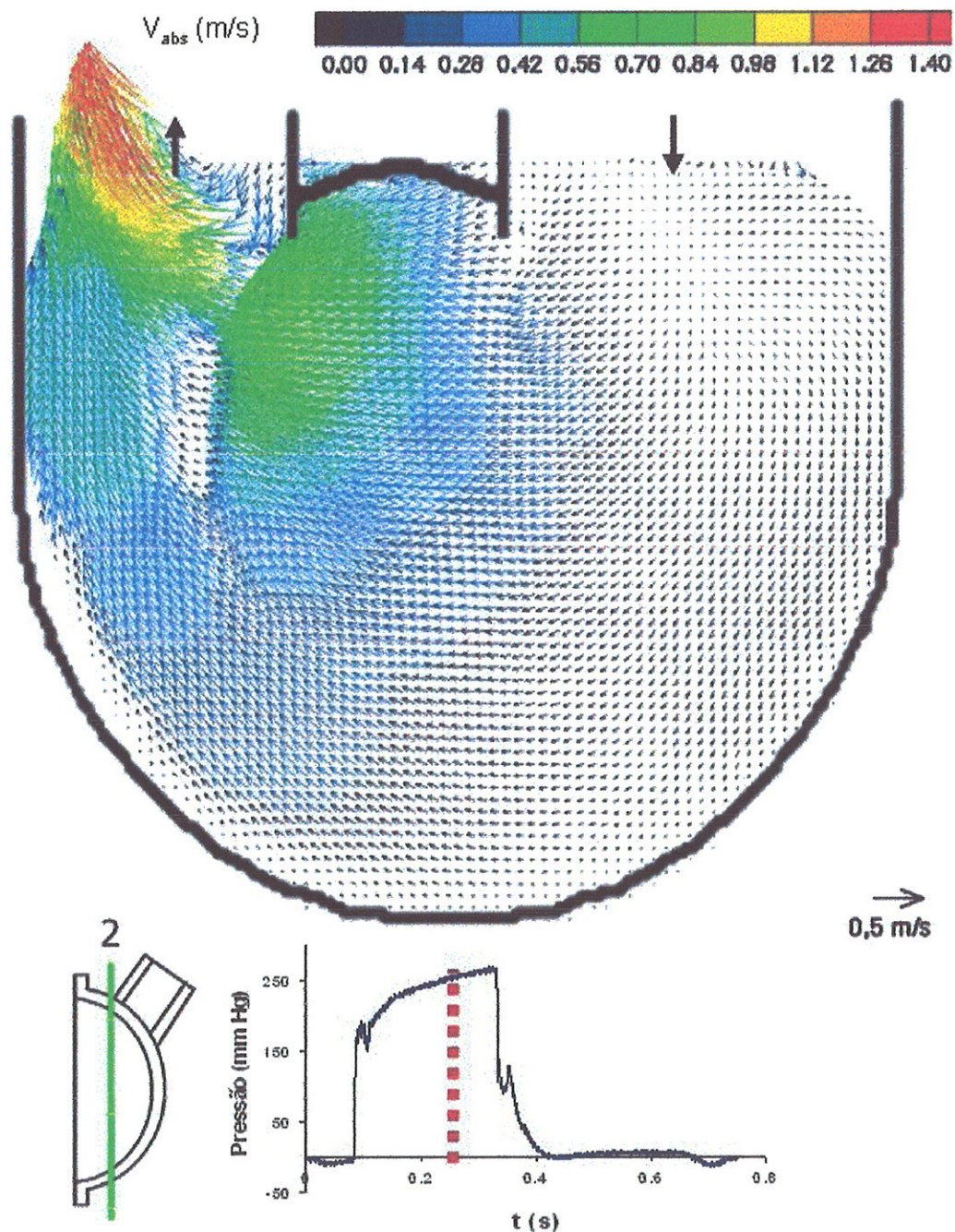


Figura 50: Distribuição de velocidades médias no instante de 250 ms determinada a partir das imagens do plano 2 na frequência de 80 bpm. Instante de aquisição indicado na onda de pressão de acionamento. Escala de cores correspondente a velocidade absoluta média em m/s.

Nas distribuições de velocidades da figura 51 observa-se um fluxo com velocidades altas no lado esquerdo da câmara sanguínea e um pequeno vórtice pode ser detectado nesta região. Ainda nesta figura, observa-se claramente o enchimento da bomba, com a formação de pequenos vórtices ao lado do fluxo de entrada.

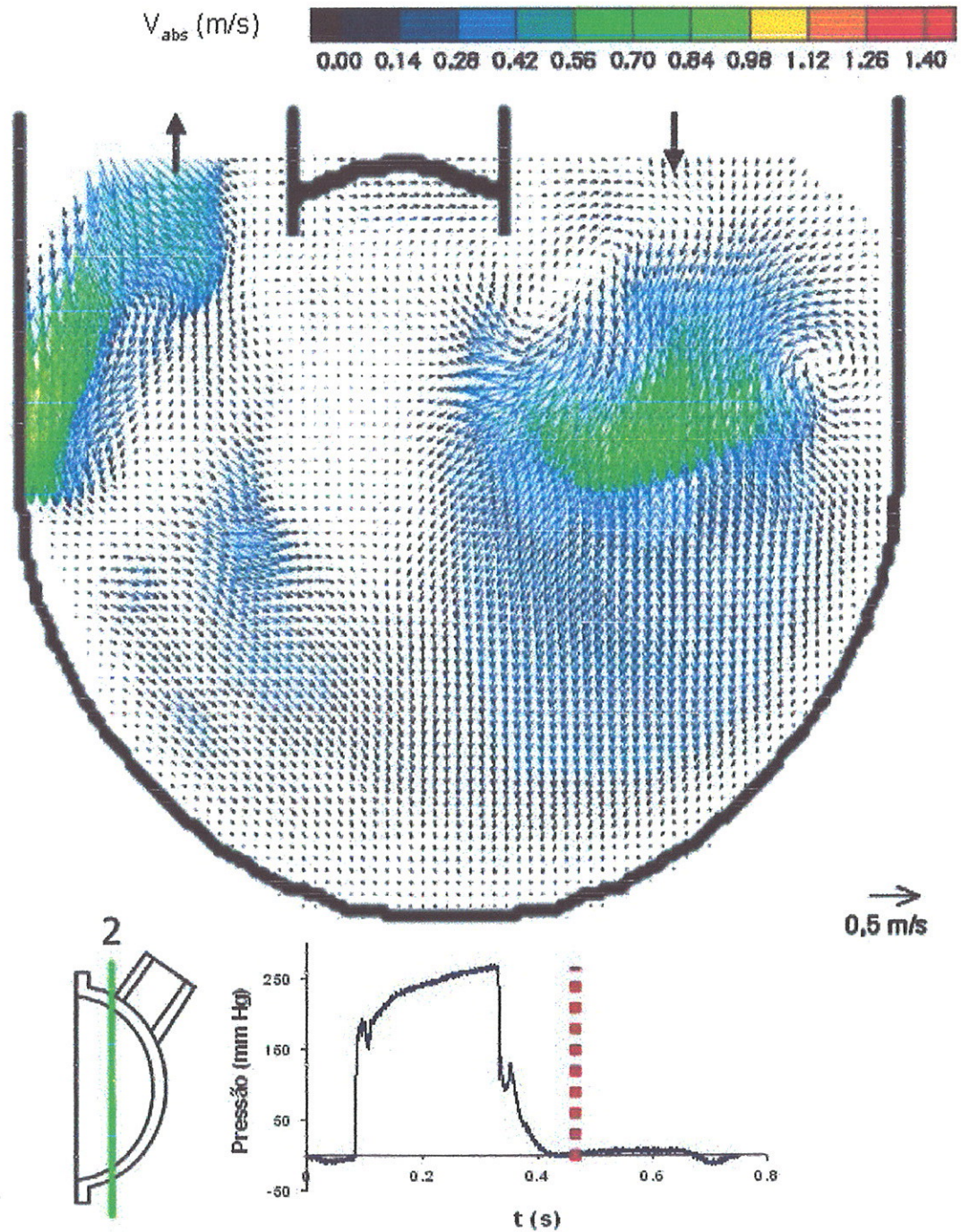


Figura 51: Distribuição de velocidades médias no instante de 450 ms determinada a partir das imagens do plano 2 na frequência de 80 bpm. Instante de aquisição indicado na onda de pressão de acionamento. Escala de cores correspondente a velocidade absoluta média em m/s.

A medida que o enchimento ocorre, o fluxo pelo canal de entrada provoca o aumento da velocidade em toda a câmara sangüínea, com a ampliação do tamanho dos vórtices no dispositivo (figura 52), sendo a velocidade absoluta é máxima em  $T_a$  igual a 600 ms, chega a  $1,10 \pm 0,09$  m/s

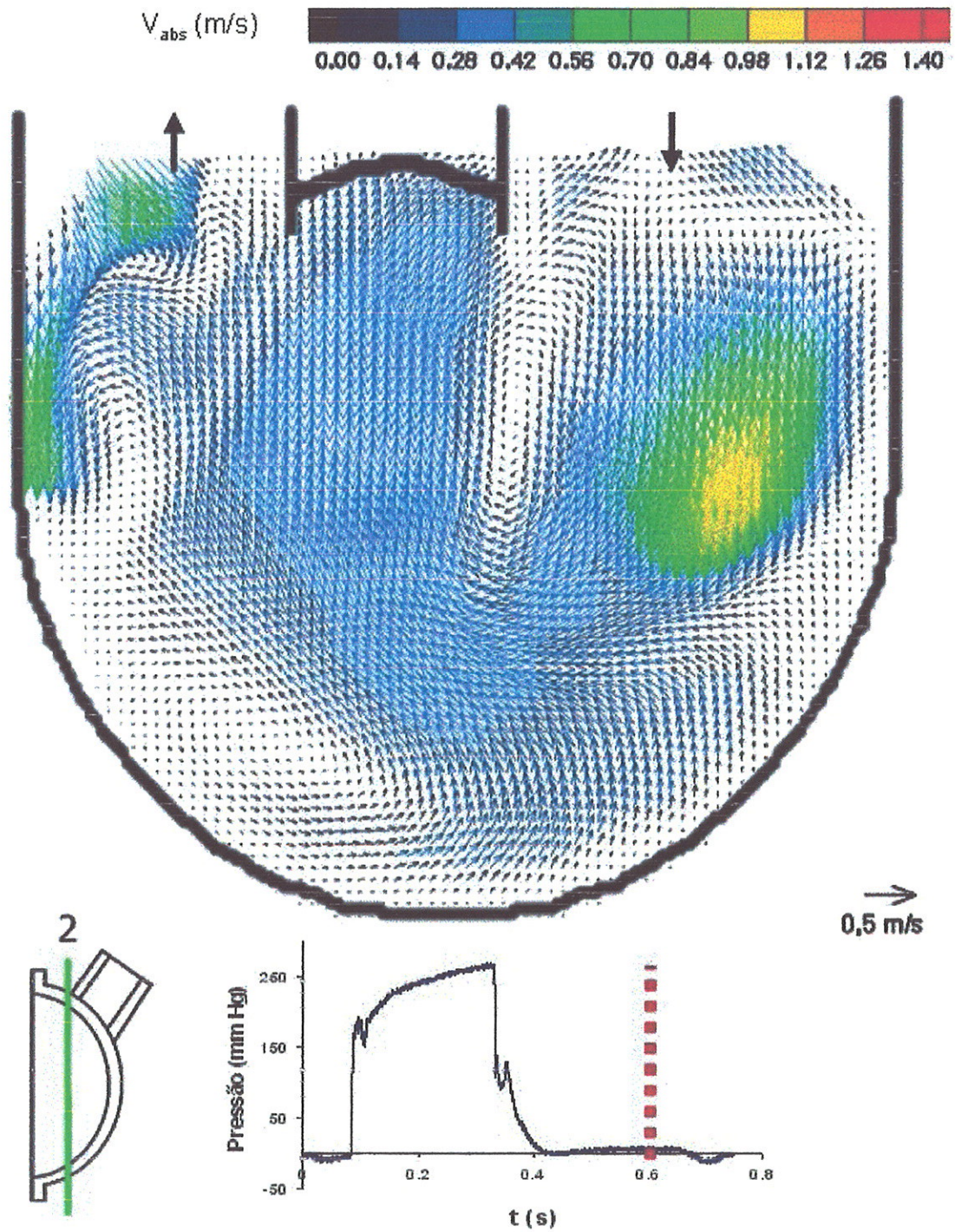


Figura 52: Distribuição de velocidades médias no instante de 600 ms determinada a partir das imagens do plano 2 na freqüência de 80 bpm. Instante de aquisição indicado na onda de pressão de acionamento. Escala de cores correspondente a velocidade absoluta média em m/s.



Ao final do enchimento a velocidade do fluxo tende a desacelerar, diminuindo a quantidade de vórtices. Pode-se observar, principalmente, um vórtice bem definido estacionado próximo ao canal de entrada (figura 53).

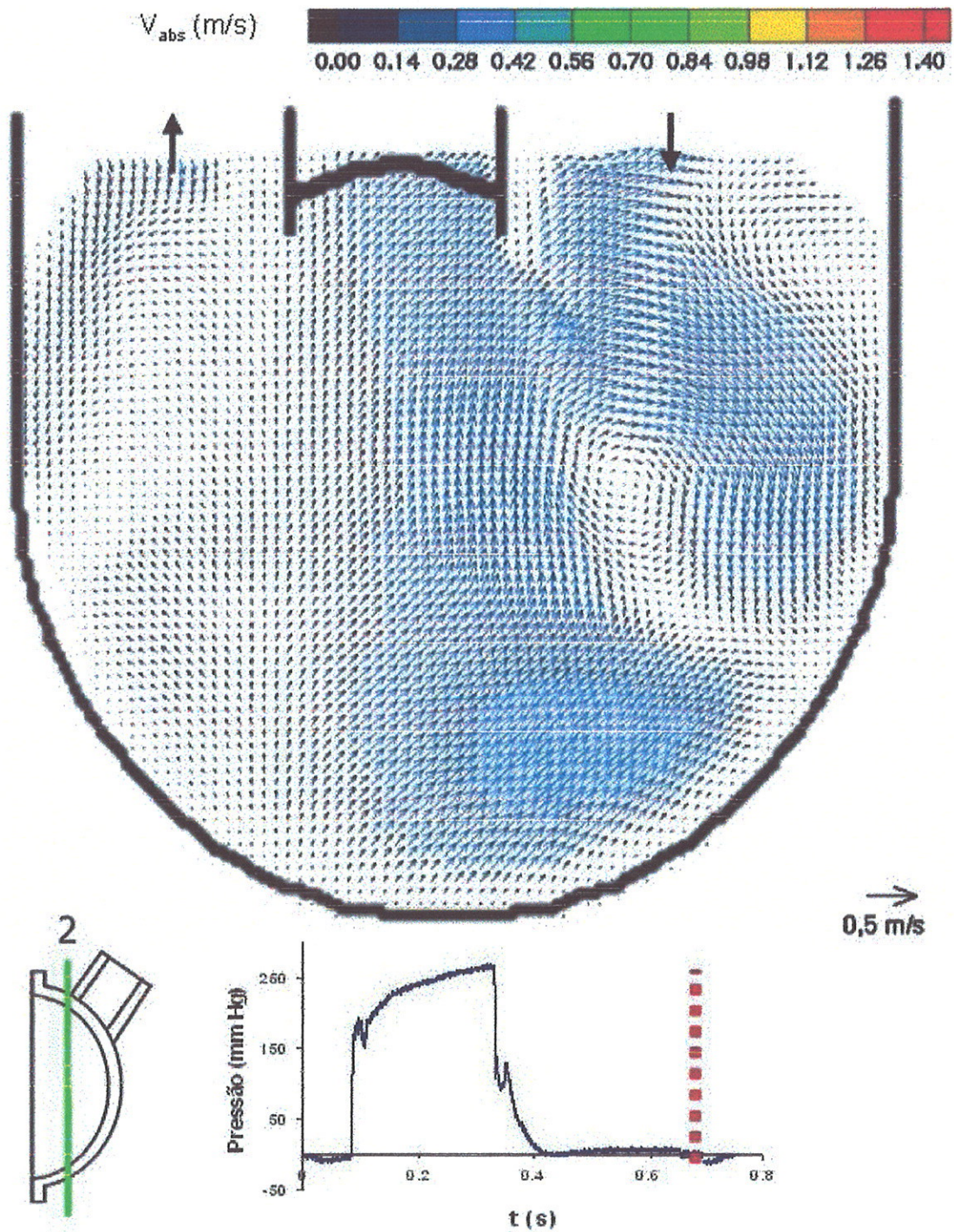


Figura 53: Distribuição de velocidades médias no instante de 650 ms determinada a partir das imagens do plano 2 na frequência de 80 bpm. Instante de aquisição indicado na onda de pressão de acionamento. Escala de cores correspondente a velocidade absoluta média em m/s.

No plano 3 pode-se observar a dinâmica do fluido nos canais de entrada e saída da câmara. Observa-se pelas distribuições de velocidades médias que no começo do ciclo existem dois vórtices de baixa intensidade. Um vórtice está posicionado próximo ao canal de entrada, enquanto que outro vórtice está posicionado próximo à válvula de saída (figura 54).

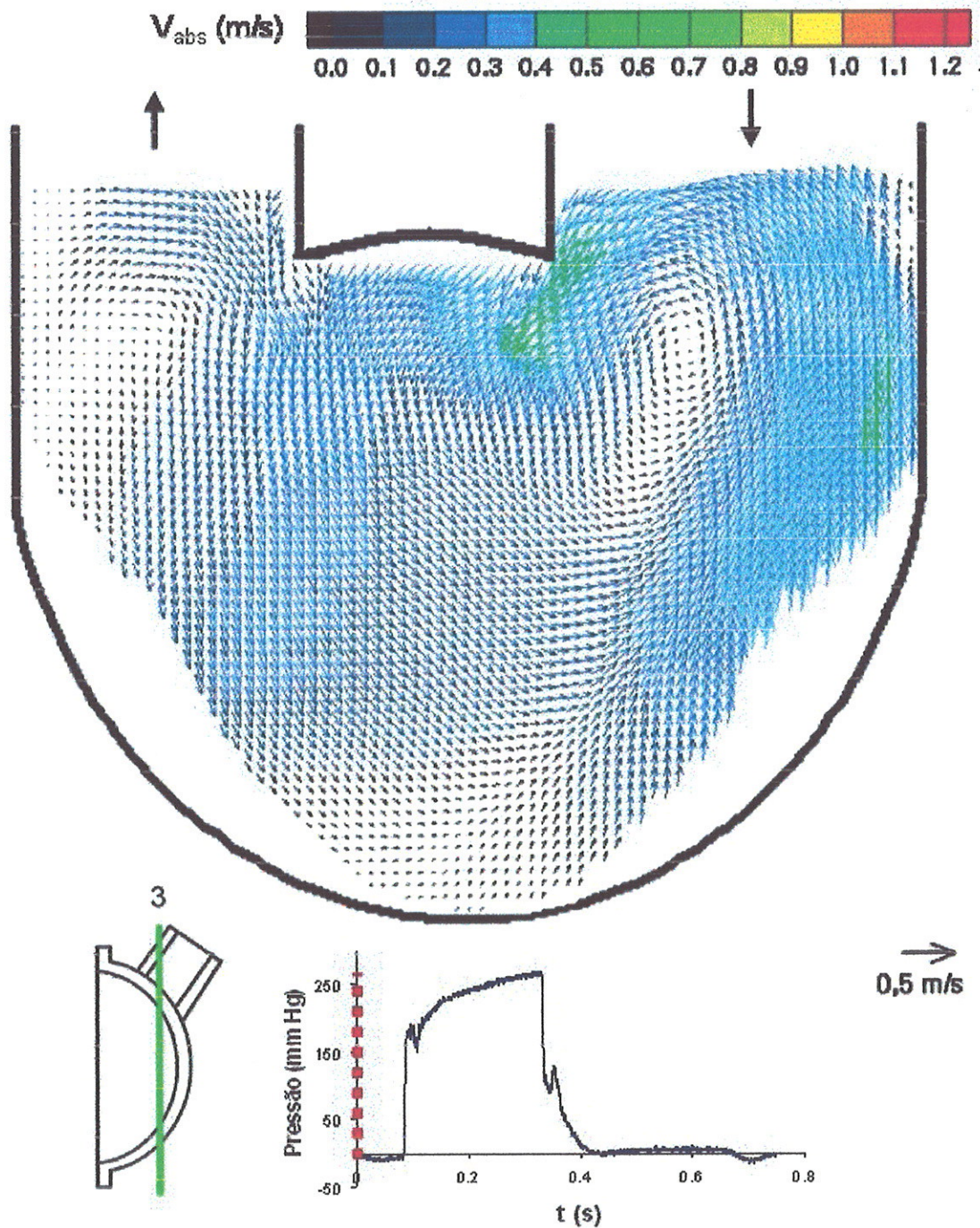


Figura 54: Distribuição de velocidades médias no instante de 0 ms determinada a partir das imagens do plano 3 na frequência de 80 bpm. Instante de aquisição indicado na onda de pressão de acionamento. Escala de cores correspondente a velocidade absoluta média em m/s.

Com o início da ejeção, estes vórtices perdem estrutura até desaparecem deste plano e a velocidade do fluxo pelo canal de saída aumenta rapidamente, chegando a 1,66 m/s (figura 55).

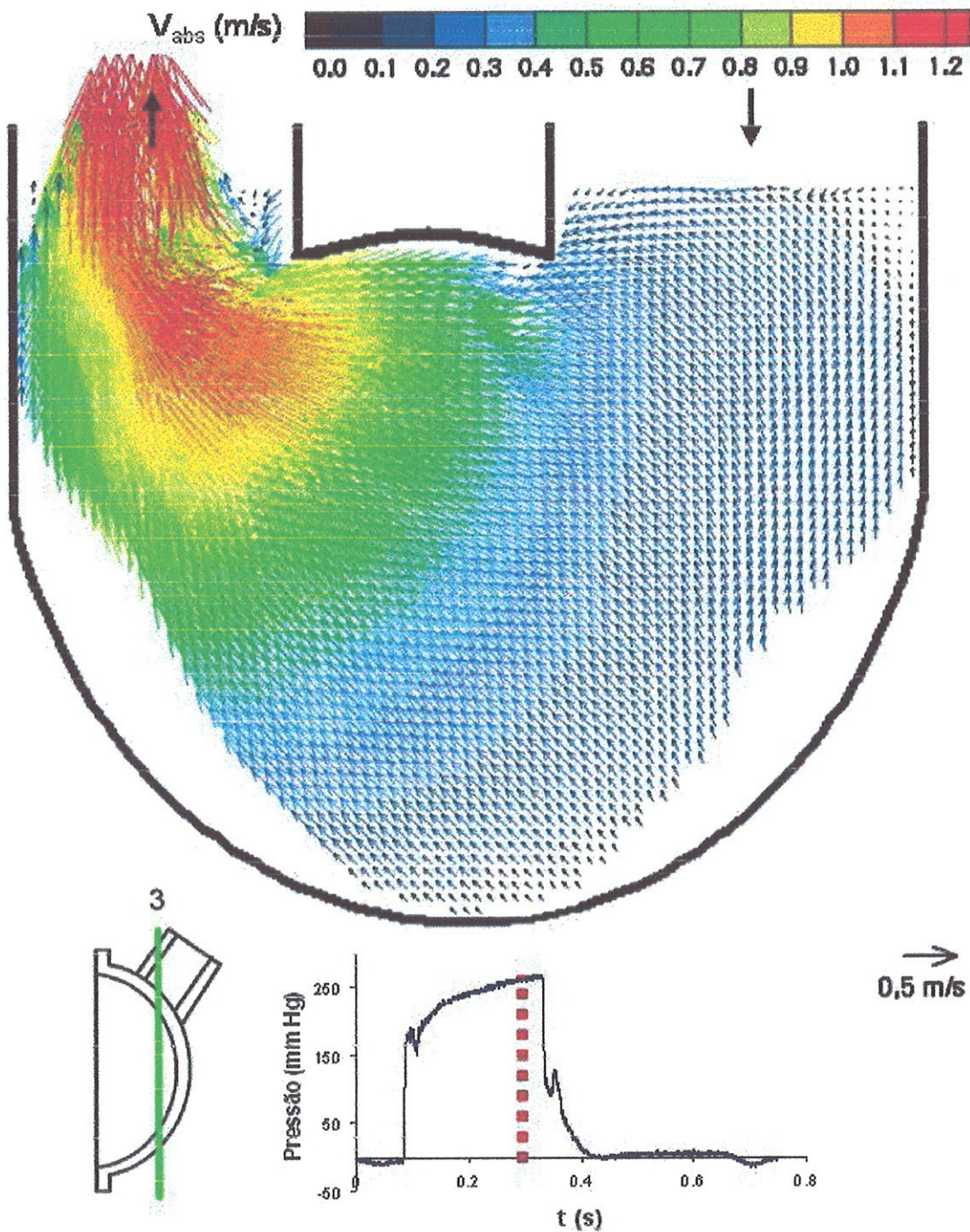


Figura 55: Distribuição de velocidades médias no instante de 300 ms determinada a partir das imagens do plano 3 na frequência de 80 bpm. Instante de aquisição indicado na onda de pressão de acionamento. Escala de cores correspondente a velocidade absoluta média em m/s.

Na figura 56 podemos observar o fluxo de entrada (lado direito) e um fluxo com velocidades mais altas pelo lado esquerdo que provoca um vórtice que se desloca na direção do canal de saída ao longo do enchimento. A velocidade absoluta média máxima durante todo o período de enchimento permanece acima de 1 m/s.

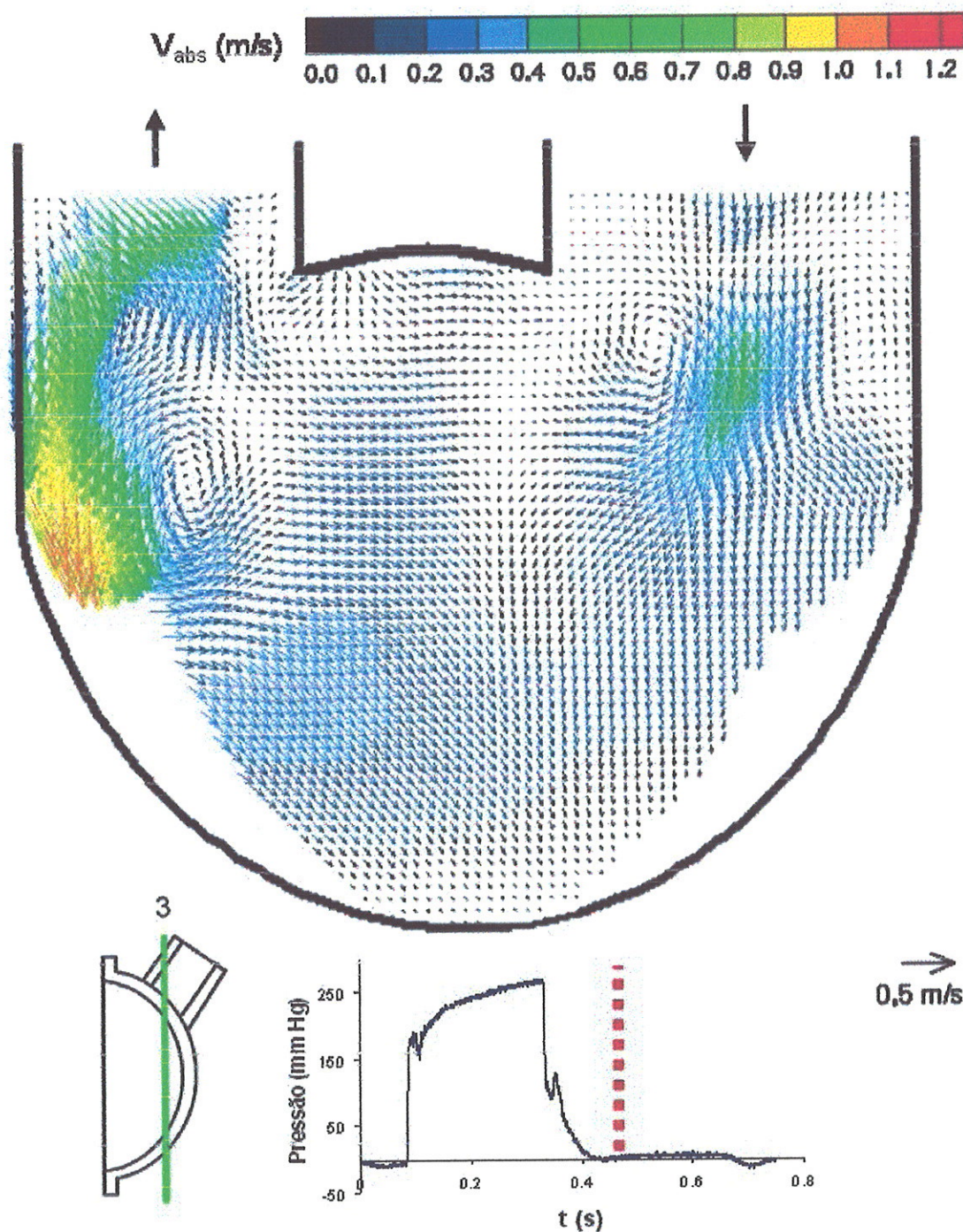


Figura 56: Distribuição de velocidades médias no instante de 450 ms determinada a partir das imagens do plano 3 na frequência de 80 bpm. Instante de aquisição indicado na onda de pressão de acionamento. Escala de cores correspondente a velocidade absoluta média em m/s.

Em  $T_a$  igual 500 ms, pode-se observar 4 vórtices neste plano (figura 57). Dois vórtices ocorrem devido ao fluxo de entrada (lado direito). O terceiro vórtice está posicionado perto do canal de saída enquanto que o quarto vórtice com baixa intensidade está posicionado na região inferior da câmara sangüínea, no lado esquerdo.

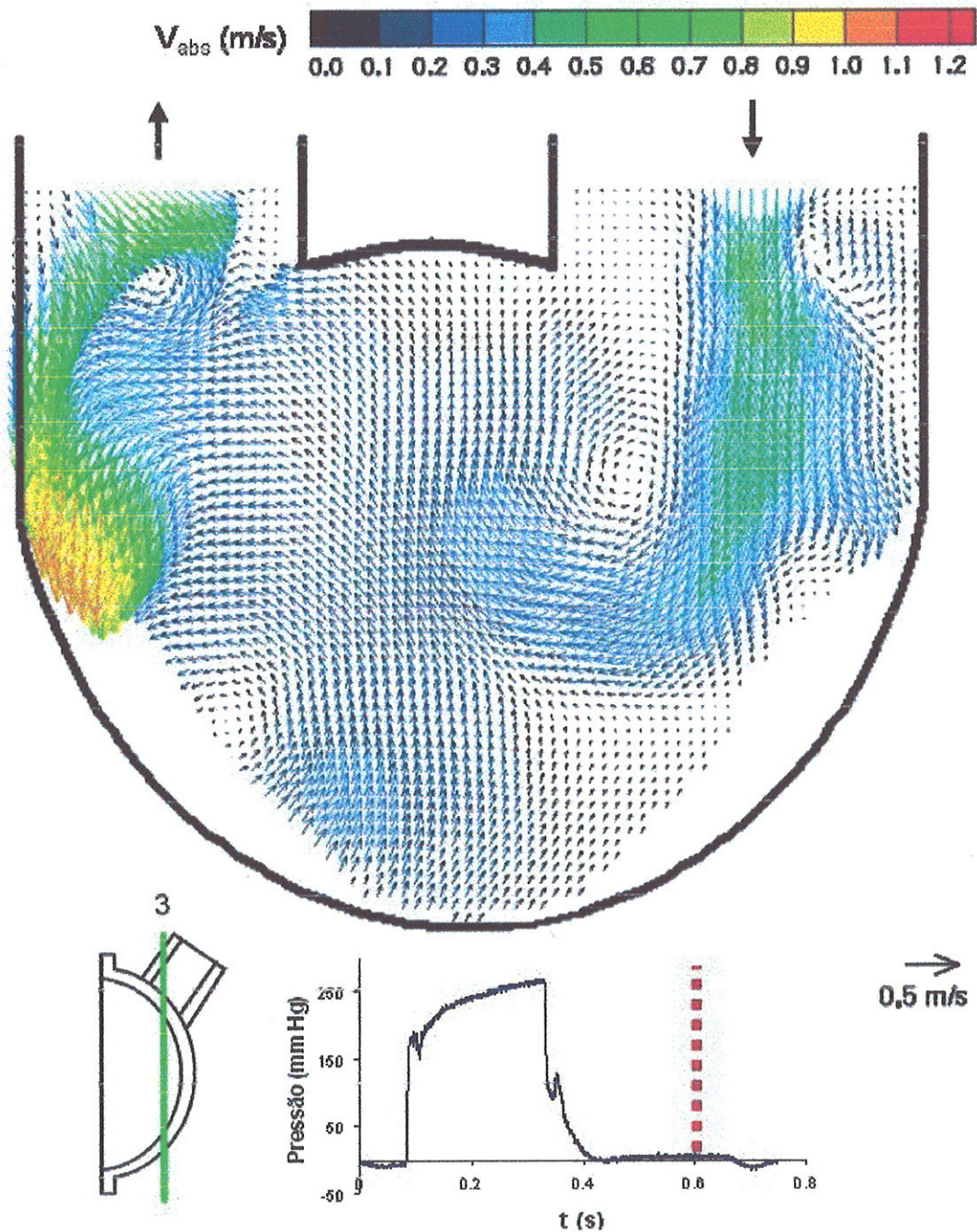


Figura 57: Distribuição de velocidades médias no instante de 500 ms determinada a partir das imagens do plano 3 na frequência de 80 bpm. Instante de aquisição indicado na onda de pressão de acionamento. Escala de cores correspondente a velocidade absoluta média em m/s.

Enquanto que o dois vórtices posicionados paralelos ao fluxo de entrada estão estacionários, o vórtice posicionado na parte inferior do plano, ganha força e se desloca em direção ao lado direito, aumentando a turbulência nesta região. A figura 58 apresentam o instante de maior turbulência no plano 3 para o dispositivo.

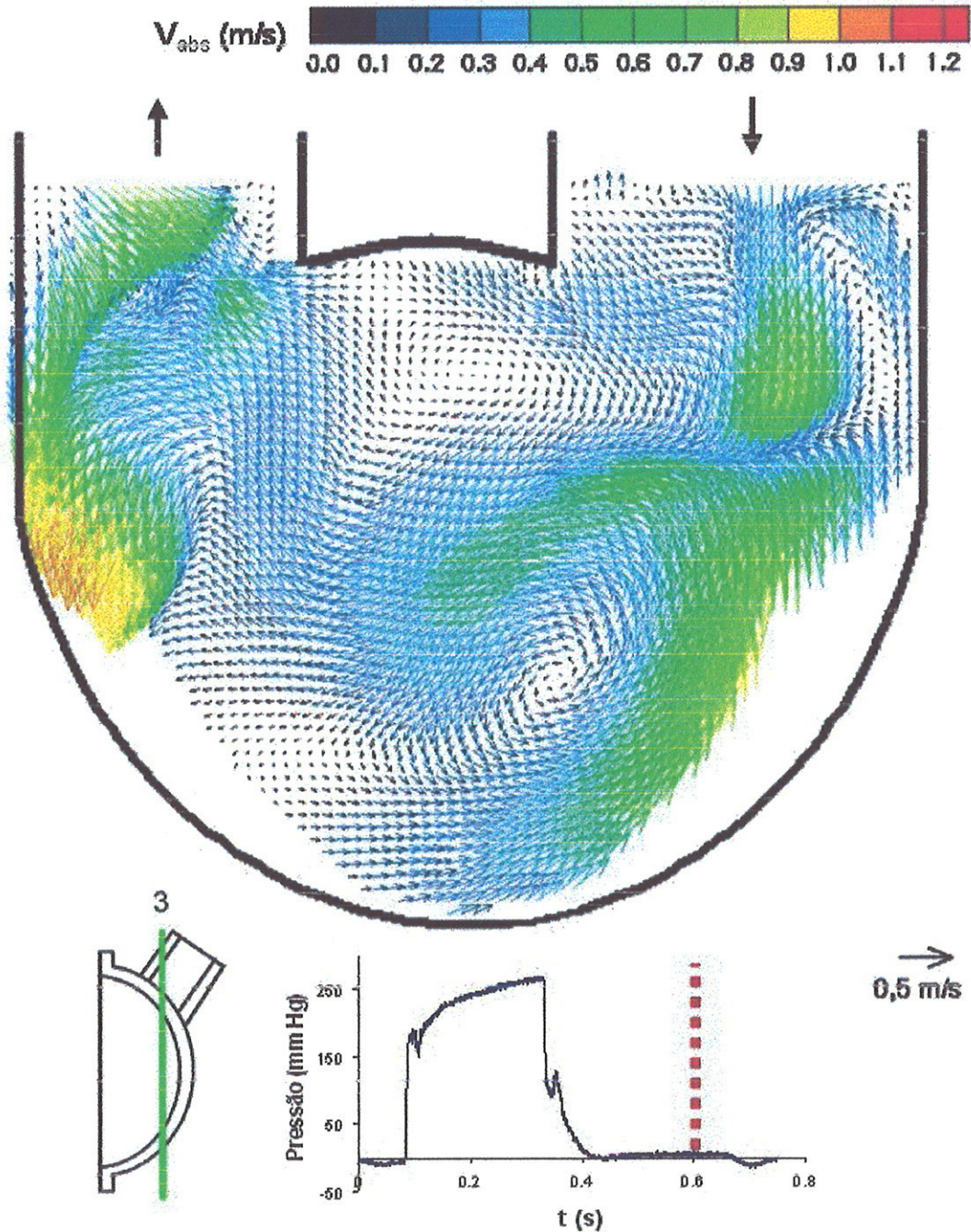


Figura 58: Distribuição de velocidades médias no instante de 600 ms determinada a partir das imagens do plano 3 na frequência de 80 bpm. Instante de aquisição indicado na onda de pressão de acionamento. Escala de cores correspondente a velocidade absoluta média em m/s.

As turbulências que ocorre devido ao fluxo de enchimento pelo canal de entrada podem ser melhores observadas no plano 4. Durante a fase de ejeção pode-se observar que o fluxo possui baixa velocidade (figura 59). No período de ejeção observa-se a existência de um vórtice próximo a válvula de entrada do DAVP. contudo a velocidade média absoluta máxima é baixa, não passando de  $0,3 \pm 0,10$  m/s.

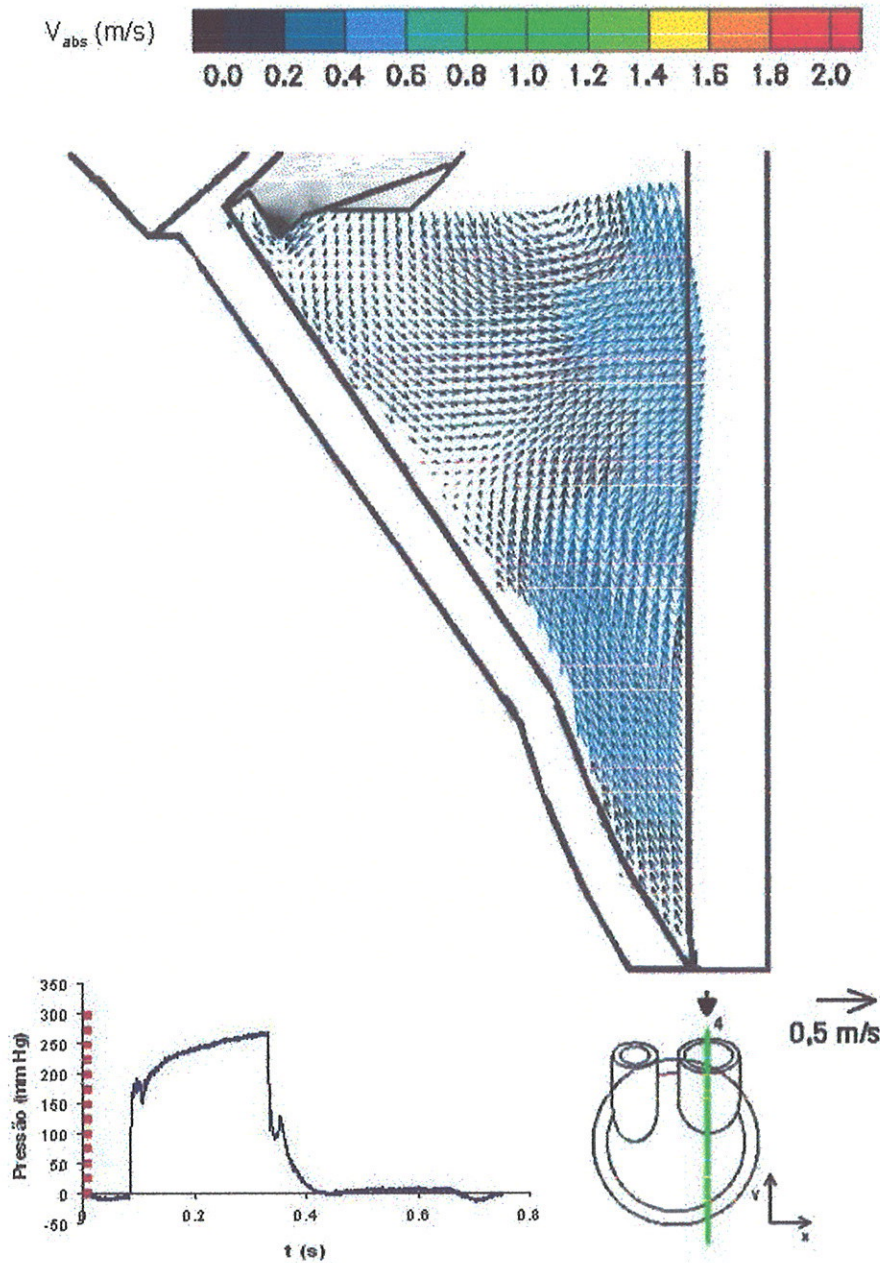


Figura 59: Distribuição de velocidades médias no instante de 0 ms determinada a partir das imagens do plano 4 na frequência de 80 bpm. Instante de aquisição indicado na onda de pressão de acionamento. Escala de cores correspondente a velocidade absoluta média em m/s.

Com o início do enchimento (figura 60), as distribuições de velocidades médias nesta região demonstram um fluxo bem definido, com a ocorrência de um canal de escoamento no centro e pequenos vórtices nas bordas da entrada (figura 61). A velocidade média máxima alcança o valor de  $1,94 \pm 0,32$  m/s em  $T_a$  igual a 550 ms que é o momento de maior velocidade do fluxo de entrada.

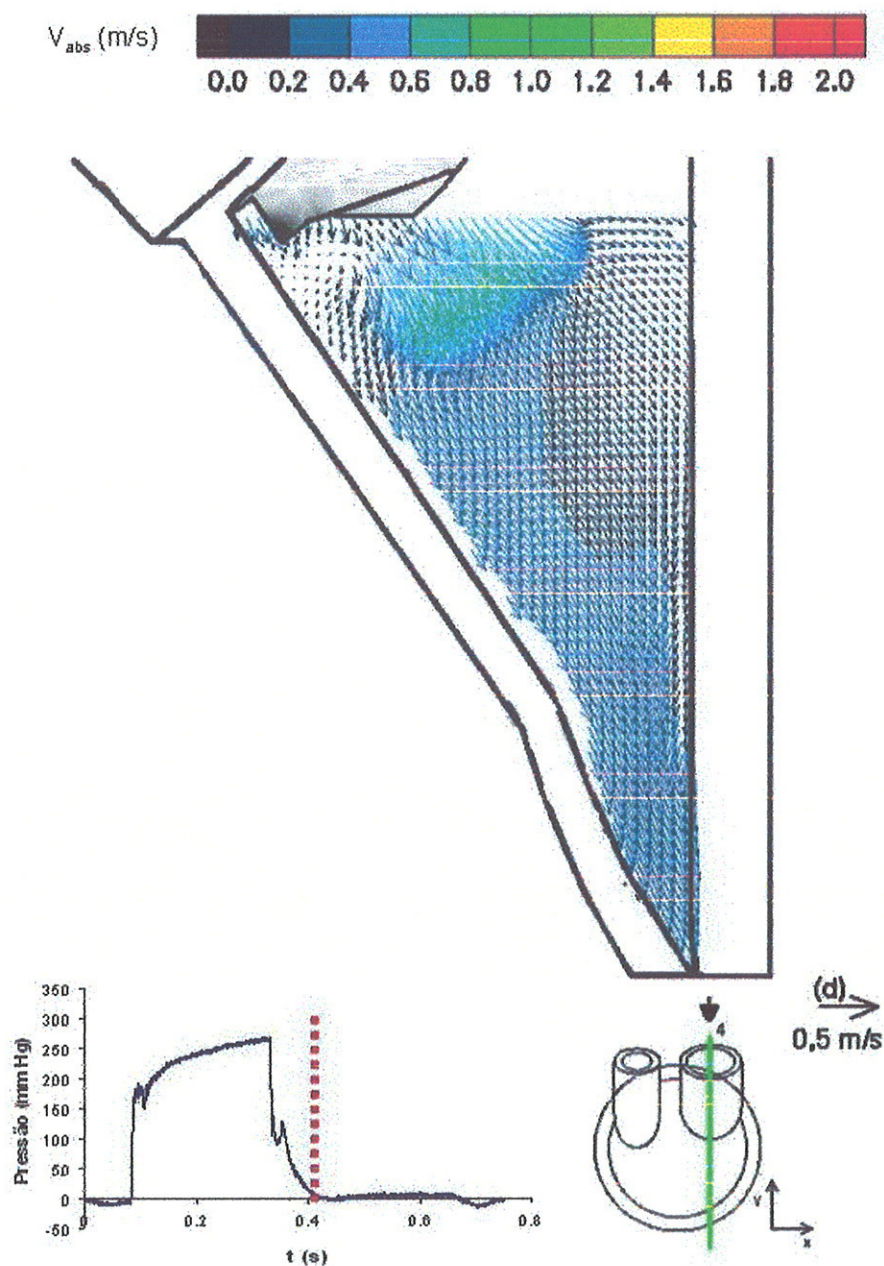


Figura 60: Distribuição de velocidades médias no instante de 400 ms determinada a partir das imagens do plano 4 na frequência de 80 bpm. Instante de aquisição indicado na onda de pressão de acionamento. Escala de cores correspondente a velocidade absoluta média em m/s.



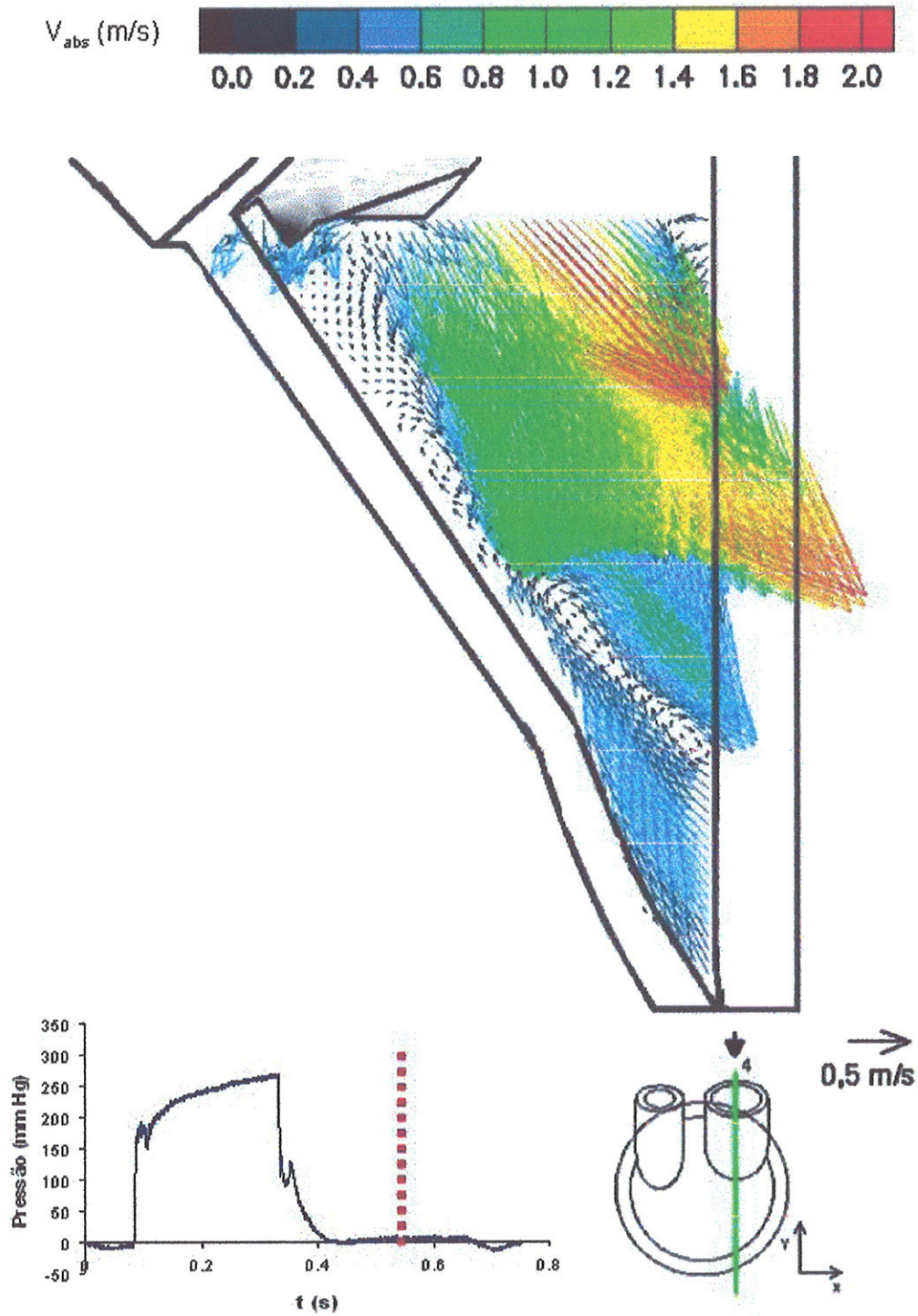


Figura 61: Distribuição de velocidades médias no instante de 550 ms determinada a partir das imagens do plano 4 na frequência de 80 bpm. Instante de aquisição indicado na onda de pressão de acionamento. Escala de cores correspondente a velocidade absoluta média em m/s.

## 6.2 Energia cinética turbulenta do DAVP na frequência de 80 bpm

A quantificação de movimento turbulento do fluido pode ser avaliada pela energia cinética turbulenta, dada pela equação 16, onde as componentes flutuantes de velocidades  $u'$  e  $v'$  podem ser calculadas a partir das distribuições de velocidades instantâneas e médias. Contudo, não se pode calcular a componente de velocidade existente na direção perpendicular ao plano de iluminação  $w'$  diretamente dos dados, devendo esta ser estimada. Considerando-se que a componente de velocidade  $w'$  é relativamente alta em função do deslocamento da membrana e uma vez que a componente  $v'$  é uma ordem de grandeza maior que a componente  $u'$ , vamos estimar o valor de  $w'$  como sendo igual a  $v'$ . Neste caso a equação 16 é definida por:

$$k = \frac{1}{2} (\overline{u'u'} + \overline{v'v'} + \overline{w'w'}) \quad (19)$$

$$k = \frac{1}{2} (\overline{u'u'} + 2 \cdot \overline{v'v'}) \quad (20)$$

As figuras 62, 63, 64 e 65 apresentam a intensidade de energia turbulenta, calculada pela equação 20, em diferentes tempos de aquisição,  $T_a$ , nos planos de iluminação 1, 2, 3 e 4 para o ciclo do DAVP operando com frequência de bombeamento de 80 bpm.

Para o plano 1, em  $T_a = 0$  ms, a energia cinética turbulenta concentra-se na região superior da câmara (distribuição *a* da figura 62). Durante a ejeção (diagrama *b*), a energia cinética turbulenta diminui sensivelmente em relação ao início da ejeção. Apesar do aumento da velocidade de ejeção, devido ao movimento da membrana, não ocorrem flutuações significativas nos vetores de velocidades de ciclo para ciclo, diminuindo a energia cinética proveniente das turbulências. Apenas no final da ejeção (diagrama *c*) podemos observar algumas turbulências no lado direito do DAVP.

No início do enchimento, ainda não ocorre energia cinética turbulenta para o plano 1 (distribuição *d* na figuras 62). Em  $T_a$  igual a 400 ms a membrana ainda está atravessada no plano de iluminação e, conseqüentemente, não existe fluxo de fluido nesse plano. Conforme o enchimento ocorre, a energia cinética turbulenta aparece na câmara sangüínea, com maior intensidade no lado esquerdo do DAVP (distribuição *e*), primeiramente e, então, espalhando-se por todo o fluxo (distribuição *f*) com maior intensidade perto da válvula de entrada.

Para o plano 2 observa-se uma região mais próxima aos canais de entrada e saída do dispositivo, por isso no início do ciclo do DAVP ( $T_a = 0$  ms) ocorre energia cinética turbulenta no lado direito do dispositivo, sendo que a região inferior possui intensidade mais alta (distribuição *a* da figura 63).

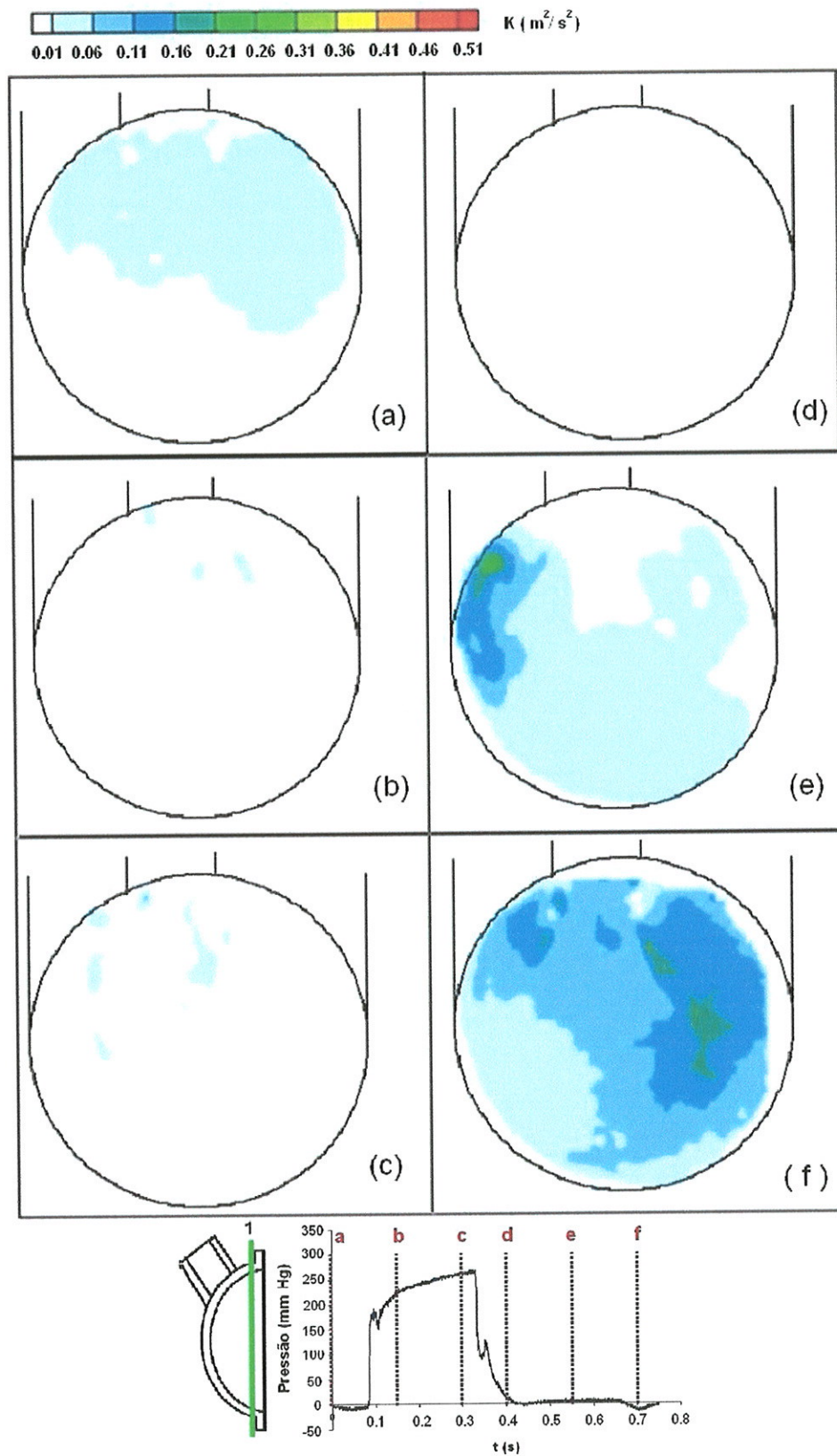


Figura 62: Energia cinética turbulenta no plano 1 na frequência de 80 bpm. Instantes a (0 ms), b (150 ms), c (300 ms), d (400 ms), e (550 ms) e f (700 ms) indicados em relação à onda de pressão de acionamento. Escala de cores válida para todos os gráficos.

Essa turbulência e sua posição são decorrentes do final do enchimento do DAVP. Durante a ejeção (diagrama *b*), a energia cinética turbulenta diminui sensivelmente em relação ao início da ejeção. Apesar do aumento da velocidade de ejeção, devido ao movimento da membrana, não ocorrem flutuações significativas nos vetores de velocidades de ciclo para ciclo, diminuindo a energia cinética turbulenta. A exceção é a região próxima ao canal de saída. Apenas no final da ejeção (diagrama *c*) podemos observar turbulências significativas além desta região.

No início do enchimento, ocorre uma concentração da energia cinética turbulenta na região próxima ao canal de saída (diagrama *d* na figura 63). Conforme o enchimento da câmara sangüínea se desenvolve, a energia cinética turbulenta concentra-se próximo aos canais de entrada e saída do DAVP (diagrama *e*). No canal de entrada, esta energia é decorrente do fluxo de entrada que ocorre durante o enchimento. No canal de saída esta energia deve-se da formação de um vórtice permanente na região (conforme apresentado anteriormente). Conforme o enchimento ocorre, a energia concentra-se apenas na região do canal de entrada do dispositivo (diagrama *f*).

Para o plano 3, em  $T_a = 0$  ms também ocorre energia cinética turbulenta na região superior no lado direito do dispositivo (distribuição *a* da figura 64), decorrente do final do enchimento do DAVP. Durante a ejeção (diagrama *b*), a energia cinética turbulenta diminui sensivelmente em relação ao início da ejeção.

Com o aumento da velocidade de ejeção, devido ao movimento da membrana, ocorrem flutuações nos vetores de velocidades na região central do ventrículo. Como neste plano estamos estudamos uma região mais próxima das paredes do DAVP (observe a posição do plano na onda de pressão de acionamento na figura 64), temos a hipótese de que estas flutuações são decorrentes da interação do fluxo com as paredes do dispositivo e não com a membrana. No final da ejeção (diagrama *c*) observamos turbulências apenas no canal de saída.

No início do enchimento, novamente para este plano ocorre uma concentração da energia cinética turbulenta na região próxima a válvula de saída (diagrama *d* na figura 64). Conforme o enchimento da câmara sangüínea ocorre, a energia cinética turbulenta aumenta próximo ao canal de saída do DAVP (diagrama *e*). Esta energia é reflexo do vórtice permanente que ocorre na região. No final do enchimento, a energia concentra-se apenas na região do canal de entrada do dispositivo (diagrama *f*), conforme o esperado.

Para o plano 4 posicionado no canal da válvula de entrada do DAVP pode-se observar que durante a ejeção ocorre energia cinética turbulenta no dispositivo apenas no início que é decorrente do final do enchimento do ciclo anterior, (diagrama *a* da figura 65). Ao longo da ejeção (diagramas *b* e *c*) não existem turbulências nesta região que provoquem energia cinética turbulenta significativa no fluxo. Durante o período de enchimento do dispositivo (diagramas *d*, *e* e *f* da figura 65) ocorre energia cinética turbulenta por todo o canal com maior intensidade.

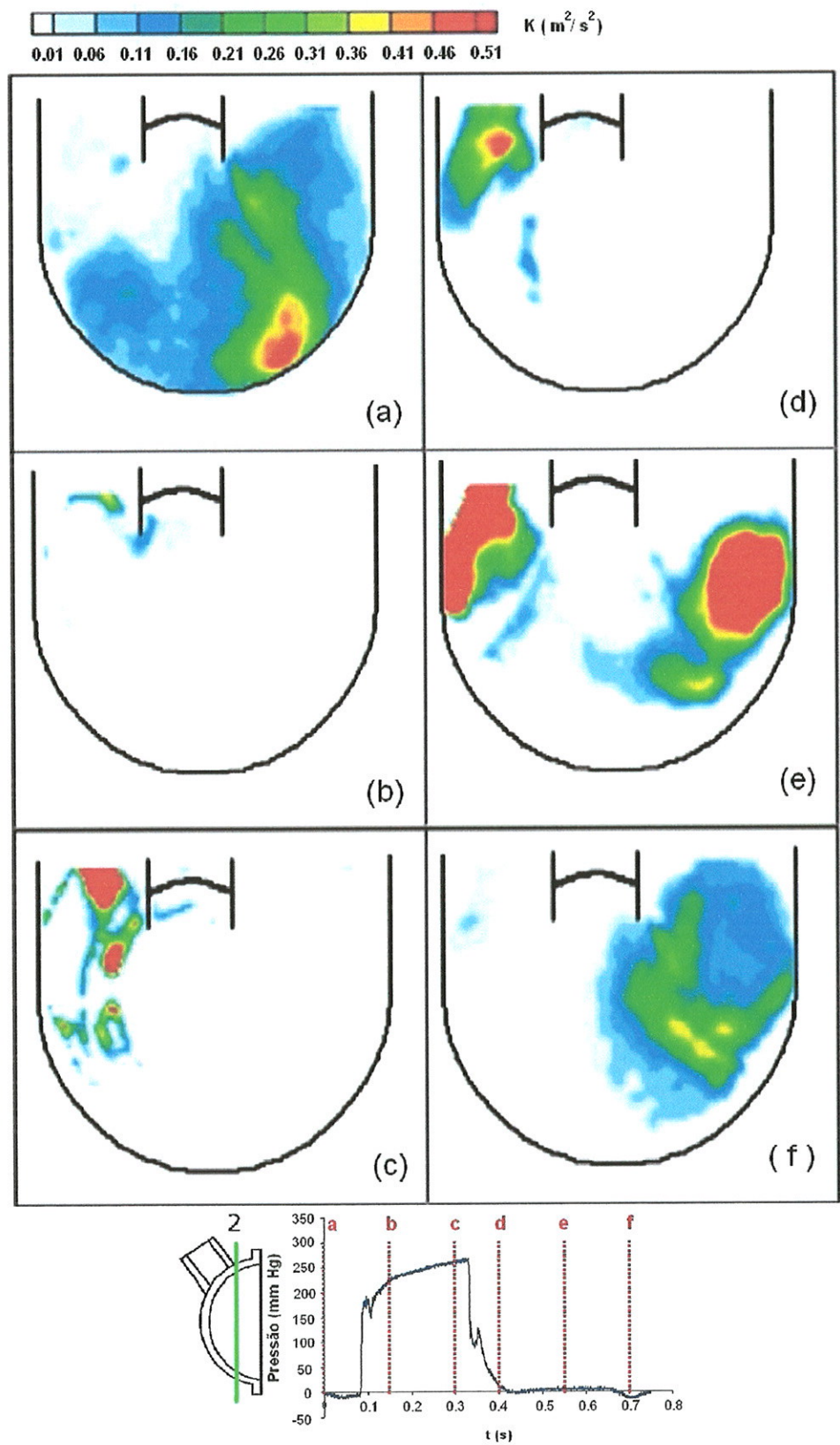


Figura 63: Energia cinética turbulenta no plano 2 na frequência de 80 bpm. Instantes a (0 ms), b (150 ms), c (300 ms), d (400 ms), e (550 ms) e f (700 ms) indicados em relação à onda de pressão de acionamento. Escala de cores válida para todos os gráficos.

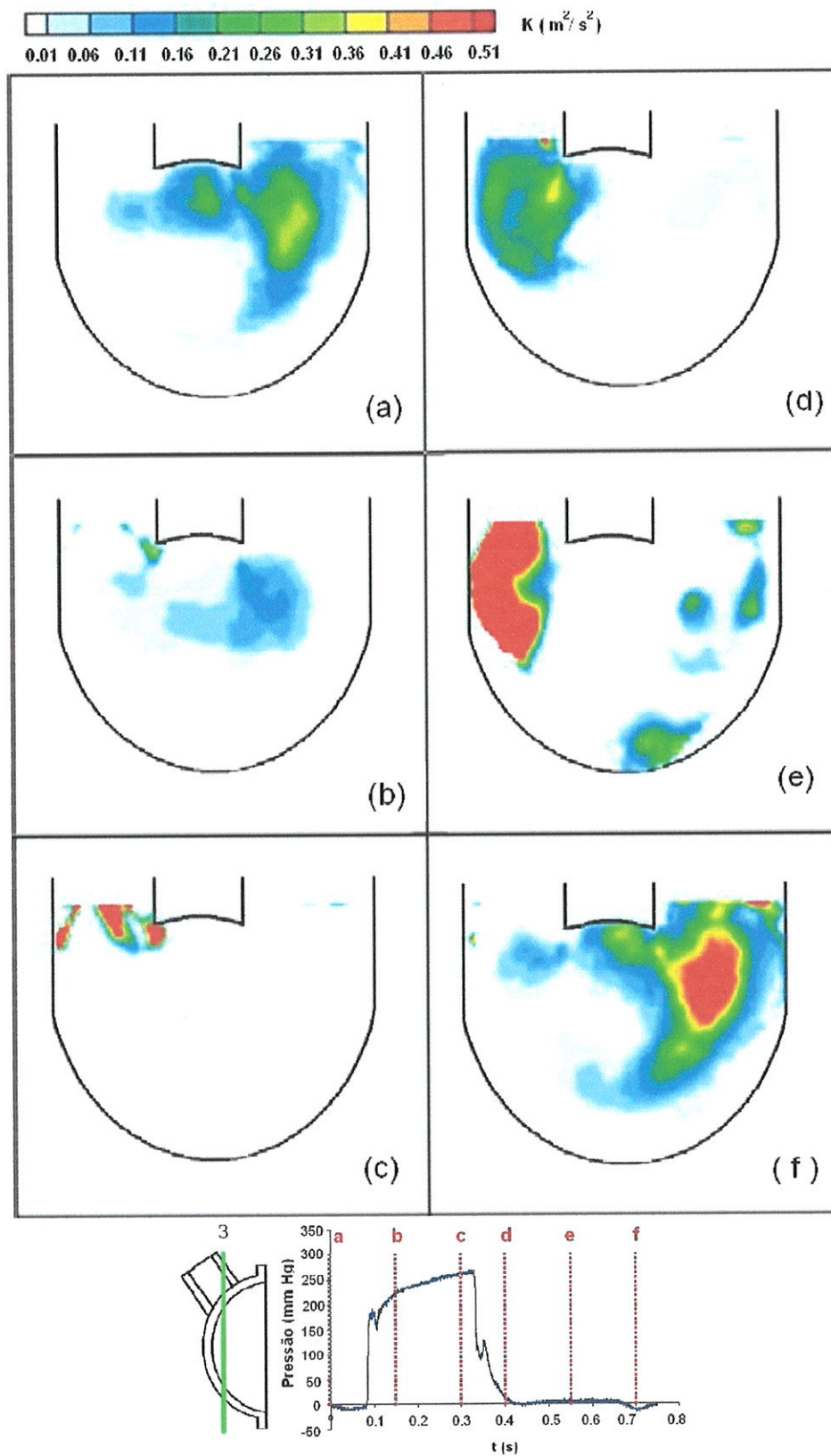


Figura 64: Energia cinética turbulenta no plano 3 na frequência de 80 bpm. Instantes a (0 ms), b (150 ms), c (300 ms), d (400 ms), e (550 ms) e f (700 ms) indicados em relação à onda de pressão de acionamento. Escala de cores válida para todos os gráficos.

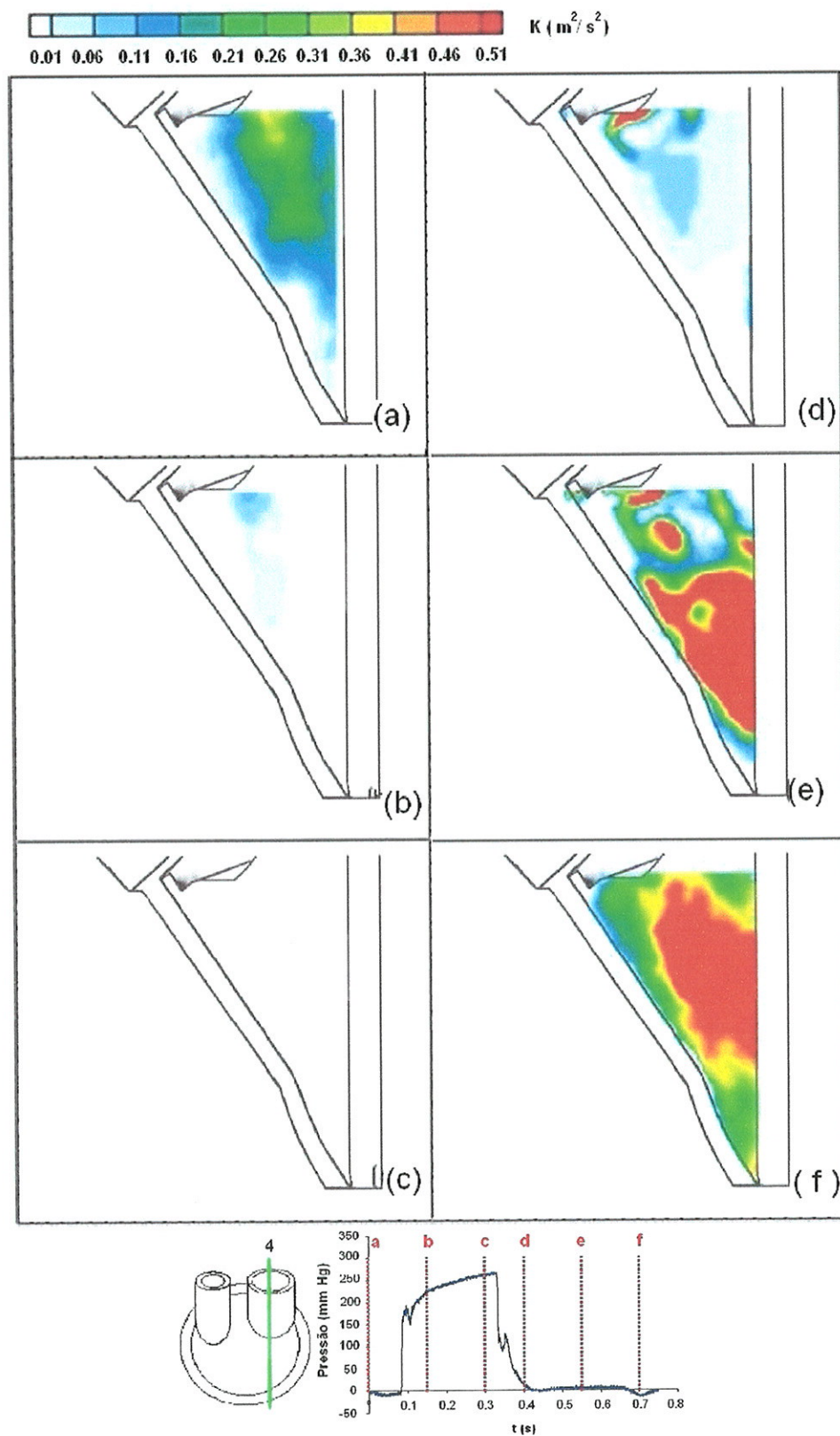


Figura 65: Energia cinética turbulenta no plano 4 na frequência de 80 bpm. Instantes a (0 ms), b (150 ms), c (300 ms), d (400 ms), e (550 ms) e f (700 ms) indicados em relação à onda de pressão de acionamento. Escala de cores válida para todos os gráficos.

### 6.3 Tensões de Reynolds do DAVP na frequência de 80 bpm

As flutuações nas velocidades e a existência de energia cinética turbulenta no DAVP implicam em tensões de cisalhamento turbulento (tensões de Reynolds) que podem influenciar o processo de hemólise, principalmente durante o enchimento, período de maior turbulência. As tensões de Reynolds são definidas pelas flutuações  $u'$  e  $v'$  tal que:

$$\tau_R = -\rho \overline{u'v'} \quad (21)$$

As figuras 66, 67, 68 e 69 apresentam o perfil das tensões de Reynolds em diferentes tempos de aquisição do ciclo de bombeamento de 80 bpm. Na figura 66, a tensão de Reynolds máxima é de  $36 \text{ N/m}^2$  ( $T_a = 300 \text{ ms}$ ) na ejeção e  $114 \text{ N/m}^2$  ( $T_a = 700 \text{ ms}$ ) no enchimento. Neste plano, observa-se que o período de maior turbulência ocorre durante o enchimento da bomba (diagramas *c* e *d*) em comparação com a ejeção (diagramas *a* e *b*).

Na figura 67, temos tensão de Reynolds máxima de  $63 \text{ N/m}^2$  (*b*) na ejeção e  $60 \text{ N/m}^2$  (*c*) no enchimento. Neste plano as turbulências ficam concentradas próximas aos canais de entrada e saída e no final do ciclo (*d*) na região inferior do DAVP.

Na figura 68, a tensão máxima é de  $80 \text{ N/m}^2$  ( $T_a = 300 \text{ ms}$ ) na ejeção e  $149 \text{ N/m}^2$  ( $T_a = 550 \text{ ms}$ ) no enchimento. Neste plano também fica evidente que existe maior quantidade de turbulências durante o enchimento (diagramas *c* e *d*) do que durante a ejeção (diagramas *a* e *b*).

Na figura 69 (plano da válvula de entrada), temos tensão de Reynolds máxima de  $8 \text{ N/m}^2$  na ejeção e  $103 \text{ N/m}^2$  no enchimento, com a maior quantidade de turbulências durante o enchimento (diagramas *c* e *d*) do que durante a ejeção (diagramas *a* e *b*).

Podemos observar que a tensão de Reynolds é maior durante a período de enchimento nos planos 1, 2 e 3, correspondendo à maior quantidade de turbulências observadas nas distribuições de velocidades instantâneas e nos gráficos de energia cinética turbulenta. O mesmo ocorre no plano da válvula de entrada.

A tabela 5 apresenta os valores modulares da tensão de Reynolds máxima para os planos de iluminação 1, 2, 3 e 4 durante o ciclo do DAVP operando com frequência de bombeamento de 80 bpm.



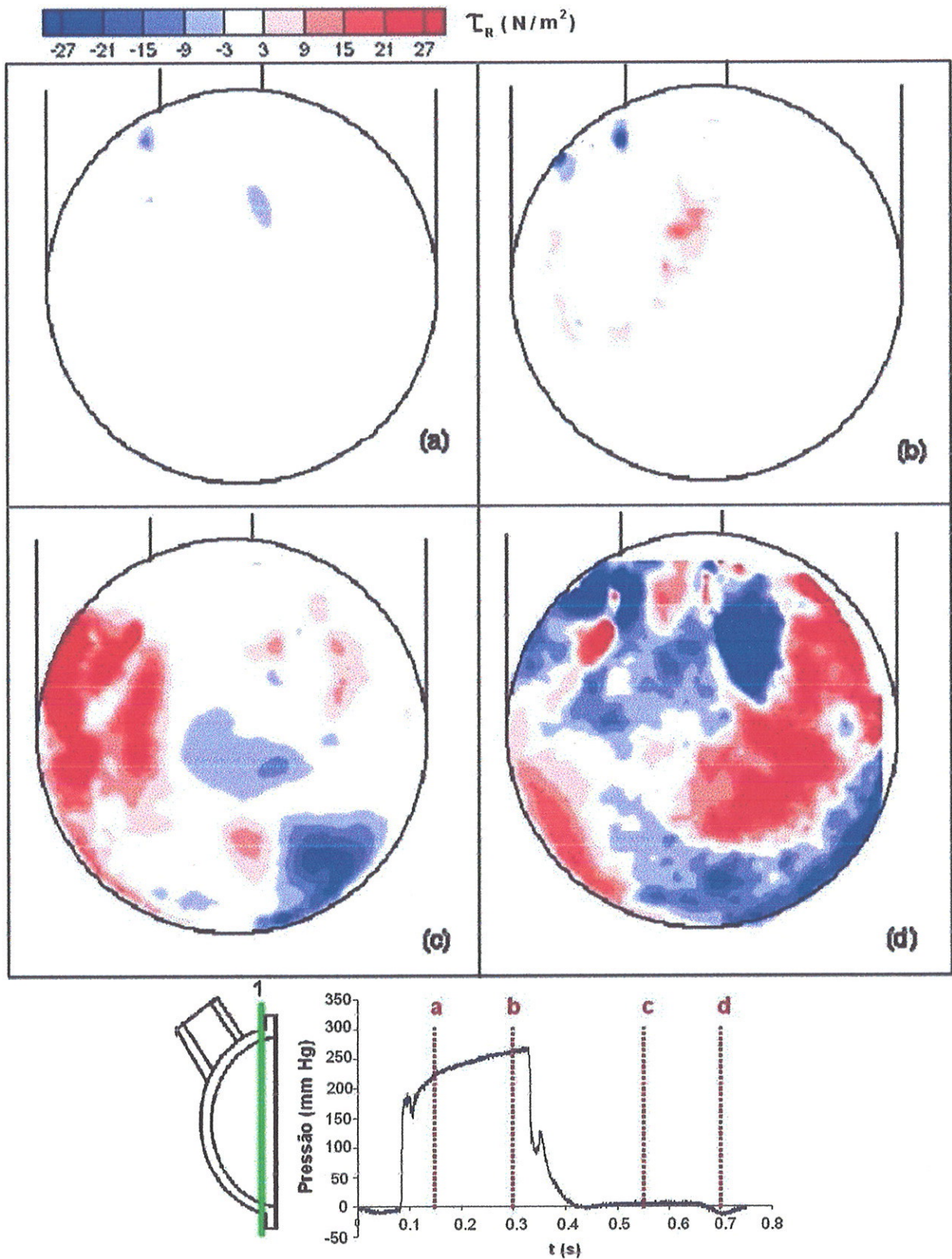


Figura 66: Tensões de Reynolds para o plano 1 na frequência de 80 bpm. Instantes a (150 ms), b (300 ms), c (550 ms) e d (700 ms) indicados em relação à onda de pressão de acionamento. Escala de cores válida para todos os gráficos.

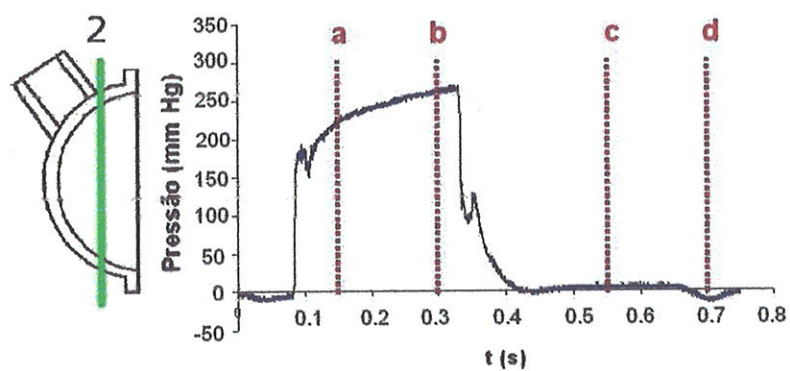
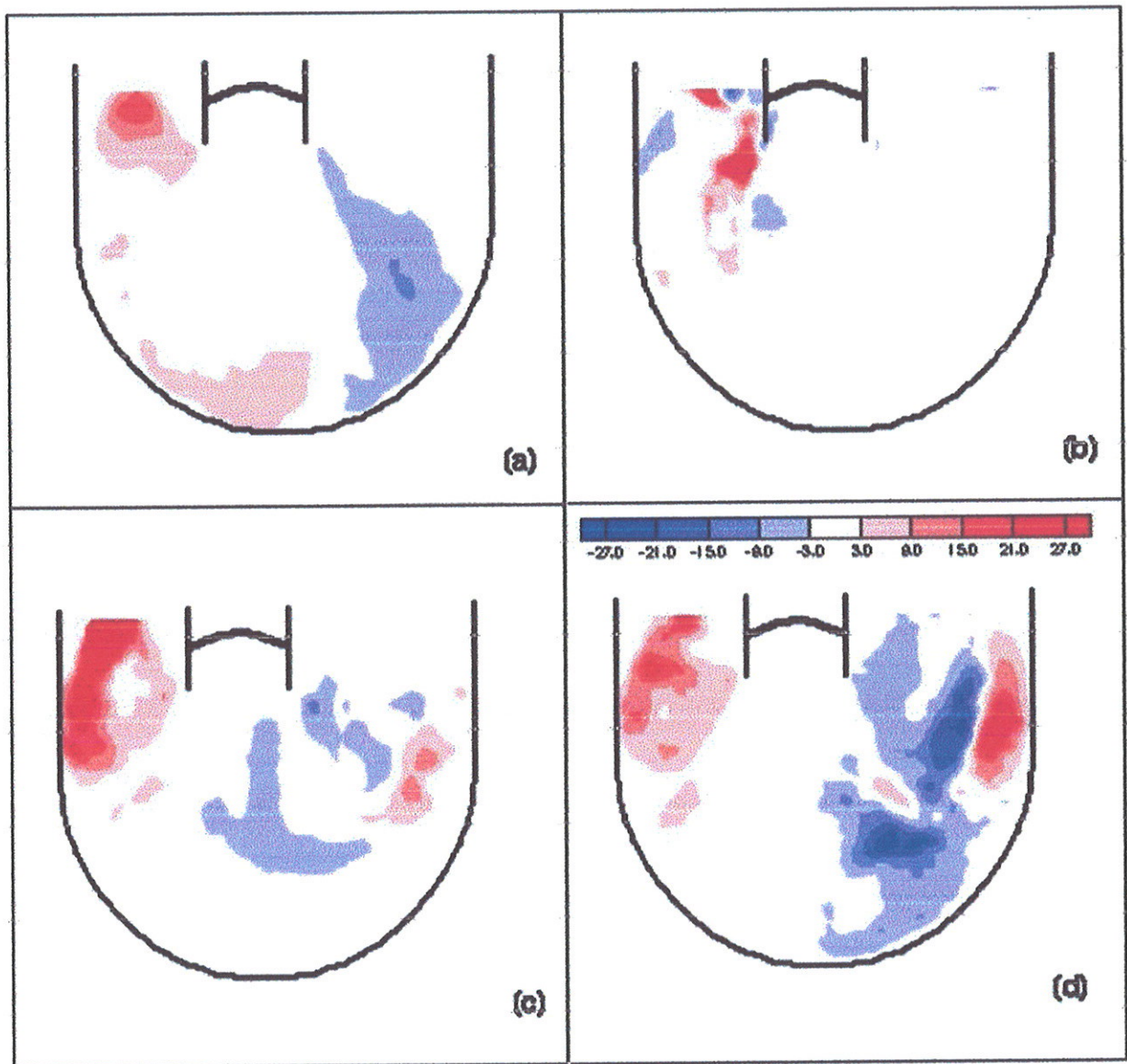


Figura 67: Tensões de Reynolds para o plano 2 na frequência de 80 bpm. Instantes a (150 ms), b (300 ms), c (550 ms) e d (700 ms) indicados em relação à onda de pressão de acionamento. Escala de cores válida para todos os gráficos.

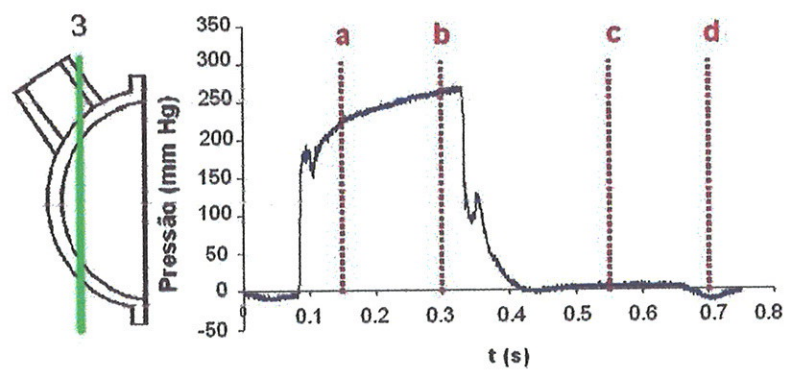
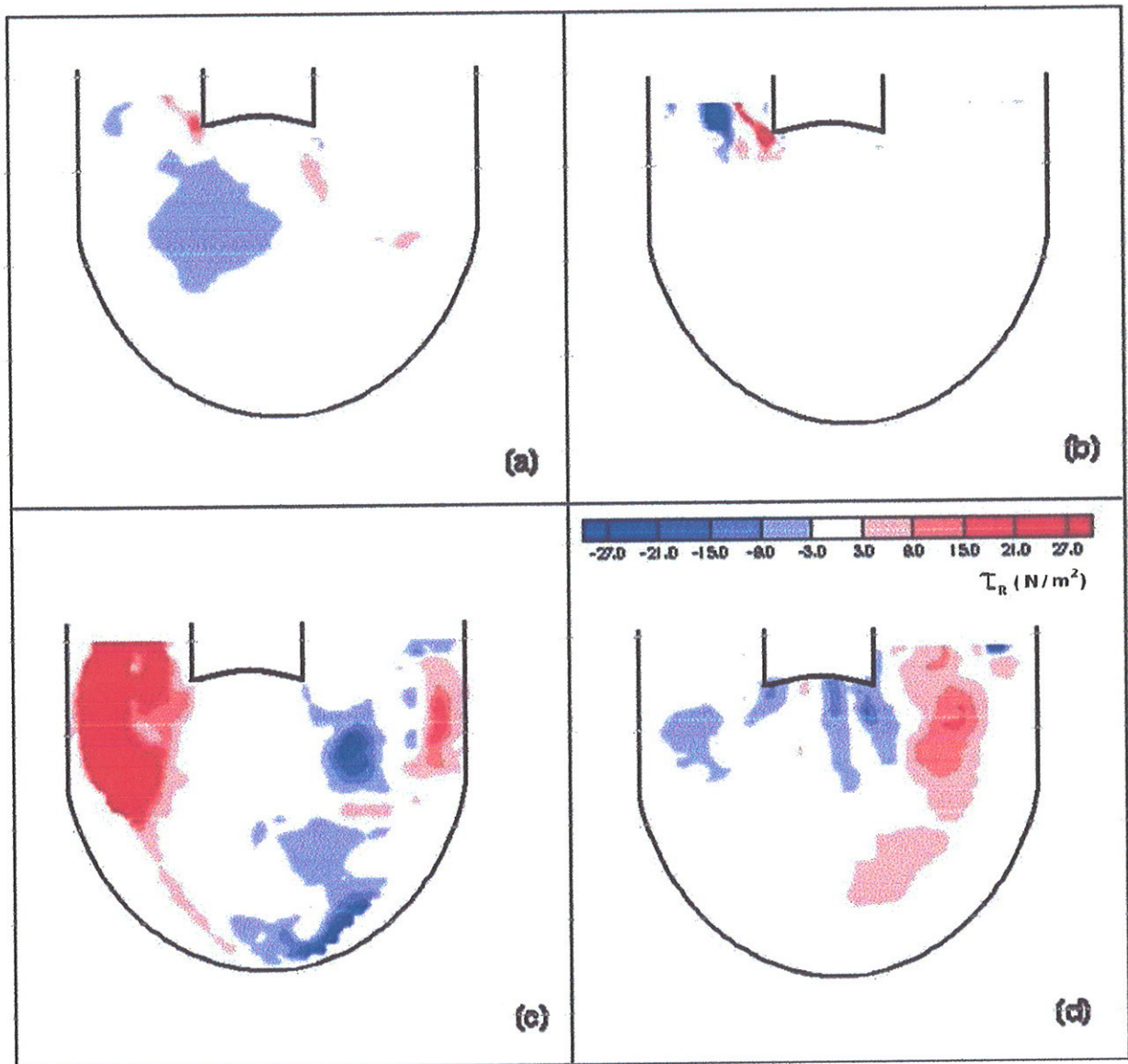


Figura 68: Tensões de Reynolds para o plano 3 na frequência de 80 bpm. Instantes a (150 ms), b (300 ms), c (550 ms) e d (700 ms) indicados em relação à onda de pressão de acionamento. Escala de cores válida para todos os gráficos.

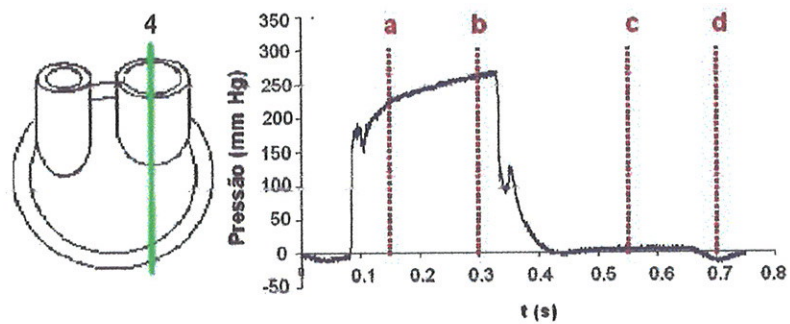
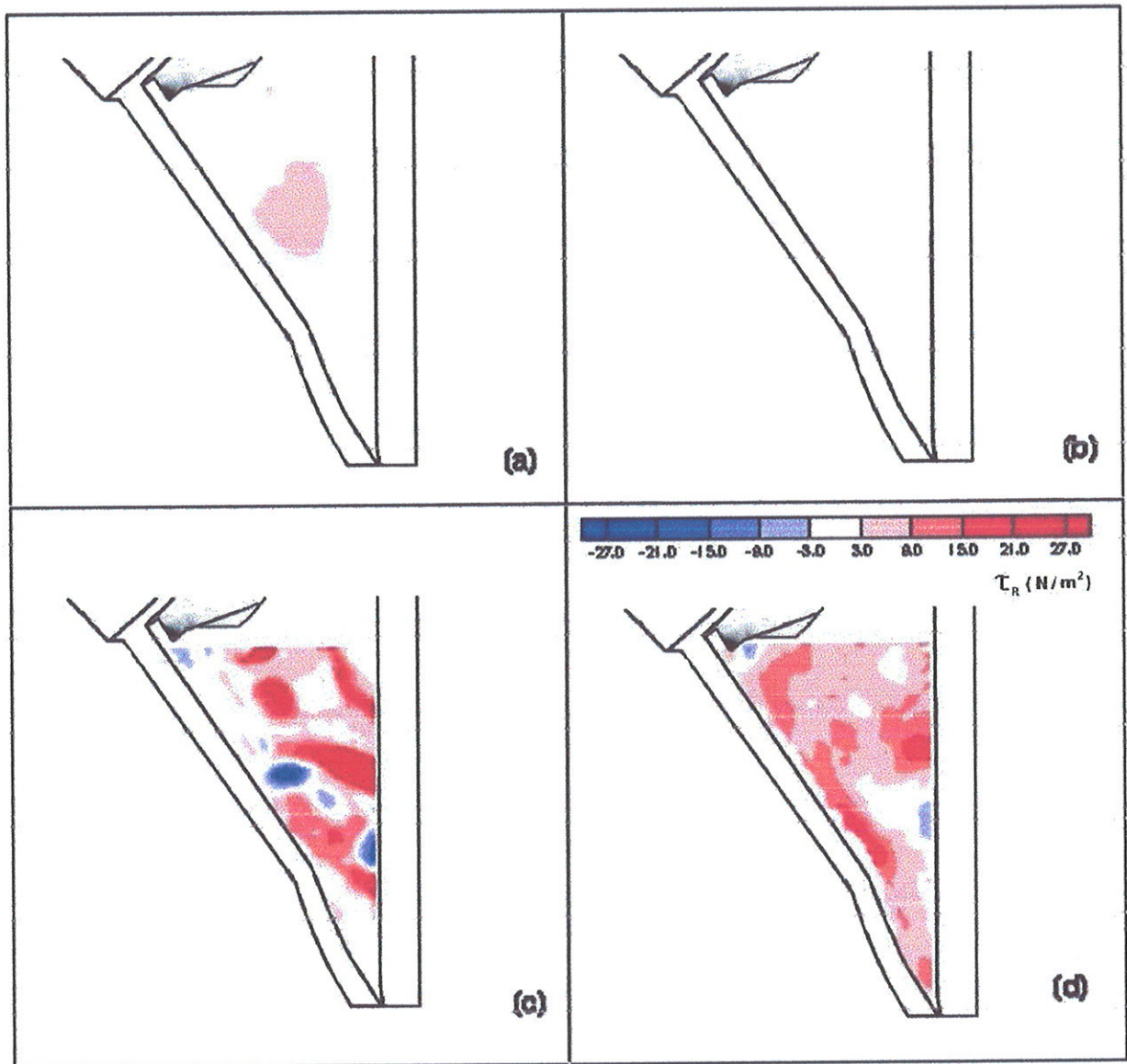


Figura 69: Tensões de Reynolds para o plano 4 na frequência de 80 bpm. Instantes a (150 ms), b (300 ms), c (550 ms) e d (700 ms) indicados em relação à onda de pressão de acionamento. Escala de cores válida para todos os gráficos.

Tabela 5: Módulo das tensões de Reynolds máxima para o fluxo do DAVP operando com frequência de bombeamento de 80 bpm nas diferentes posições do plano de iluminação.

	Plano 1	Plano 2	Plano 3	Plano 4
$T_a$ (ms)	$\tau_R$ ( $N/m^2$ )	$\tau_R$ ( $N/m^2$ )	$\tau_R$ ( $N/m^2$ )	$\tau_R$ ( $N/m^2$ )
0	17	19	10	9
50	12	19	9	10
100	8	7	10	9
150	11	21	21	6
200	11	12	29	5
250	27	24	59	4
300	36	63	80	3
350	20	70	46	5
400	5	16	19	28
450	36	52	98	36
475	62	57	122	41
500	250	60	126	157
525	78	60	151	222
550	97	60	149	103
575	97	67	150	92
600	83	57	117	98
650	79	74	19	21
700	128	32	38	21

Observa-se na tabela 5 que no período da ejeção do DAVP ( $100 < T_a < 350$ ) os valores da tensão de Reynolds são menores do que durante o enchimento chegando ao máximo de  $80 N/m^2$ , indicando que ocorreu flutuações menos significativas nos vetores de velocidades neste período. Contudo, estas flutuações aumentam a intensidade durante o enchimento, indicando a ocorrência de turbulências mais fortes na câmara sanguínea. A tensão de Reynolds máxima é de  $250 N/m^2$  no plano 1 e de  $222 N/m^2$  no plano 4. Devemos ainda destacar que no plano 3 temos um período de 150 ms com  $\tau_R$  acima de  $115 N/m^2$ , enquanto que no plano 2 a tensão não é maior que  $80 N/m^2$ .

#### 6.4 Perfil de velocidades do DAVP na frequência de 100 bpm

Os tempos de aquisição das imagens, os intervalos de tempo entre os registros dos pares de imagens e o fator de conversão de pixels para unidades de velocidade para os planos de iluminação 1, 2, 3 e 4 são apresentados na tabela 6. Devido ao período com maior turbulências ocorrer entre  $T_a$  iguais a 440 e 560 ms, realizamos aquisição de imagens a cada intervalo de 20 ms neste intervalo (tabela 6).

Tabela 6: Tempos de aquisição das imagens,  $T_a$ , intervalo de tempo entre a captura do par de imagens ( $\Delta t$ ) e fator de conversão  $M/\Delta t$  para o ciclo de batimento do DAVP operando com frequência de bombeamento de 100 bpm nos planos de iluminação 1, 2, 3 e 4.

$T_a$ (ms)	Plano 1		Plano 2		Plano 3		Plano 4	
	$\Delta t$ (ms)	$\frac{M}{\Delta t}$	$\Delta t$ (ms)	$\frac{M}{\Delta t}$	$\Delta t$ (ms)	$\frac{M}{\Delta t}$	$\Delta t$ (ms)	$\frac{M}{\Delta t}$
0	4	0,085	4	0,0875	3	0,114	5	0,052
40	4	0,085	4	0,0875	5	0,068	5	0,052
080	4	0,085	4	0,0875	5	0,068	5	0,052
120	4	0,085	4	0,0875	6	0,057	7	0,037
160	4	0,085	4	0,0875	6	0,057	7	0,037
200	4	0,085	4	0,0875	6	0,057	7	0,037
240	4	0,085	4	0,0875	6	0,057	7	0,037
280	4	0,085	4	0,0875	6	0,057	7	0,037
320	4	0,085	4	0,0875	6	0,057	7	0,037
360	4	0,085	4	0,0875	6	0,057	8	0,033
400	4	0,085	4	0,0875	5	0,068	8	0,033
440	4	0,085	4	0,0875	4	0,085	5	0,052
460	4	0,085	4	0,0875	3	0,114	3	0,087
480	4	0,085	4	0,0875	3	0,114	3	0,087
500	4	0,085	4	0,0875	3	0,114	3	0,087
520	4	0,085	4	0,0875	3	0,114	3	0,087
540	4	0,085	4	0,0875	3	0,114	3	0,087
560	4	0,085	4	0,0875	3	0,114	3	0,087

Utilizando os dados da tabela 6 foi realizada a aquisição de 200 pares de imagens e foram determinadas as respectivas distribuições de velocidades instantâneas e médias para o ciclo de 100 bpm nos planos de iluminação 1, 2, 3 e 4. O conjunto de distribuições de velocidades médias são apresentados no apêndice B, sendo apresentados a seguir os instantes mais interessantes. A tabela 7 apresenta os

valores encontrados da velocidade média absoluta máxima nos planos de iluminação 1, 2, 3 e 4 e suas incertezas durante o ciclo com frequência de 100 bpm. Apesar da frequência aumentar de 80 para 100 bpm, as velocidades médias de ejeção e de enchimento possuem a mesma ordem de grandeza.

Tabela 7: Velocidades médias absolutas máximas para o fluxo do DAVP operando com frequência de bombeamento de 100 bpm nas diferentes posições do plano de iluminação.

	1° plano	2° plano	3° plano	4° plano
$T_a(ms)$	$V_{abs}(m/s)$	$V_{abs}(m/s)$	$V_{abs}(m/s)$	$V_{abs}(m/s)$
0	$0,5 \pm 0,8$	$0,9 \pm 1,0$	$0,7 \pm 0,6$	$0,53 \pm 0,13$
40	$0,4 \pm 0,4$	$0,4 \pm 0,7$	$0,6 \pm 0,8$	$0,44 \pm 0,26$
80	$0,3 \pm 0,6$	$0,3 \pm 0,4$	$0,7 \pm 0,6$	$0,4 \pm 0,5$
120	$0,3 \pm 0,5$	$0,3 \pm 0,4$	$0,6 \pm 0,7$	$0,4 \pm 0,6$
160	$0,3 \pm 0,4$	$0,5 \pm 0,4$	$0,8 \pm 0,6$	$0,3 \pm 0,5$
200	$0,4 \pm 0,4$	$0,9 \pm 0,4$	$0,9 \pm 0,7$	$0,2 \pm 0,6$
240	$0,6 \pm 0,4$	$1,2 \pm 0,5$	$0,9 \pm 0,6$	$0,2 \pm 0,3$
280	$1,0 \pm 0,9$	$1,2 \pm 1,0$	$1,1 \pm 0,7$	$0,2 \pm 0,5$
320	$0,6 \pm 0,4$	$0,9 \pm 0,6$	$1,1 \pm 0,6$	$0,2 \pm 0,6$
360	$0,24 \pm 0,06$	$0,4 \pm 0,3$	$0,4 \pm 0,5$	$0,2 \pm 0,6$
400	$0,4 \pm 0,3$	$0,6 \pm 0,5$	$0,7 \pm 0,6$	$0,3 \pm 0,5$
440	$0,7 \pm 1,4$	$0,8 \pm 0,3$	$0,88 \pm 0,18$	$1,03 \pm 0,22$
460	$0,9 \pm 1,0$	$0,8 \pm 0,4$	$1,0 \pm 1,3$	$0,93 \pm 0,14$
480	$0,8 \pm 1,0$	$0,7 \pm 0,4$	$1,0 \pm 1,2$	$0,95 \pm 0,07$
500	$0,7 \pm 1,0$	$0,8 \pm 0,5$	$1,0 \pm 1,3$	$0,95 \pm 0,08$
520	$0,7 \pm 1,1$	$0,8 \pm 0,6$	$1,0 \pm 1,2$	$1,4 \pm 0,4$
540	$0,7 \pm 1,0$	$0,7 \pm 0,9$	$1,0 \pm 1,2$	$1,6 \pm 0,4$
560	$0,6 \pm 1,2$	$0,8 \pm 0,8$	$1,0 \pm 1,2$	$1,7 \pm 0,4$

A influência do aumento da frequência de bombeamento nas distribuições de velocidades no plano 1 pode ser observada já no início do ciclo. Nesta frequência, o fluxo possui dois vórtices permanentes em  $T_a = 0$  ms, provocando um fluxo mais vigoroso com velocidade média absoluta máxima  $0,48 \pm 0,79$  m/s (figura 70). Estes vórtices só são dissipados em  $T_a = 120$  ms, quando começa a ejeção do dispositivo.

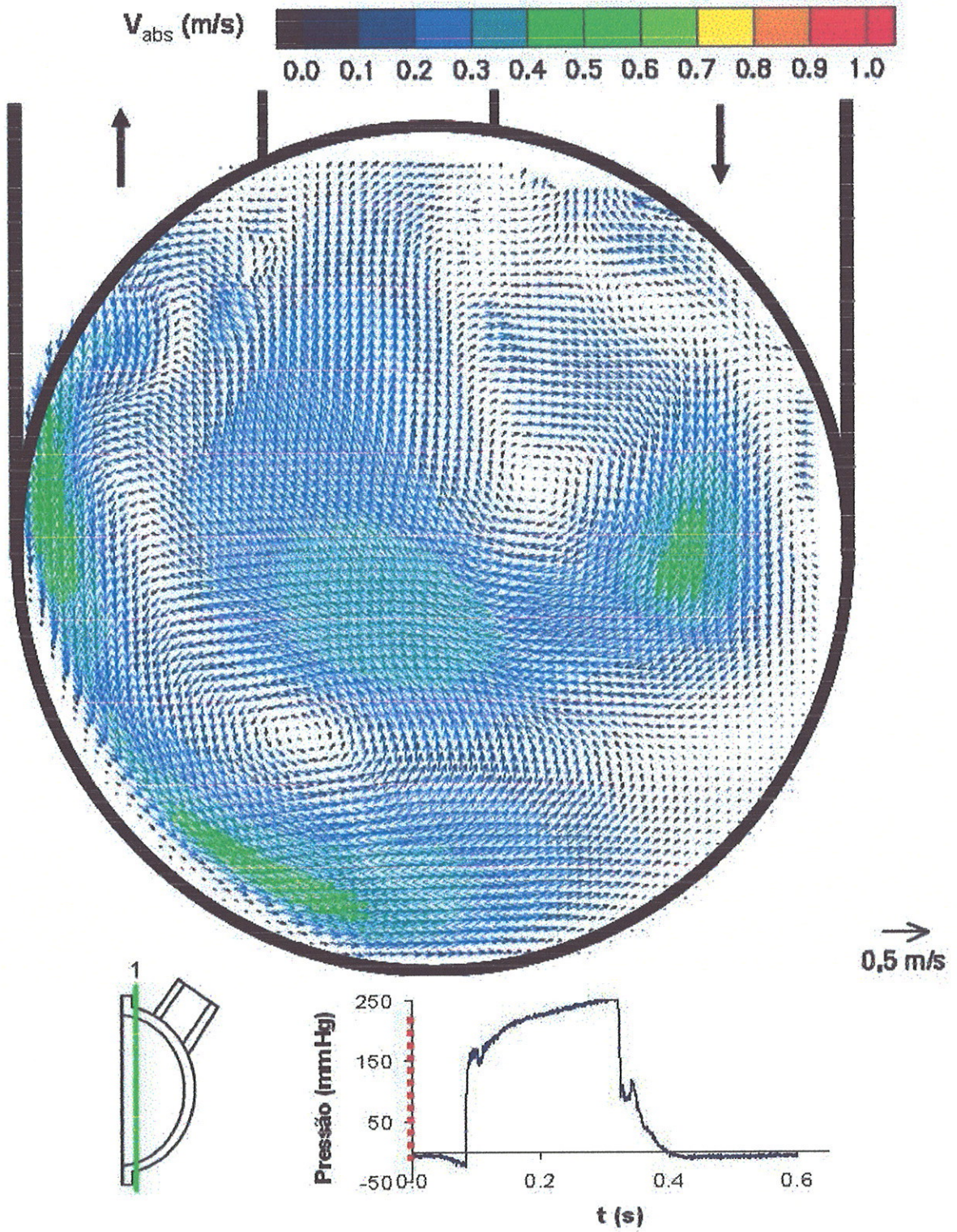


Figura 70: Distribuição de velocidades médias no instante de 0 ms determinada a partir das imagens do plano 1 na frequência de 100 bpm. Instante de aquisição indicado na onda de pressão de acionamento. Escala de cores correspondente a velocidade absoluta média em m/s.



Conforme a ejeção ocorre, a pressão faz com que o fluido seja ejetado através da via de saída para o sistema, fazendo com que o fluxo tenha um escoamento bem definido nesta direção, similarmente, ao fluxo com frequência de 80 bpm. No instante  $T_a = 280$  ms ocorre a maior velocidade média absoluta para este plano conforme figura 71 ( $0,95 \pm 0,98$  m/s).

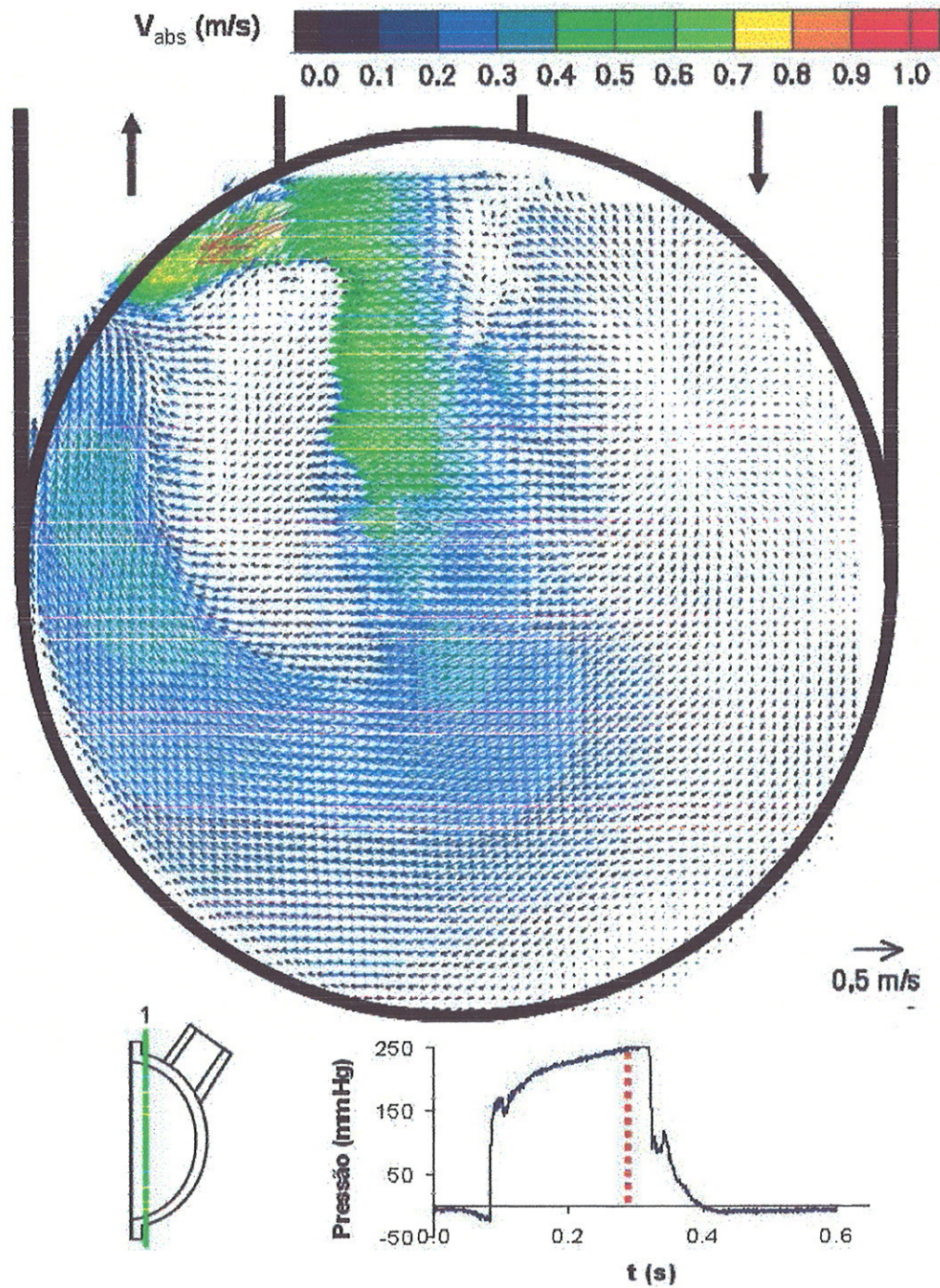


Figura 71: Distribuição de velocidades médias no instante de 280 ms determinada a partir das imagens do plano 1 na frequência de 100 bpm. Instante de aquisição indicado na onda de pressão de acionamento. Escala de cores correspondente a velocidade absoluta média em m/s.

Uma vez que o período de enchimento se inicia, podemos visualizar um fluxo no lado esquerdo da distribuição (figura 72 que provoca a formação de um vórtice neste lado que se desloca em direção à parte inferior da câmara sangüínea. A velocidade máxima deste fluxo é de  $0,91 \pm 0,99$  m/s.

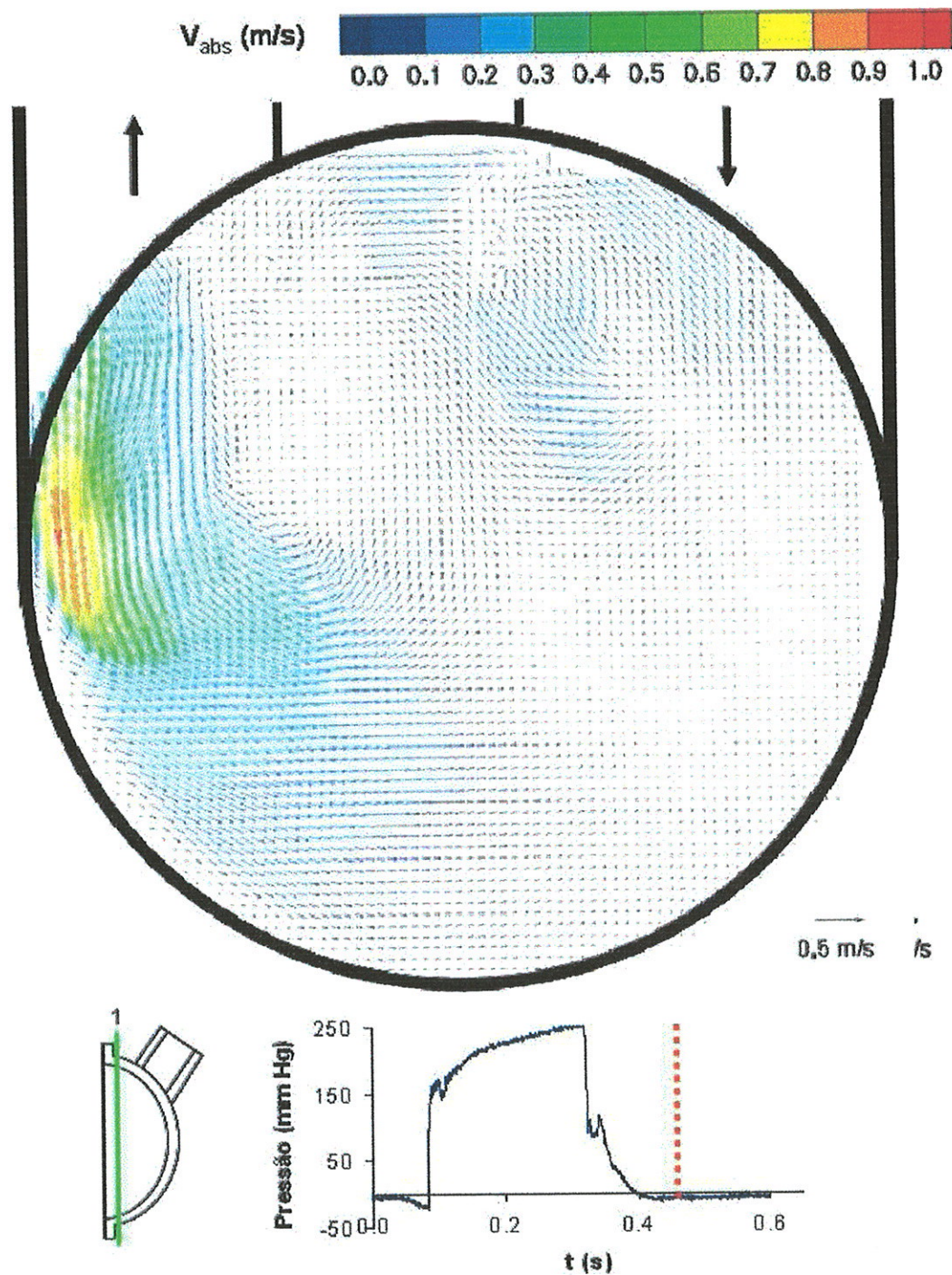


Figura 72: Distribuição de velocidades médias no instante de 460 ms determinada a partir das imagens do plano 1 na frequência de 100 bpm. Instante de aquisição indicado na onda de pressão de acionamento. Escala de cores correspondente a velocidade absoluta média em m/s.

Com o enchimento da câmara sangüínea, um segundo vórtice é formado no lado direito, próximo a válvula de entrada. Nos dois instantes finais do ciclo, o fluxo fica mais vigoroso e possivelmente mais turbulento (figura 73). Assim como ocorre no fluxo de 80 bpm, ocorrem vórtices permanentes nas distribuições de velocidades para 100 bpm. Entretanto, suas posições e as intensidades são diferentes.

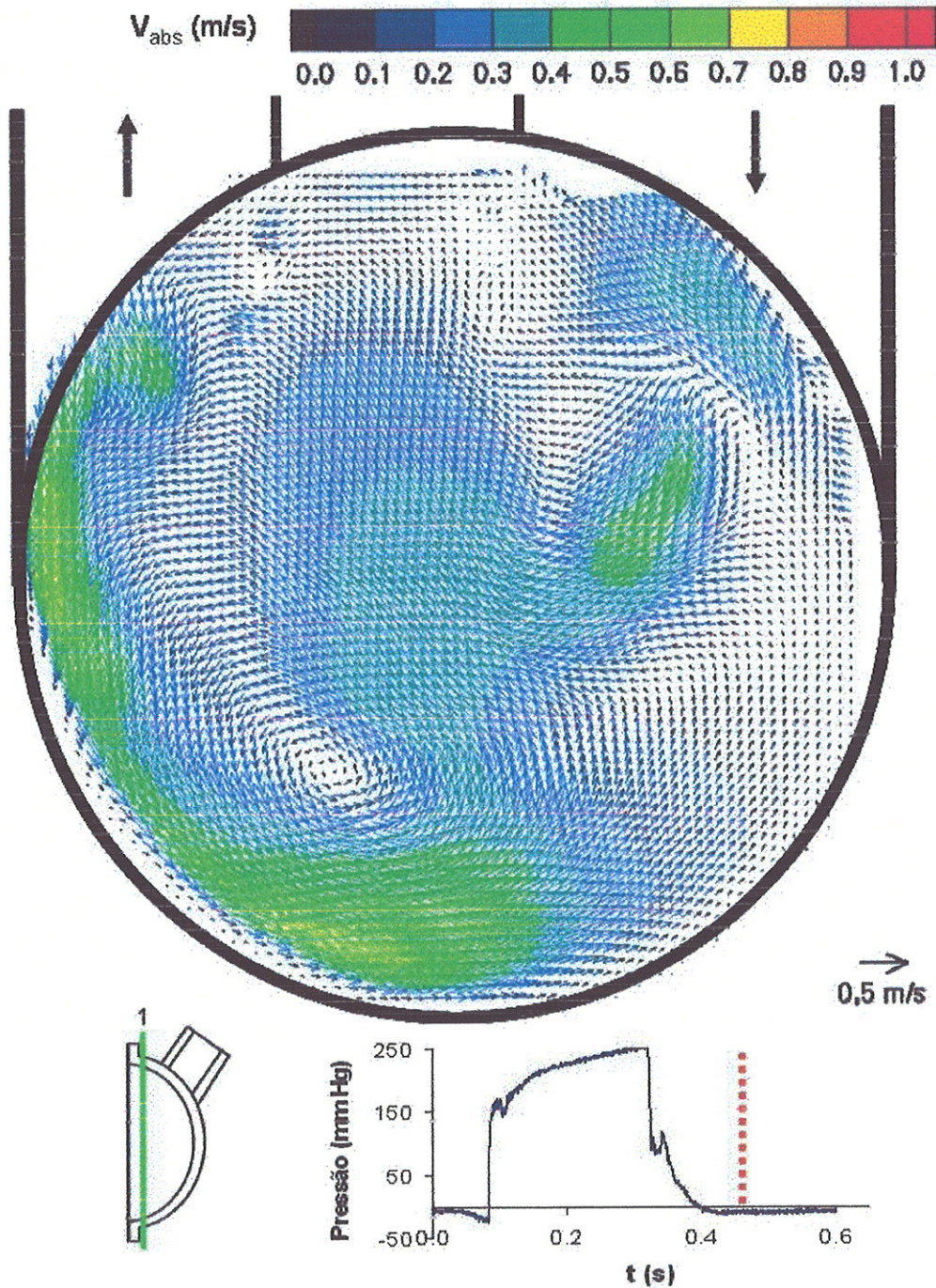


Figura 73: Distribuição de velocidades médias no instante de 540 ms determinada a partir das imagens do plano 1 na frequência de 100 bpm. Instante de aquisição indicado na onda de pressão de acionamento. Escala de cores correspondente a velocidade absoluta média em m/s.

Analogamente ao fluxo de 80 bpm, repetimos o procedimento experimental para o plano de iluminação 2 e frequência de 100 bpm. Podemos observar que no instante  $T_a = 0$  ms ocorrem pelo menos 3 vórtices na câmara sanguínea neste plano (figura 74) que perdem intensidade e se dissipam nos instantes seguintes, deixando apenas um vórtice no início da ejeção (ver apêndice B). A velocidade média absoluta máxima neste instante é de  $0,94 \pm 0,98$  m/s.

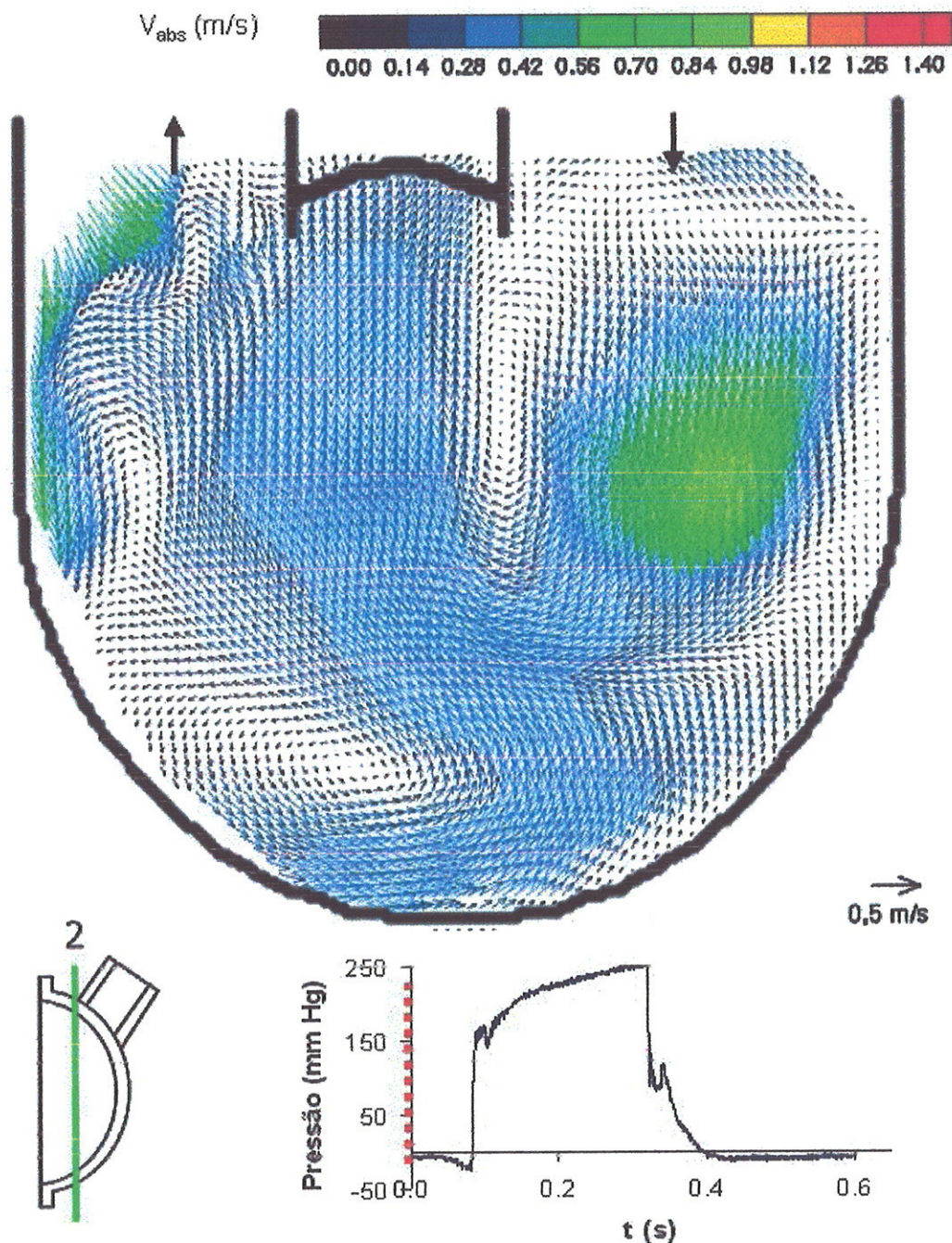


Figura 74: Distribuição de velocidades médias no instante de 0 ms determinada a partir das imagens do plano 2 na frequência de 100 bpm. Instante de aquisição indicado na onda de pressão de acionamento. Escala de cores correspondente a velocidade absoluta média em m/s.

Contudo, durante a ejeção não existem vórtices permanentes e fluido é totalmente direcionado para a saída. A velocidade absoluta média máxima de ejeção é de 1,19 m/s em  $T_a$  igual a 280 ms (figura 75).

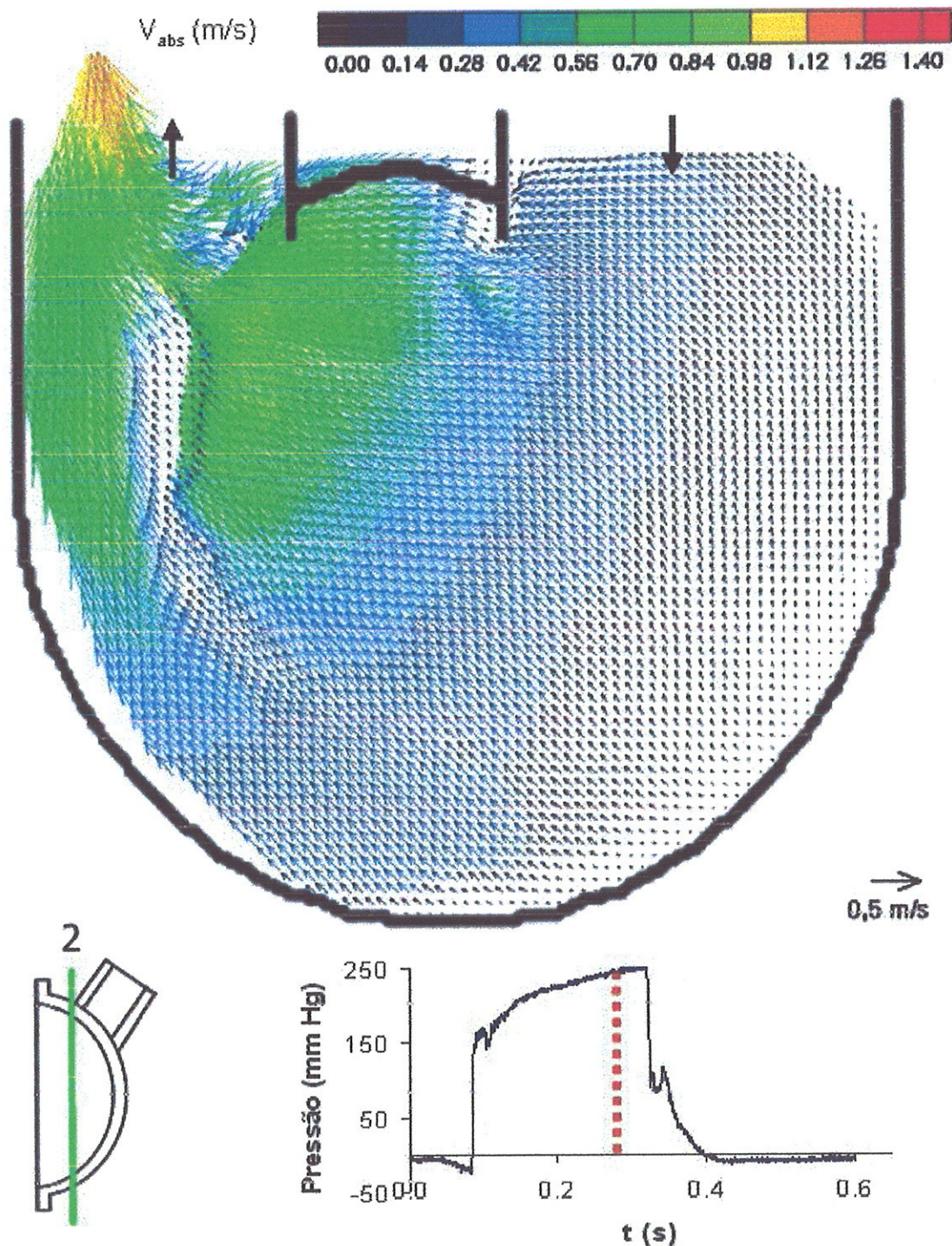


Figura 75: Distribuição de velocidades médias no instante de 280 ms determinada a partir das imagens do plano 2 na frequência de 100 bpm. Instante de aquisição indicado na onda de pressão de acionamento. Escala de cores correspondente a velocidade absoluta média em m/s.

Durante o enchimento observa-se que ocorrem pelo menos 3 vórtices permanentes durante todo enchimento da câmara sanguínea, demonstrando o aumento nas flutuações e turbulências no campo de velocidades (figuras 76). Além disso, pode-se ver claramente o fluxo de entrada do lado direito da distribuição.

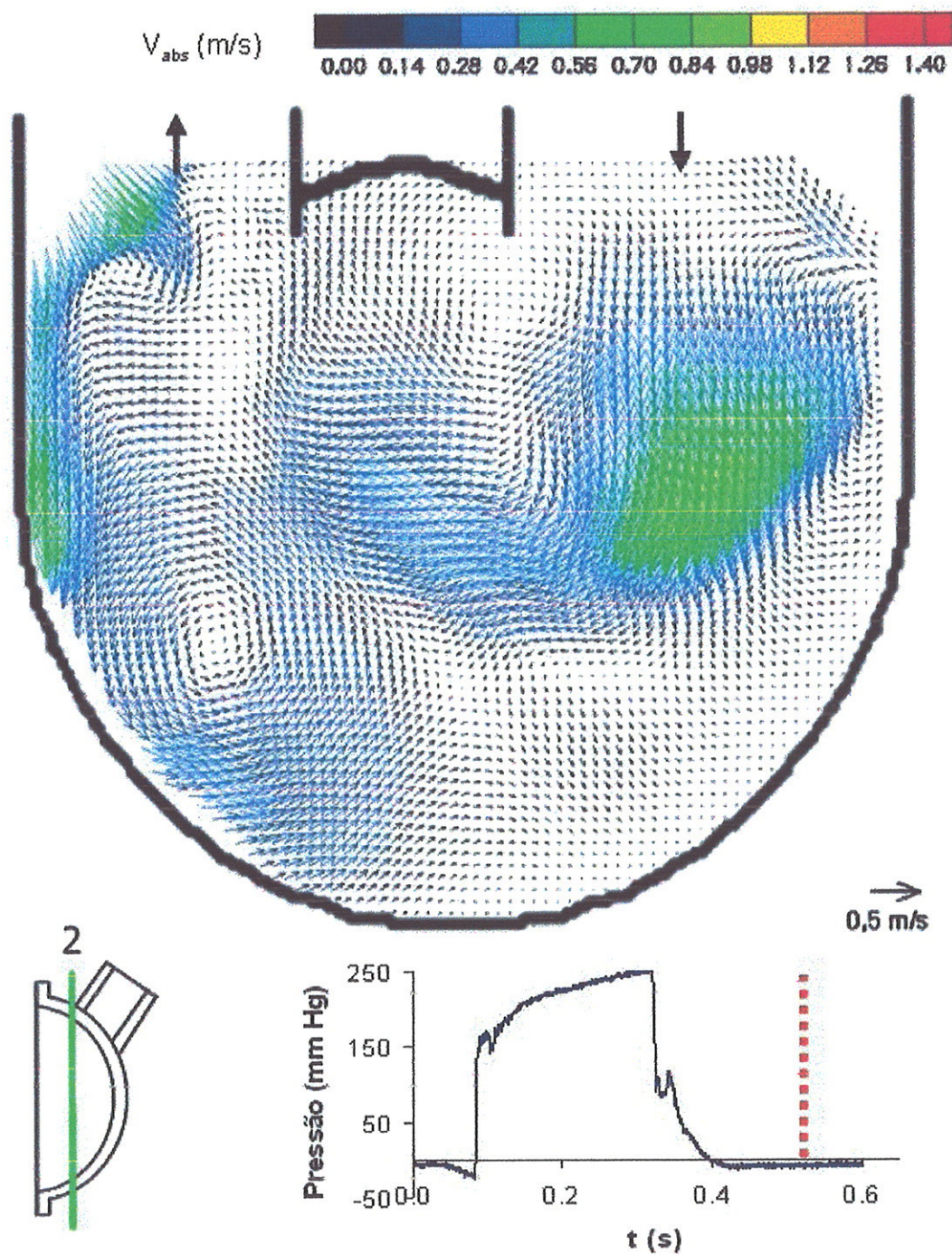


Figura 76: Distribuição de velocidades médias no instante de 480  $\mu$ s determinada a partir das imagens do plano 2 na frequência de 100 bpm. Instante de aquisição indicado na onda de pressão de acionamento. Escala de cores correspondente a velocidade absoluta média em m/s.



No plano 3, pode-se observar nas distribuições de velocidades médias que existem dois vórtices de baixa intensidade próximos à válvula de entrada e a de saída (ver apêndice B). A velocidade máxima neste instante é de  $0,74 \pm 0,55$  m/s decorrente do fluxo de enchimento final do ciclo anterior. Com o início da ejeção, estes vórtices perdem força e a velocidade de ejeção aumenta rapidamente, chegando a  $1,15 \pm 0,73$  m/s em  $T_a = 280$  ms (figura 77).

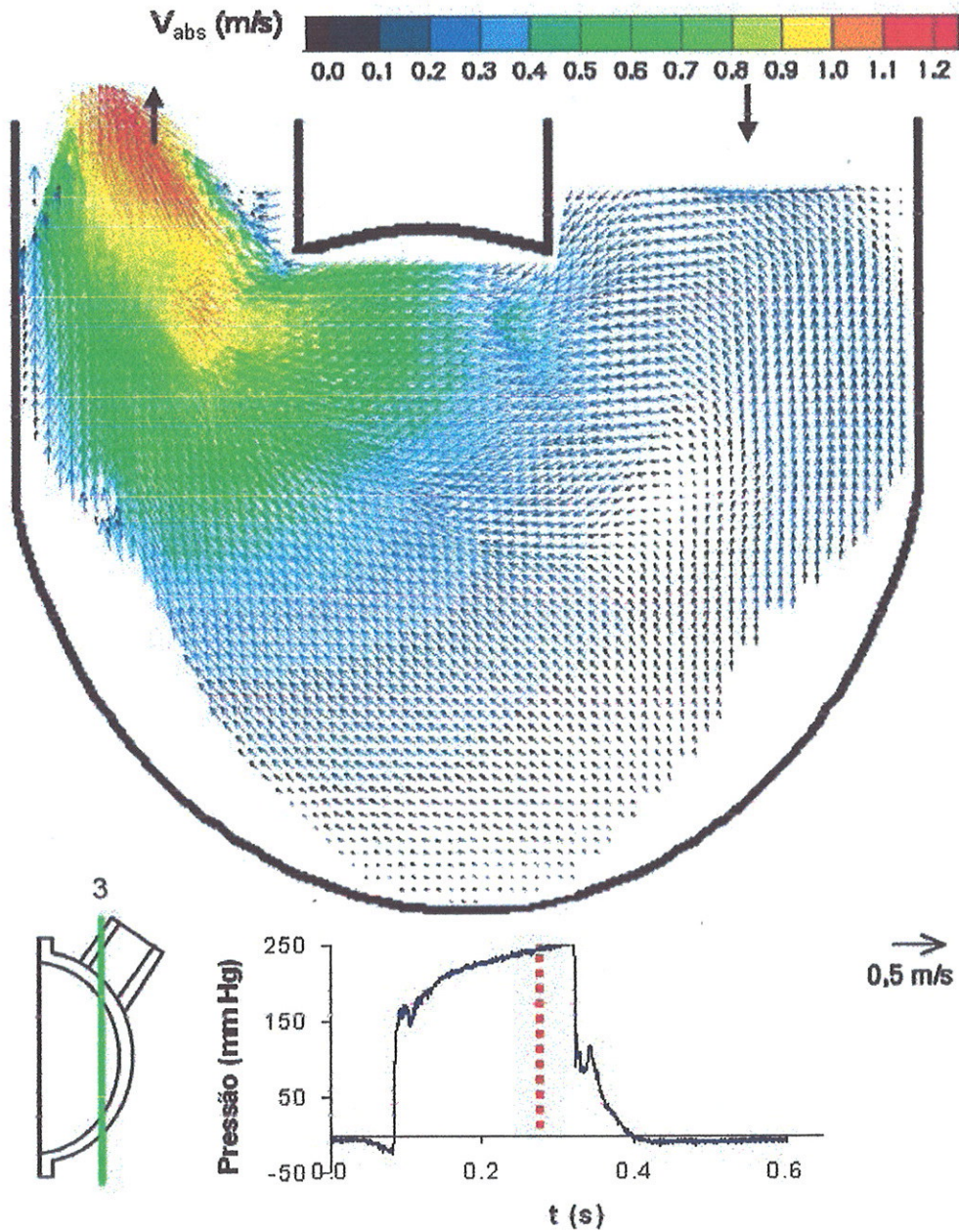


Figura 77: Distribuição de velocidades médias no instante de 280 ms determinada a partir das imagens do plano 3 na frequência de 100 bpm. Instante de aquisição indicado na onda de pressão de acionamento. Escala de cores correspondente a velocidade absoluta média em m/s.

Na figura 78 observa-se o início do enchimento (lado direito), com dois pequenos vórtices no canal de entrada. A velocidade máxima durante todo o enchimento permanece em 1 m/s.

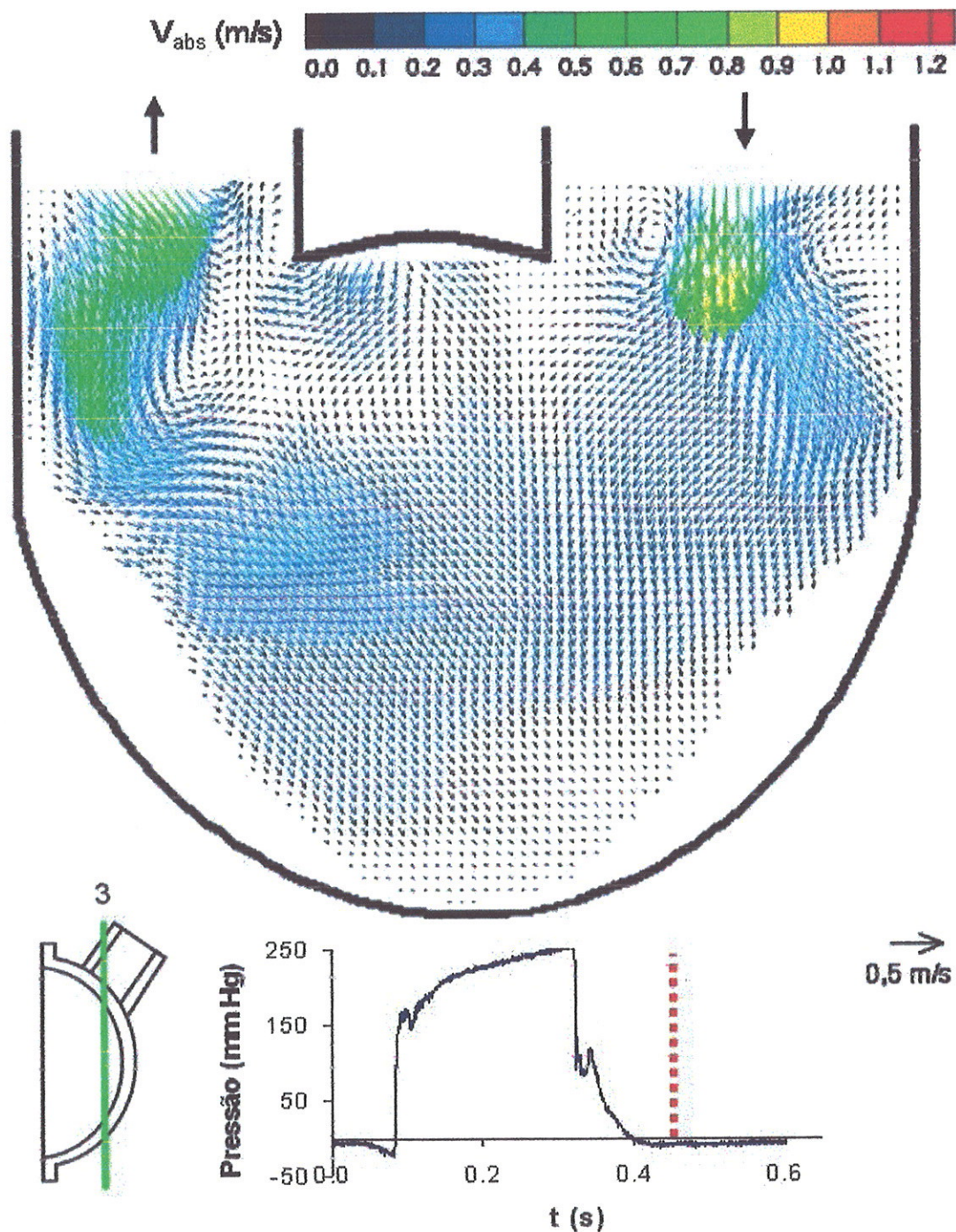


Figura 78: Distribuição de velocidades médias no instante de 440 ms determinada a partir das imagens do plano 3 na frequência de 100 bpm. Instante de aquisição indicado na onda de pressão de acionamento. Escala de cores correspondente a velocidade absoluta média em m/s.



Durante o enchimento, podemos observar um vórtice estacionado no canal de saída do dispositivo. Um segundo vórtice é observado no lado direito da câmara, estacionado próximo ao fluxo de entrada. Nos instantes finais do ciclo (figura 79) observamos a formação de um vórtice no lado esquerdo inferior da câmara. Este vórtice ganha intensidade e se desloca em direção ao lado direito, aumentando a turbulência no dispositivo.

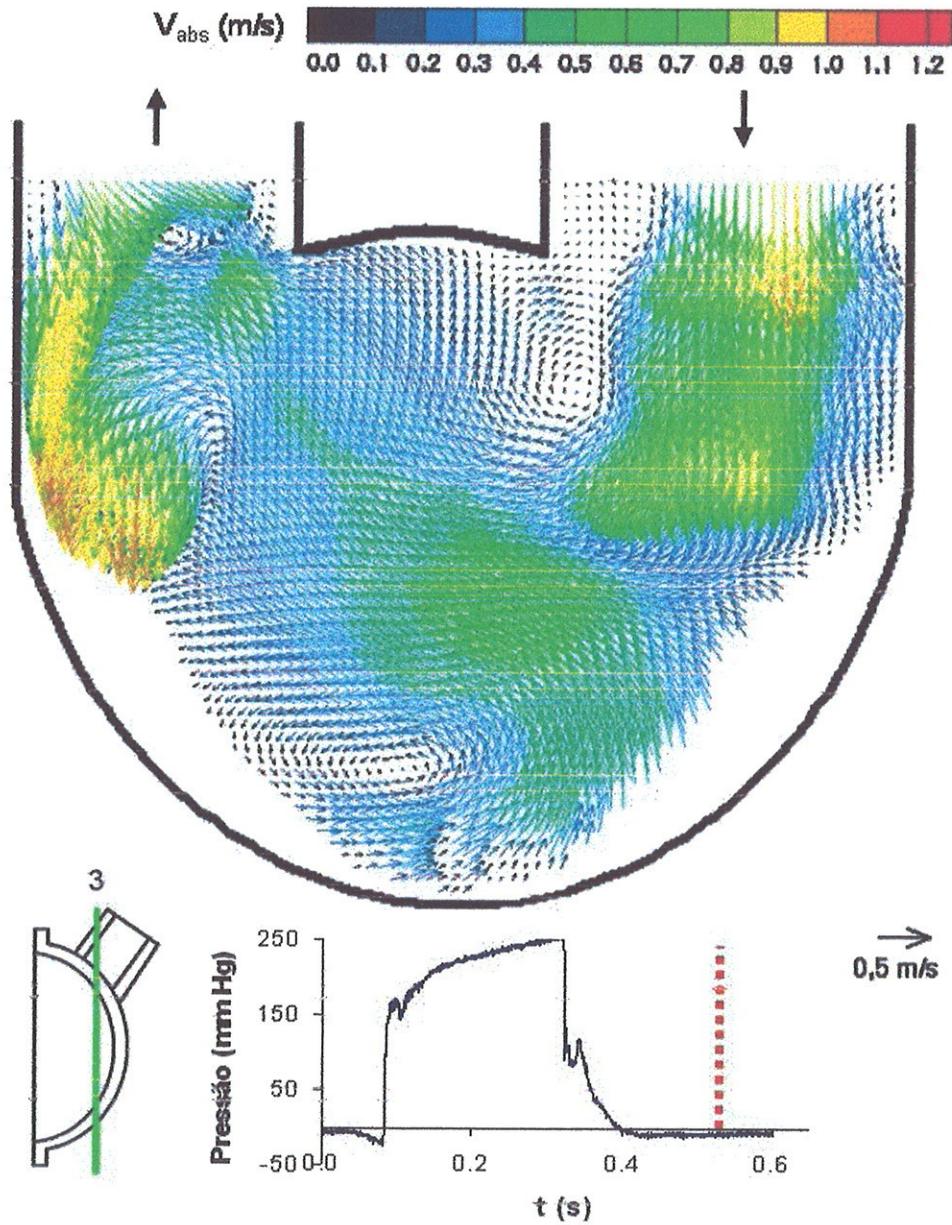


Figura 79: Distribuição de velocidades médias no instante de 560 ms determinada a partir das imagens do plano 3 na frequência de 100 bpm. Instante de aquisição indicado na onda de pressão de acionamento. Escala de cores correspondente a velocidade absoluta média em m/s.

Assim como na frequência de 80 bpm, as distribuições de velocidades médias no plano 4 demonstram um fluxo bem definido durante o enchimento, com a ocorrência de um canal de escoamento no centro e pequenos vórtices nas bordas do canal de entrada para a frequência de bombeamento de 100 bpm. A velocidade média absoluta máxima na ejeção alcança o valor de  $0,44 \pm 0,26$  m/s em  $T_a$  igual a 80 ms (figura 80) e no enchimento  $1,68 \pm 0,35$  m/s em  $T_a$  igual a 560 ms (figura 81).

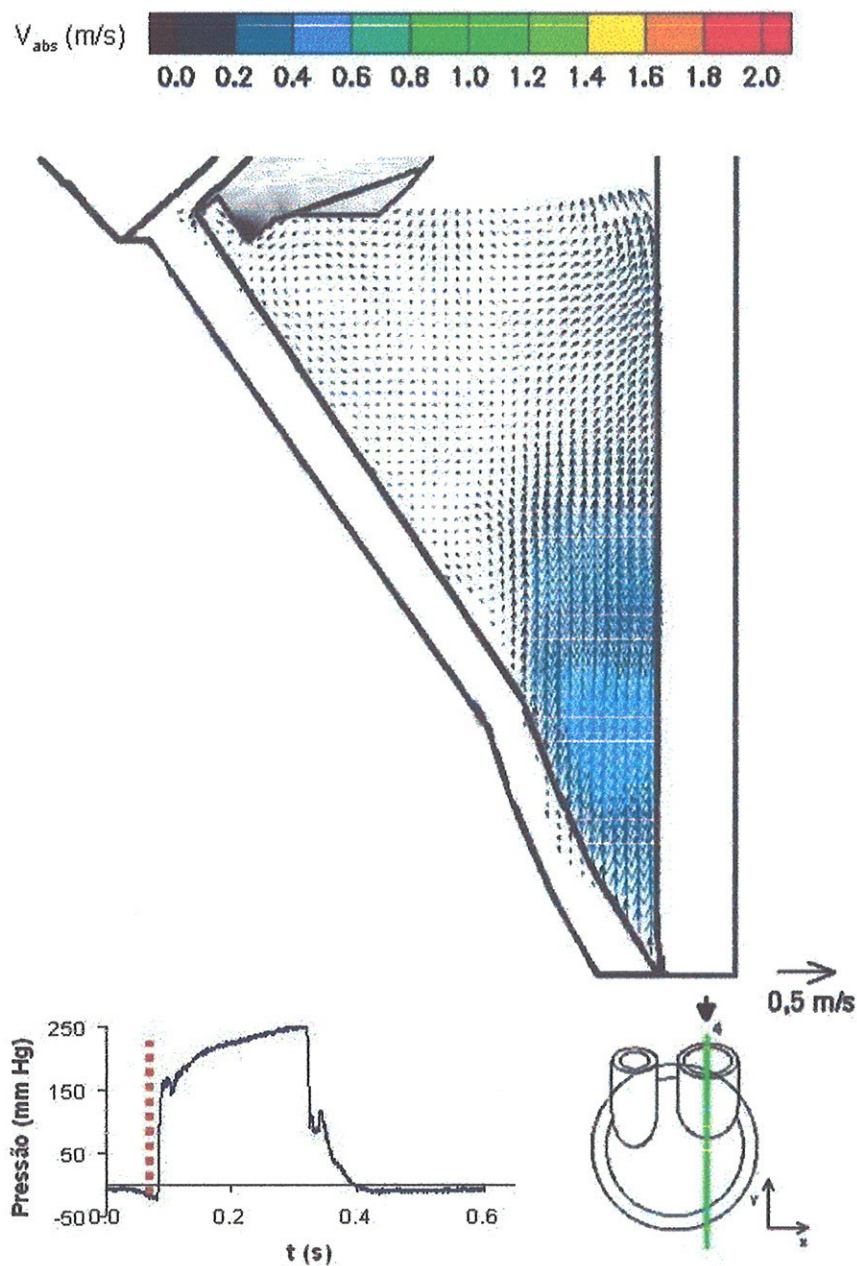


Figura 80: Distribuição de velocidades médias no instante de 80 ms determinada a partir das imagens do plano 3 na frequência de 100 bpm. Instante de aquisição indicado na onda de pressão de acionamento. Escala de cores correspondente a velocidade absoluta média em m/s.

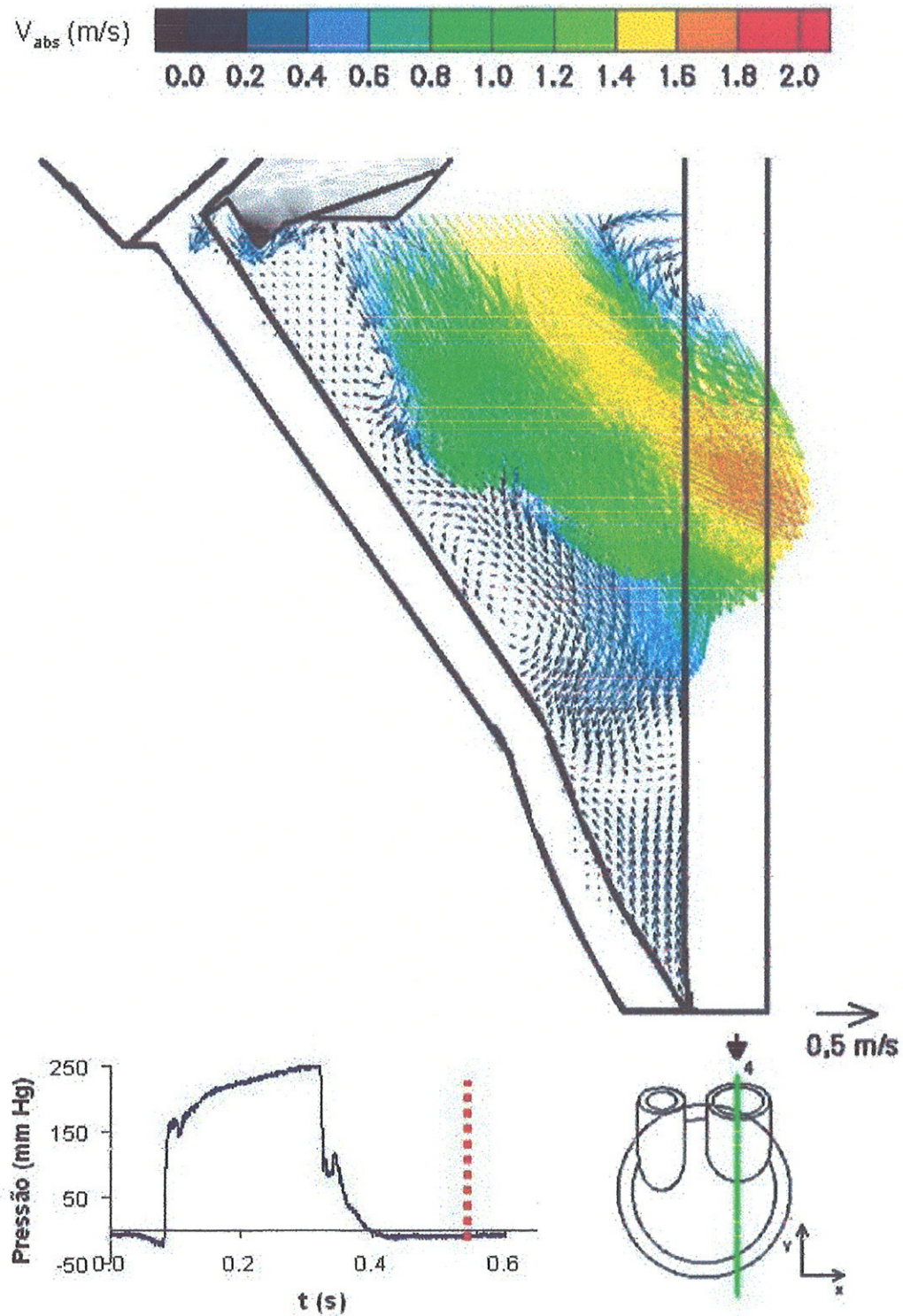


Figura 81: Distribuição de velocidades médias no instante de 560 ms determinada a partir das imagens do plano 4 na frequência de 100 bpm. Instante de aquisição indicado na onda de pressão de acionamento. Escala de cores correspondente a velocidade absoluta média em m/s.

## 6.5 Energia cinética turbulenta do DAVP na frequência de 100 bpm

Na frequência de 100 bpm, vórtices não permanentes podem ser visualizados nas velocidades instantâneas, aumentando as turbulências, principalmente durante o período de enchimento da bomba. Estas turbulências no fluido implica em maior energia cinética turbulenta (equação 20), conforme observado nas figuras 82, 83, 84 e 85, onde são apresentadas a energia cinética turbulenta em diferentes tempos de aquisição, nas 4 posições do plano de iluminação para os ciclos com 100 bpm de frequência.

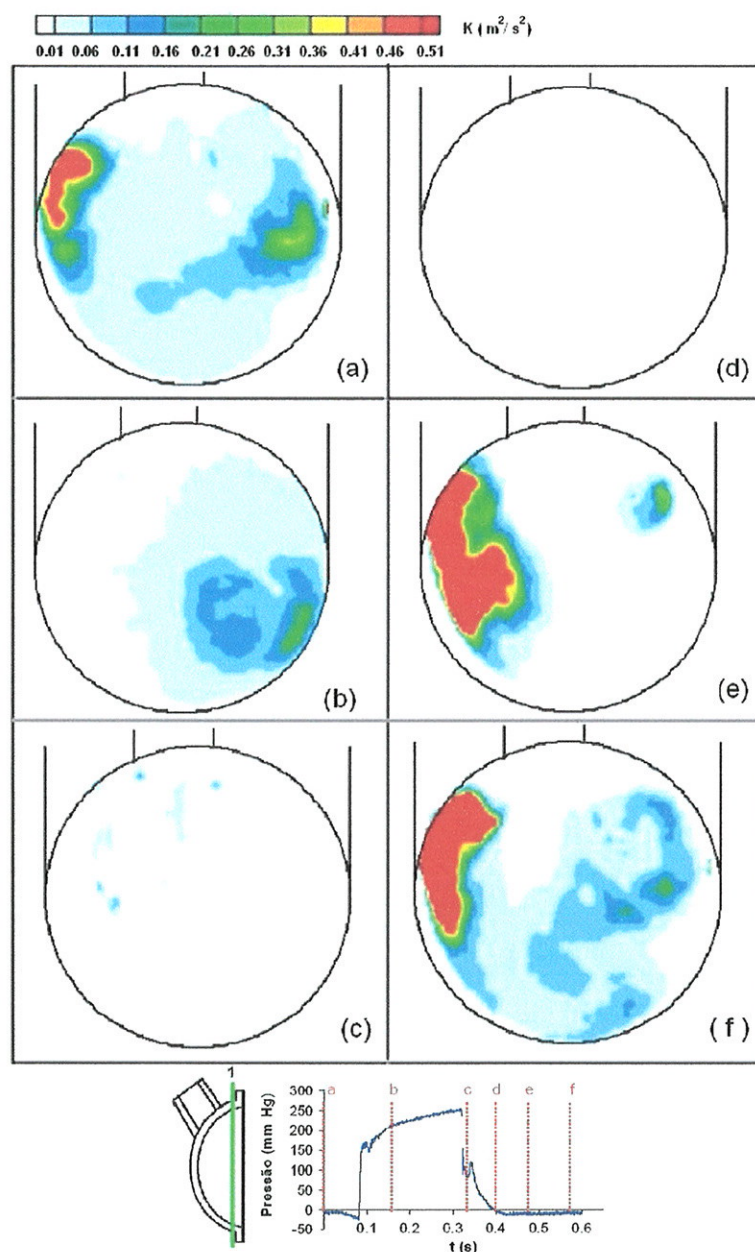


Figura 82: Energia cinética turbulenta no plano 1 na frequência de 100 bpm. Instantes a (0 ms), b (160 ms), c (320 ms), d (400 ms), e (480 ms) e f (560 ms) indicados em relação à onda de pressão de acionamento. Escala de cores válida para todos os gráficos.

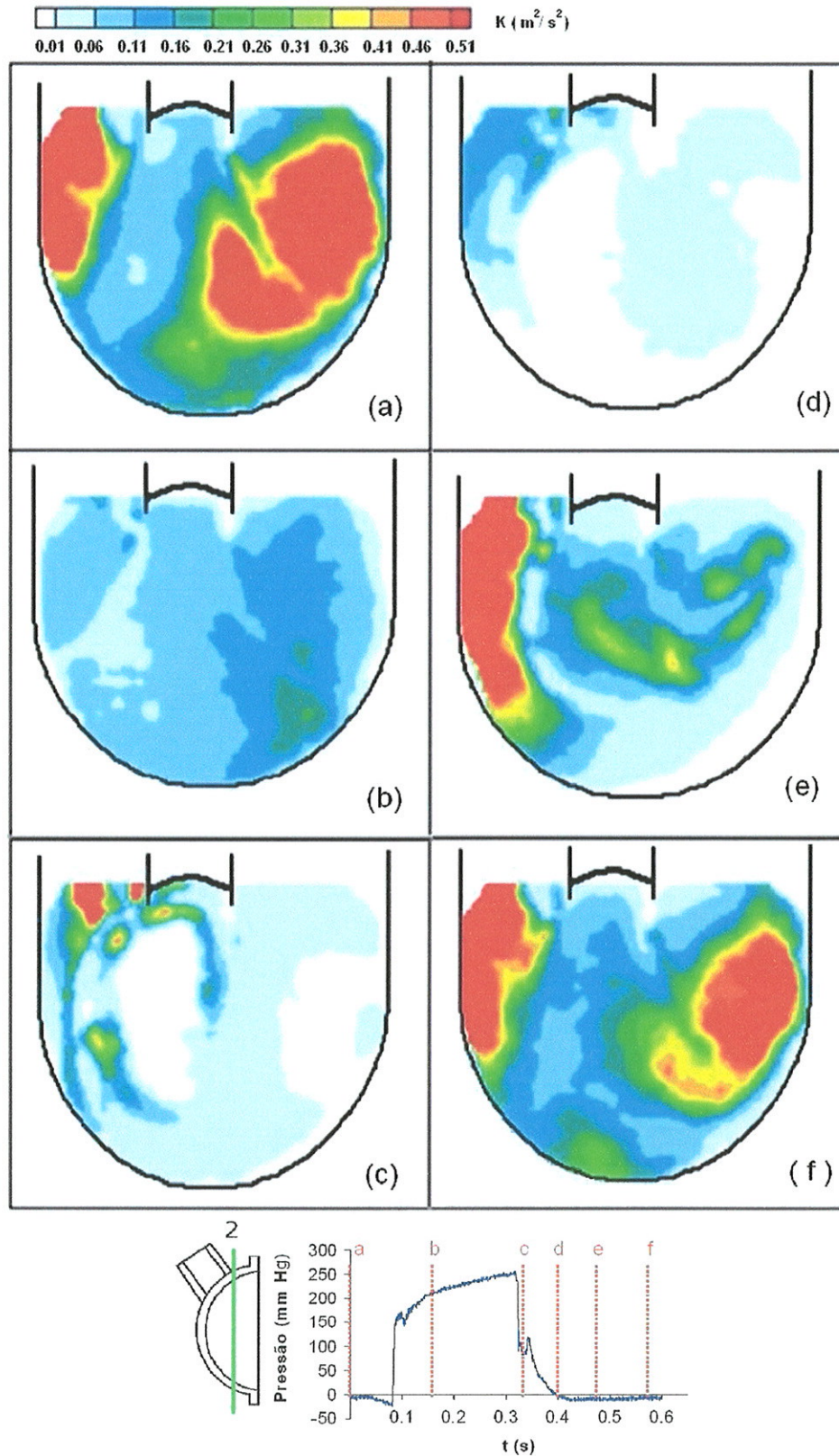


Figura 83: Energia cinética turbulenta no plano 2 na frequência de 100 bpm. Instantes a (0 ms), b (160 ms), c (320 ms), d (400 ms), e (480 ms) e f (560 ms) indicados em relação à onda de pressão de acionamento. Escala de cores válida para todos os gráficos.

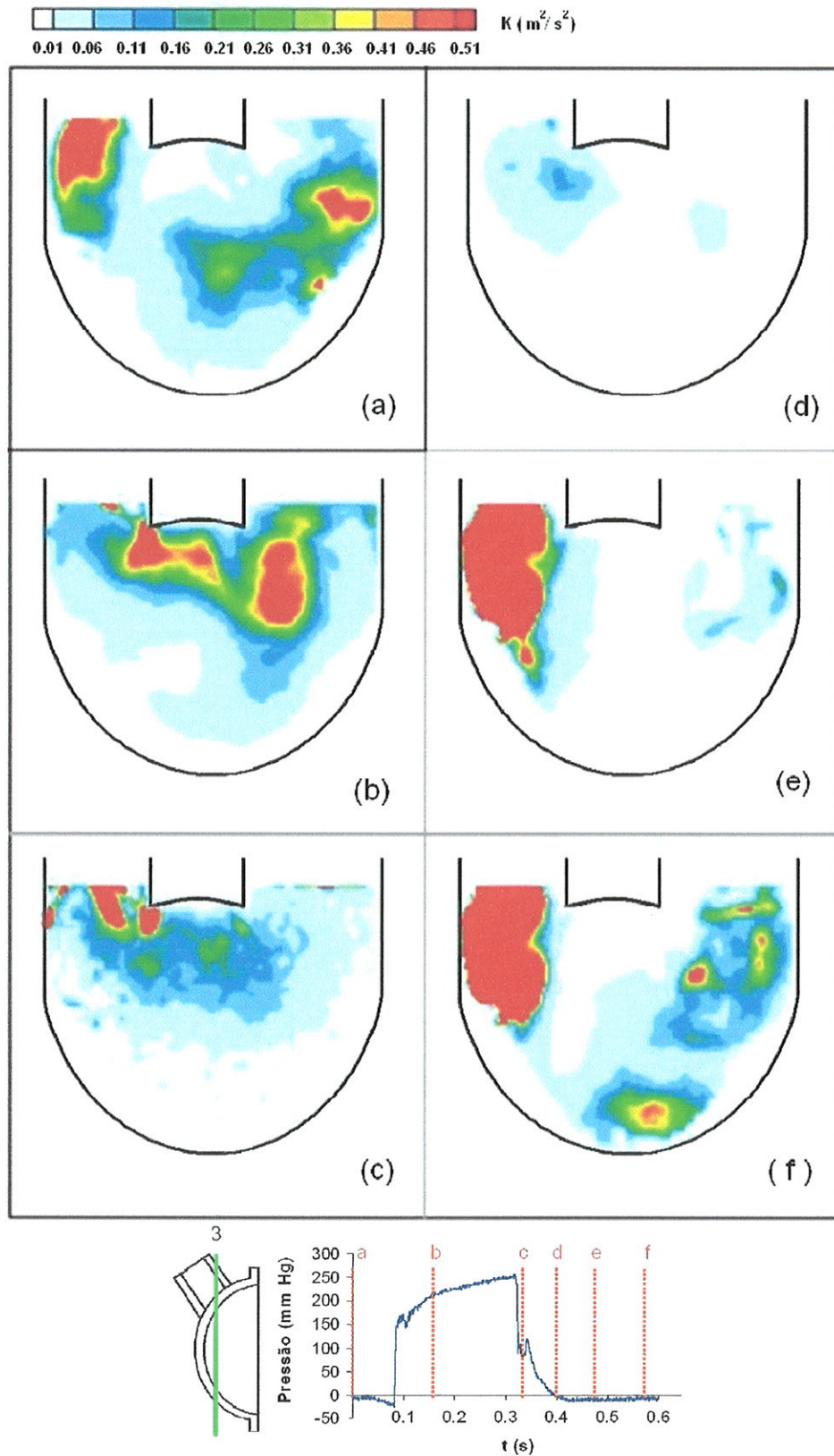


Figura 84: Energia cinética turbulenta no plano 3 na freqüência de 100 bpm. Instantes a (0 ms), b (160 ms), c (320 ms), d (400 ms), e (480 ms) e f (560 ms) indicados em relação à onda de pressão de acionamento. Escala de cores válida para todos os gráficos.

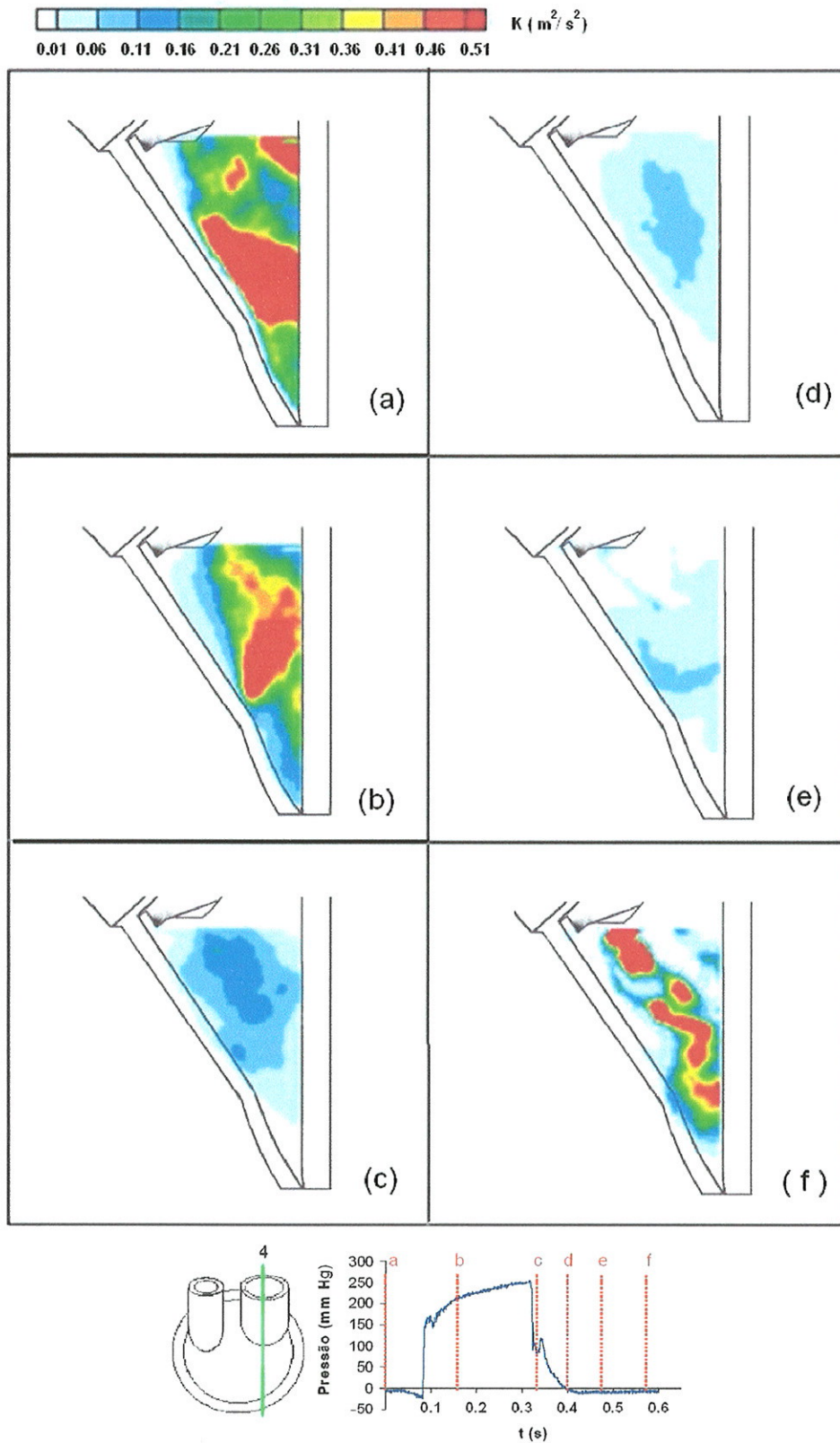


Figura 85: Energia cinética turbulenta no plano 4 na freqüência de 100 bpm. Instantes a (0 ms), b (160 ms), c (320 ms), d (400 ms), e (480 ms) e f (560 ms) indicados em relação à onda de pressão de acionamento. Escala de cores válida para todos os gráficos.

Podemos observar nos perfis de energia cinética turbulenta que durante todo o ciclo ocorrem variações turbulentas no fluxo. As turbulências possuem maior intensidade durante o enchimento, similarmente ao ciclo com frequência de 80 bpm. No início do ciclo do DAVP ( $T_a = 0$  ms) há presença de energia cinética turbulenta em toda câmara sangüínea nos planos de iluminação 1, 2, 3 e 4 (diagramas *a* das figuras 82 a 85). Essas turbulências são decorrentes do final do enchimento do DAVP, conforme pode ser observado nos respectivos gráficos.

Na ejeção (diagramas *b*), a energia cinética turbulenta diminui sensivelmente em relação ao início do ciclo, devido à diminuição da velocidade de enchimento do fluxo. Pode-se observar a existência de energia cinética turbulenta durante este período. Nesta frequência, o tempo entre o final do enchimento e o início da ejeção é muito reduzido, sendo os dois processos coincidentes. Com o aumento da velocidade de ejeção não ocorrem flutuações significativas nos vetores de velocidades de ciclo para ciclo, apenas no final da ejeção (diagramas *c*) podemos observar turbulências significativas na válvula de saída.

Conforme o enchimento da câmara sangüínea ocorre, a energia cinética concentra-se na válvula de entrada do DAVP (diagramas *e* e *d* das figuras). No final a energia espalha-se por todo o fluxo (diagramas *f*). Devemos destacar a alta intensidade de energia próxima à válvula de saída durante o enchimento. Esta concentração indica uma grande ocorrência de turbulência nesta região.

## 6.6 Tensões de Reynolds do DAVP na frequência de 100 bpm

As tensões de Reynolds, que ocorrem devido às flutuações nas velocidades no DAVP, são apresentadas nas figuras 86, 87, 88 e 89 em diferentes tempos de aquisição para o ciclo de bombeamento com frequência de 100 bpm.

Na figura 86, a tensão de Reynolds máxima no plano 1 é de  $43 N/m^2$  ( $T_a = 480ms$ ) durante o enchimento (diagrama *d*).

No plano 2 (figura 87) temos tensões de Reynolds máximas muito próximas para  $T_a = 480$  ms e  $T_a = 560$  ms com valores de  $57 N/m^2$  e  $61 N/m^2$  respectivamente

No plano 3 (figura 89), a tensão máxima é de  $115 N/m^2$  ( $T_a = 560$  ms). Pode-se observar que a tensão é maior durante o período de enchimento nos planos de iluminação 1, 2 e 3 do que durante a ejeção. Isto demonstra que, também nesta frequência, a maior quantidade de turbulências observadas nas distribuições de velocidades instantâneas ocorre no enchimento.

O mesmo ocorre no plano da válvula de entrada, onde temos tensão de Reynolds máxima de  $8 N/m^2$  na ejeção e  $109 N/m^2$  no enchimento.



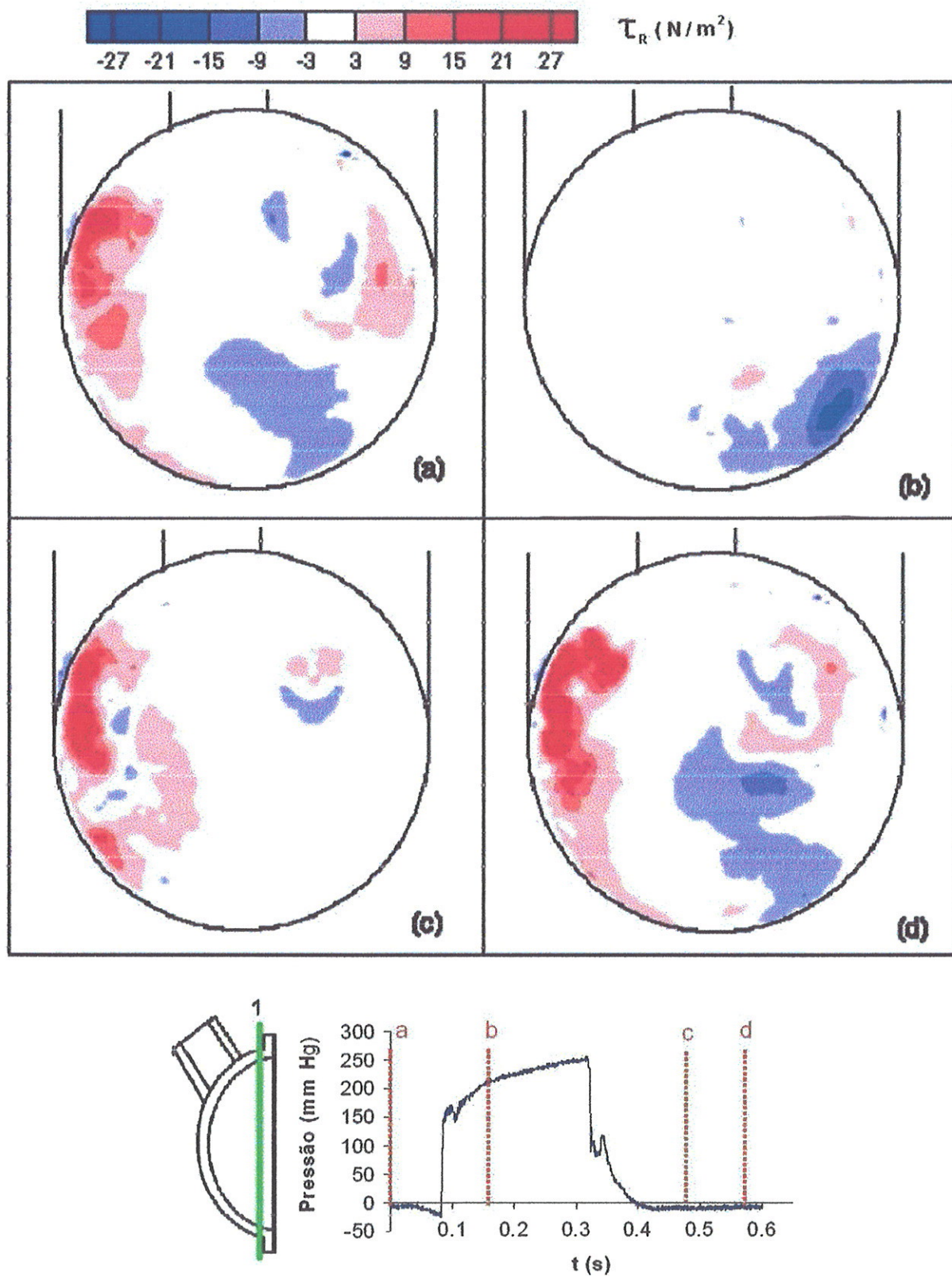


Figura 86: Tensões de Reynolds para o plano 1 na frequência de 100 bpm. Instantes a (0 ms), b (160 ms), c (480 ms) e d (560 ms) indicados em relação à onda de pressão de acionamento. Escala de cores válida para todos os gráficos.

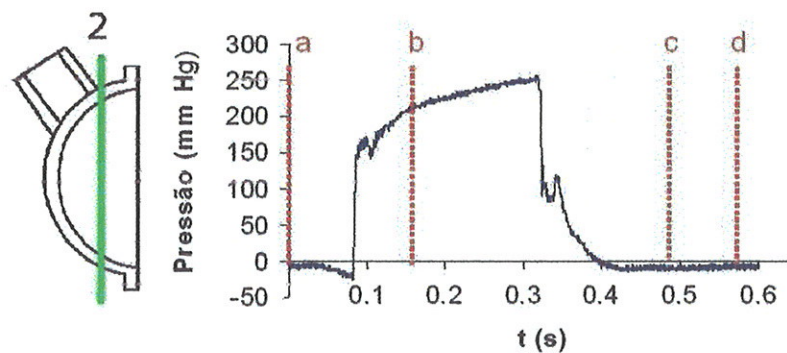
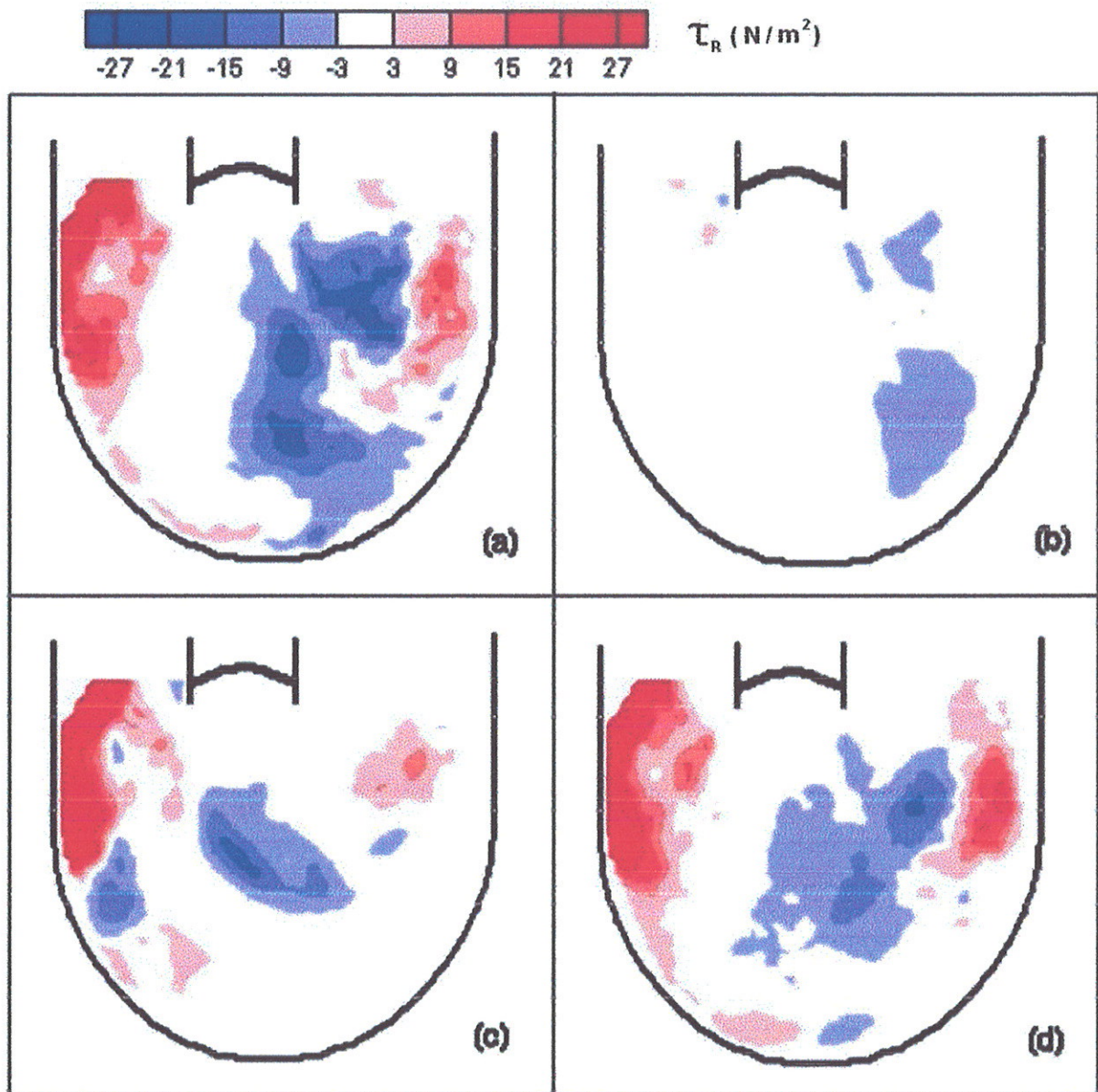


Figura 87: Tensões de Reynolds para o plano 2 na frequência de 100 bpm. Instantes a (0 ms), b (160 ms), c (480 ms) e d (560 ms) indicados em relação à onda de pressão de acionamento. Escala de cores válida para todos os gráficos.

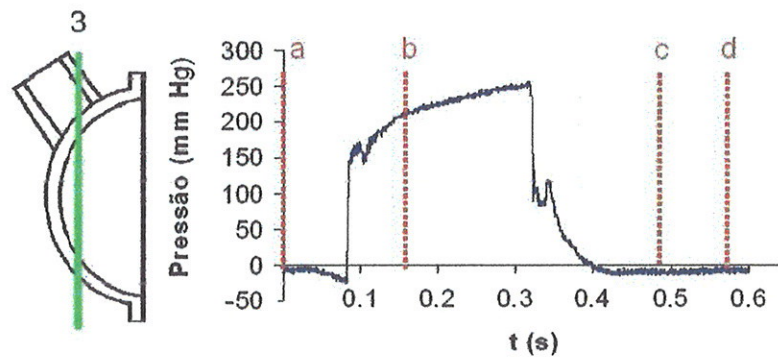
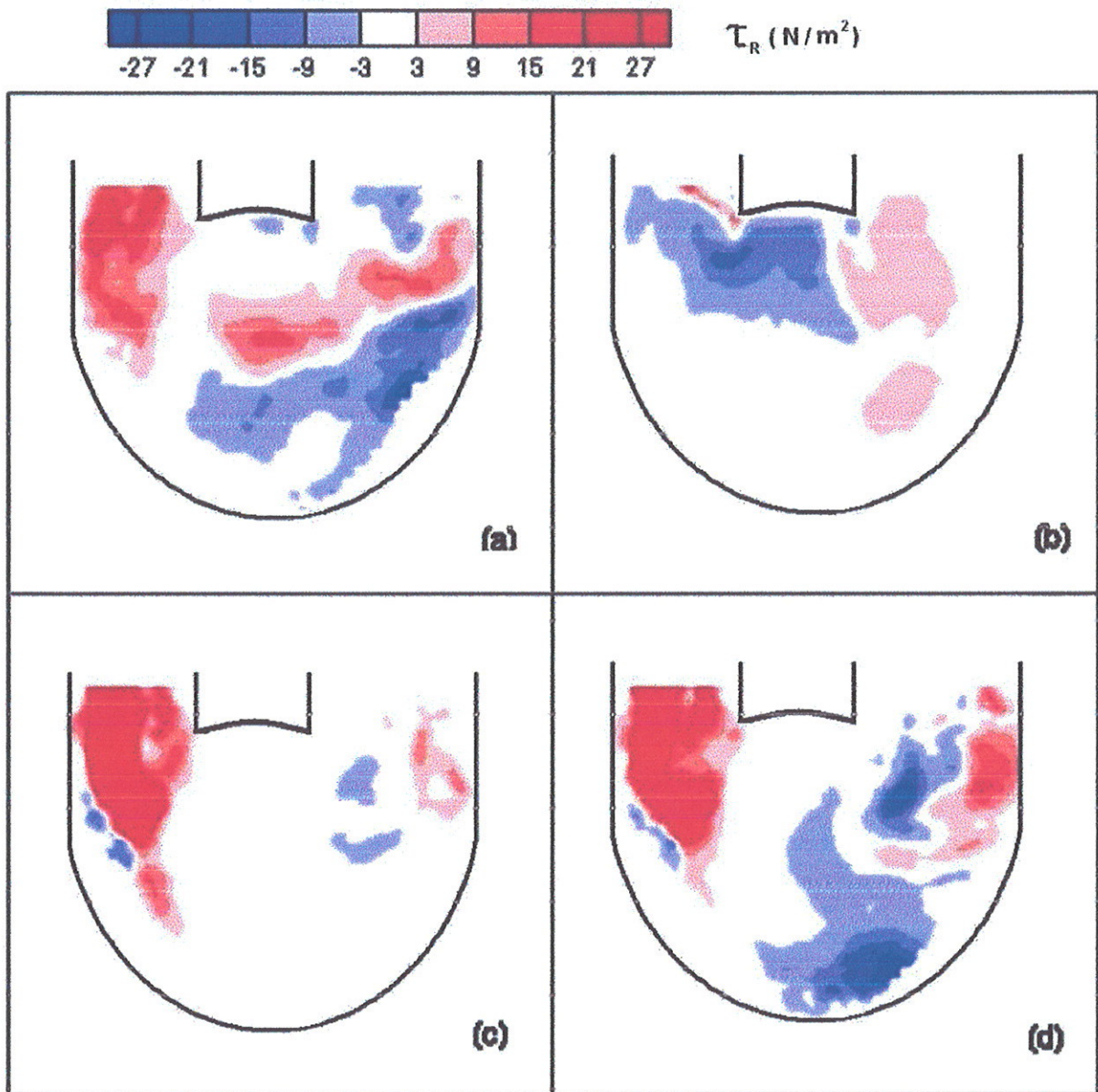


Figura 88: Tensões de Reynolds para o plano 3 na frequência de 100 bpm. Instantes a (0 ms), b (160 ms), c (480 ms) e d (560 ms) indicados em relação à onda de pressão de acionamento. Escala de cores válida para todos os gráficos.

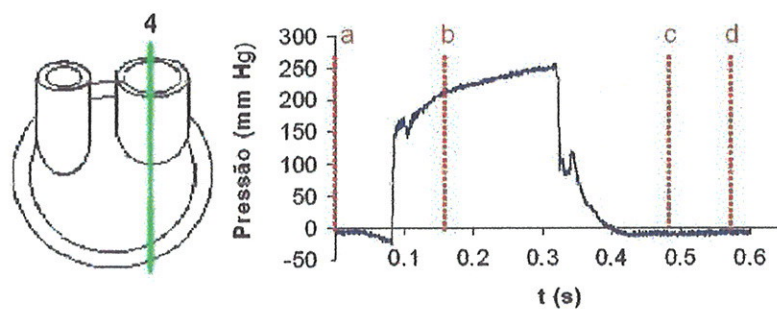
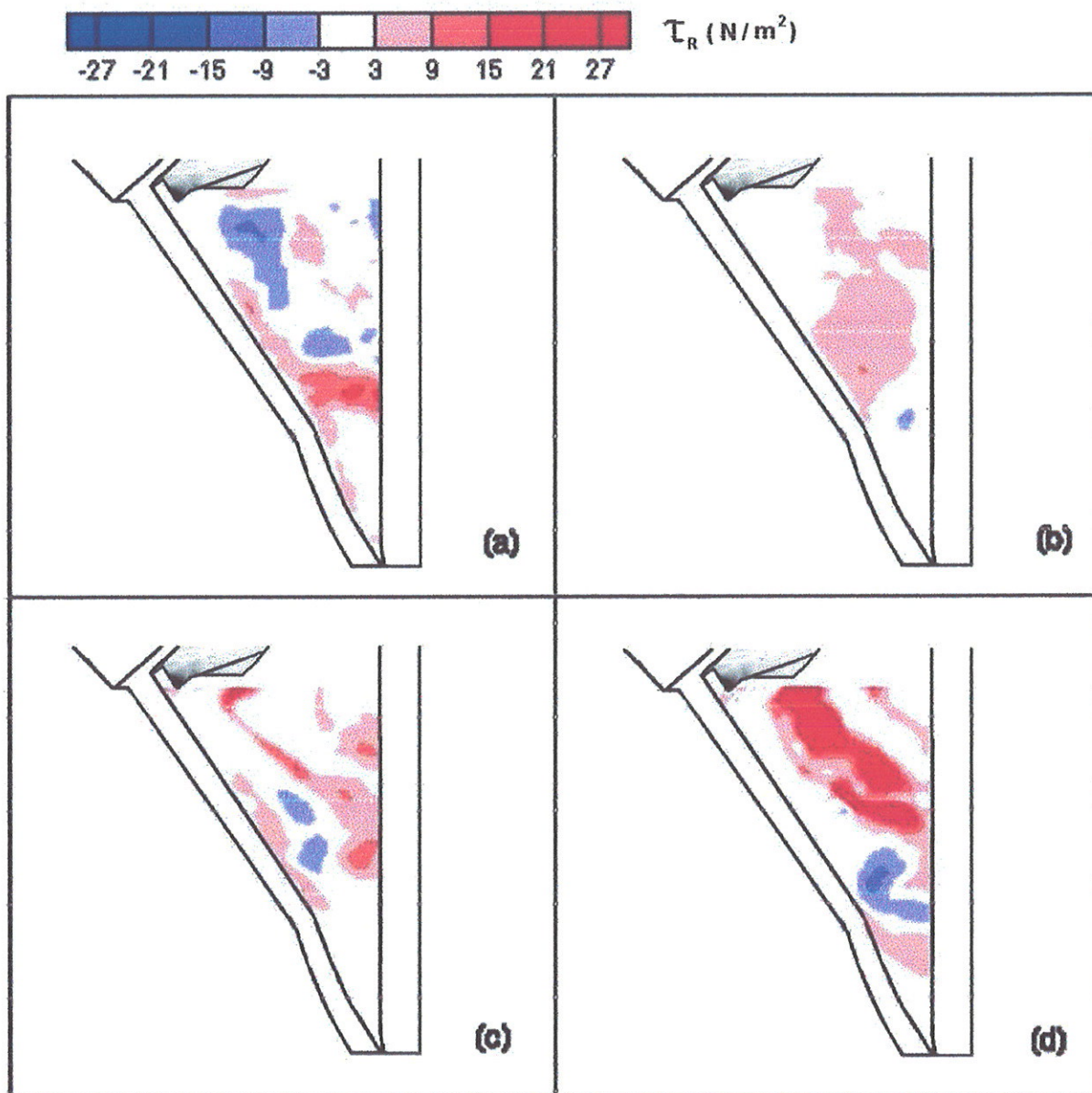


Figura 89: Tensões de Reynolds para o plano 4 na frequência de 100 bpm. Instantes a (0 ms), b (160 ms), c (480 ms) e d (560 ms) indicados em relação à onda de pressão de acionamento. Escala de cores válida para todos os gráficos.

A tabela 8 apresenta os valores em módulo da tensão de Reynolds máxima para as diferentes posições dos planos de iluminação durante o ciclo com frequência de 100 bpm.

Tabela 8: Módulo das tensões de Reynolds máximas para o fluxo do DAVP operando com frequência de bombeamento de 100 bpm nas diferentes posições do plano de iluminação.

	1° plano	2° plano	3° plano	4° plano
$T_a$ (ms)	$\tau_R$ ( $N/m^2$ )	$\tau_R$ ( $N/m^2$ )	$\tau_R$ ( $N/m^2$ )	$\tau_R$ ( $N/m^2$ )
0	38	48	42	8
40	14	18	35	13
80	34	15	12	14
120	29	13	15	10
160	18	7	18	9
200	11	16	22	10
240	6	32	23	9
280	28	62	27	7
320	14	44	19	7
360	11	9	25	5
400	4	7	5	4
440	38	47	45	46
460	43	57	105	26
480	31	60	137	26
500	38	59	129	42
520	39	55	122	103
540	39	55	115	152
560	39	61	115	109

Novamente, podemos observar na tabela 8 que durante o período de enchimento os valores da tensão de Reynolds são mais altos do que durante a ejeção, concordando com os perfis de energia cinética turbulenta, apresentados anteriormente. A tensão de Reynolds é máxima de  $137 N/m^2$  no plano 3 e de  $152 N/m^2$  no plano 4 (válvula de entrada do dispositivo). No plano 3 temos um período de aproximadamente 100 ms com  $\tau_R$  acima de  $100 N/m^2$ .

## 6.7 Perfil de velocidades do DAVP na frequência de 120 bpm

Os tempos de aquisição das imagens, os intervalos de tempo entre os registros dos pares de imagens e o fator de conversão de pixels para unidades de velocidade para os planos de iluminação 1, 2, 3 e 4 são apresentados na tabela 3. Devido o período com maior turbulências ocorrer entre os instantes 440 e 500 ms, realizamos a aquisição de imagens a cada intervalo de 20 ms, conforme a tabela 9.

Tabela 9: Tempos de aquisição de imagens,  $T_a$ , intervalo de tempo entre os registros das imagens ( $\Delta t$ ) e fator de conversão  $M/\Delta t$  para o ciclo de batimento do DAVP operando com frequência de bombeamento de 120 bpm nos planos de iluminação 1, 2, 3 e 4.

$T_a$ (ms)	Plano 1		Plano 2		Plano 3		Plano 4	
	$\Delta t$ (ms)	$\frac{M}{\Delta t}$	$\Delta t$ (ms)	$\frac{M}{\Delta t}$	$\Delta t$ (ms)	$\frac{M}{\Delta t}$	$\Delta t$ (ms)	$\frac{M}{\Delta t}$
0	5	0,068	4	0,0875	2	0,170	4	0,065
40	5	0,068	4	0,0875	4	0,085	4	0,065
080	5	0,068	4	0,0875	4	0,085	4	0,065
120	5	0,068	4	0,0875	4	0,085	4	0,065
160	5	0,068	4	0,0875	4	0,085	5	0,052
200	5	0,068	4	0,0875	5	0,068	6	0,044
240	6	0,057	4	0,0875	5	0,068	6	0,044
280	6	0,057	4	0,0875	6	0,057	7	0,037
320	6	0,057	4	0,0875	6	0,057	7	0,037
360	6	0,057	4	0,0875	6	0,057	7	0,037
400	6	0,057	4	0,0875	5	0,068	7	0,037
440	5	0,068	4	0,0875	3	0,114	5	0,052
460	5	0,068	4	0,0875	3	0,114	4	0,065
480	5	0,068	4	0,0875	2	0,170	4	0,065

Em seguida, foi realizada a aquisição de 200 pares de imagens e determinadas as respectivas distribuições de velocidades instantâneas e médias para o ciclo de 120 bpm nos planos de iluminação 1, 2, 3 e 4. O conjunto total das distribuições de velocidades médias é apresentado no apêndice C. A tabela 10 apresenta os valores da velocidade média absoluta máxima para as diferentes posições do plano de iluminação durante o ciclo com frequência de 120 bpm.

Tabela 10: Velocidade média absoluta máxima para o fluxo do DAVP operando com frequência de bombeamento de 120 bpm nas diferentes posições do plano de iluminação.

	<b>Plano 1</b>	<b>Plano 2</b>	<b>Plano 3</b>	<b>Plano 4</b>
$T_a$ (ms)	$V_{abs}$ (m/s)	$V_{abs}$ (m/s)	$V_{abs}$ (m/s)	$V_{abs}$ (m/s)
0	$0,9 \pm 1,0$	$1,0 \pm 0,6$	$1,5 \pm 0,5$	$0,84 \pm 0,13$
40	$0,8 \pm 0,5$	$0,7 \pm 0,9$	$0,6 \pm 1,1$	$1,60 \pm 0,23$
80	$0,6 \pm 0,6$	$0,4 \pm 1,0$	$0,6 \pm 0,5$	$0,8 \pm 0,6$
120	$0,6 \pm 0,4$	$0,4 \pm 0,4$	$0,6 \pm 0,4$	$0,5 \pm 0,5$
160	$0,5 \pm 0,4$	$0,53 \pm 0,24$	$0,61 \pm 0,18$	$0,5 \pm 0,5$
200	$0,6 \pm 1,0$	$0,8 \pm 0,3$	$0,8 \pm 0,4$	$0,3 \pm 0,6$
240	$0,6 \pm 0,5$	$0,8 \pm 0,4$	$0,9 \pm 0,4$	$0,3 \pm 0,5$
280	$0,7 \pm 0,3$	$0,8 \pm 0,3$	$0,9 \pm 0,5$	$0,2 \pm 0,6$
320	$0,3 \pm 0,4$	$0,3 \pm 0,3$	$0,7 \pm 0,6$	$0,2 \pm 0,5$
360	$0,3 \pm 0,3$	$0,6 \pm 1,0$	$0,5 \pm 0,7$	$0,2 \pm 0,5$
400	$0,6 \pm 0,3$	$0,6 \pm 0,9$	$0,7 \pm 0,9$	$0,3 \pm 0,4$
440	$0,8 \pm 1,5$	$0,8 \pm 1,0$	$1,2 \pm 1,4$	$0,97 \pm 0,19$
460	$0,8 \pm 1,4$	$0,8 \pm 0,7$	$1,3 \pm 1,3$	$0,94 \pm 0,14$
480	$0,8 \pm 0,9$	$0,8 \pm 1,0$	$1,5 \pm 1,4$	$0,93 \pm 0,17$

Assim como no fluxo de 100 bpm, o fluxo possui dois vórtices permanentes vigorosos (figura 90). Estes vórtices perdem pouca intensidade durante o enchimento só diminuindo a velocidade quando começa a ejeção do fluido. A velocidade absoluta média máxima do fluxo no instante  $T_a = 0$  ms é de  $0,9 \pm 1,0$  m/s. A partir do início da ejeção, a pressão direciona o fluido para o canal de saída da mesma maneira que ocorre para os fluxos com frequências de bombeamento de 80 e 120 bpm. Durante a ejeção a velocidade média absoluta máxima de ejeção para o plano 1 é de  $0,7 \pm 0,3$  m/s em  $T_a$  igual a 280 ms (tabela 10).

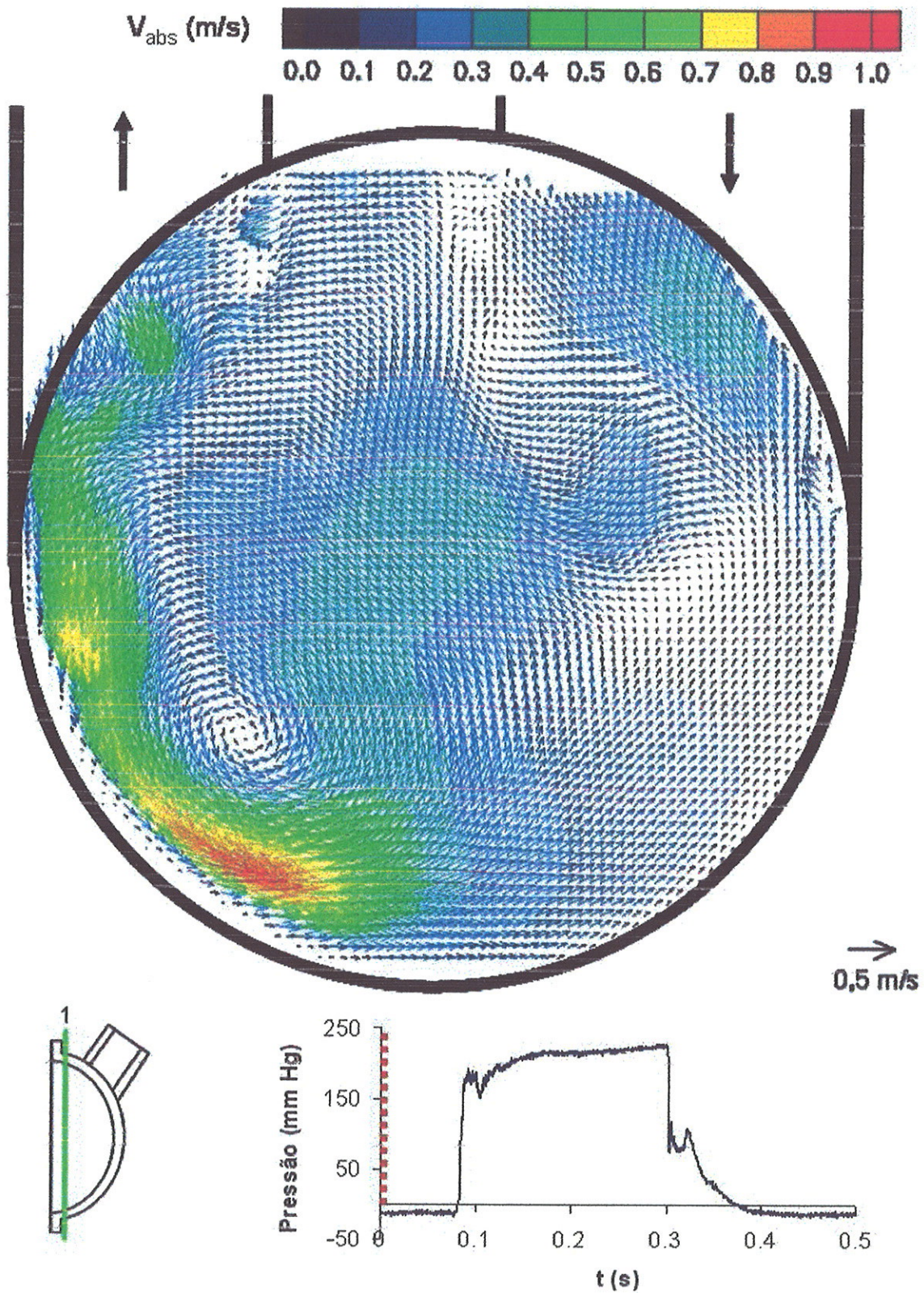


Figura 90: Distribuição de velocidades médias no instante de 0 ms determinada a partir das imagens do plano 1 na frequência de 120 bpm. Instante de aquisição indicado na onda de pressão de acionamento. Escala de cores correspondente a velocidade absoluta média em m/s.



Uma vez que o período de ejeção termina, podemos visualizar um fluxo com maior velocidade do lado esquerdo da câmara sangüínea (igura 91). A velocidade máxima neste instante é de  $0,8 \pm 1,5$  m/s.

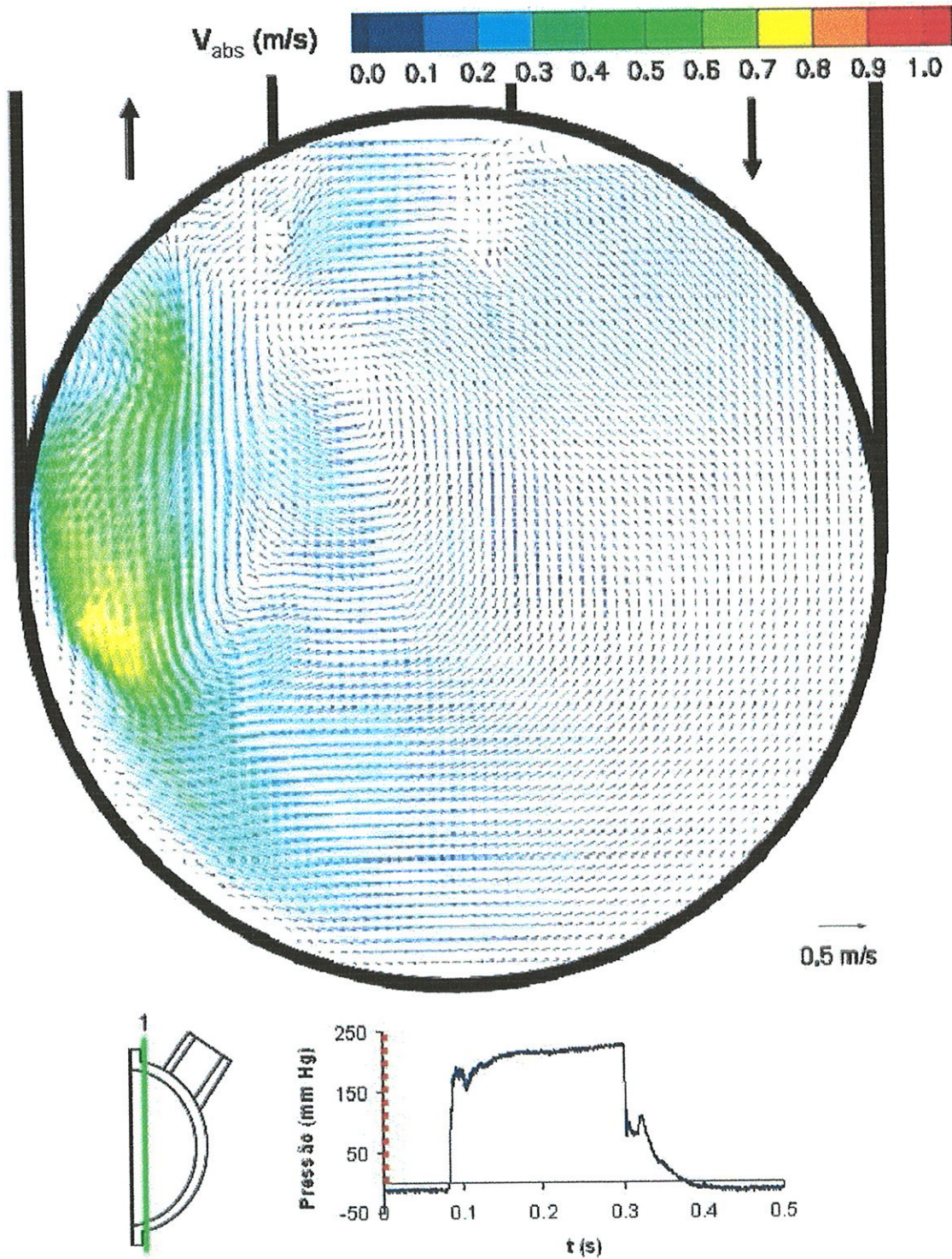


Figura 91: Distribuição de velocidades médias no instante de 440 ms determinada a partir das imagens do plano 1 na frequência de 120 bpm. Instante de aquisição indicado na onda de pressão de acionamento. Escala de cores correspondente a velocidade absoluta média em m/s.

Com o desenrolar do enchimento da câmara sanguínea (figura 92), a velocidade do fluxo aumenta com a existência de um vórtice que se desloca para a região inferior da câmara e aumenta sua intensidade conforme o enchimento ocorre.

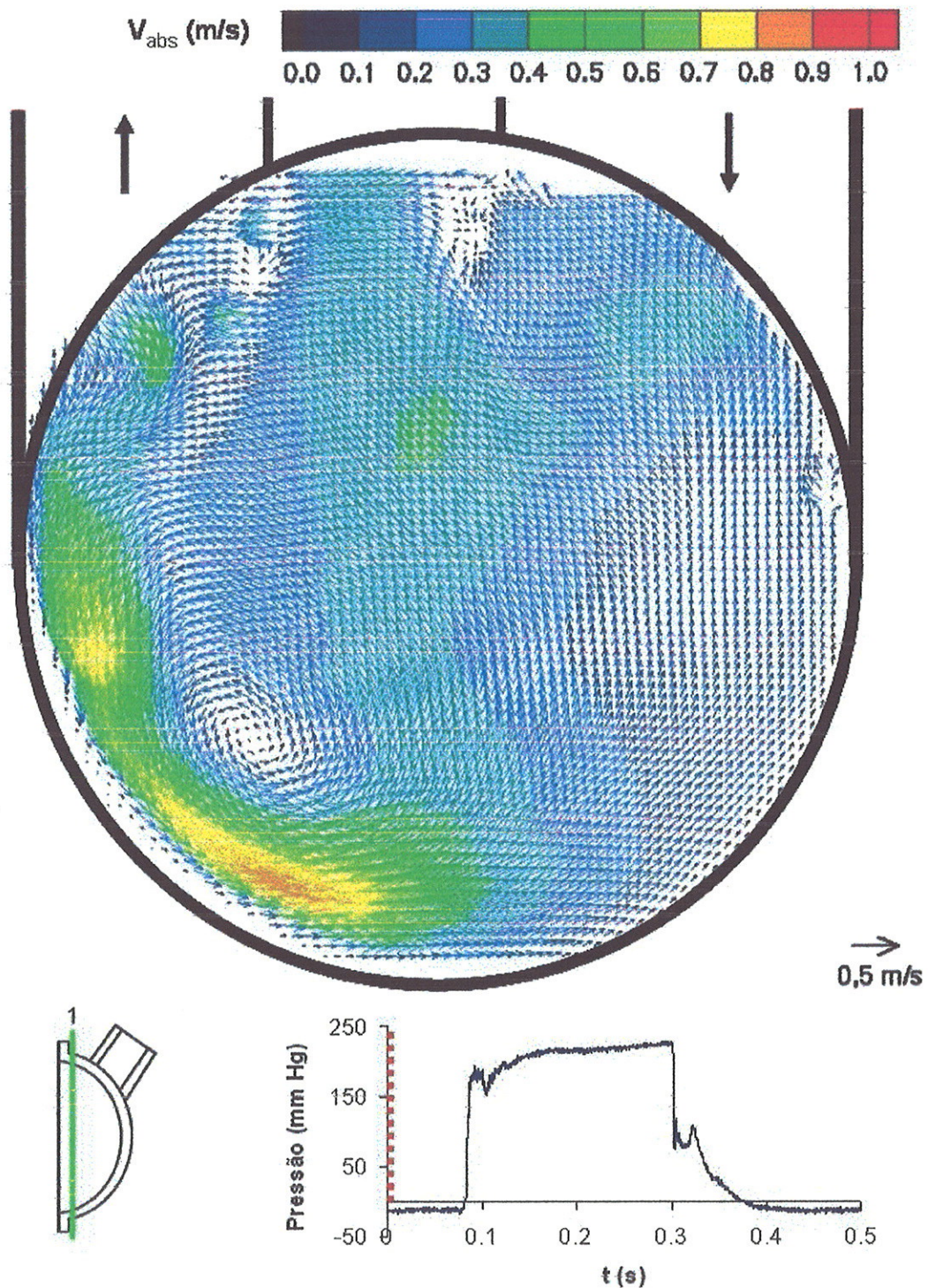


Figura 92: Distribuição de velocidades médias no instante de 480 ms determinada a partir das imagens do plano 1 na frequência de 120 bpm. Instante de aquisição indicado na onda de pressão de acionamento. Escala de cores correspondente a velocidade absoluta média em m/s.

No plano 2, pode-se observar que no instante  $T_a = 40$  ms existem pelo menos 3 vórtices na câmara sanguínea (figura 93) e que ainda ocorre fluxo pela válvula de entrada do dispositivo. A velocidade média absoluta máxima neste instante é de  $0,7 \pm 0,9$  m/s.

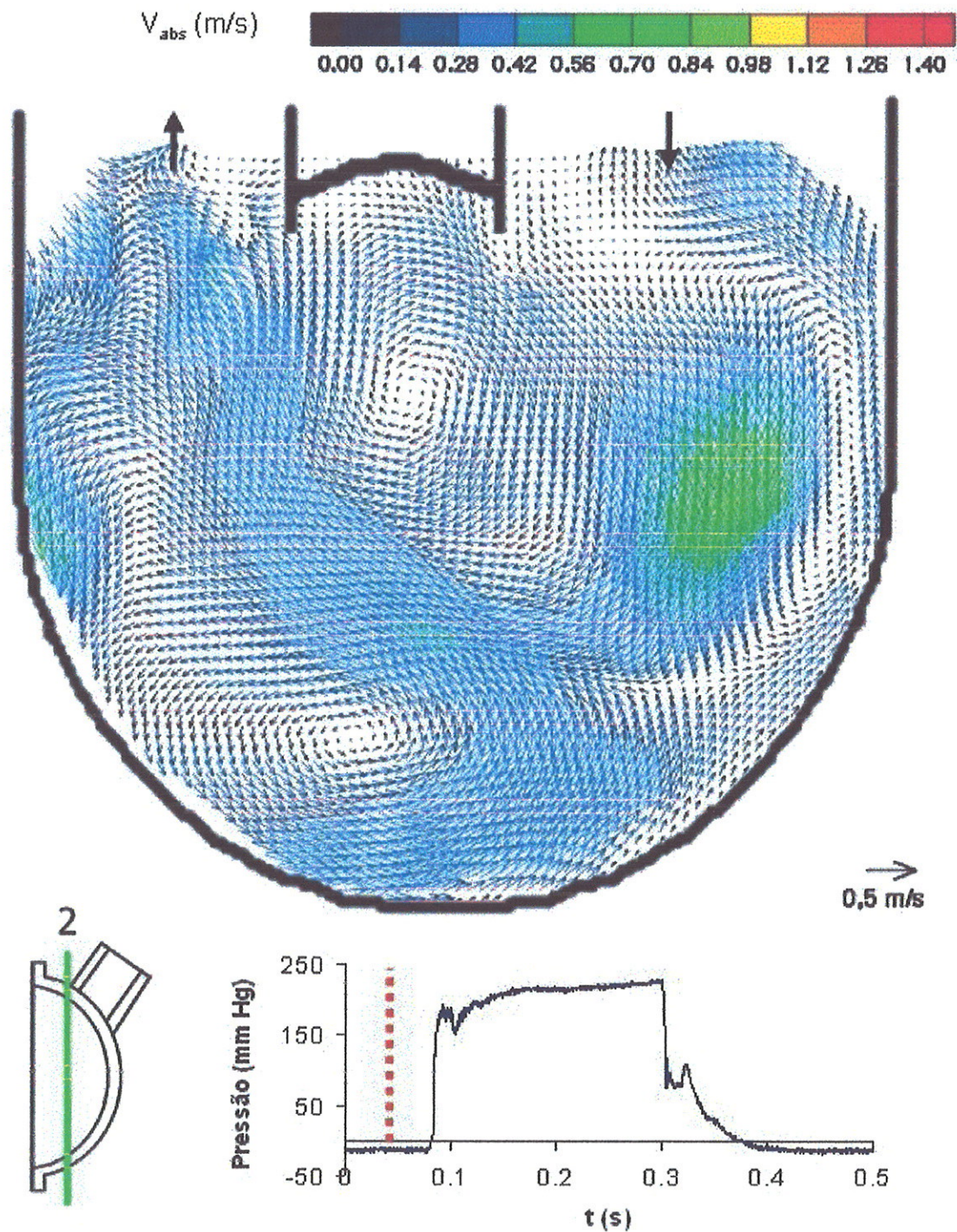


Figura 93: Distribuição de velocidades médias no instante de 40 ms determinada a partir das imagens do plano 2 na frequência de 120 bpm. Instante de aquisição indicado na onda de pressão de acionamento. Escala de cores correspondente a velocidade absoluta média em m/s.

Durante a ejeção não existem vórtices permanentes e o fluido é direcionado para a saída como o esperado. A velocidade média absoluta máxima de ejeção é de  $0,8 \pm 0,3$  m/s em  $T_a$  igual a 280 ms. Com o final da ejeção podemos visualizar o início do enchimento na figura 94. Podemos observar que neste plano, durante o enchimento, ocorrem pelo menos 2 vórtices permanentes durante todo enchimento da câmara sanguínea, que aumentam sua intensidade com o desenvolvimento do enchimento.

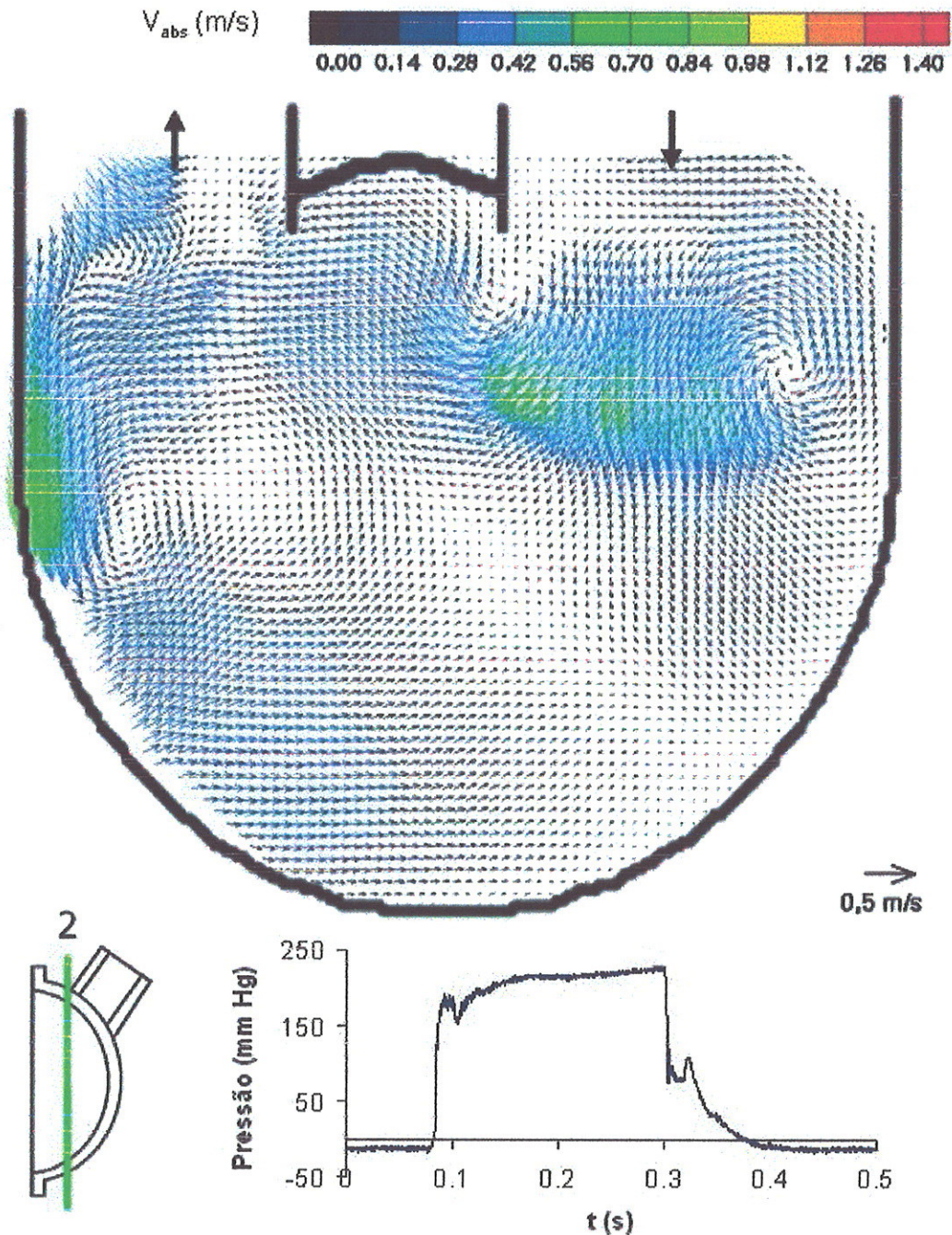


Figura 94: Distribuição de velocidades médias no instante de 440 ms determinada a partir das imagens do plano 2 na frequência de 120 bpm. Instante de aquisição indicado na onda de pressão de acionamento. Escala de cores correspondente a velocidade absoluta média em m/s.

Mesmo com o início da ejeção um dos vórtices persiste com baixas velocidades próximo ao canal de entrada (figura 96).

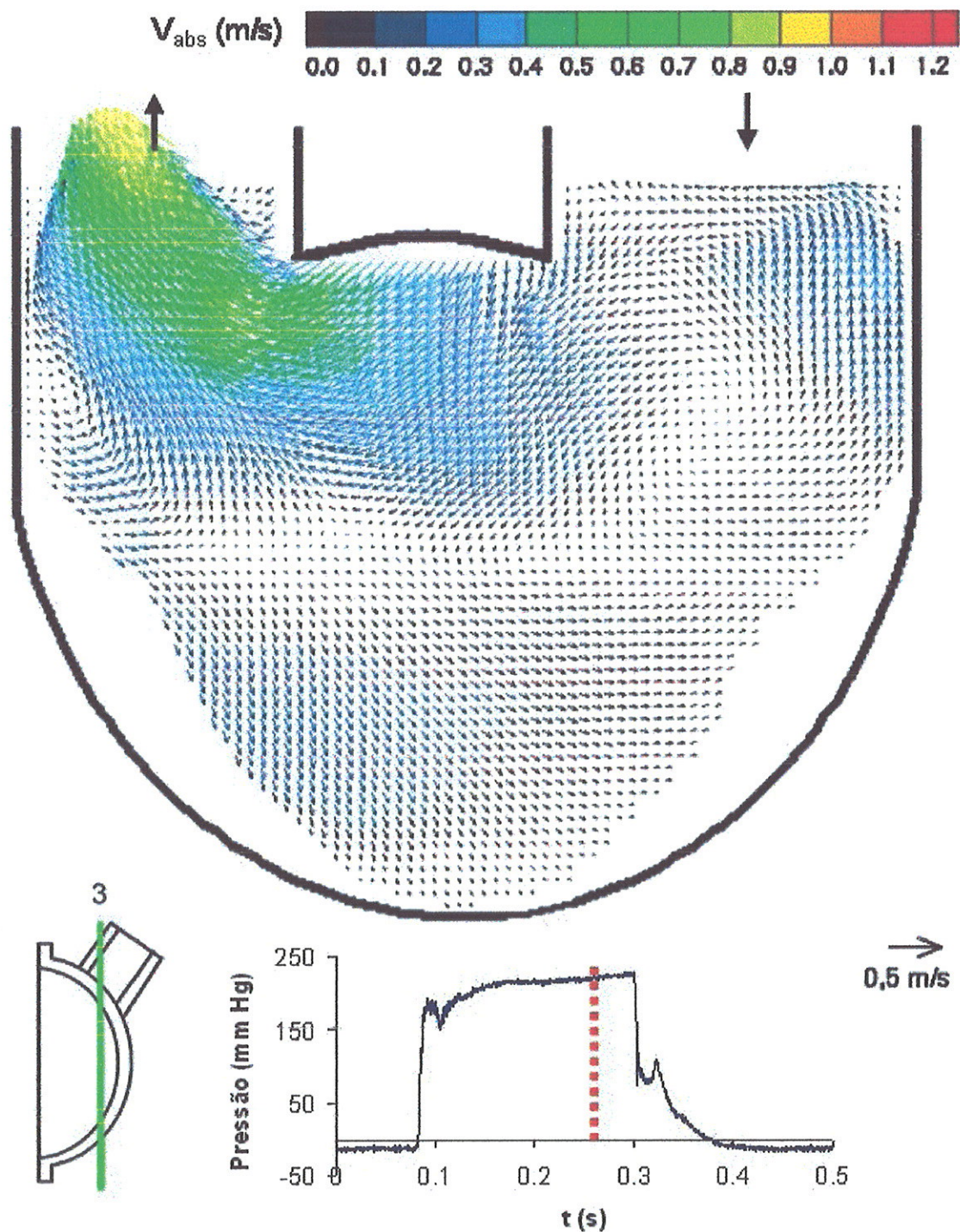


Figura 96: Distribuição de velocidades médias no instante de 280 ms determinada a partir das imagens do plano 3 na frequência de 120 bpm. Instante de aquisição indicado na onda de pressão de acionamento. Escala de cores correspondente a velocidade absoluta média em m/s.

Nas distribuições de velocidades médias com o plano 3 pode-se confirmar a existência de dois vórtices próximos aos canais de entrada e de saída e a existência de fluxo de entrada até o instante de  $T_a = 40$  ms (figura 95).

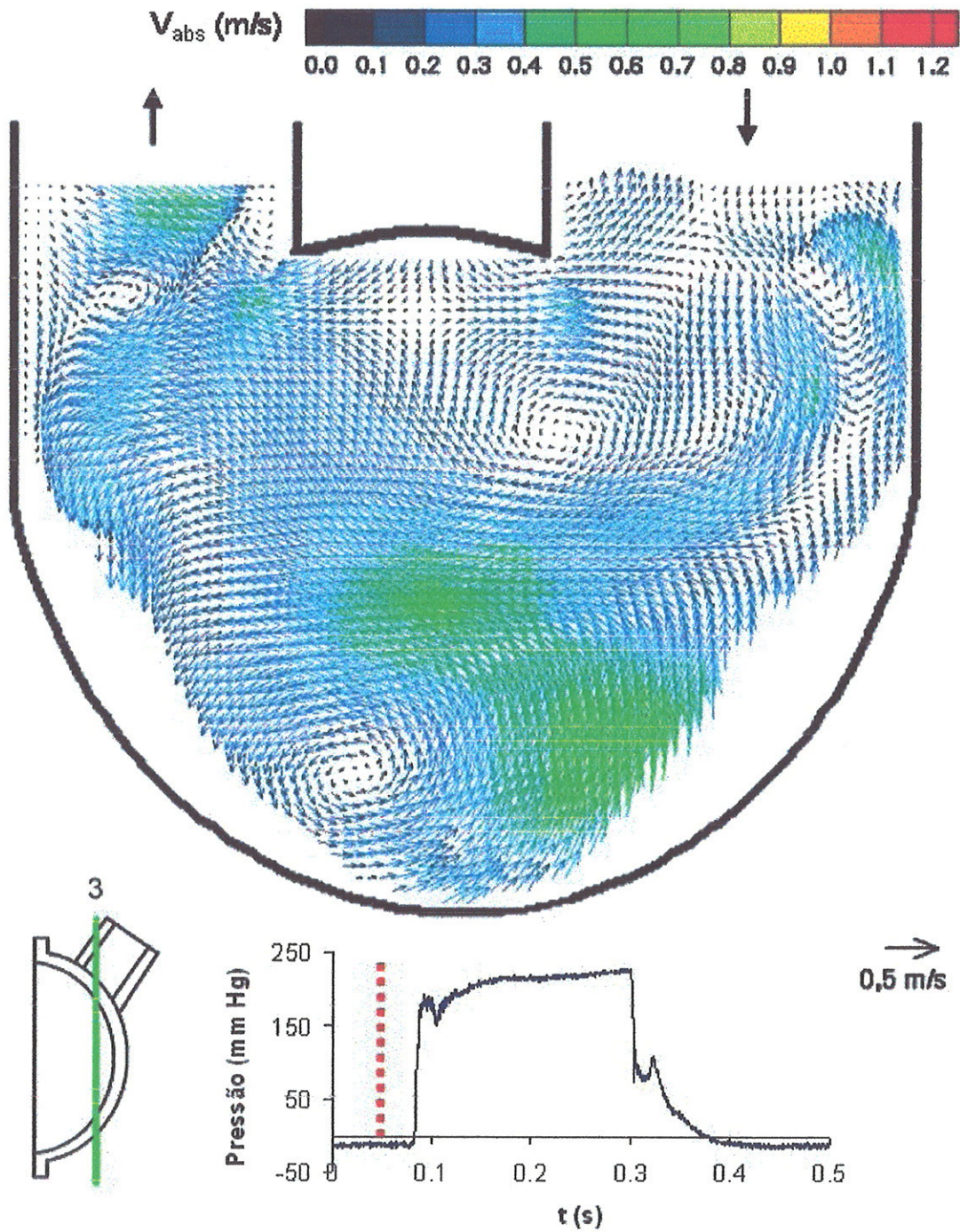


Figura 95: Distribuição de velocidades médias no instante de 40 ms determinada a partir das imagens do plano 3 na frequência de 120 bpm. Instante de aquisição indicado na onda de pressão de acionamento. Escala de cores correspondente a velocidade absoluta média em m/s.

Na figura 97 pode-se observar uma reversão do fluxo no canal de saída, proveniente do fechamento da válvula que provoca um vórtice do lado esquerdo.

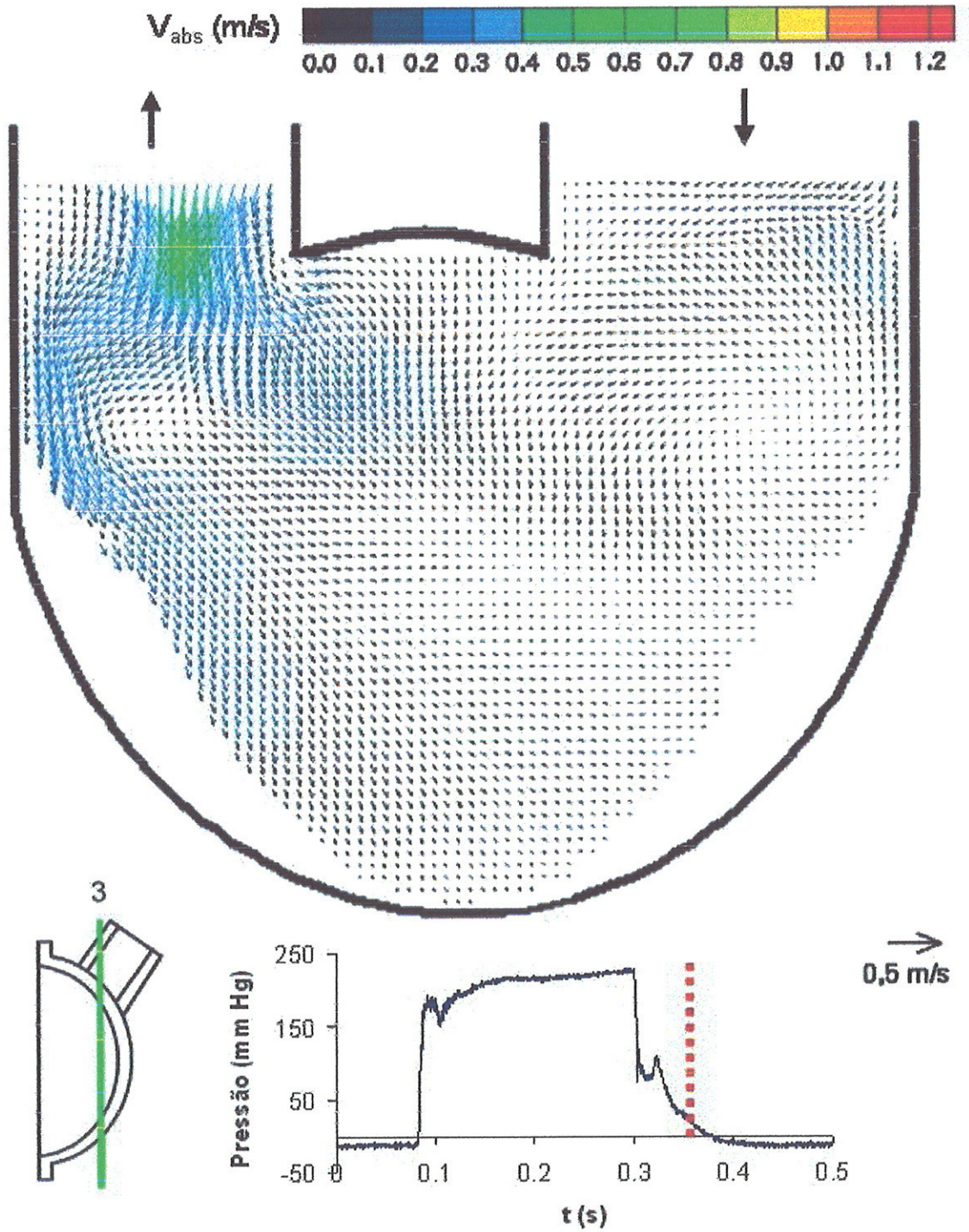


Figura 97: Distribuição de velocidades médias no instante de 360 ms determinada a partir das imagens do plano 3 na frequência de 120 bpm. Instante de aquisição indicado na onda de pressão de acionamento. Escala de cores correspondente a velocidade absoluta média em m/s.

As distribuições de velocidades com o plano na posição 4 demonstram claramente que durante o enchimento da câmara o fluxo pela válvula de entrada é retilíneo no centro do canal. Esse movimento no centro provoca a formação de diversos vórtices paralelamente ao fluxo central que aumentam consideravelmente as turbulências na região, sendo a velocidade média absoluta máxima no instante  $T_a = 40$  ms de  $1,60 \pm 0,23$  m/s (figura 98).

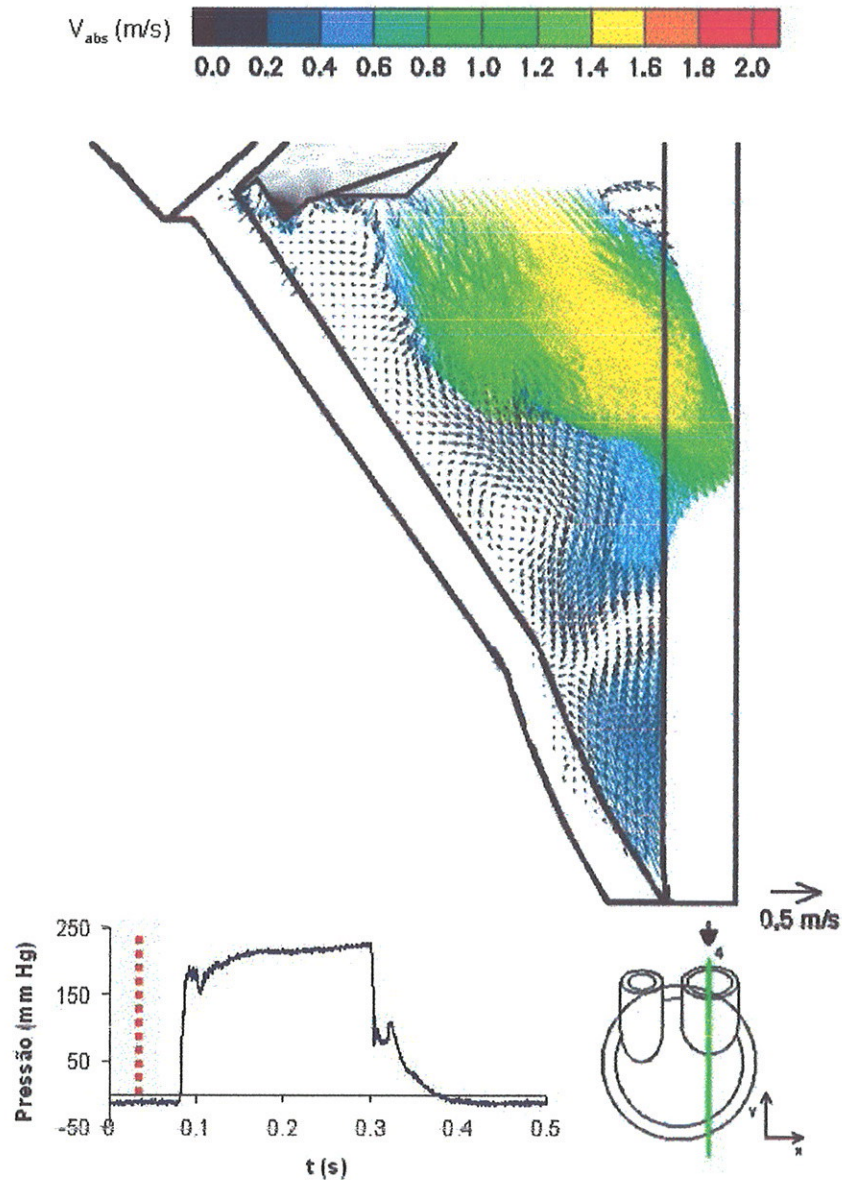


Figura 98: Distribuição de velocidades médias no instante de 40 ms determinada a partir das imagens do plano 4 na frequência de 120 bpm. Instante de aquisição indicado na onda de pressão de acionamento. Escala de cores correspondente a velocidade absoluta média em m/s.



## 6.8 Energia cinética turbulenta do DAVP na frequência de 120 bpm

As figuras 99, 100, 101 e 102 apresentam a intensidade de energia cinética turbulenta em diferentes tempos de aquisição, nas 4 posições do plano de iluminação para os ciclos com 120 bpm de frequência. Esta energia é proveniente dos vórtices não permanentes de menores escalas nas velocidades instantâneas que aumentam as turbulências na bomba.

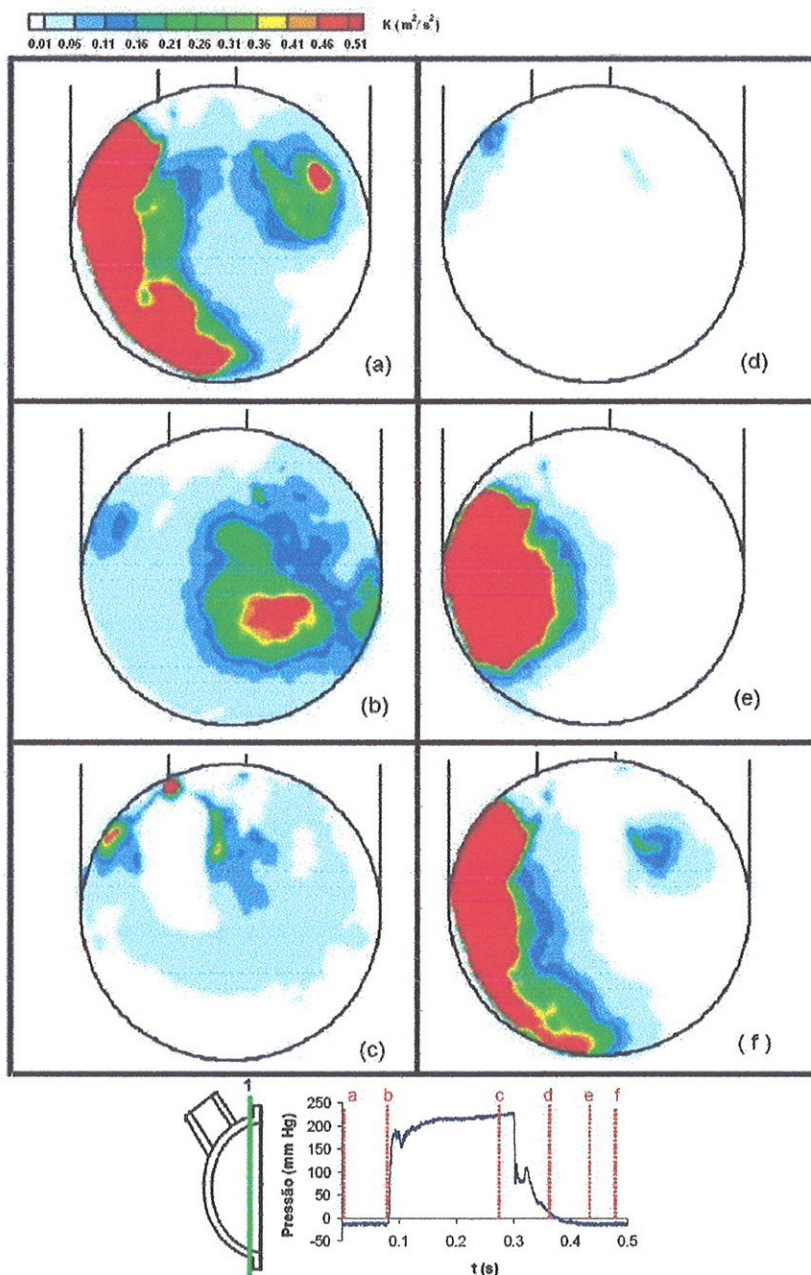


Figura 99: Energia cinética turbulenta no plano 1 na frequência de 120 bpm. Instantes a (0 ms), b (80 ms), c (280 ms), d (360 ms), e (440 ms) e f (480 ms) indicados em relação à onda de pressão de acionamento. Escala de cores válida para todos os gráficos.

Podemos observar nos perfis de energia cinética turbulenta que durante todo o enchimento do dispositivo ocorrem variações turbulentas no fluxo. Assim como nas frequências de 80 e 100 bpm, no início do ciclo do DAVP ocorre energia cinética turbulenta na câmara sangüínea no início do ciclo (distribuição *a* nas figuras figuras 99, 100, 101 e 102). Essas turbulências não são decorrentes do final do enchimento do DAVP, pois para a frequência de 120 bpm ainda ocorre o escoamento de fluido pela válvula de entrada.

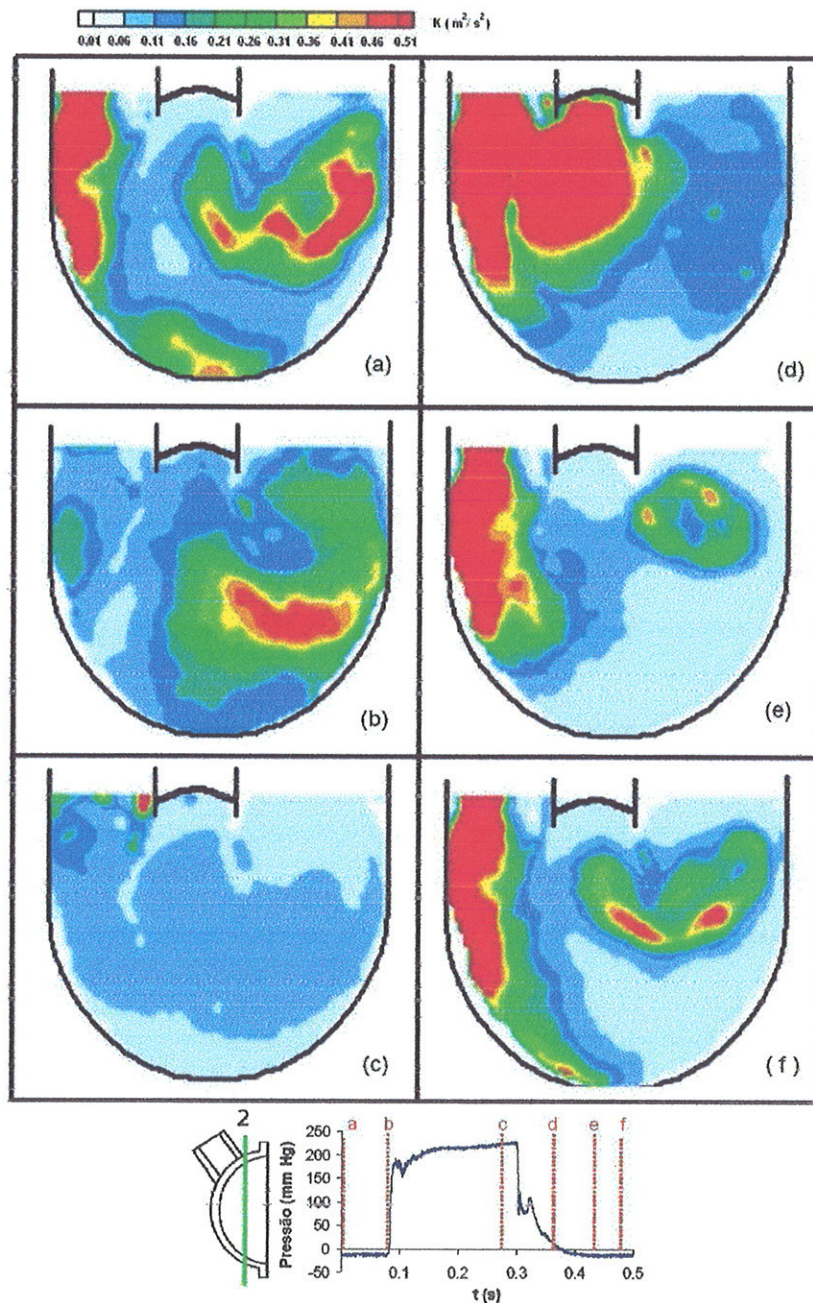


Figura 100: Energia cinética turbulenta no plano 2 na frequência de 120 bpm. Instantes a (0 ms), b (80 ms), c (280 ms), d (360 ms), e (440 ms) e f (480 ms) indicados em relação à onda de pressão de acionamento. Escala de cores válida para todos os gráficos.

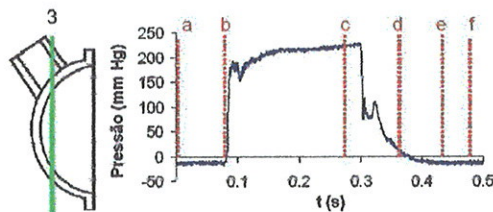
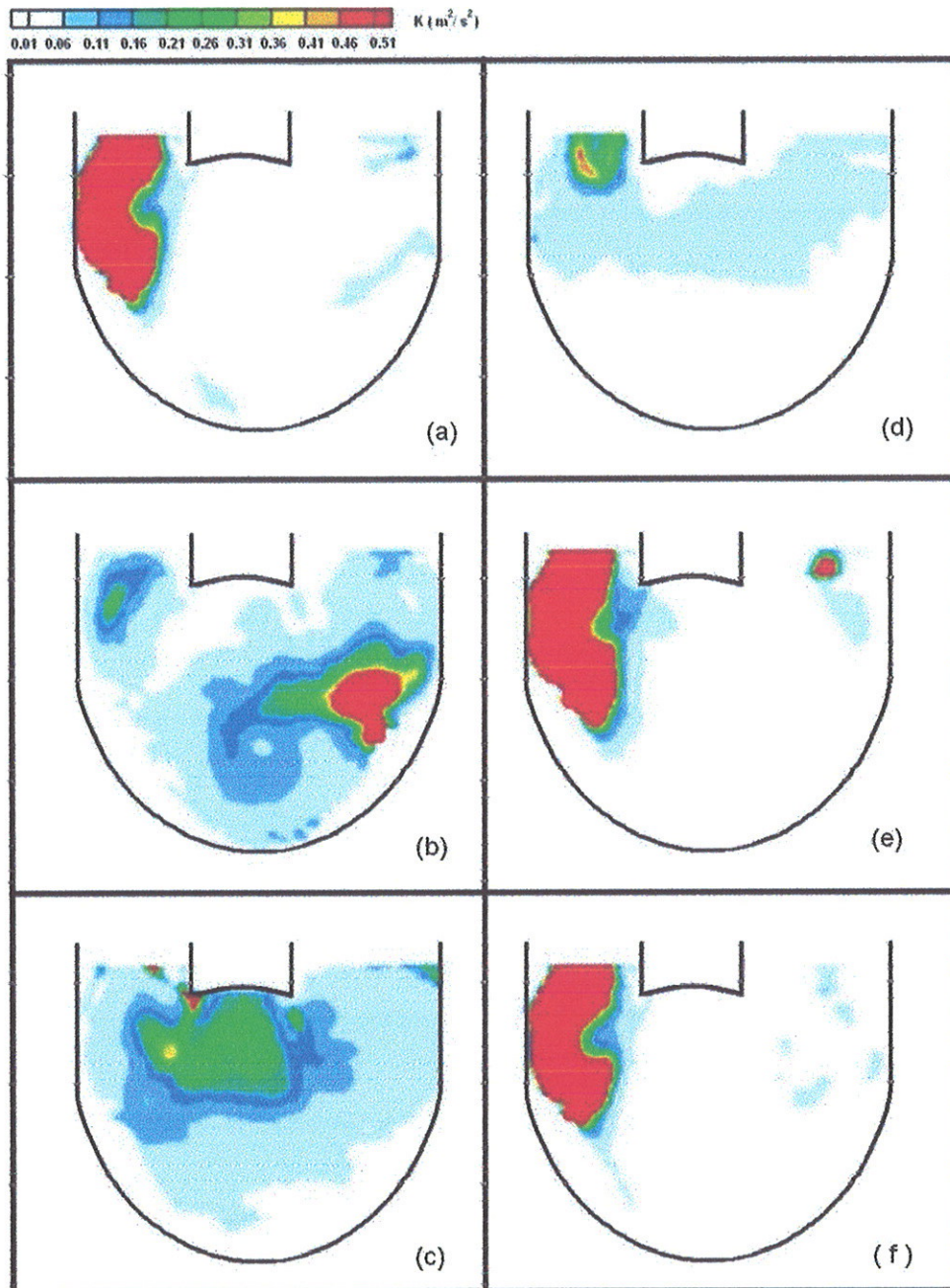


Figura 101: Energia cinética turbulenta no plano 3 na frequência de 120 bpm. Instantes a (0 ms), b (80 ms), c (280 ms), d (360 ms), e (440 ms) e f (480 ms) indicados em relação à onda de pressão de acionamento. Escala de cores válida para todos os gráficos.

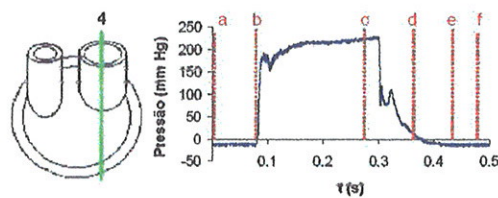
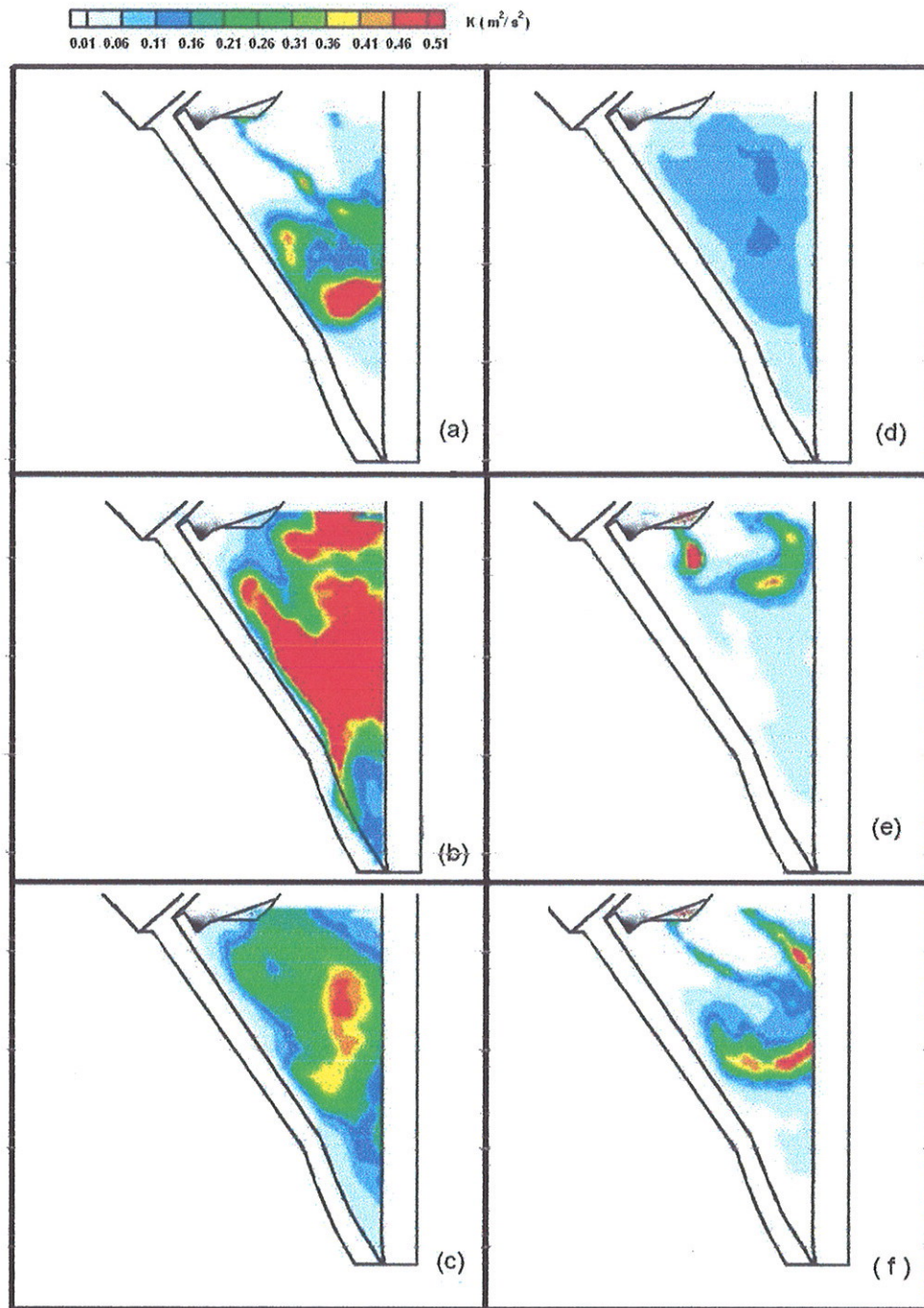


Figura 102: Energia cinética turbulenta no plano 4 na frequência de 120 bpm. Instantes a (0 ms), b (80 ms), c (280 ms), d (360 ms), e (440 ms) e f (480 ms) indicados em relação à onda de pressão de acionamento. Escala de cores válida para todos os gráficos.

Durante a ejeção (diagramas *c* e *d*), a energia cinética turbulenta diminui sensivelmente em relação ao início do ciclo, indicando menor turbulência no período. Apenas na região próxima a válvula de saída podemos observar uma grande quantidade de energia decorrentes das flutuações nesta região (diagrama *d* das figuras 100 e 101). Conforme o enchimento da câmara sangüínea desenvolve-se, a energia cinética turbulenta espalha-se por todo o fluxo (diagramas *e* e *f*).

### 6.9 Tensões de Reynolds do DAVP na freqüência de 120 bpm

As tensões de Reynolds para a freqüência de 120 bpm são apresentadas nas figuras 103, 104, 105 e 106 em diferentes tempos de aquisição.

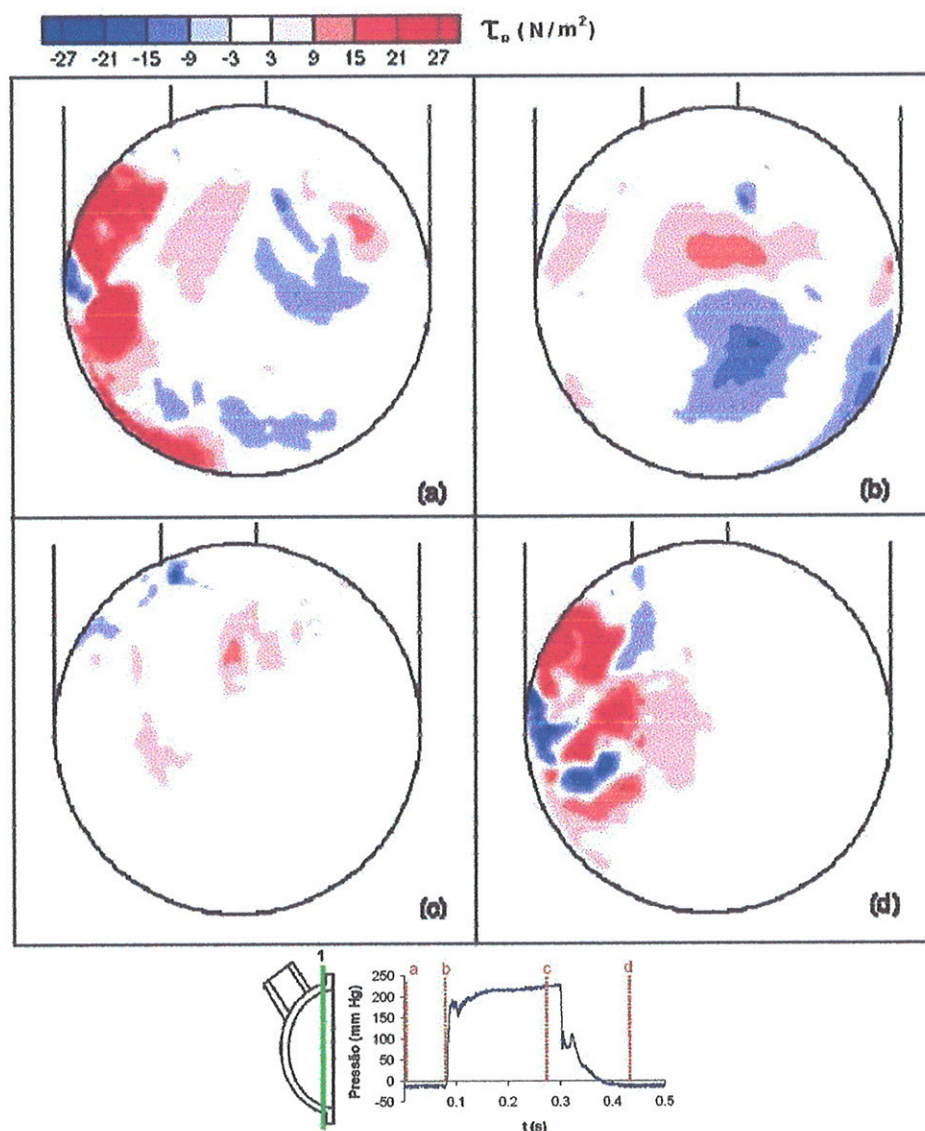


Figura 103: Tensões de Reynolds para o plano 1 na freqüência de 120 bpm. Instantes a (0 ms), b (80 ms), c (280 ms) e d (440 ms) indicados em relação à onda de pressão de acionamento. Escala de cores válida para todos os gráficos.

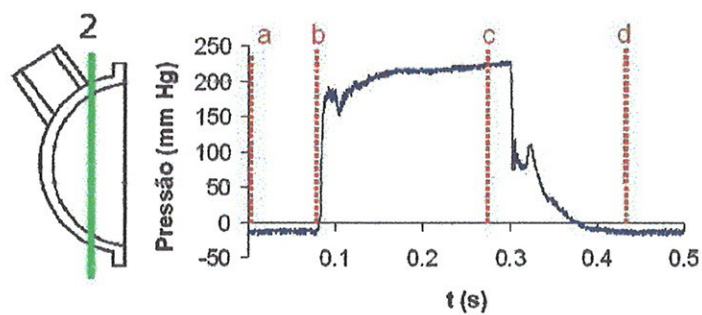
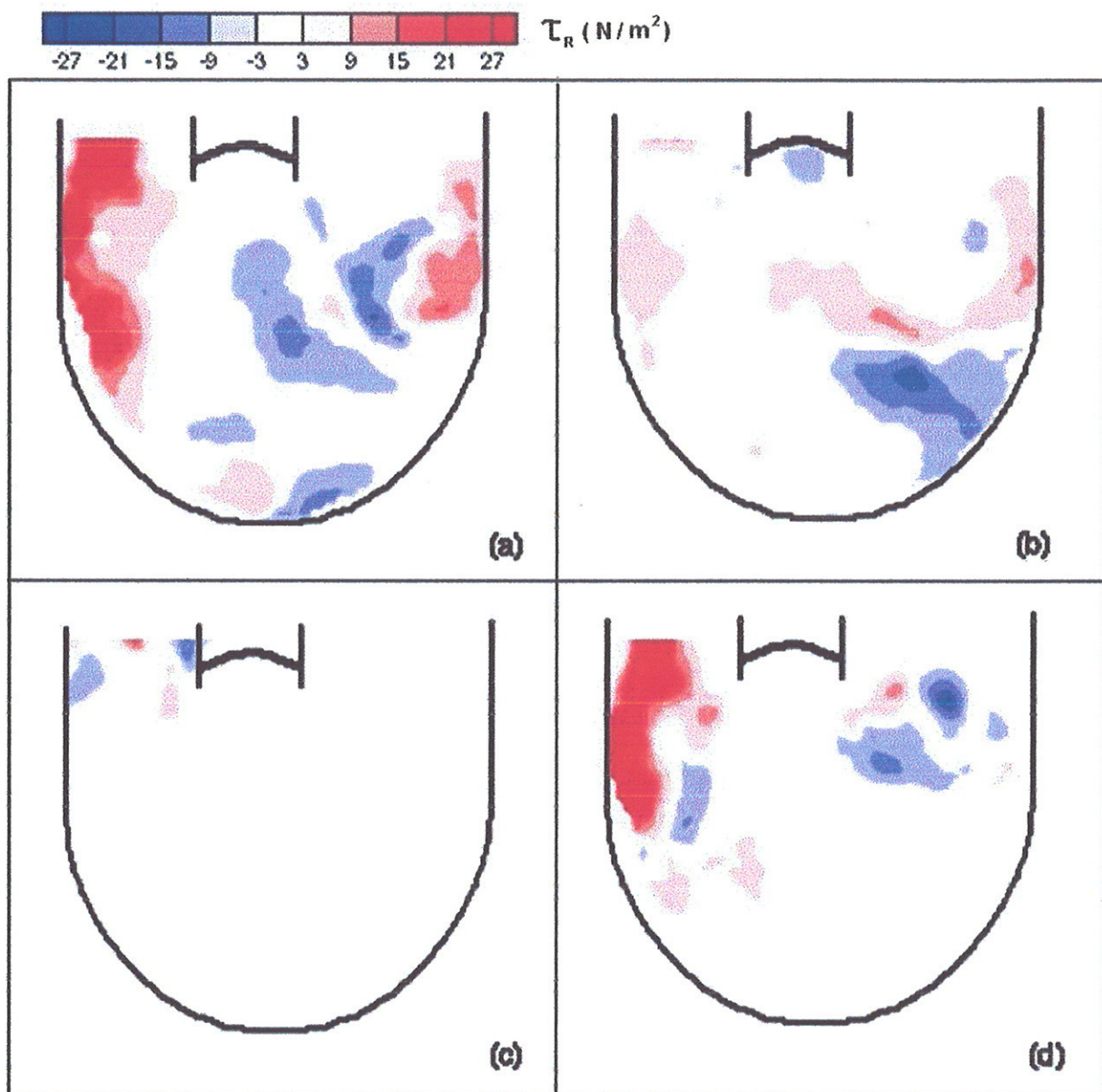


Figura 104: Tensões de Reynolds para o plano 2 na frequência de 120 bpm. Instantes a (0 ms), b (80 ms), c (280 ms) e d (440 ms) indicados em relação à onda de pressão de acionamento. Escala de cores válida para todos os gráficos.

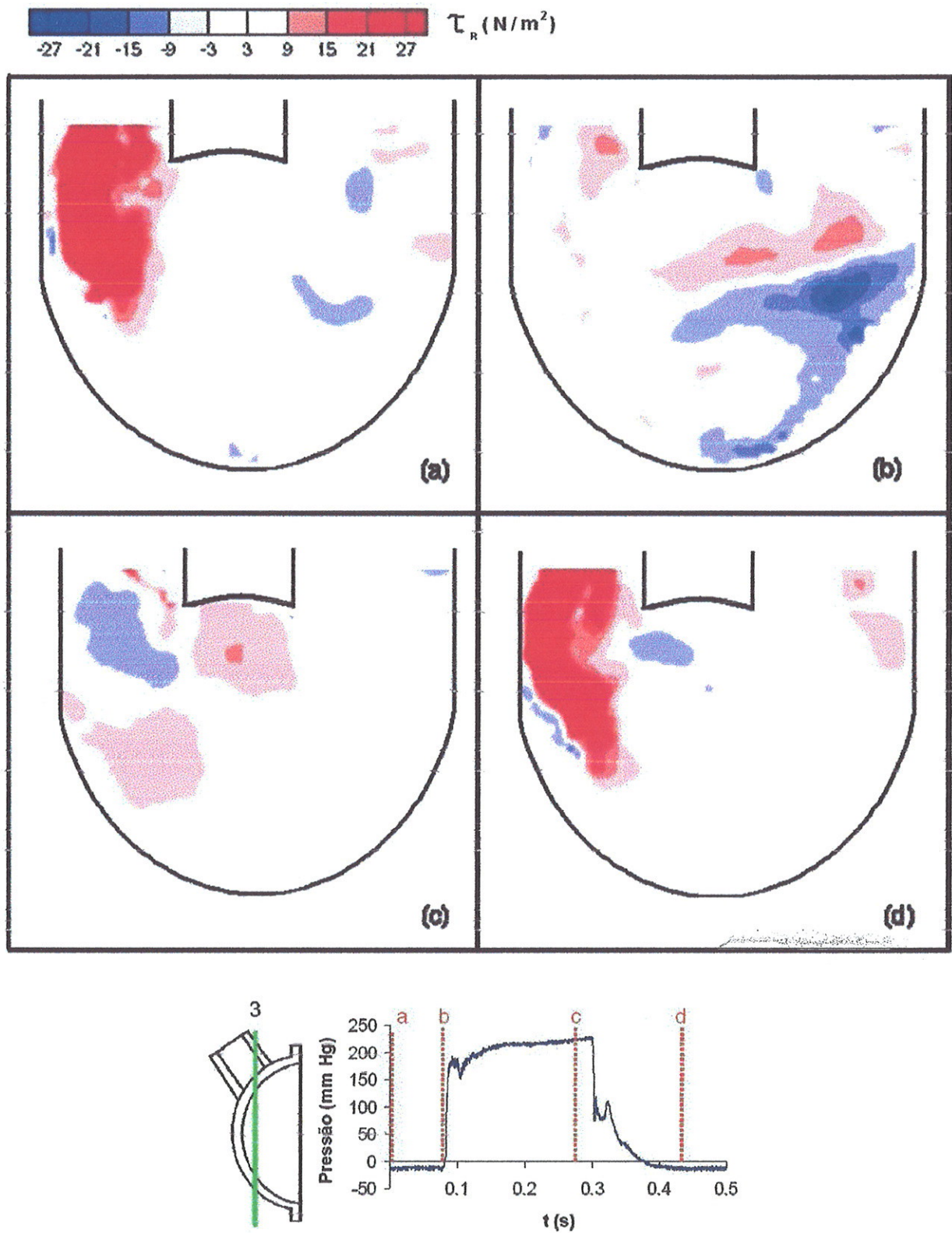


Figura 105: Tensões de Reynolds para o plano 3 na frequência de 120 bpm. Instantes a (0 ms), b (80 ms), c (280 ms) e d (440 ms) indicados em relação à onda de pressão de acionamento. Escala de cores válida para todos os gráficos.

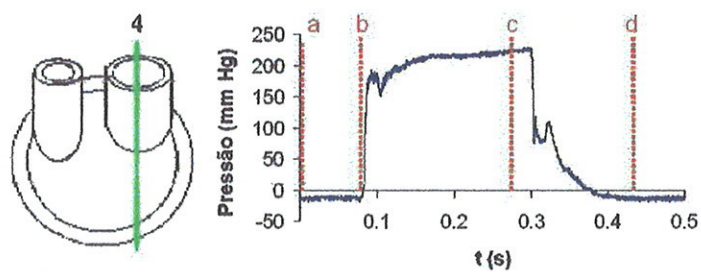
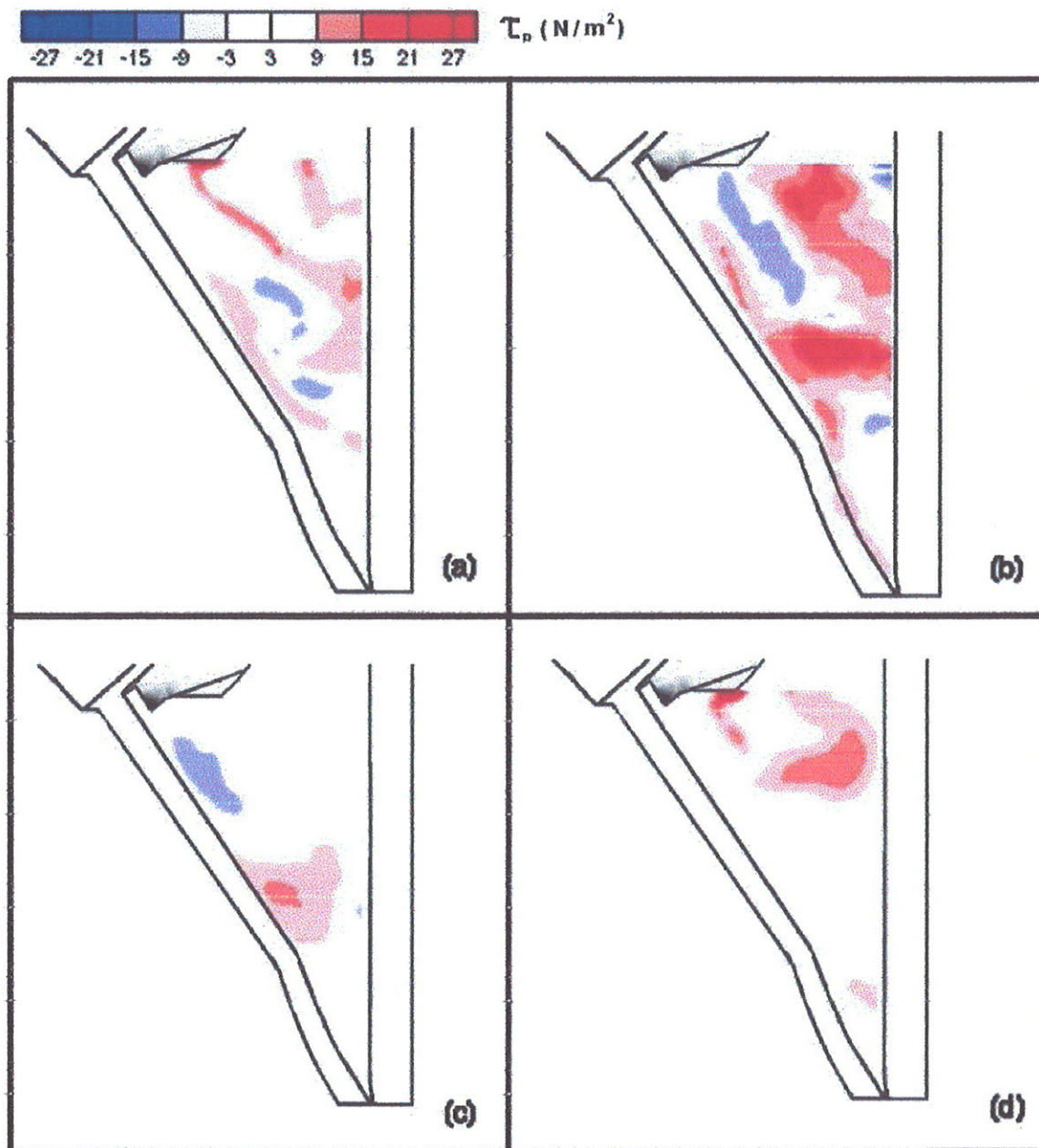


Figura 106: Tensões de Reynolds para o plano 4 na frequência de 120 bpm. Instantes a (0 ms), b (80 ms), c (280 ms) e d (440 ms) indicados em relação à onda de pressão de acionamento. Escala de cores válida para todos os gráficos.



Nas figuras 103, 104, 105 e 106, a tensão de Reynolds máxima no plano 1 é de  $67 N/m^2$  ( $T_a = 440$  ms) durante o enchimento. No plano 2, a tensão de Reynolds máximas é de  $54 N/m^2$ , enquanto que no plano 3 a tensão máxima é de  $135 N/m^2$  ( $T_a = 0ms$ ). No plano da válvula de entrada temos tensão de Reynolds máxima de  $44 N/m^2$  no enchimento.

A tabela 11 apresenta os valores modulares da tensão de Reynolds máxima para as diferentes posições dos planos de iluminação durante o ciclo com frequência de 120 bpm.

Tabela 11: Módulo das tensões de Reynolds máxima para o fluxo do DAVP operando com frequência de bombeamento de 120 bpm nas diferentes posições do plano de iluminação.

	<b>Plano 1</b>	<b>Plano 2</b>	<b>Plano 3</b>	<b>Plano 4</b>
$T_a$ (ms)	$\tau_R$ ( $N/m^2$ )	$\tau_R$ ( $N/m^2$ )	$\tau_R$ ( $N/m^2$ )	$\tau_R$ ( $N/m^2$ )
0	50	54	135	30
40	25	40	49	77
80	14	19	23	33
120	23	14	19	20
160	10	6	19	19
200	20	9	17	12
240	18	11	18	11
280	26	16	23	11
320	6	3	12	9
360	4	218	9	5
400	34	80	37	4
440	67	47	94	44
460	55	57	127	41
480	58	63	130	39

Pode-se observar na tabela 11 que durante o período de enchimento os valores da tensão de Reynolds são mais altos do que durante a ejeção, em concordância com os perfis de energia cinética turbulenta apresentados anteriormente. A tensão de Reynolds é máxima é igual a  $218 N/m^2$  no plano 2 e igual a  $135 N/m^2$  no plano 3. Ainda no plano 3, encontramos período de aproximadamente 60 ms com  $\tau_R$  acima de  $125 N/m^2$ .

## 6.10 Discussão

### 6.10.1 Número de Reynolds

Os números de Reynolds determinados para as bombas MEDOS - HIA com volume de ejeção de 10 ml e Berlin Heart EXCOR com volume de ejeção de 12 ml que estão disponíveis para uso clínico são de 655 e 785, respectivamente, que são valores menores do que os encontrados no DAVP InCor, que é de 1157. Por outro lado, em relação aos DAVPs da Penn State com volume de ejeção de 50 e 15 ml ( $Re = 1697$  e  $Re = 1567$ , respectivamente) que são dispositivos que apresentaram formação de trombos e índice de hemólise elevado [6], o DAVP InCor possui o número de Reynolds menor, enquanto que, em relação ao DAVP desenvolvido pelo Centro Nacional Cardiovascular em Osaka, Japão, e produzido pela Toyobo Co. Ltda com volume de ejeção de 20 ml ( $Re = 988$ ) [6], o número de Reynolds do DAVP InCor é da mesma ordem de grandeza.

### 6.10.2 Comparação entre as distribuições de velocidades.

As distribuições de velocidades médias medidas são apresentadas na figura 107. Nesta figura constam as velocidades médias absolutas máximas para os fluxos nas freqüências de bombeamento de 80, 100 e 120 bpm em função do instante de aquisição dos dados para cada plano. Observa-se na figura que o fluxo possui um padrão de velocidades diferente para cada plano estudado. Apesar da aquisição de imagens iniciar em  $T_a = 0$  ms, que teoricamente é o início da ejeção, observa-se nas distribuições de velocidades que o início do fluxo de ejeção ocorre aproximadamente 100 ms após o início da aquisição. Este atraso ocorre devido ao sinal ser sincronizado pelo sinal de disparo da válvula solenóide do gerador de pulsos de pressão. O pulso de pressão liberado pela válvula, neste instante, percorre um tubo de 1 m de comprimento até chegar à câmara pneumática do DAVP, gerando um atraso no início da ejeção.

Durante o período de ejeção observa-se para as três freqüências estudadas que o fluido é direcionado para o canal de saída do DAVP, não existindo regiões de estagnação. Há uma região de baixas velocidades e recirculação no canal de entrada com velocidade absoluta média máxima de  $0,18 \pm 0,12$  m/s que aumenta a probabilidade de ocorrência de formação de trombos ao redor da válvula de entrada da bomba (figuras 59 e 80).

Para a freqüência de batimento de 80 bpm observa-se no período de ejeção que se estende de 100 ms até 350 ms (ver figuras no apêndice A), o padrão de velocidades máximas desenvolvido pelo fluxo é semelhante para os planos 1, 2 e 3, com um período de aceleração seguido por um período de desaceleração. Neste período a velocidade média absoluta máxima é de  $0,76 \pm 0,09$  m/s no plano 1,  $1,42 \pm 0,13$  m/s no plano 2 e  $1,66 \pm 0,21$  m/s no plano 3. A velocidade encontrada no plano 3 é da mesma ordem de grandeza da velocidade produzida pelos DAVs Penn State de 70 ml e 50 ml (1,5 m/s e 1,2 m/s) operando na freqüência de 75 bpm [51, 55].

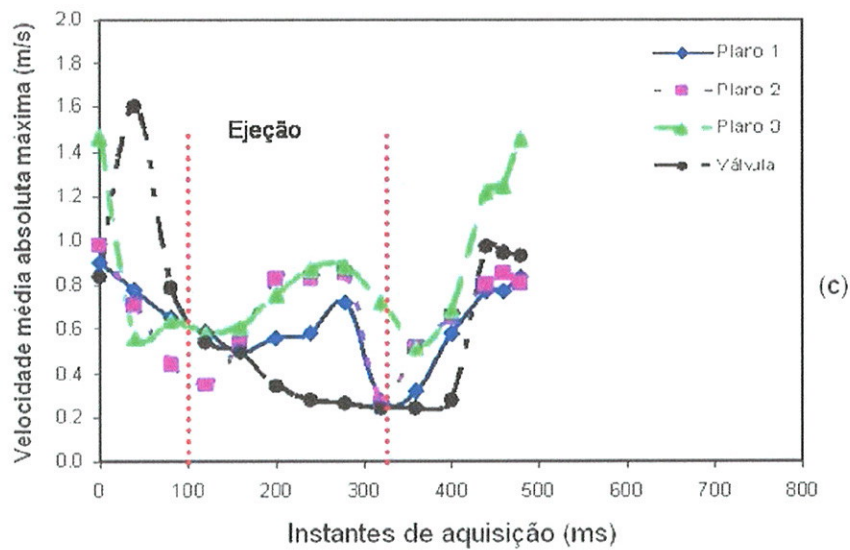
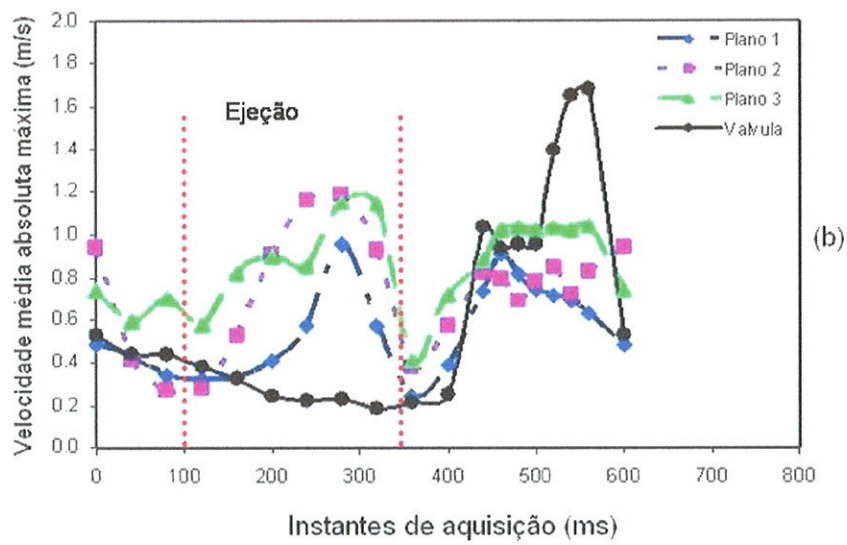
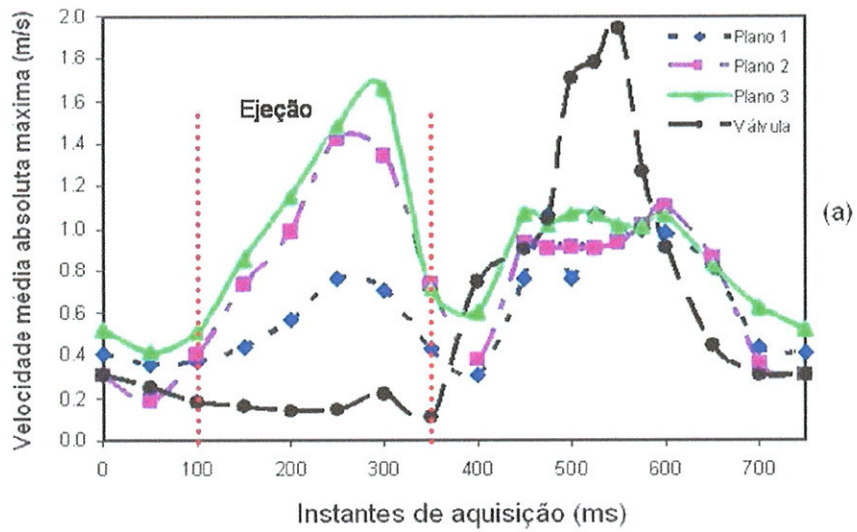


Figura 107: Velocidades médias absolutas máximas nas frequências de batimento de 80 (a), 100 (b) e 120 (c) bpm.

Para os ciclos com frequência de 100 bpm, semelhantemente a frequência de 80 bpm, o período de ejeção se estende aproximadamente de 100 ms a 350 ms (ver figuras no apêndice B), sendo a velocidade absoluta média máxima de  $0,95 \pm 0,92$  m/s no plano 1,  $1,19 \pm 0,97$  m/s no plano 2 e  $1,15 \pm 0,73$  m/s no plano 3, semelhantes às velocidades encontradas no DAV Penn State de 50 ml (1,2 m/s) [51, 55]. Pode-se observar no gráfico de velocidades que, durante o período de ejeção, a curva para o plano 3 possui um comportamento diferente dos planos 1 e 2, sendo composta por mais de um período de aceleração e desaceleração. Observando as distribuições de velocidades médias vê-se que não há turbulências durante este período para explicar esta variação (apêndice B).

Para os ciclos com frequência de 120 bpm, o período de ejeção se estende de 100 ms a 320 ms (ver figuras no apêndice C). A velocidade absoluta média máxima é de  $0,72 \pm 0,31$  m/s no plano 1,  $0,85 \pm 0,32$  m/s no plano 2 e  $0,89 \pm 0,42$  m/s no plano 3. Na frequência de 120 bpm observa-se velocidades médias absolutas menores das que ocorrem nas frequências de 80 e 100 bpm (figura 107), indicando que talvez não ocorra a ejeção total do volume de sangue da câmara nestas condições de frequência e pressão. Essa hipótese é reforçada pelo fato que o débito do DAVP para 120 bpm ser menor do que para 100 bpm apesar da frequência ter aumentado.

O período de enchimento da câmara sanguínea para a frequência de batimento de 80 bpm ocorre entre 400 ms e 100 ms do próximo ciclo. Durante este período, as distribuições de velocidades médias apresentam diversos vórtices permanentes. Um destes vórtices é produzido pelo fluxo de enchimento no canal de entrada, rotacionando em sentido horário. Este vórtice em combinação com a posição da membrana direciona o fluxo de entrada para a região direita superior da câmara. Também, pode-se observar vetores com velocidades mais altas saindo da região superior à direita em direção a região inferior da câmara. Este fluxo produz um segundo vórtice que rotaciona em sentido anti-horário. Ao longo do enchimento, este vórtice desloca-se da direita para a esquerda na região inferior da câmara, criando um fluxo vigoroso nesta região (figura 108).

O fluxo pelo canal de entrada do DAVP ocorre entre 400 e 600 ms. A partir de 600 ms até o início de ejeção do próximo ciclo (100 ms), ocorre um período de desaceleração do fluxo no interior da câmara sanguínea, onde não existe fluxo pelo canal de entrada ou de saída. Neste período o fluxo perde velocidade, diminuindo sensivelmente as velocidades antes do início do próximo período de ejeção. Pode-se ver que as velocidades nas diferentes posições do plano de iluminação diminuem rapidamente. Pode-se também observar que o fluxo possui uma região de baixa velocidade na região entre o canal de entrada e saída da câmara sanguínea com velocidades máximas de 0.1 m/s, criando uma possível região de estagnação (figura 109).

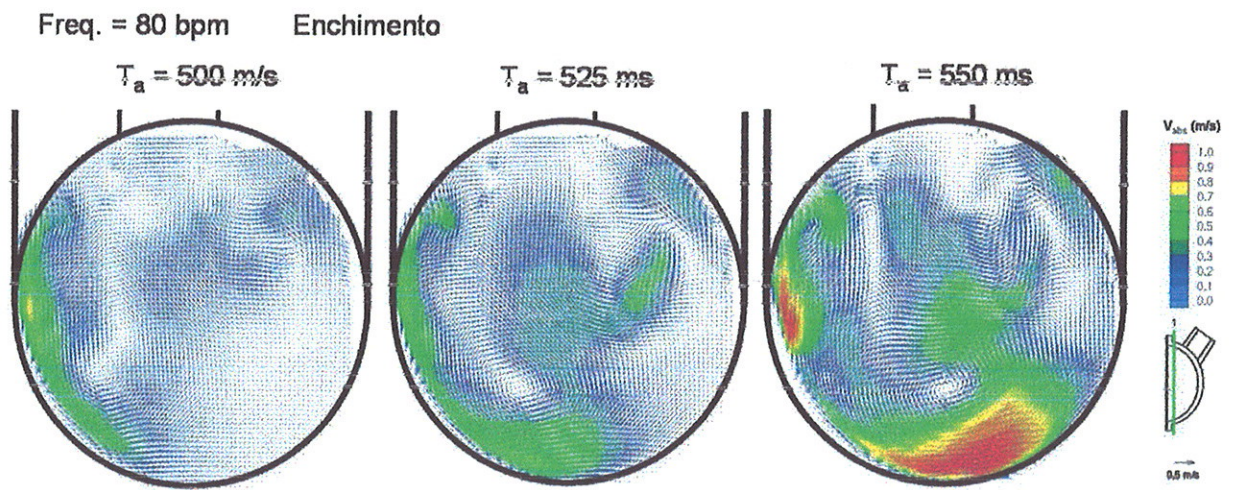


Figura 108: Distribuição de velocidades médias para três instantes de aquisição sucessivos durante o enchimento para o plano 1 na frequência de 80 bpm. Escala de cores válida para todos os gráficos.

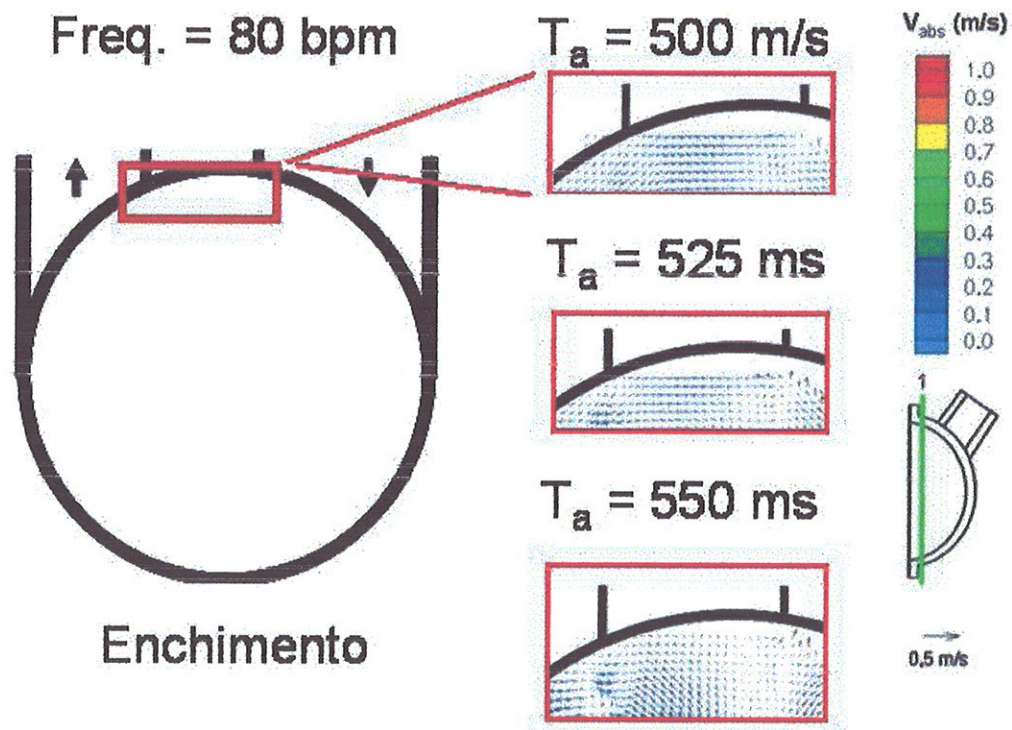


Figura 109: Região de estagnação nas distribuições de velocidades médias para o plano 1 em três instantes de aquisição sucessivos durante o enchimento na frequência de 80 bpm.

O período de enchimento para as frequências de batimento de 100 e 120 bpm também ocorre entre 400 ms e 100 ms do próximo ciclo, sendo o comportamento geral dos fluxos similar ao fluxo observado na frequência de 80 bpm. Nas três frequências ocorrem pelo menos três vórtices e o fluxo pelo canal de entrada é direcionado para a região superior do DAVP a partir da região central da câmara sangüínea (figura 110). A velocidade absoluta média máxima para a frequência de 100 bpm é de  $1,0 \pm 1,2$  m/s no plano 3 e de  $1,5 \pm 1,4$  no plano 3 na frequência de 120 bpm.

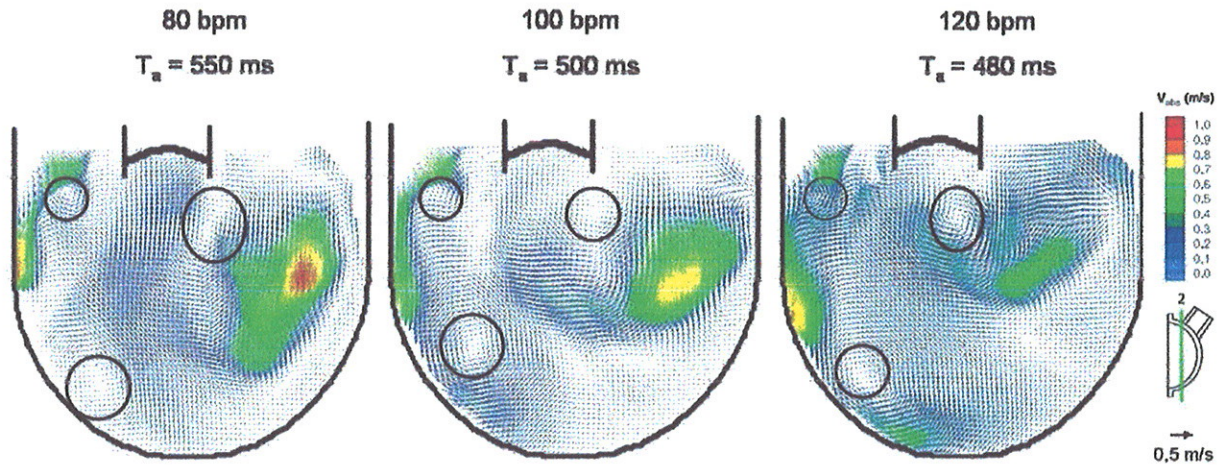


Figura 110: Distribuição de velocidades médias no plano 2 durante o enchimento

Durante o enchimento a principal diferença que ocorre nos fluxos desenvolvidos pelo DAVP operando nas três frequências estudadas está relacionada ao período de desaceleração. Com um ciclo com duração menor em 100 bpm (600 ms), o período de desaceleração do fluxo também é menor. Conseqüentemente nesta frequência, o fluxo tem menos tempo para perder velocidade antes do início do próximo período de ejeção em comparação com o fluxo em 80 bpm. Em 120 bpm não se observou desaceleração do fluxo.

Finalmente, para o plano 4 (plano do canal de entrada), as velocidades absolutas médias de pico desenvolvidas na válvula de entrada durante o enchimento do dispositivo nas três frequências de batimento têm a mesma ordem de grandeza, com valores de  $1,94 \pm 0,32$  m/s para o ciclo de 80 bpm,  $1,68 \pm 0,35$  m/s para o ciclo de 100 bpm e  $1,60 \pm 0,23$  m/s para o ciclo de 120 bpm. Estas velocidades estão de acordo com as velocidades encontradas para o DAV Penn State de 50 ml [51, 55]. Para as três frequências, o fluxo neste plano tem uma componente de velocidade retilínea no centro do canal com vórtices próximos às paredes do canal (figuras 61, 81 e 98). Durante a ejeção, a velocidade máxima observada neste plano foi de  $0,11 \pm 0,08$  m/s para a frequência de 80 bpm,  $0,18 \pm 0,35$  m/s para 100 bpm e  $0,24 \pm 0,41$  m/s para 120 bpm, que são velocidades baixas o suficiente para criar regiões de estagnação ao redor da válvula de entrada do dispositivo.

### 6.10.3 Energia Cinética Turbulenta

Conforme pode-se observar nos gráficos de velocidade média, perfis de energia cinética turbulenta e pelos perfis de tensões de Reynolds, o período de maior turbulência e, conseqüentemente, maior quantidade de flutuações ocorre durante o enchimento do DAVP. Esta fase compreende o movimento de retorno da membrana em direção a câmara pneumática, o que deve influenciar o movimento dos vórtices e as flutuações nas velocidades instantâneas ao longo do ciclo.

Durante o período de ejeção do DAVP, o movimento de deslocamento da membrana em direção a câmara sangüínea estabiliza o fluxo em direção ao canal de saída nas três frequências estudadas. Todas as estruturas de vórtices e turbulências desaparecem no início da ejeção o que deveria resultar na diminuição da energia cinética turbulenta na câmara sangüínea. Entretanto, este efeito só ocorre para a frequência de 80 bpm onde existe energia significativa apenas no canal de saída para o ciclo de 80 bpm (figuras 111 e 112).

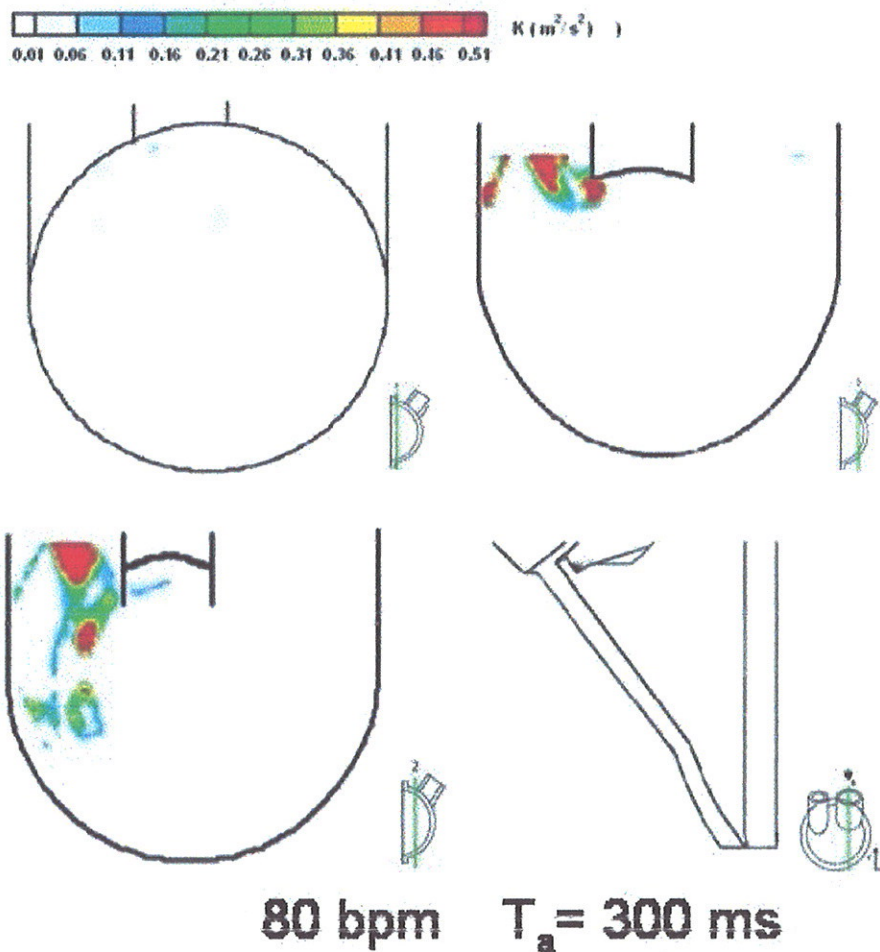


Figura 111: Perfis de energia cinética turbulenta durante o período de ejeção para o DAVP operando na frequência de 80 bpm.

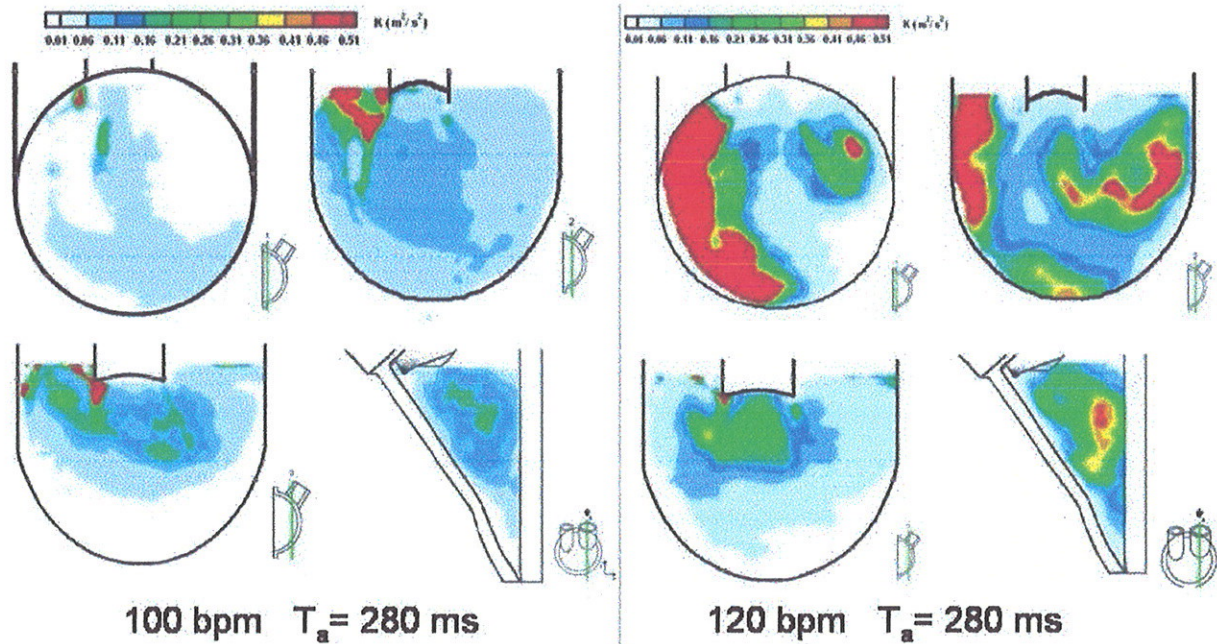


Figura 112: Perfis de energia cinética turbulenta durante o período de ejeção para o DAVP operando nas frequências de 100 e 120 bpm.

Na frequência de 100 bpm, pode-se observar energia cinética turbulenta no início da ejeção, possivelmente refletindo o período do enchimento do ciclo anterior (figuras 82, 83, 84 e 85). Uma vez que o período de desaceleração é menor nesta frequência e a energia cinética turbulenta do período de enchimento do ciclo anterior não foi dissipada. Ao longo da ejeção, a região de maior intensidade da energia cinética turbulenta concentra-se na região próxima ao canal de saída do DAVP.

Na frequência 120 bpm, também observa-se energia cinética turbulenta por toda a câmara no início da ejeção, porém com maior intensidade devido ao período de desaceleração ser nulo (figuras 99, 100, 101 e 102). Esta energia influencia o fluxo durante a ejeção que mesmo tendo um escoamento direcionado para o canal de saída possui energia cinética turbulenta distribuída na câmara sanguínea.

No enchimento, para o ciclo de 80 bpm, observa-se que a energia cinética turbulenta é maior para os planos mais próximos aos canais de entrada e saída (plano 2 e 3), com a região de maior intensidade próxima do canal de saída. Nos ciclos de 100 e 120 bpm, existe energia cinética significativa por toda a câmara, apesar das regiões de maior intensidade estarem próximas aos canais de entrada e saída do dispositivo (figura 113).



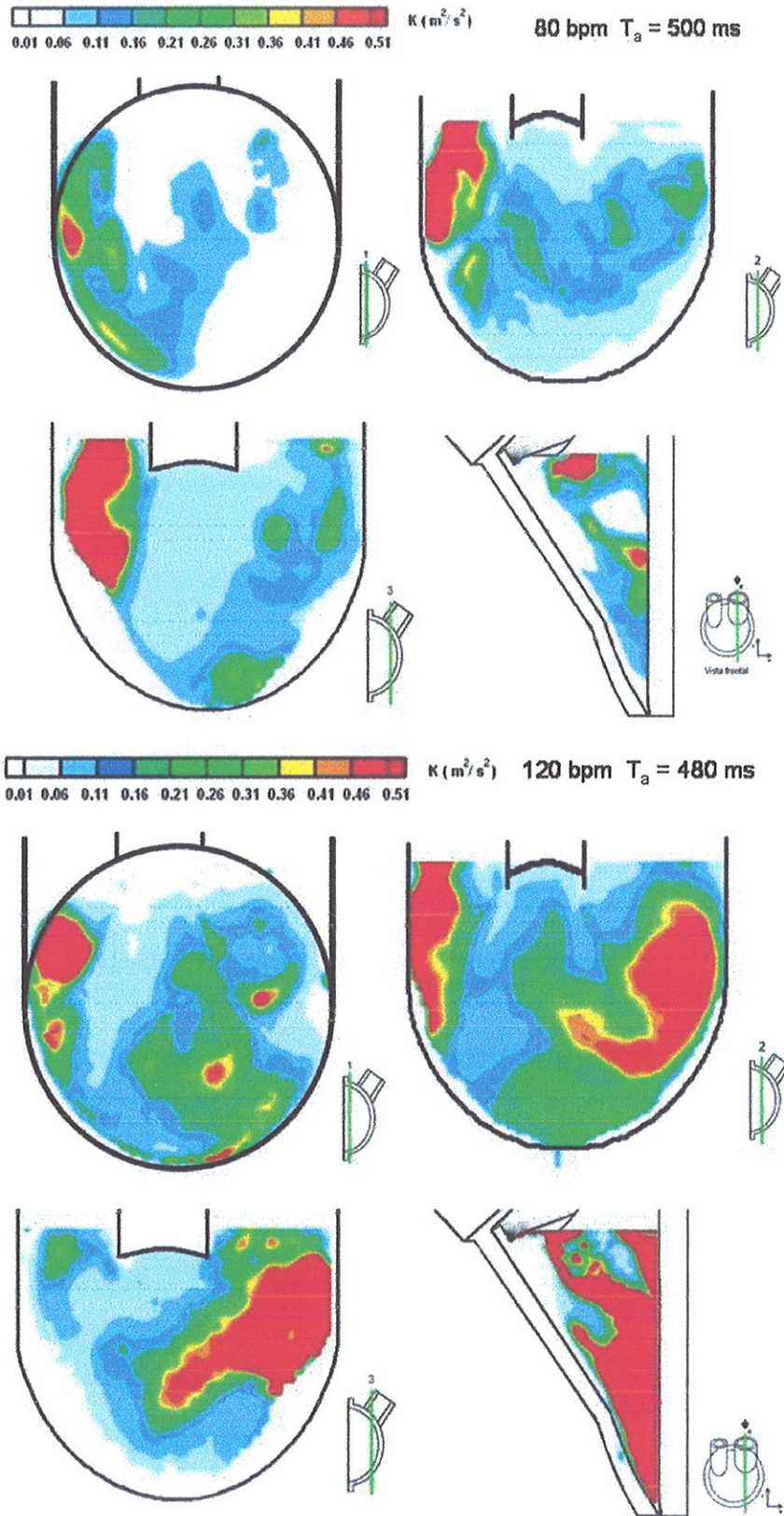


Figura 113: Perfis de energia cinética turbulenta durante o período de enchimento para o DAVP operando nas frequências de 80 e 120 bpm.

No DAVP InCor ocorre energia cinética turbulenta em toda a câmara sangüínea, diferente do DAV Penn State de 50 ml onde ocorre energia cinética turbulenta apenas na região próxima ao canal de entrada. Contudo a intensidade da energia cinética turbulenta observada durante o enchimento assemelha-se à energia observada no [51, 55]. Além disso, observa-se que a energia cinética turbulenta aumenta conforme aumenta a frequência de batimento para o dispositivo InCor enquanto que para o DAV Penn State ela é independente da frequência de bombeamento.

A energia cinética turbulenta que ocorre na câmara sangüínea indica que existem flutuações de velocidades aleatórias que diminuem a eficiência de escoamento do DAVP. Quando o escoamento ocorre em regime laminar, o movimento das camadas de fluido é homogêneo e necessita menor quantidade de trabalho para deslocar uma massa de fluido a uma determinada velocidade. Contudo quando ocorre um escoamento em regime turbulento, o entrelaçamento das camadas de fluido provoca uma componente turbulenta na energia cinética que transfere energia, aleatoriamente, para o fluido. Dessa forma, é necessário uma maior quantidade de trabalho para deslocar a mesma massa de fluido a uma velocidade determinada, diminuindo a eficiência do escoamento. Como a energia cinética turbulenta é maior na frequência de 100 bpm do que na frequência de 120 bpm, isto explica porque o DAVP possui um fluxo total de bombeamento na frequência de 120 bpm (3,5 l/min) menor do que na frequência de 120 bpm (3,8 l/min), apesar da frequência ter aumentado.

#### 6.10.4 Tensão de Reynolds

Tensões de Reynolds maiores que  $200 N/m^2$  foram observadas em diferentes regiões do DAVP durante o período de enchimento, ocorrendo em intervalos de tempo curtos, da ordem de 25 ms (tabelas 5, 8 e 11).

Para o ciclo de 80 bpm temos  $\tau_R$  máxima de  $250 N/m^2$  durante 25 ms, com média de  $138 N/m^2$  no enchimento e  $80 N/m^2$  durante 50 ms, com média de  $31 N/m^2$  durante a ejeção. Estes valores são aproximadamente 5 vezes maiores do que as tensões encontradas nos DAVs Penn State de 70 e 15 ml operando na frequência de 75 bpm [6].

Para o ciclo de 100 bpm temos  $\tau_R$  máxima de  $137 N/m^2$  durante 25 ms, com média de  $58 N/m^2$  no enchimento e  $62 N/m^2$  durante 50 ms, com média de  $23 N/m^2$  durante a ejeção enquanto que para o ciclo de 120 bpm temos  $\tau_R$  máxima de  $218 N/m^2$  durante 25 ms, com média de  $67 N/m^2$  no enchimento e  $26 N/m^2$  durante 50 ms, com média de  $21 N/m^2$  durante a ejeção.

Observa-se nos gráficos que o período com maiores tensões de Reynolds ocorre durante o enchimento do DAVP. Na frequência 80 bpm, percebe-se que o plano 1 possui maior intensidade e região de atuação do que nos demais planos, enquanto que nas frequências de 100 e 120 bpm, a tensão de Reynolds ocorre igualmente em todos os planos (figura 114).

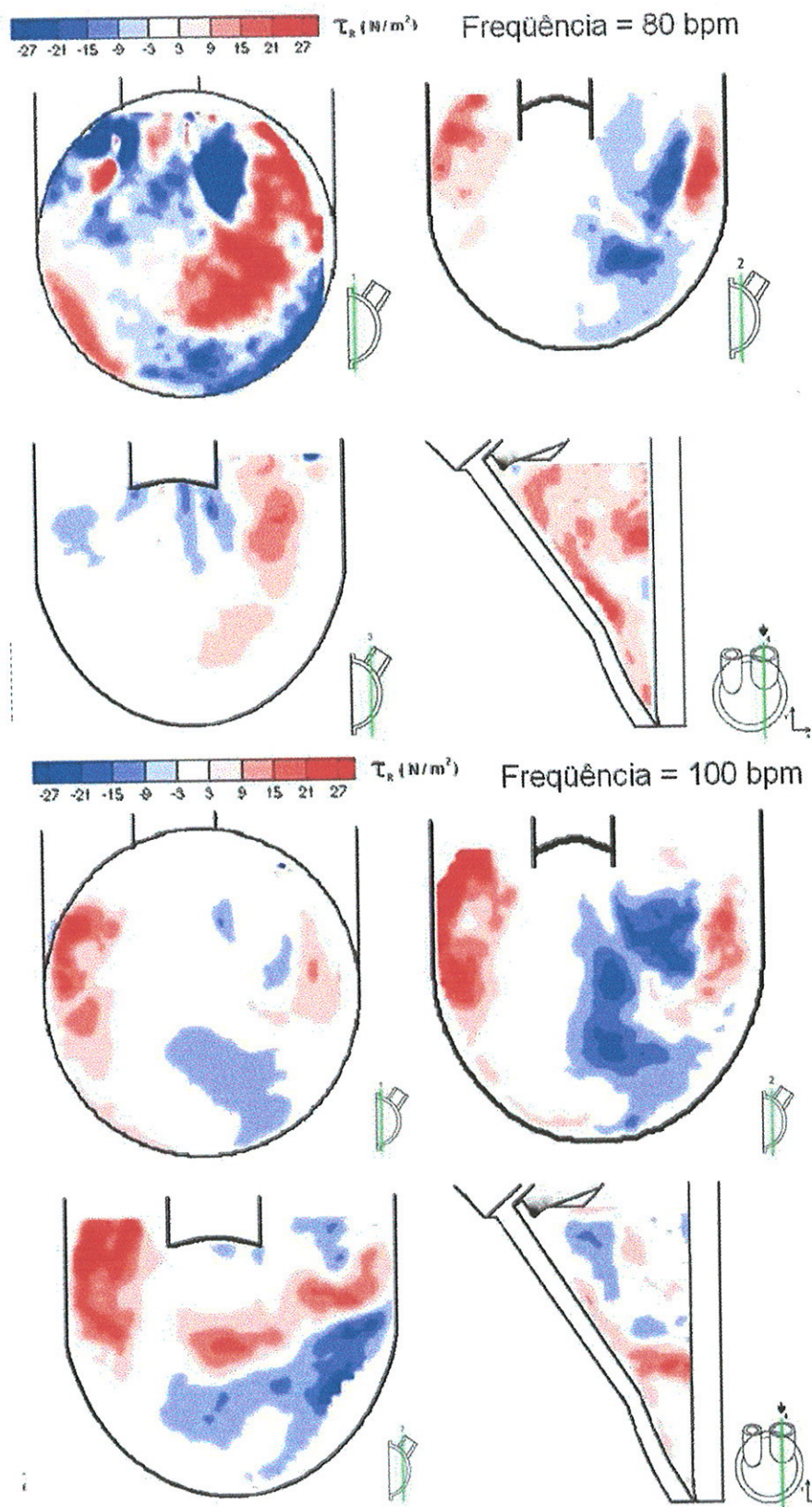


Figura 114: Perfis de tensão de Reynolds durante o período de enchimento para o DAVP operando nas frequências de 80 e 100 bpm.

Observa-se também que a tensão de Reynolds é mais atuante no início e no final do período de enchimento (figura 115). O movimento da membrana influencia o escoamento do fluido no interior do DAVP durante o enchimento, transferindo energia e aumentando a velocidade do fluxo. O momento inicial e final do enchimento são os instantes onde ocorre a maior variação de energia nas camadas de fluido (quando a membrana começa e termina seu movimento), por isso ocorre uma maior quantidade de flutuações nas velocidades, resultando em um aumento da tensão de Reynolds.

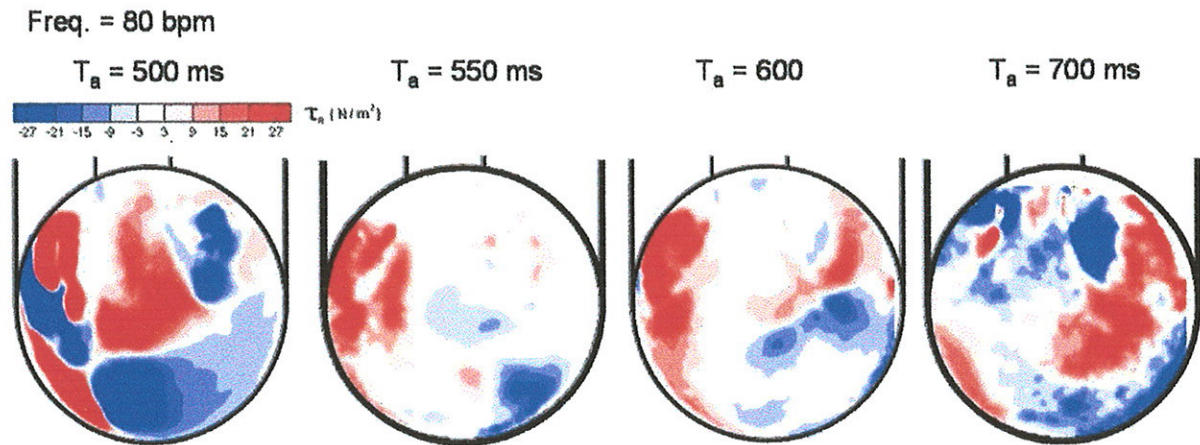


Figura 115: Perfis de tensão de Reynolds em quatro instantes diferentes durante o período de enchimento para o DAVP no plano 1.

Por outro lado, durante o período de ejeção do DAVP, o movimento de deslocamento da membrana é controlado principalmente pela variação de pressão na câmara pneumática. O movimento resultante da membrana em direção a câmara sanguínea estabiliza o fluxo em direção a válvula de saída, resultando em flutuações menores de velocidade. Desta forma, existe uma menor intensidade e região de atuação da tensão de Reynolds nas 3 frequências estudadas (figura 116).

Segundo a literatura, tensões de Reynolds entre 100 e 300  $N/m^2$  durante 20 ms são suficientes para causar a ruptura da membrana celular das hemácias (hemólise) [46, 51, 55]. Baseados nesta hipótese, os resultados deste trabalho sugerem que tanto as tensões determinadas nos planos paralelos à membrana quanto no plano perpendicular (canal de entrada) são suficientes para provocar hemólise durante o período de enchimento do DAVP, principalmente no início e no final do enchimento.

Por outro lado, outros estudos indicam que um nível de hemólise crítica ocorre apenas para as tensões de cisalhamento de 400 a 450  $N/m^2$  com tempo de exposição de 620 a 200 ms [49]. Baseado nessa informação, os resultados sugerem que não as tensões de Reynolds determinadas para o DAVP InCor não são suficiente para causar hemólise.

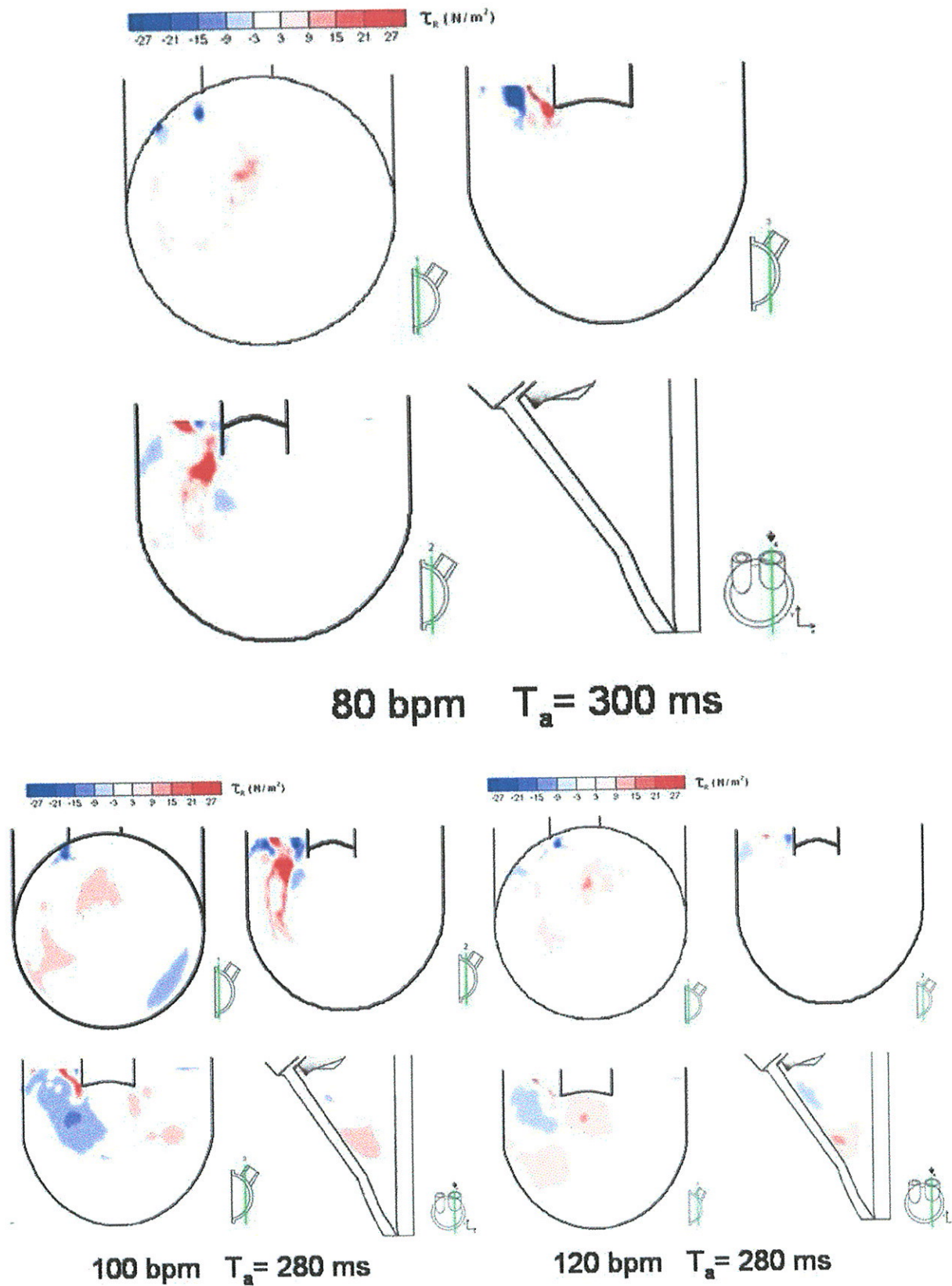


Figura 116: Tensão de Reynolds durante o período de ejeção para o DAVP nos planos 1, 2, 3 e 4 nas frequências de 80, 100 e 120 bpm.

Em relação ao processo de formação de trombos, segundo a literatura, tensões de Reynolds superiores a  $100 N/m^2$  durante 10 ms são suficientes para causar ativação das plaquetas [46, 48, 52] enquanto que a sua quebra só ocorre quando as plaquetas são expostas a tensões superiores a  $100 N/m^2$  durante 1 s (figura 15). Os resultados deste trabalho sugerem que as tensões de Reynolds no canal de entrada são suficientes para ativar as plaquetas quando entram no dispositivo, porém não para quebrá-las.

Como foi discutido, o fluxo possui força suficiente para diminuir as possíveis regiões de estagnação na região inferior da câmara sangüínea devido ao deslocamento de um vórtice nesta região. Contudo a inexistência de um vórtice na região superior da câmara favorece a formação de regiões de estagnação entre os canais de entrada e saída do DAVP e na junção superior das duas câmaras. Esta região em combinação com a ativação das plaquetas provocada pelas tensões de Reynolds pode causar a deposição de trombos durante o enchimento. O ideal seria que um vórtice fosse formado no centro da câmara proporcionando um fluxo mais vigoroso tanto na região inferior quanto na região superior. Outra região onde pode ocorrer a formação de trombos é ao redor da válvula de entrada do DAVP que durante a ejeção apresenta baixas velocidades favorecendo o aparecimento de uma região de estagnação.

#### 6.10.5 Sugestões para o aprimoramento do DAVP

Para melhorar o desempenho dinâmico do DAVP InCor os resultados deste trabalho sugerem algumas alterações:

1. A utilização de uma membrana que efetue um movimento mais suave durante o enchimento para diminuir a energia cinética turbulenta e as tensões de Reynolds.
2. Diminuição do comprimento dos canais de entrada e saída do sangue para reduzir as regiões de estagnação ao redor da válvula de entrada.
3. Diminuição do ângulo entre o canal de entrada e o plano da membrana para direcionar o fluxo de entrada para a região inferior do DAVP, paralelamente à parede do dispositivo. Esta modificação favoreceria a formação de um único vórtice central durante o enchimento que poderia eliminar as regiões de estagnação na região superior da bomba.
4. Suavização das bordas da câmara sangüínea e dos canais de entrada e saída com o objetivo de atenuar as tensões de Reynolds e a energia cinética turbulenta nestes pontos (figura 117).
5. Diminuição do diâmetro de curvatura da câmara sangüínea, aumentando-se o diâmetro da câmara sangüínea para manutenção do volume ejetado. Estudos realizados por *Okamoto et al* [7] indicam que quanto menor o diâmetro de curvatura da câmara sangüínea menor é a tensão de Reynolds (figura 117).

6. Realização de experimentos in vitro no DAVP utilizando sangue como fluido para avaliar com maior precisão as possíveis regiões de formação e deposição de trombos e o índice de hemólise causado pelo dispositivo.

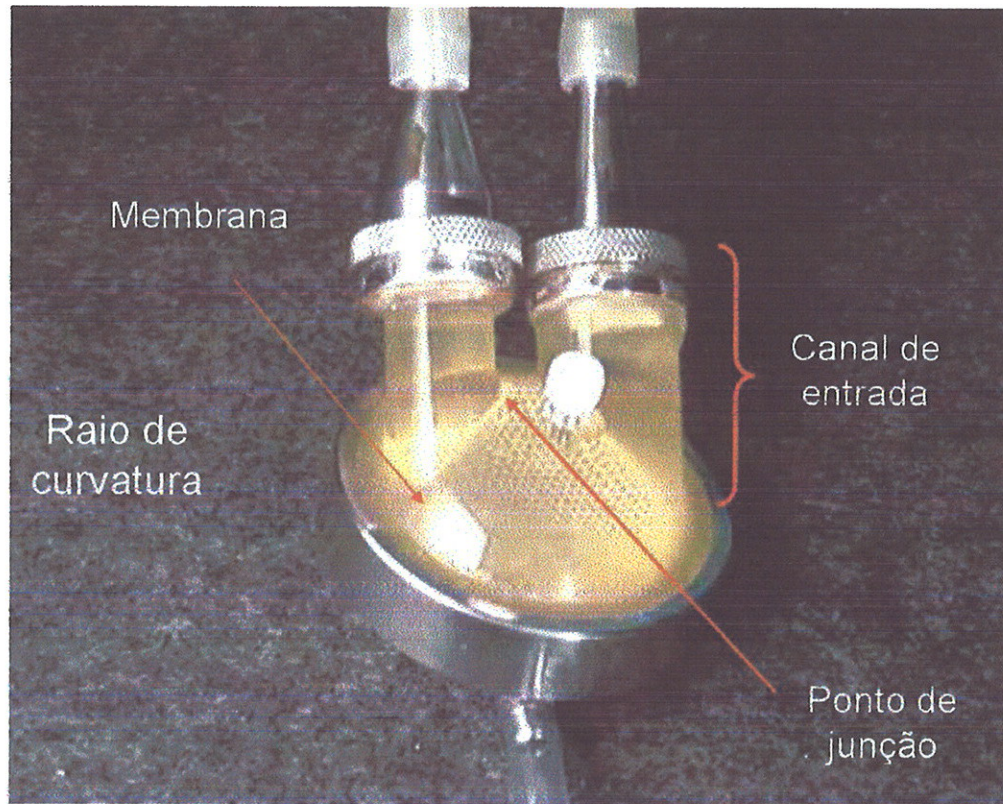


Figura 117: Sugestões de aprimoramento do DAVP.

## 7 Conclusão

Um sistema VIP com alta resolução de imagens foi implementado para o estudo das características dinâmicas do fluido de um Dispositivo de Assistência Ventricular Pediátrico (DAVP InCor).

A resolução espacial obtida neste estudo ( $35 \mu\text{m}/\text{pixel}$ ) é duas vezes maior do que a resolução obtida em estudos similares encontrados na literatura ( $85 \mu\text{m}/\text{pixel}$ ) [6, 51, 55]. Esta resolução permitiu observar detalhadamente as turbulências do fluxo que não poderiam ser observadas com uma resolução menor, proporcionando distribuições de velocidades mais detalhadas e, conseqüentemente, menor quantidade de vetores interpolados (aproximadamente 3% do número total de vetores).

As distribuições de velocidades médias demonstram o deslocamento de alguns vórtices permanentes durante o ciclo de bombeamento. A variação no tempo de enchimento do dispositivo em cada freqüência alterou tanto a posição dos vórtices, como as médias de velocidades para os diferentes planos de iluminação, aumentando a complexidade do fluxo no interior da câmara sangüínea.

Observa-se nos gráficos de velocidades médias, perfis de energia cinética turbulenta e pelos perfis de tensões de Reynolds, que o período de maior turbulência ocorre durante o enchimento do DAVP. Esta fase compreende o movimento de retorno da membrana que apresenta um deslocamento irregular, influenciando o movimento dos vórtices e transferindo energia para o fluido aleatoriamente, resultando em flutuações nas velocidades e turbulências.

Durante o enchimento, a membrana tem um deslocamento não uniforme [57] que influencia o movimento dos vórtices e transfere energia para o fluido de maneira aleatória. Este efeito provoca flutuações nas velocidades instantâneas produzindo turbulências compostas por diversos vórtices não permanentes (figuras 38, 39, 40, 41 e 42), resultando em um fluxo em regime turbulento. O entrelaçamento das camadas de fluido que ocorre no fluxo turbulento durante o enchimento aumenta as tensões de Reynolds, podendo gerar cisalhamento das hemácias.

Finalmente, foi observada a formação de regiões de estagnação entre os canais de entrada e saída, na junção superior das duas câmaras e ao redor da válvula de entrada do DAVP.



# Apêndices

## A Perfil de velocidades do DAVP operando na frequência de 80 bpm

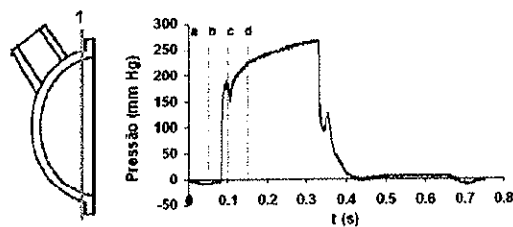
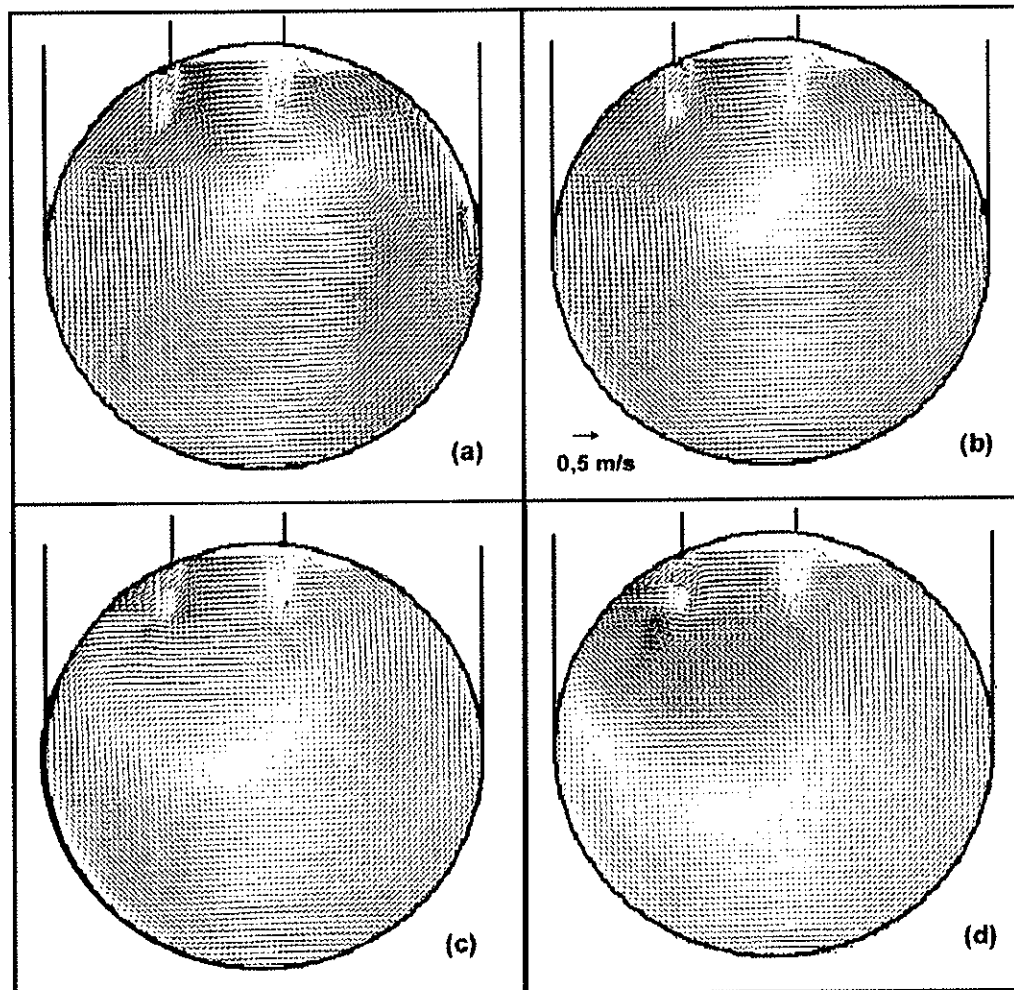


Figura 118: Distribuições de velocidades médias determinadas a partir das imagens obtidas no plano 1 na frequência de 80 bpm. Instantes a (0 ms), b (50 ms), c (100 ms), e d (150 ms) indicados em relação à onda de pressão de acionamento. Escala de velocidade válida para todos os mapas.

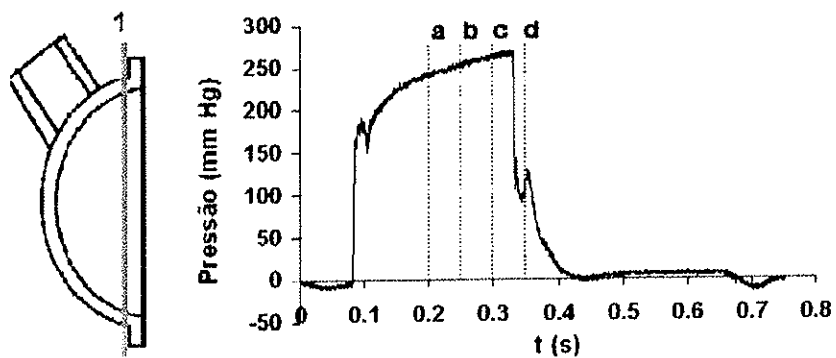
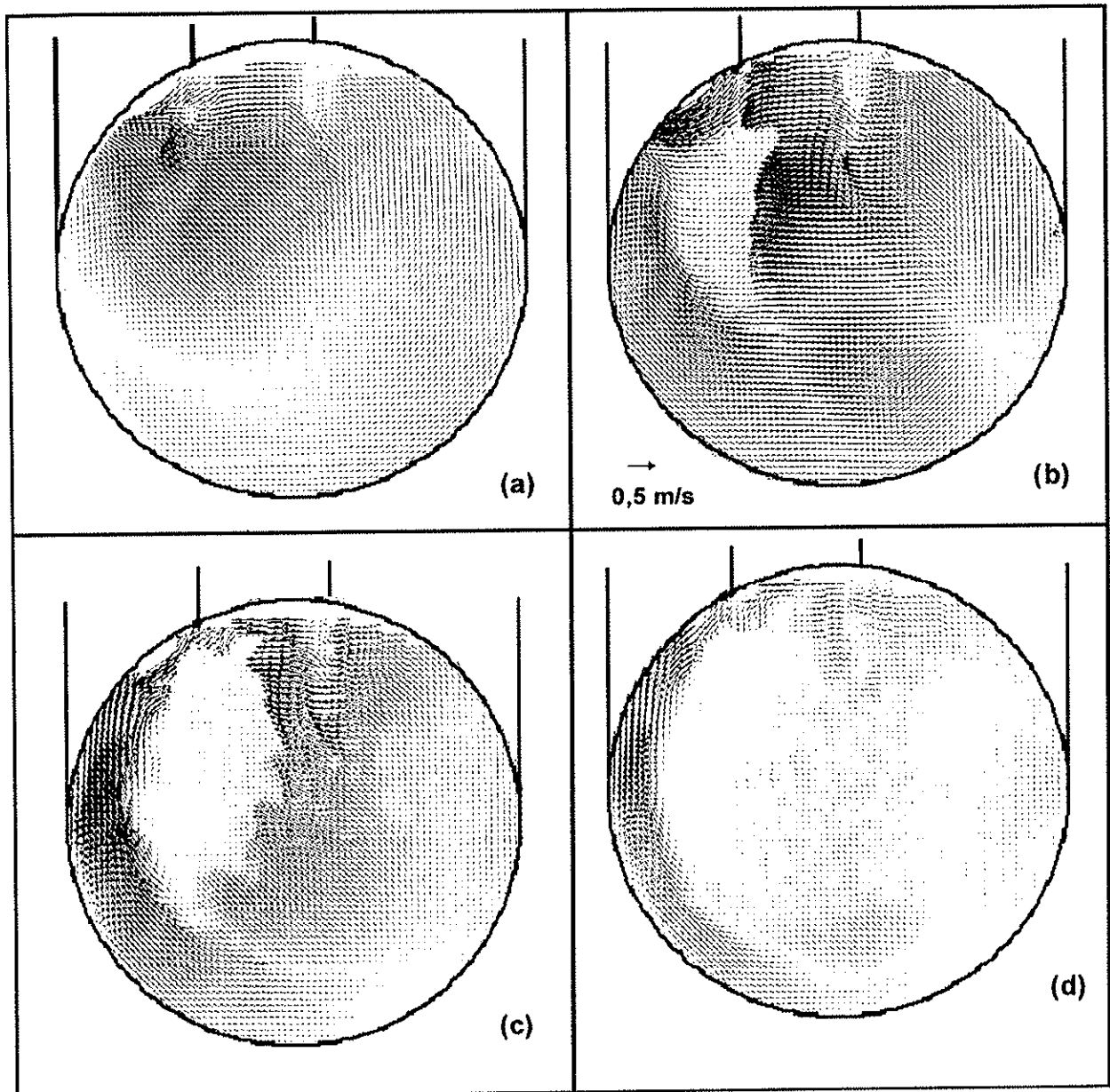


Figura 119: Distribuições de velocidades médias determinadas a partir das imagens obtidas no plano 1 na frequência de 80 bpm. Instantes a (200 ms), b (250 ms), c (300 ms), e d (350 ms) indicados em relação à onda de pressão de acionamento. Escala de velocidades válida para todos os mapas.

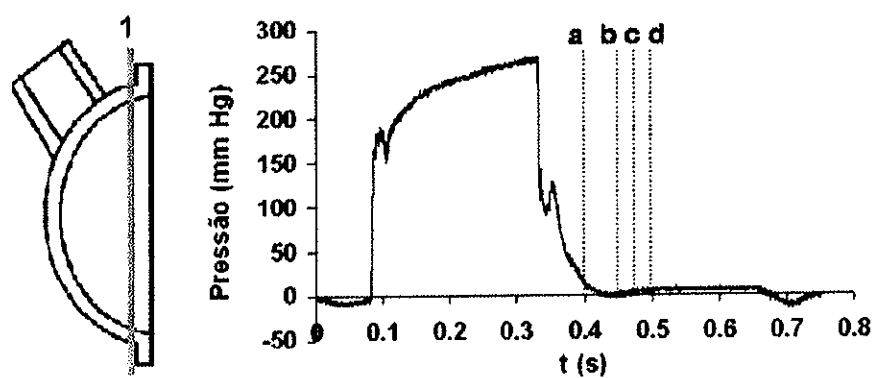
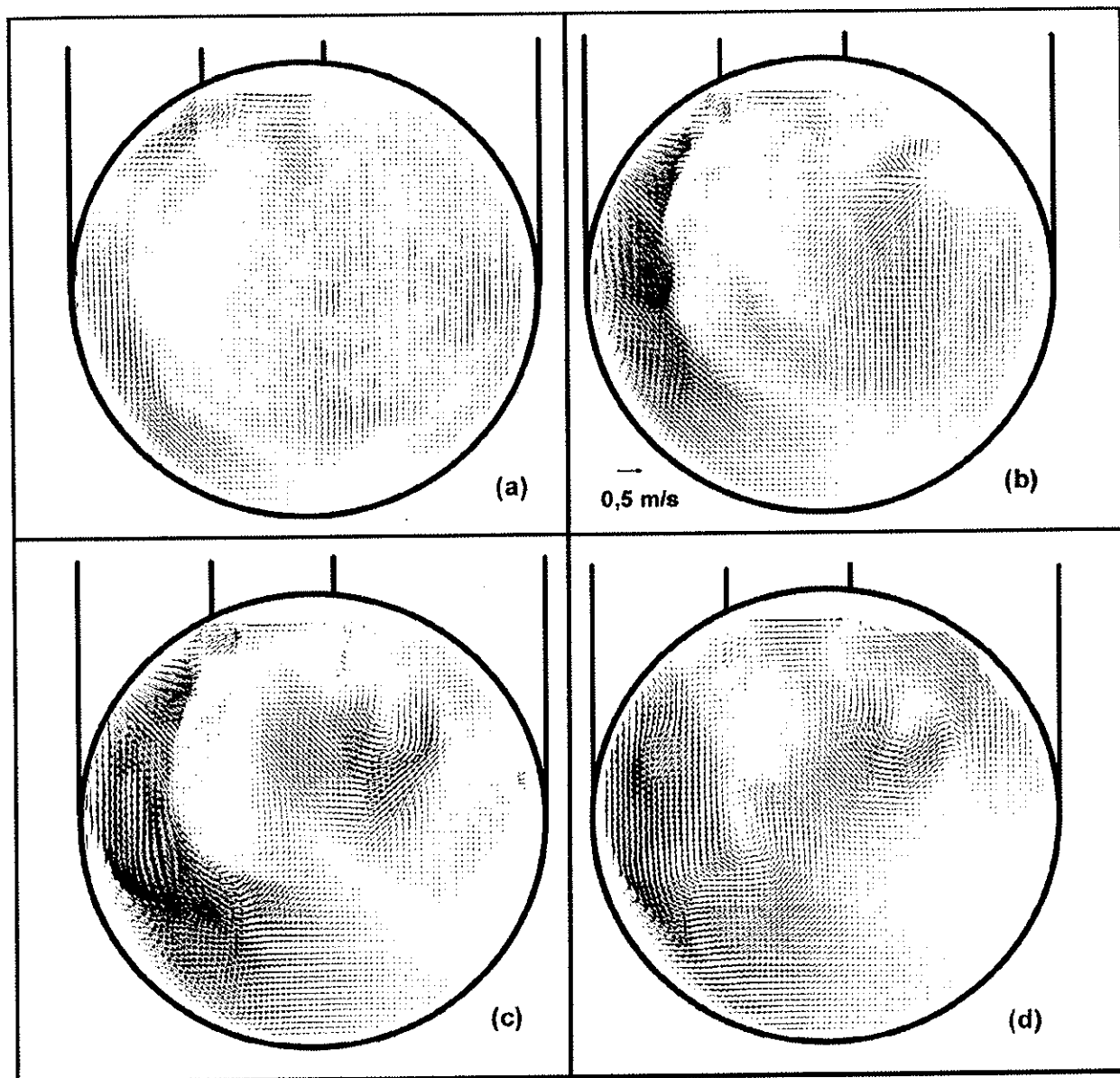


Figura 120: Distribuições de velocidades médias determinadas a partir das imagens obtidas no plano 1 na frequência de 80 bpm. Instantes a (400 ms), b (450 ms), c (475 ms), e d (500 ms) indicados em relação à onda de pressão de acionamento. Escala de velocidades válida para todos os mapas.

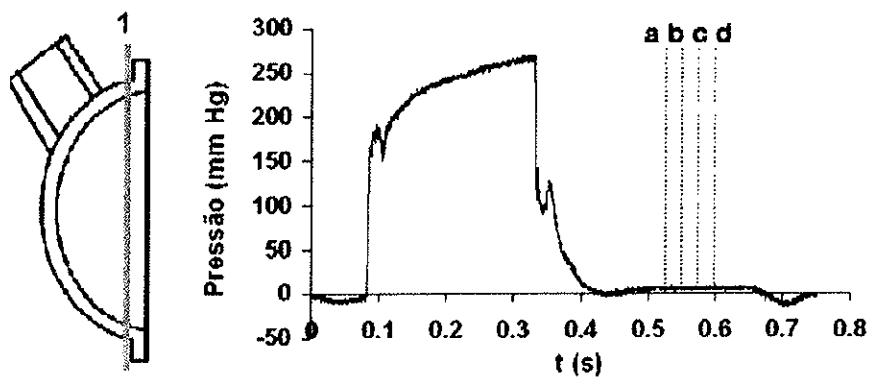
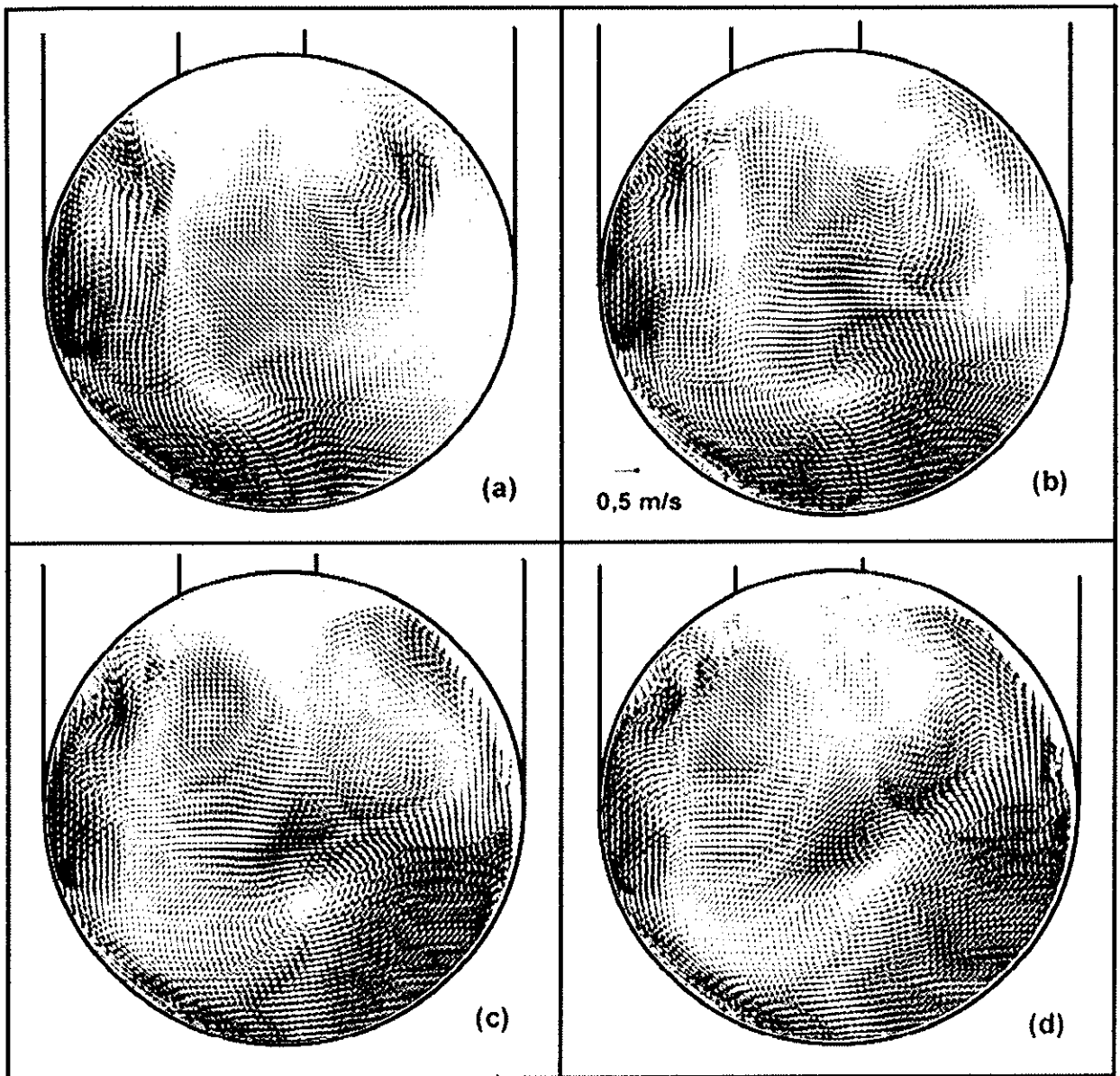


Figura 121: Distribuições de velocidades médias determinadas a partir das imagens obtidas no plano 1 na frequência de 80 bpm. Instantes a (525 ms), b (550 ms), c (575 ms), e d (600 ms) indicados em relação a onda de pressão de acionamento. Escala de velocidade válida para todos os mapas.

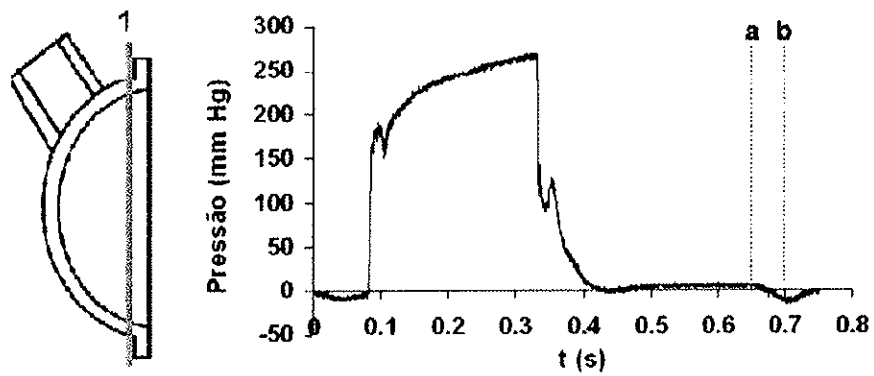
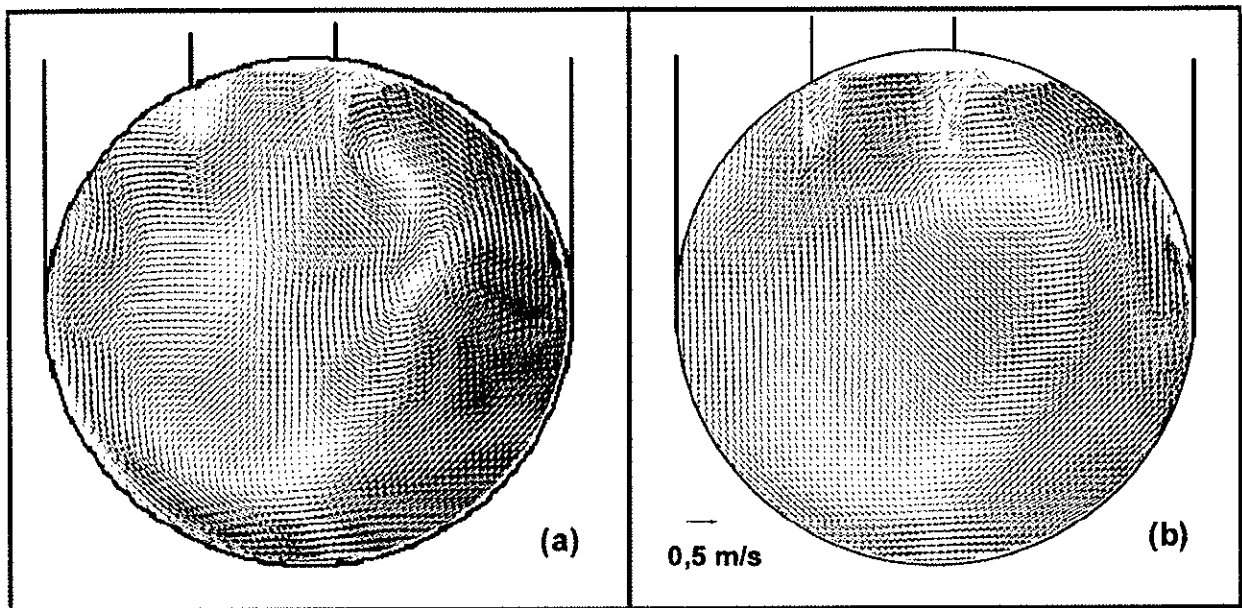


Figura 122: Distribuições de velocidades médias determinadas a partir das imagens obtidas no plano 1 na frequência de 80 bpm. Instantes a (650 ms) e b (700 ms) indicados em relação à onda de pressão de acionamento. Escala de velocidade válida para todos os mapas.

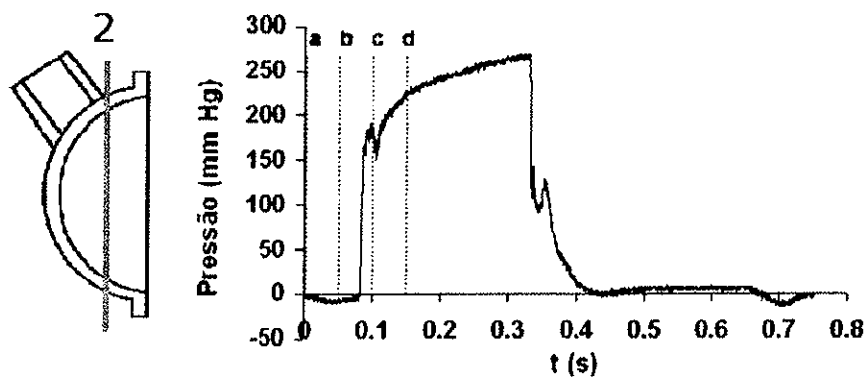
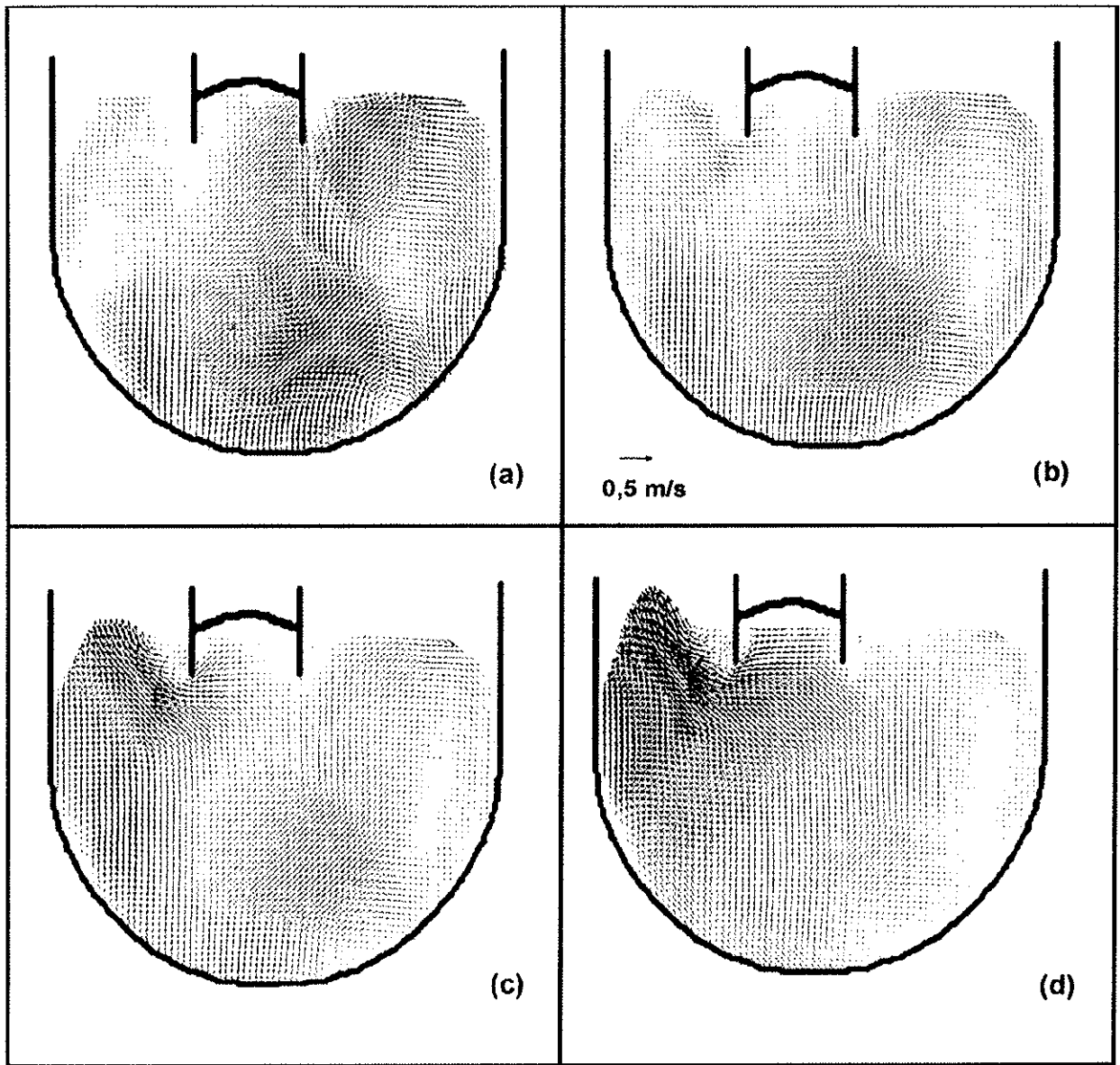


Figura 123: Distribuições de velocidades médias determinadas a partir das imagens obtidas no plano 2 na frequência de 80 bpm. Instantes a (0 ms), b (50 ms), c (100 ms), e d (150 ms) indicados em relação à onda de pressão de acionamento. Escala de velocidade válida para todos os mapas.

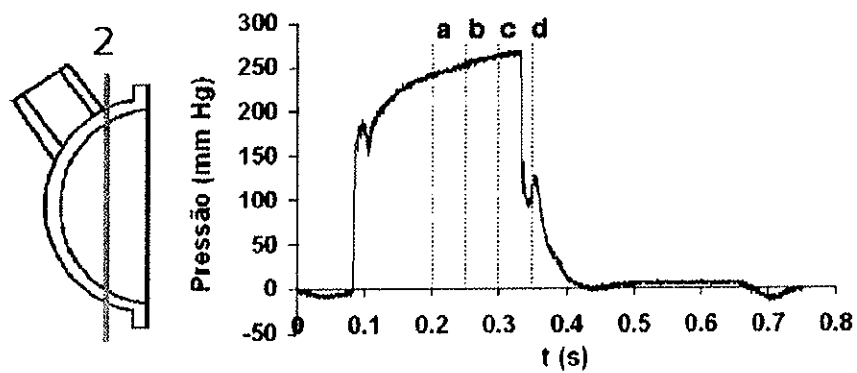
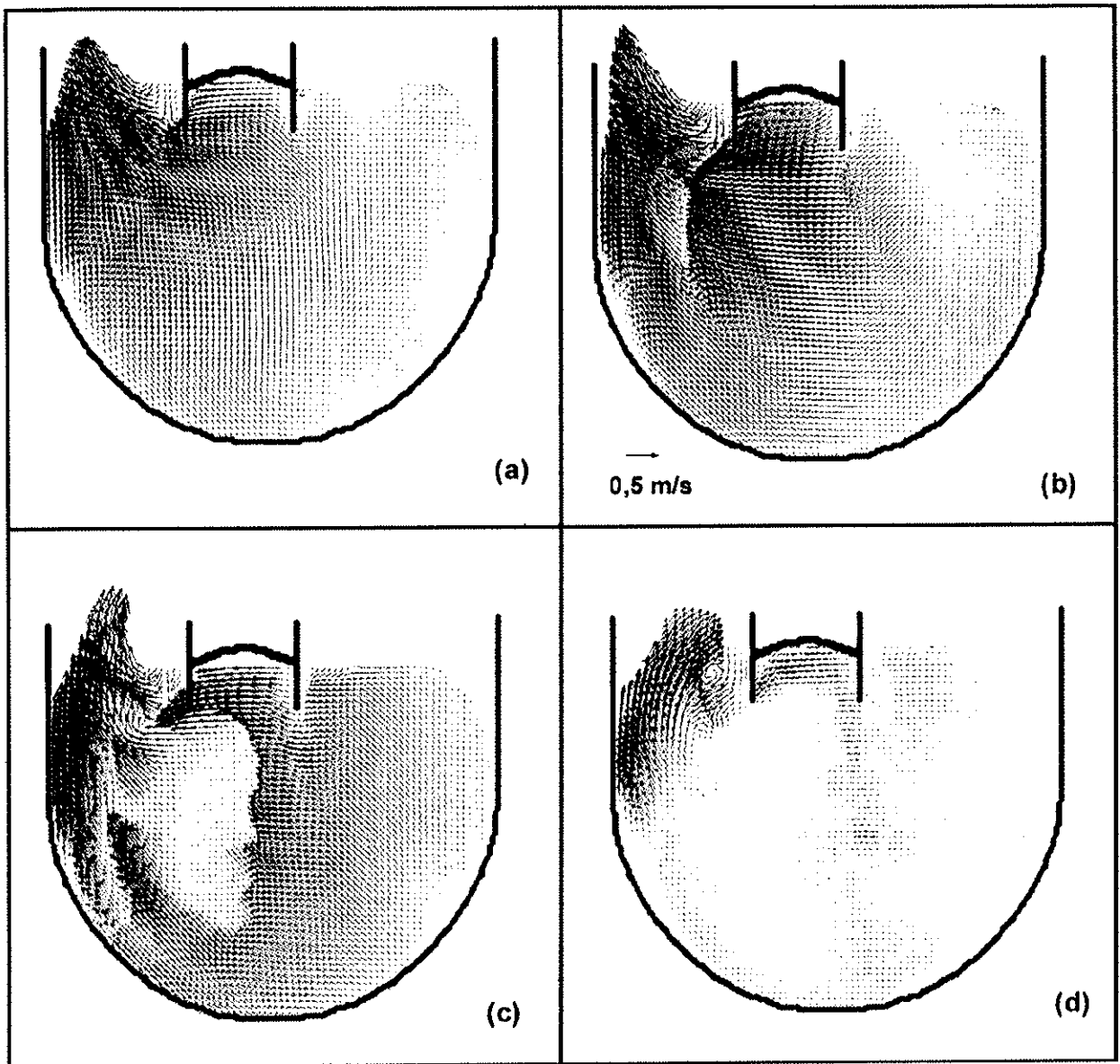


Figura 124: Distribuições de velocidades médias determinadas a partir das imagens obtidas no plano 2 na frequência de 80 bpm. Instantes a (200 ms), b (250 ms), c (300 ms) e d (350 ms) indicados em relação à onda de pressão de acionamento. Escala de velocidade válida para todos os mapas.

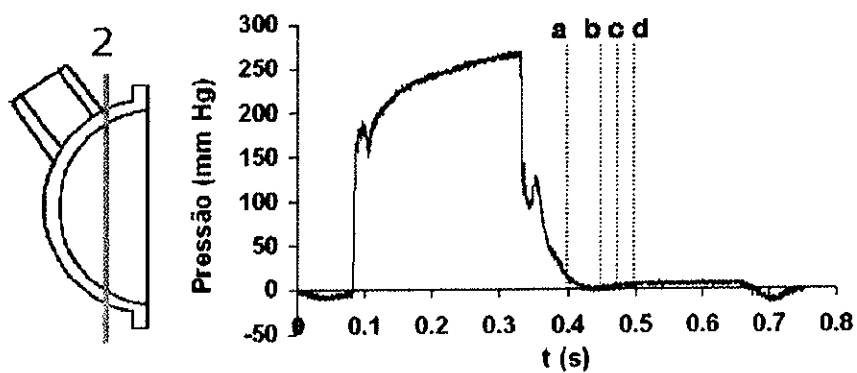
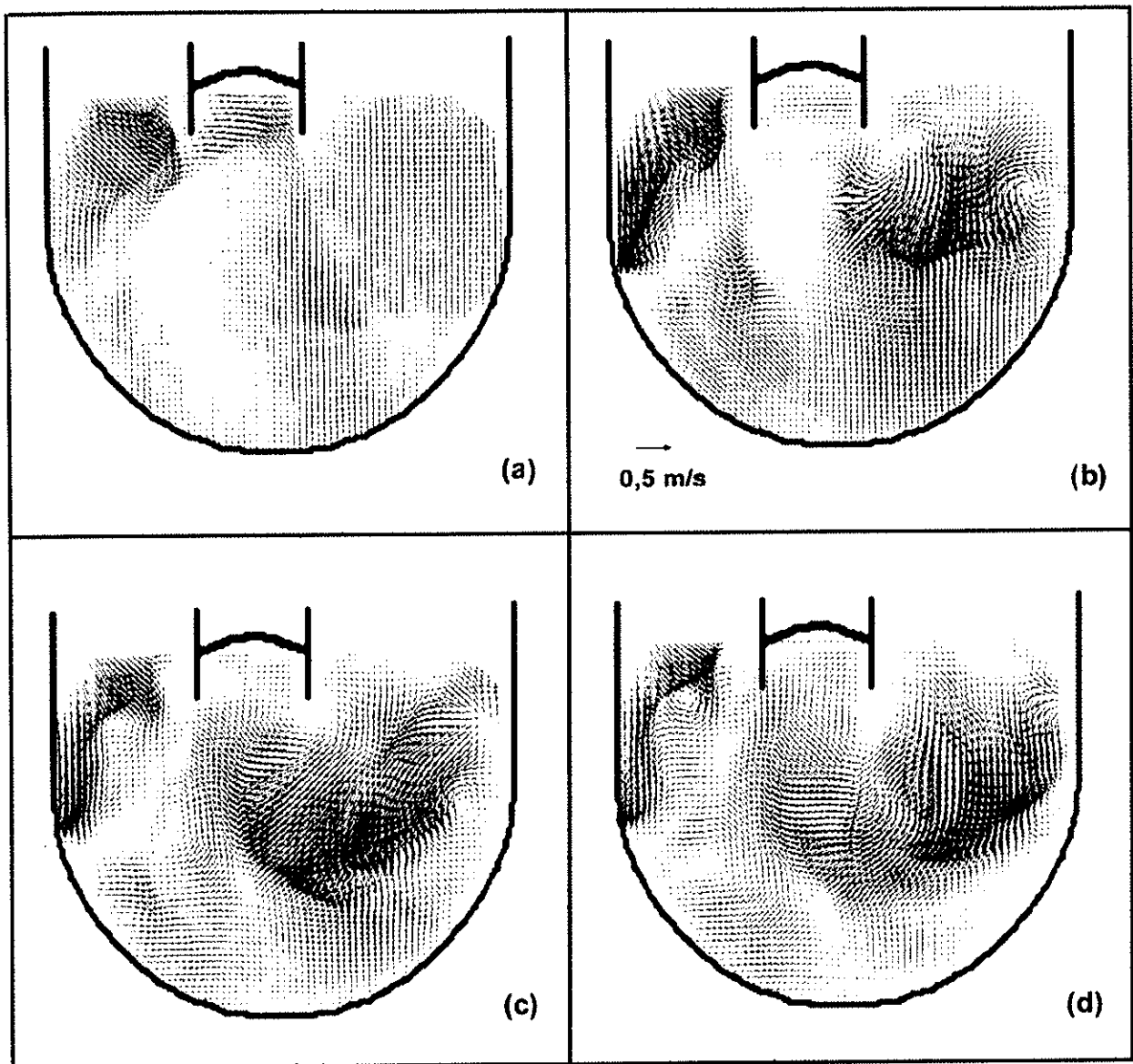


Figura 125: Distribuições de velocidades médias determinadas a partir das imagens obtidas no plano 2 na frequência de 80 bpm. Instantes a (400 ms), b (450 ms), c (475 ms) e d (500 ms) indicados em relação à onda de pressão de acionamento. Escala de velocidade válida para todos os mapas.



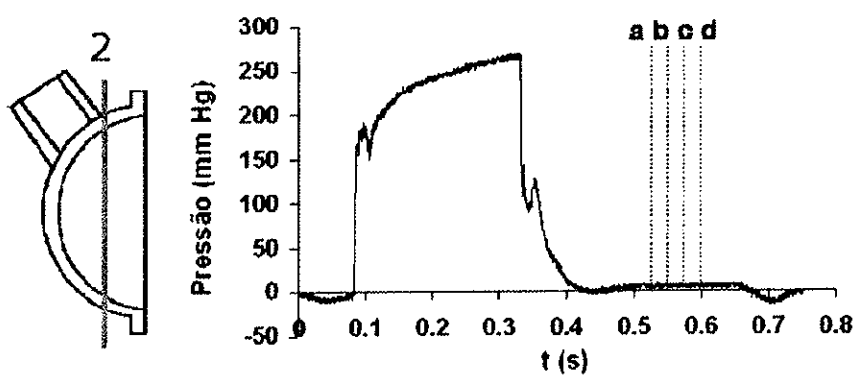
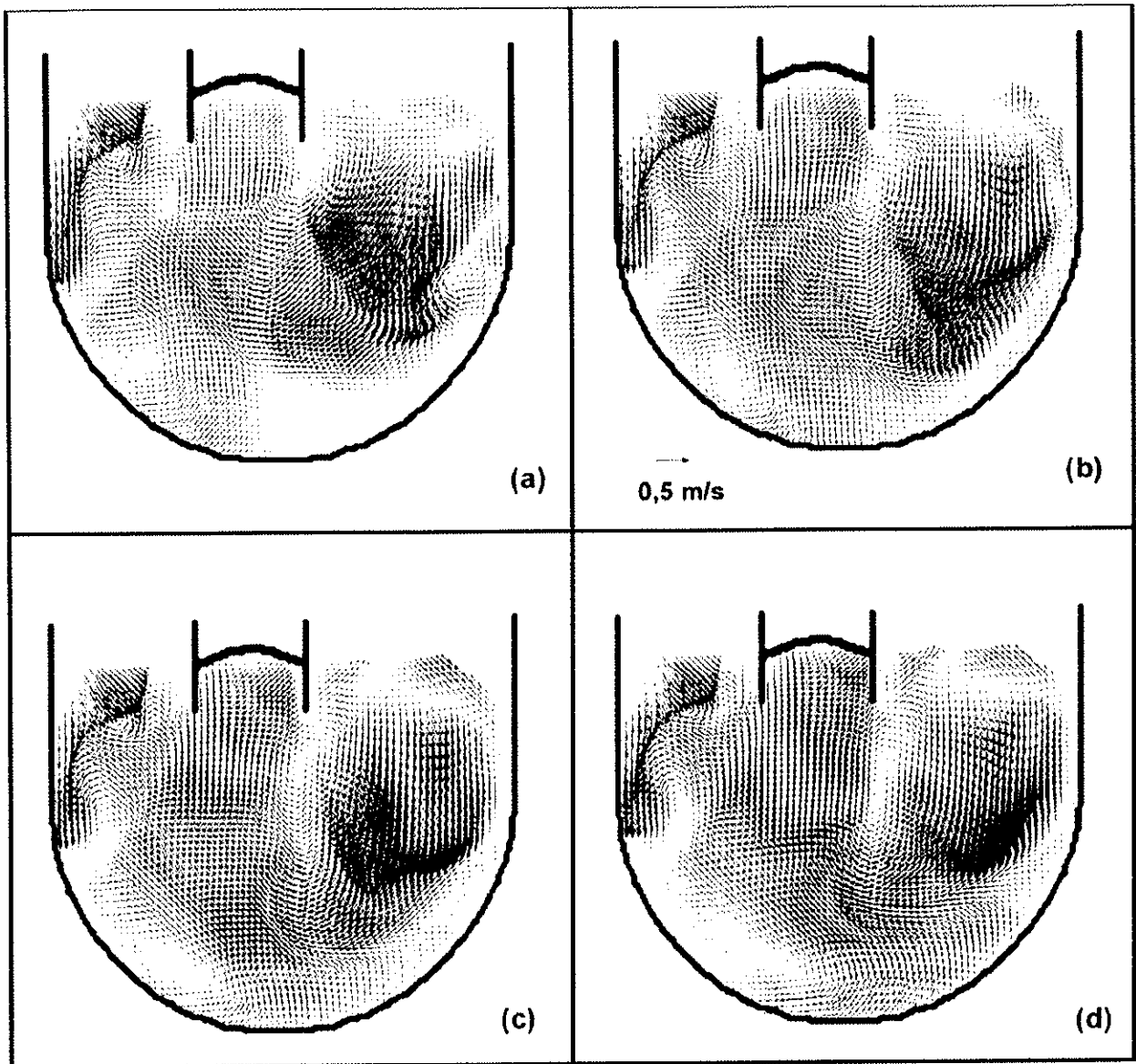


Figura 126: Distribuições de velocidades médias determinadas a partir das imagens obtidas no plano 2 na frequência de 80 bpm. Instantes a (525 ms), b (550 ms), c (575 ms) e d (600 ms) indicados em relação à onda de pressão de acionamento. Escala de velocidade válida para todos os mapas.

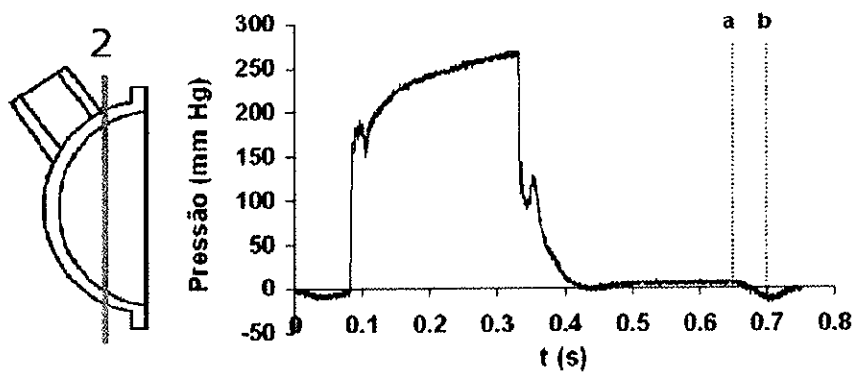
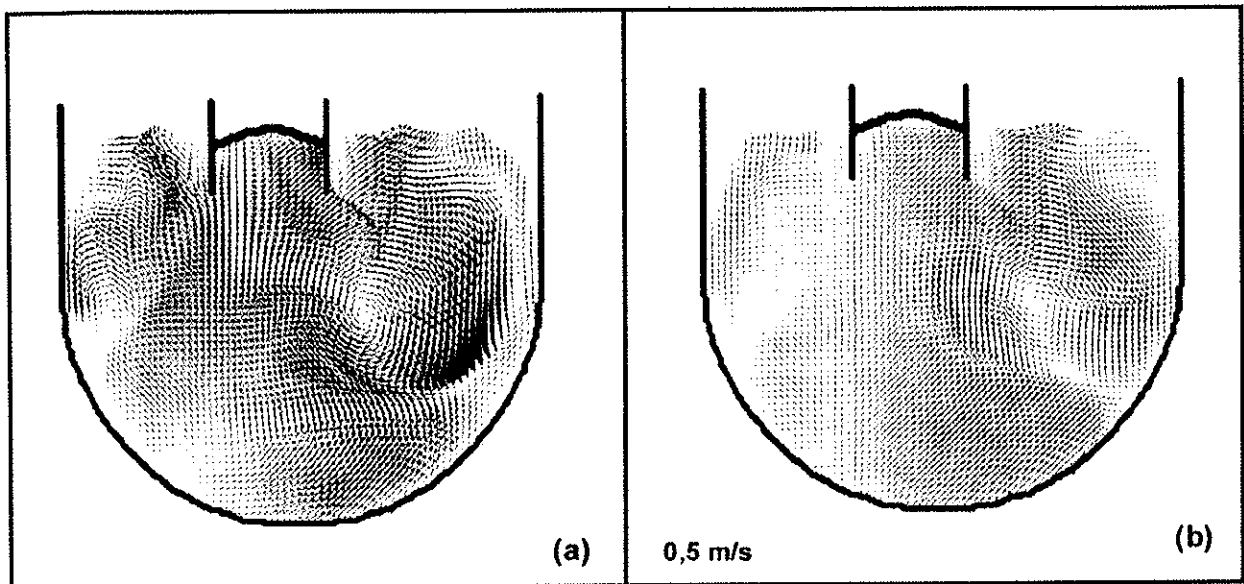


Figura 127: Distribuições de velocidades médias determinadas a partir das imagens obtidas no plano 2 na frequência de 80 bpm. Instantes a (650 ms) e b (700 ms) indicados em relação à onda de pressão de acionamento. Escala de velocidade válida para todos os mapas.

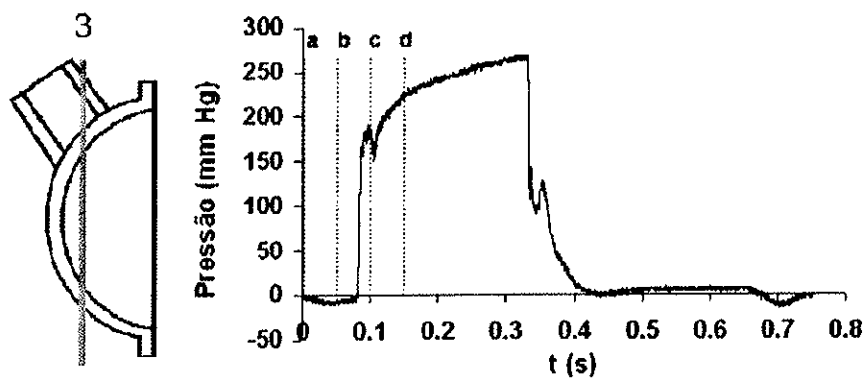
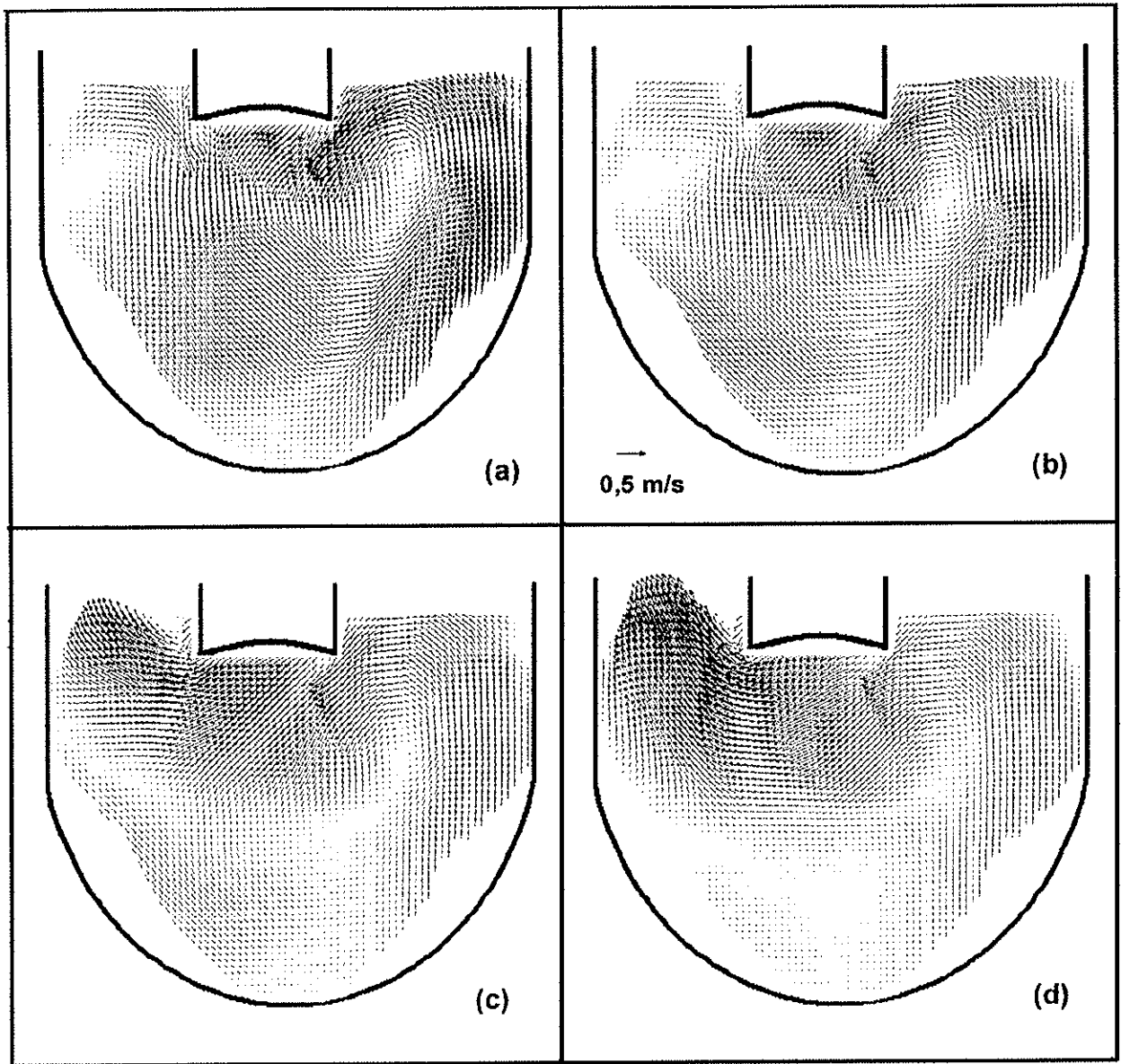


Figura 128: Distribuições de velocidades médias determinadas a partir das imagens obtidas no plano 3 na frequência de 80 bpm. Instantes a (0 ms), b (50 ms), c (100 ms), e d (150 ms) indicados em relação à onda de pressão de acionamento. Escala de velocidade válida para todos os mapas.

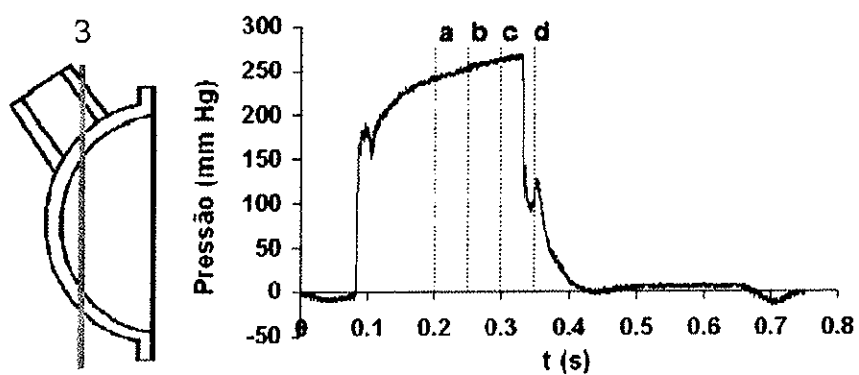
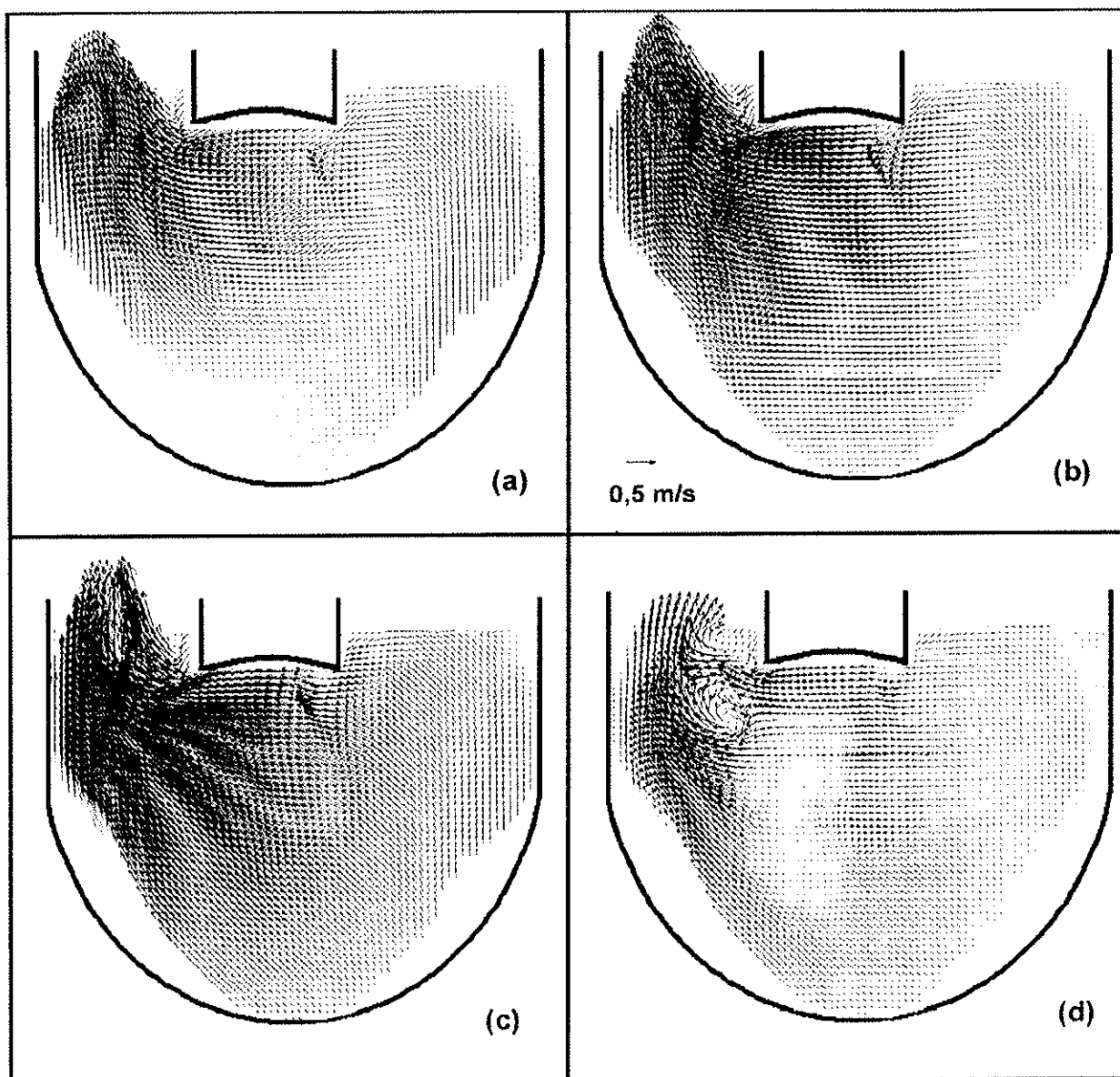


Figura 129: Distribuições de velocidades médias determinadas a partir das imagens obtidas no plano 3 na frequência de 80 bpm. Instantes a (200 ms), b (250 ms), c (300 ms) e d (350 ms) indicados em relação à onda de pressão de acionamento. Escala de velocidade válida para todos os mapas.

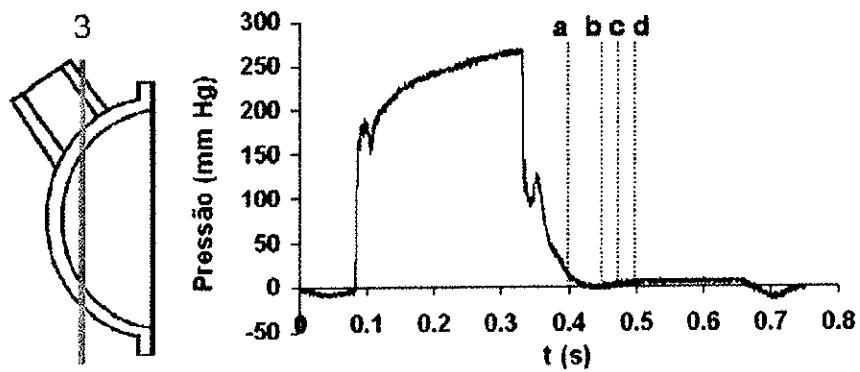
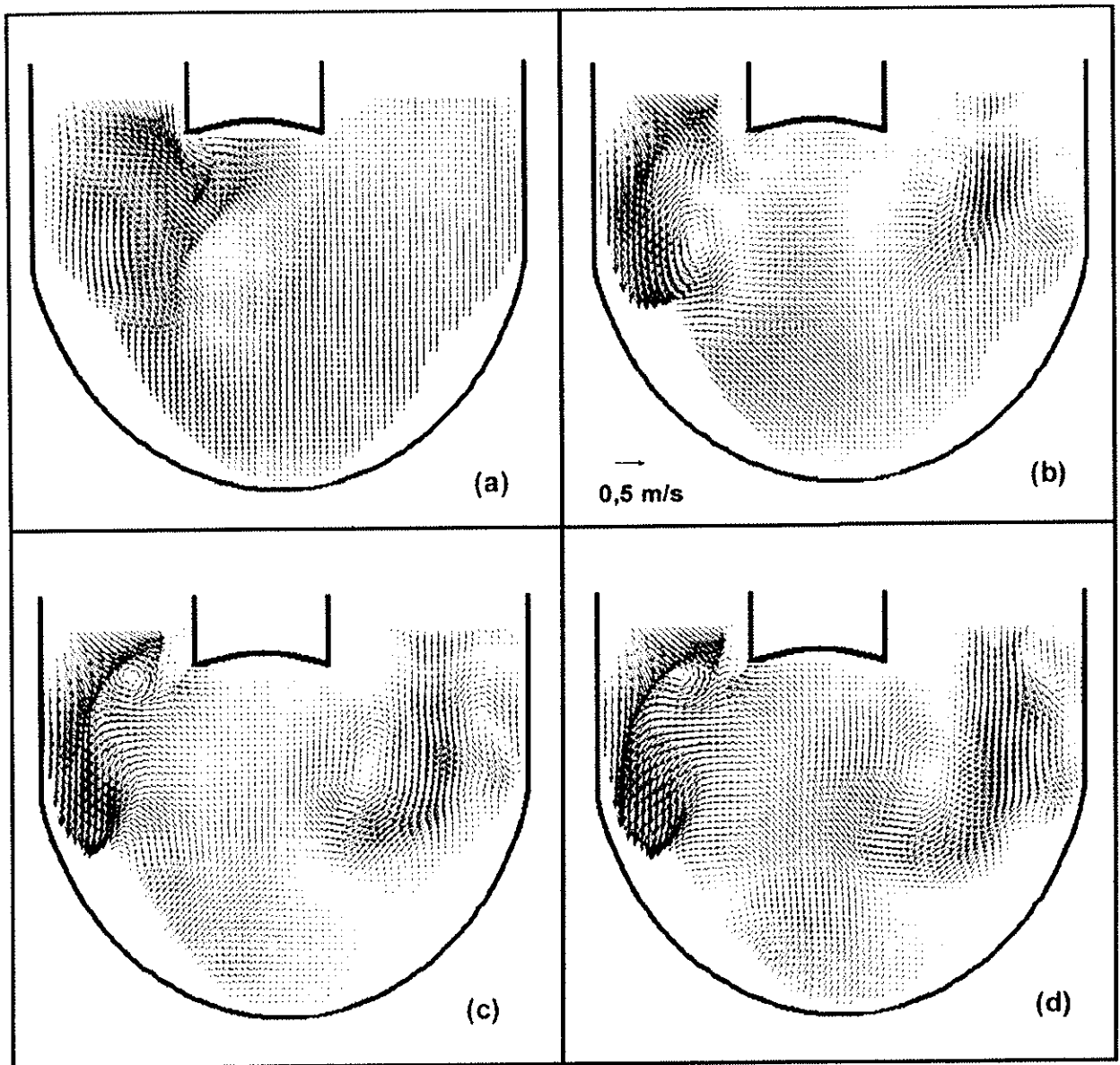


Figura 130: Distribuições de velocidades médias determinadas a partir das imagens obtidas no plano 3 na frequência de 80 bpm. Instantes a (400 ms), b (450 ms), c (475 ms) e d (500 ms) indicados em relação à onda de pressão de acionamento. Escala de velocidade válida para todos os mapas.

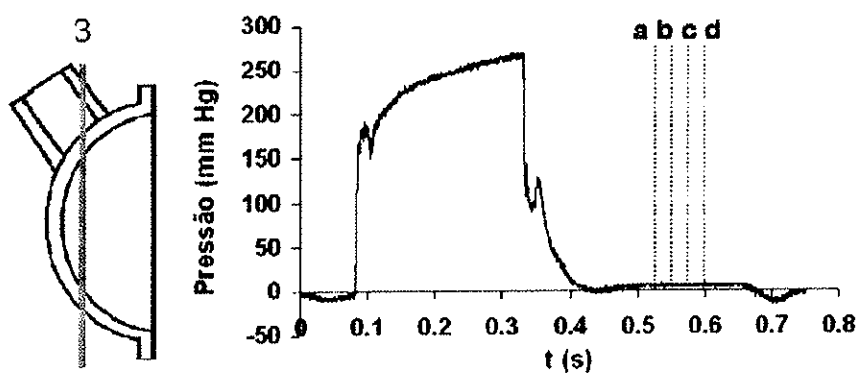
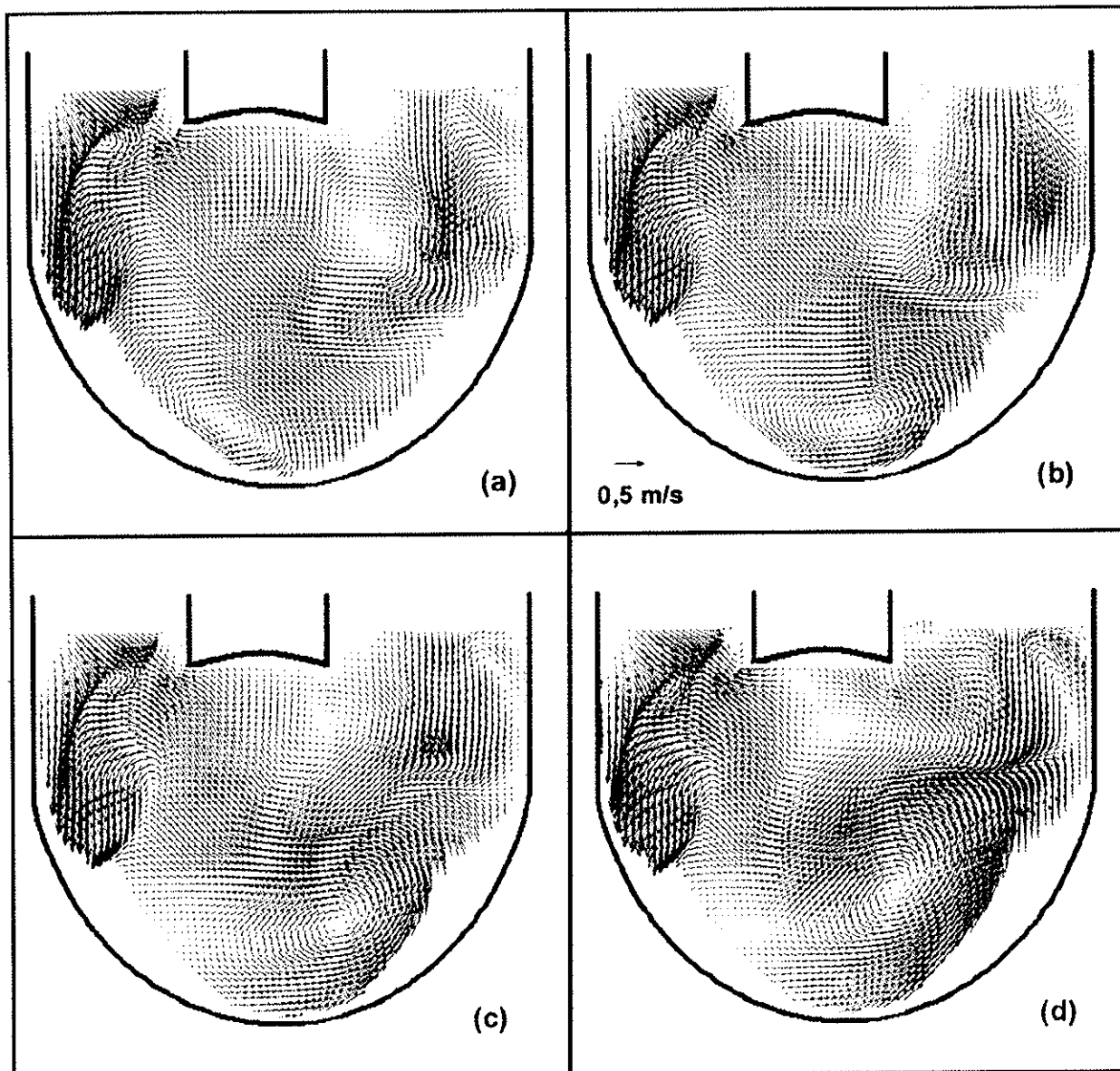


Figura 131: Distribuições de velocidades médias determinadas a partir das imagens obtidas no plano 3 na frequência de 80 bpm. Instantes a (525 ms), b (550 ms), c (575 ms) e d (600 ms) indicados em relação à onda de pressão de acionamento. Escala de velocidade válida para todos os mapas.

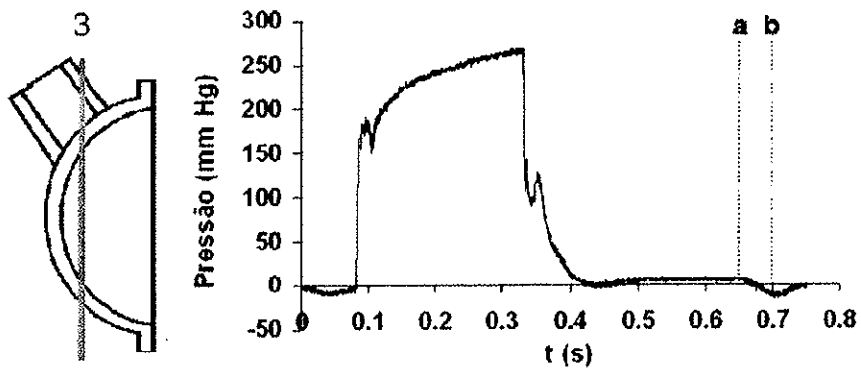
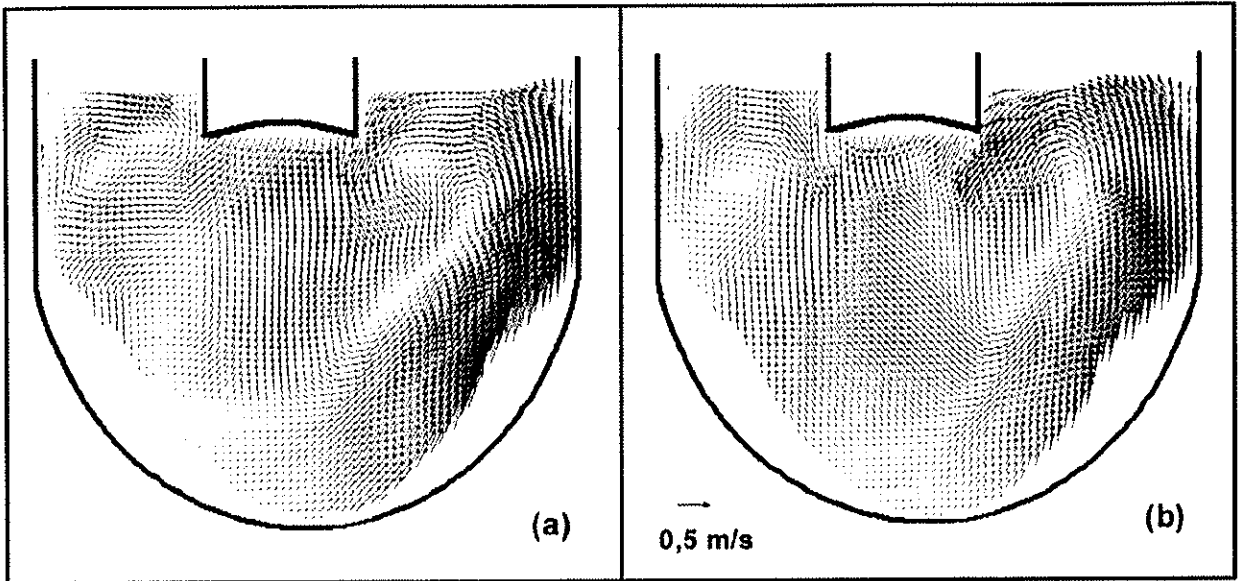


Figura 132: Distribuições de velocidades médias determinadas a partir das imagens obtidas no plano 3 na frequência de 80 bpm. Instantes a (650 ms) e b (700 ms) indicados em relação à onda de pressão de acionamento. Escala de velocidade válida para todos os mapas.

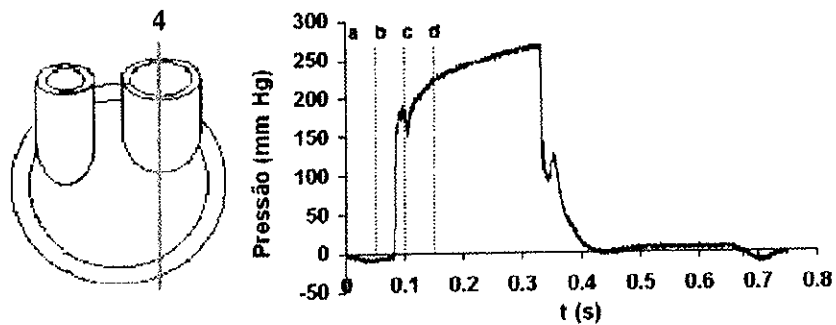
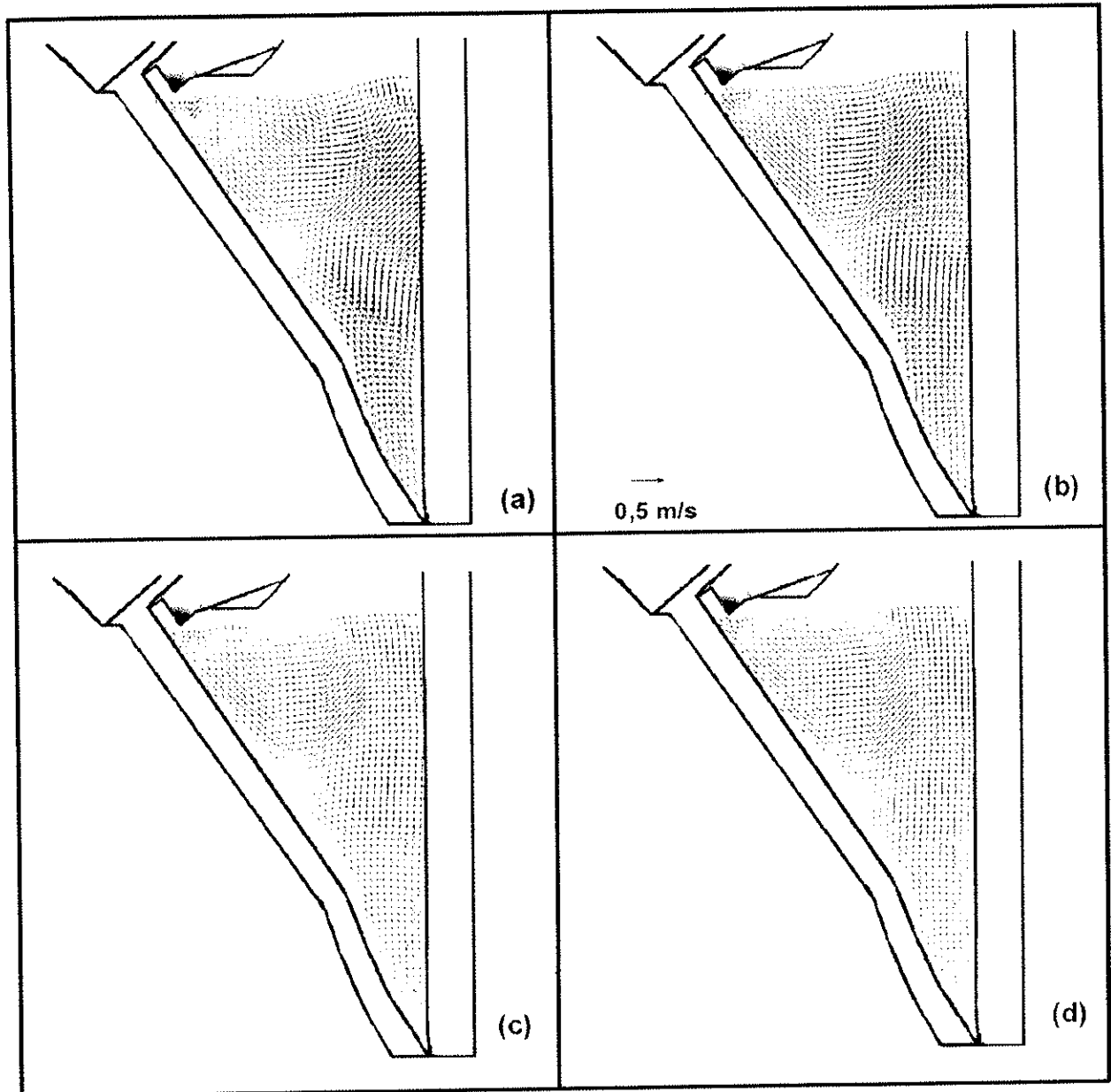


Figura 133: Distribuições de velocidades médias determinadas a partir das imagens obtidas no plano 4 na frequência de 80 bpm. Instantes a (0 ms), b (50 ms), c (100 ms) e d (150 ms) indicados em relação à onda de pressão de acionamento. Escala de velocidade válida para todos os mapas.



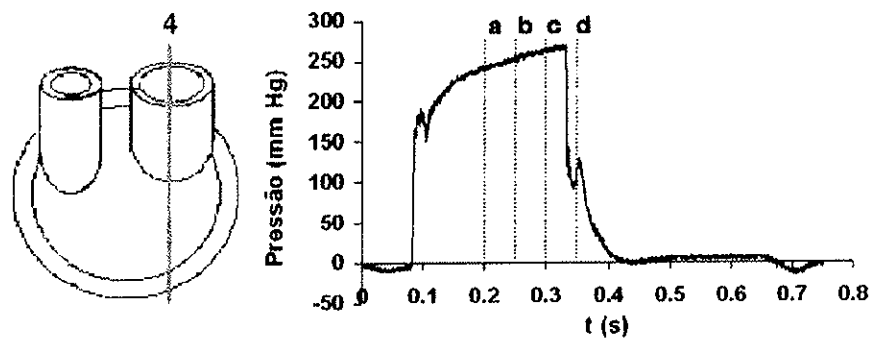
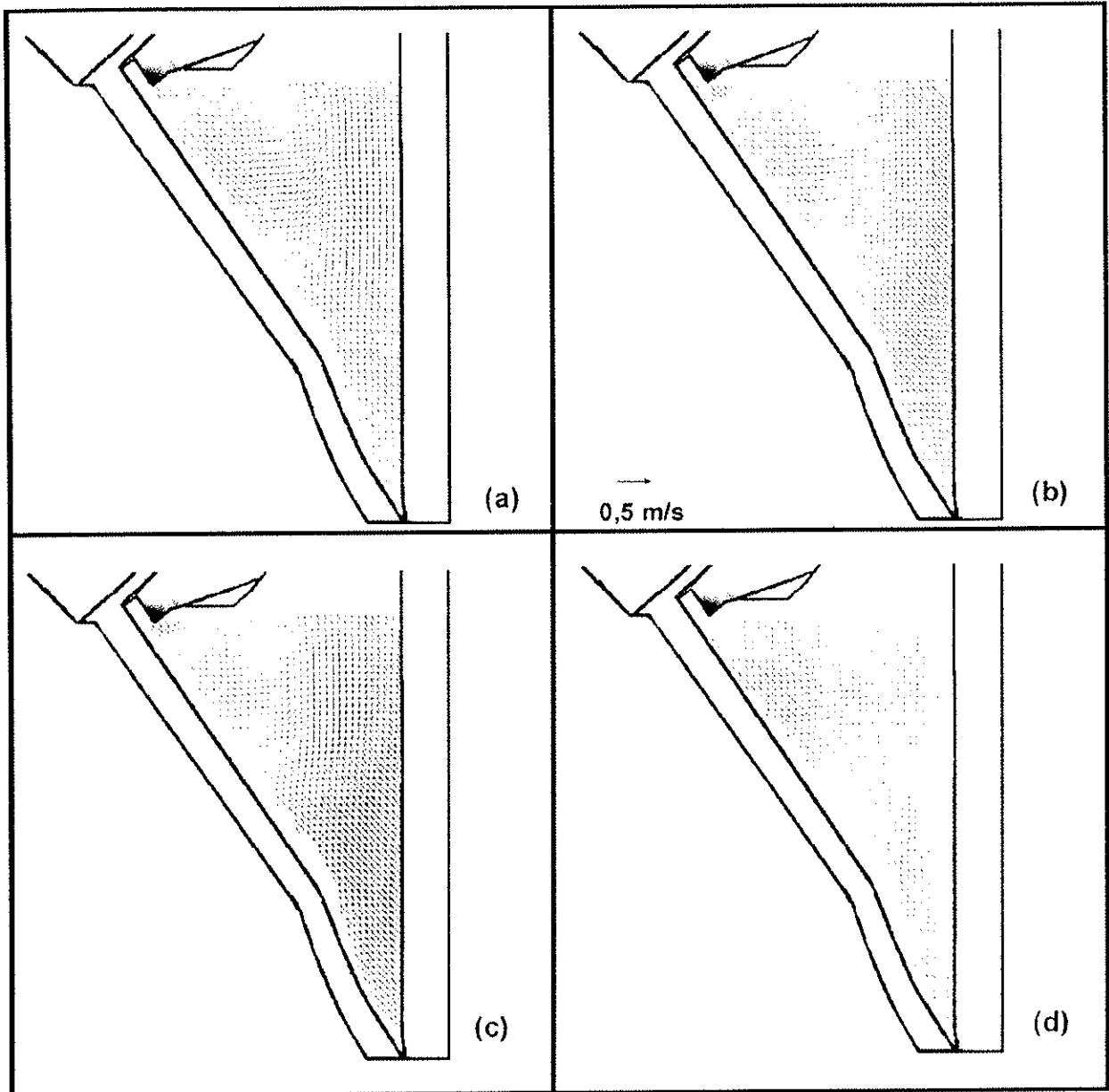


Figura 134: Distribuições de velocidades médias determinadas a partir das imagens obtidas no plano 4 na frequência de 80 bpm. Instantes a (200 ms), b (250 ms), c (300 ms) e d (350 ms) indicados em relação à onda de pressão de acionamento. Escala de velocidade válida para todos os mapas.

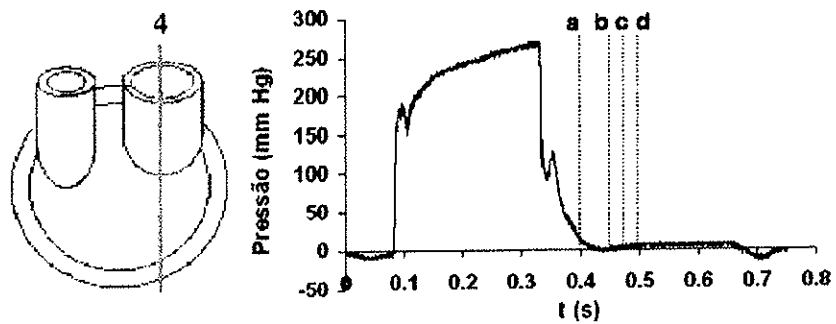
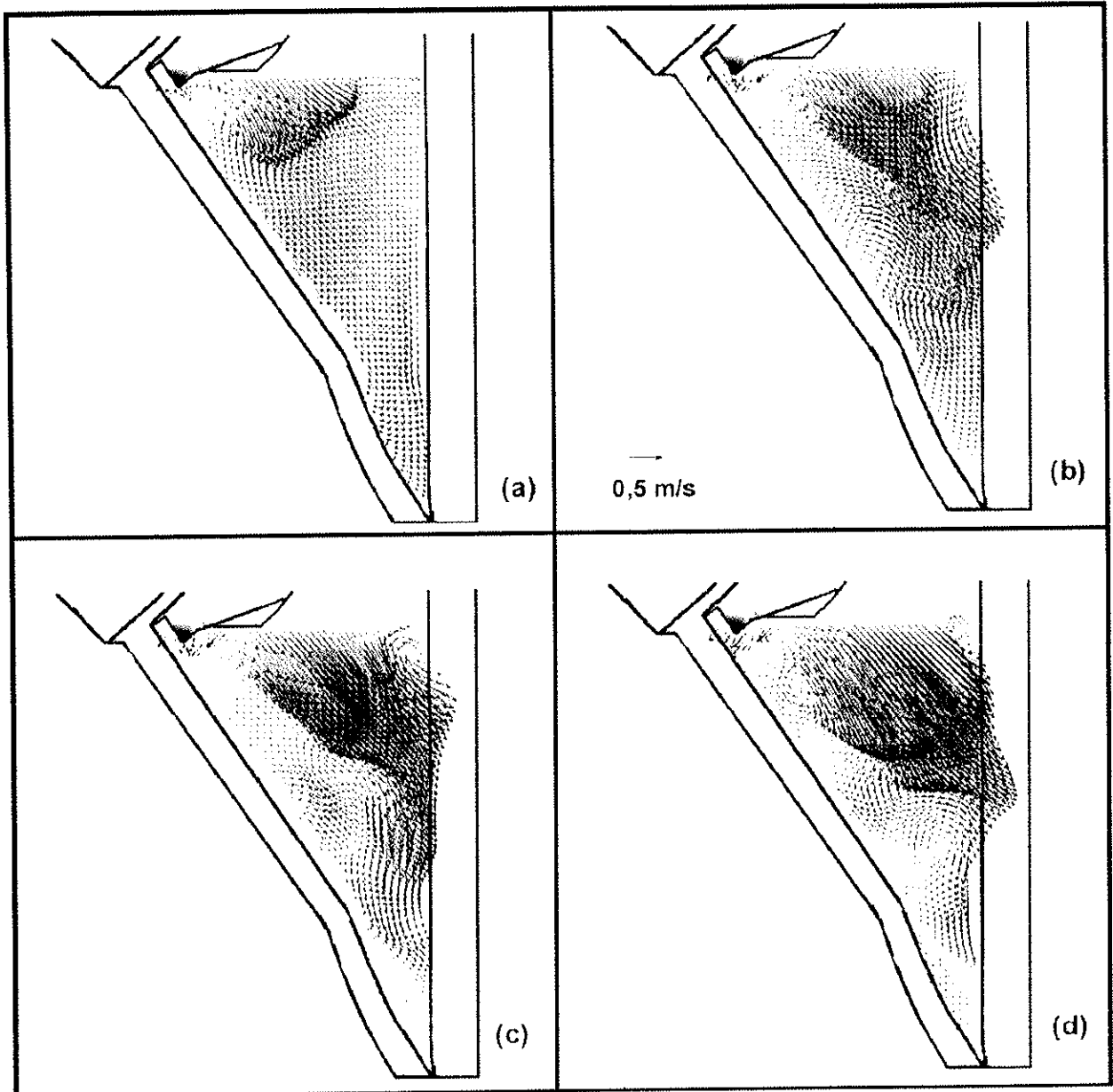


Figura 135: Distribuições de velocidades médias determinadas a partir das imagens obtidas no plano 4 na frequência de 80 bpm. Instantes a (400 ms), b (450 ms), c (475 ms) e d (500 ms) indicados em relação à onda de pressão de acionamento. Escala de velocidade válida para todos os mapas.

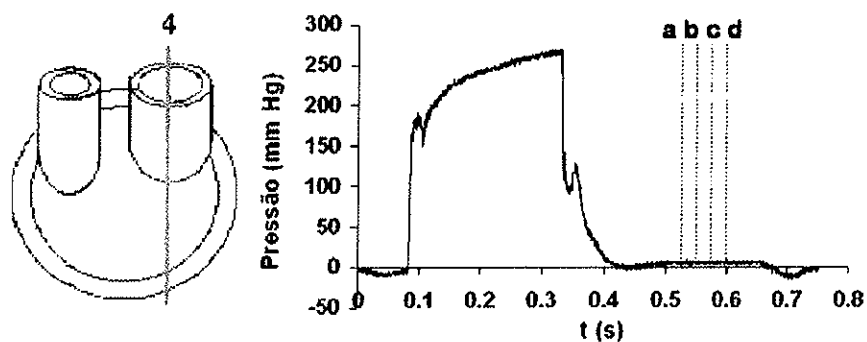
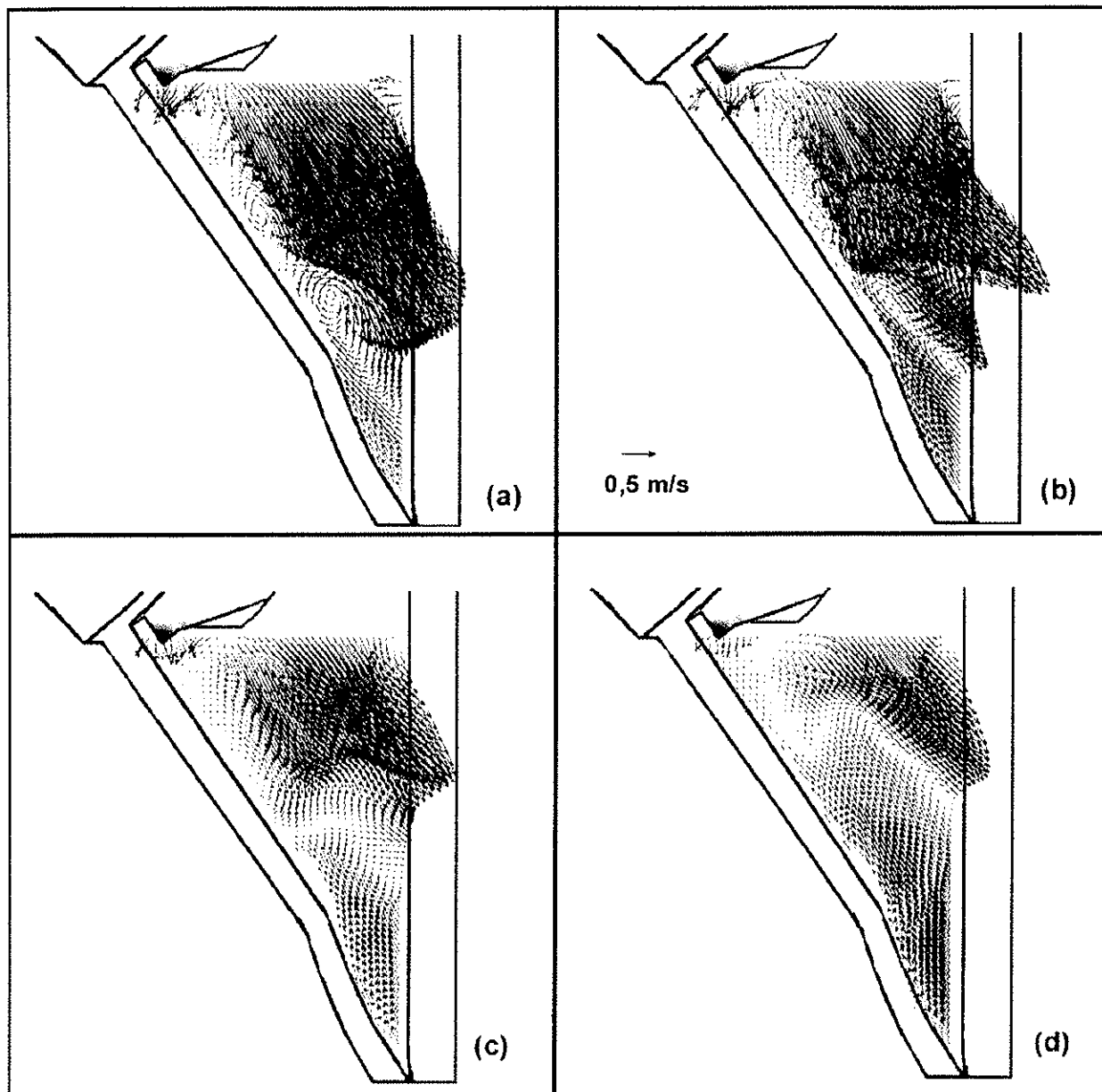


Figura 136: Distribuições de velocidades médias determinadas a partir das imagens obtidas no plano 4 na frequência de 80 bpm. Instantes a (525 ms), b (550 ms), c (575 ms) e d (600 ms) indicados em relação à onda de pressão de acionamento. Escala de velocidade válida para todos os mapas.

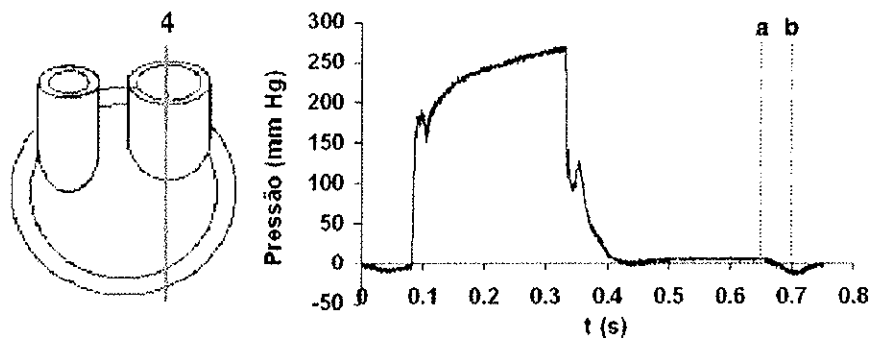
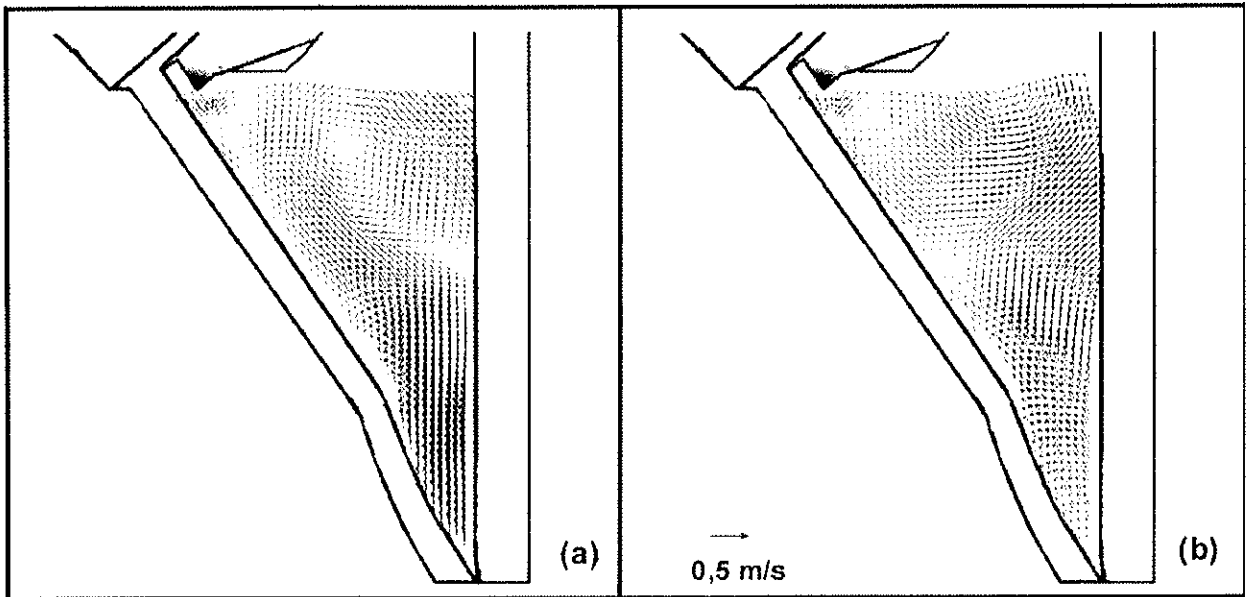


Figura 137: Distribuições de velocidades médias determinadas a partir das imagens obtidas no plano 4 na frequência de 80 bpm. Instantes a (650 ms) e b (700 ms) indicados em relação à onda de pressão de acionamento. Escala de velocidade válida para todos os mapas.

## B Perfil de velocidades do DAVP na frequência de 100 bpm

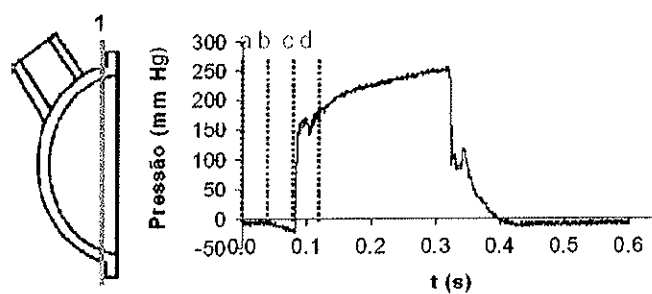
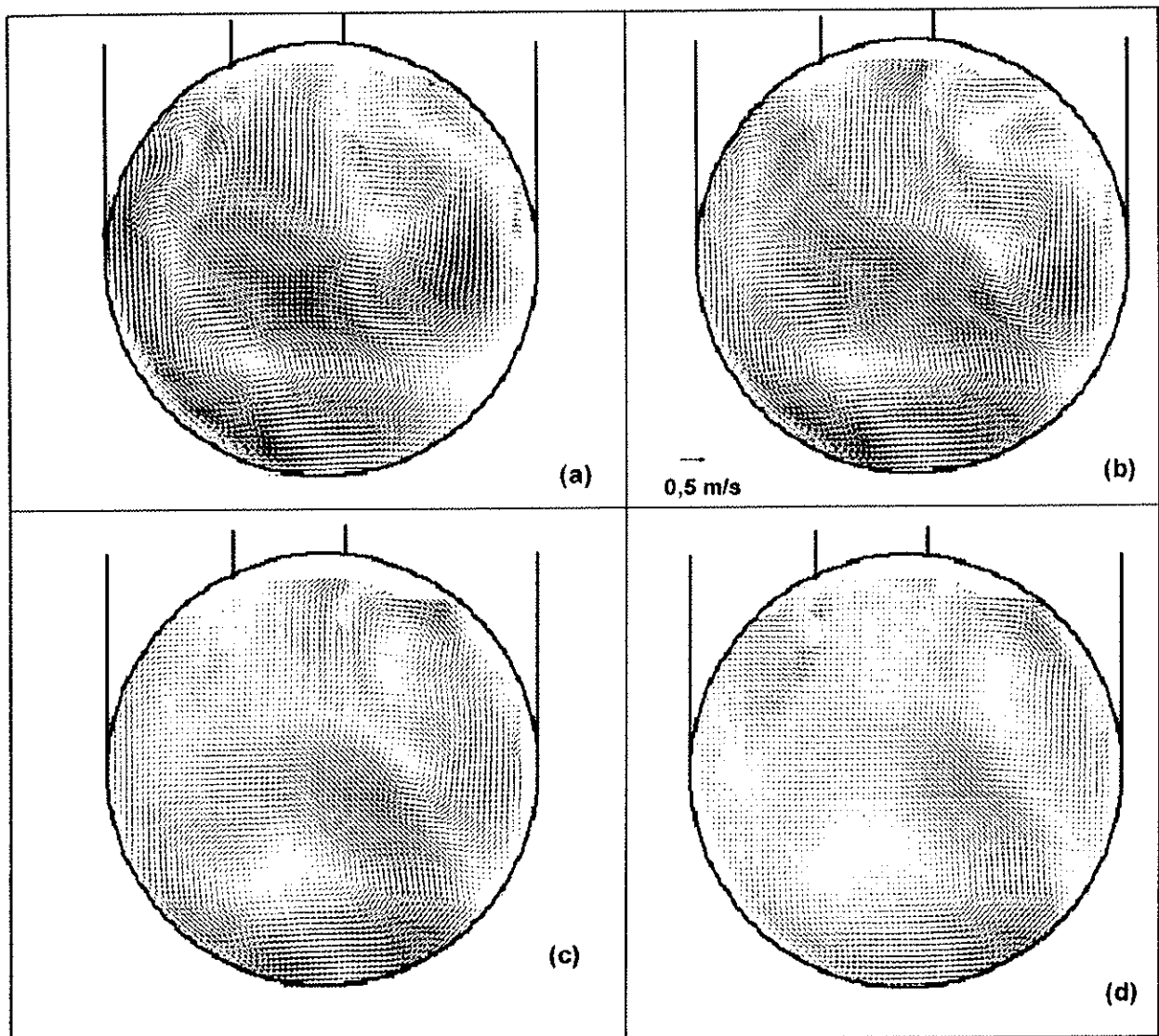


Figura 138: Distribuições de velocidades médias determinadas a partir das imagens obtidas no plano 1 na frequência de 100 bpm. Instantes a (0 ms), b (40 ms), c (80 ms) e d (120 ms) indicados em relação à onda de pressão de acionamento. Escala de velocidade válida para todos os mapas.

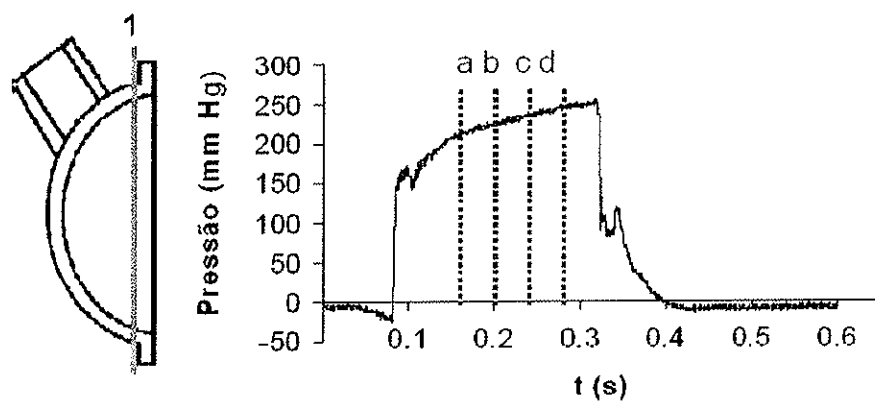
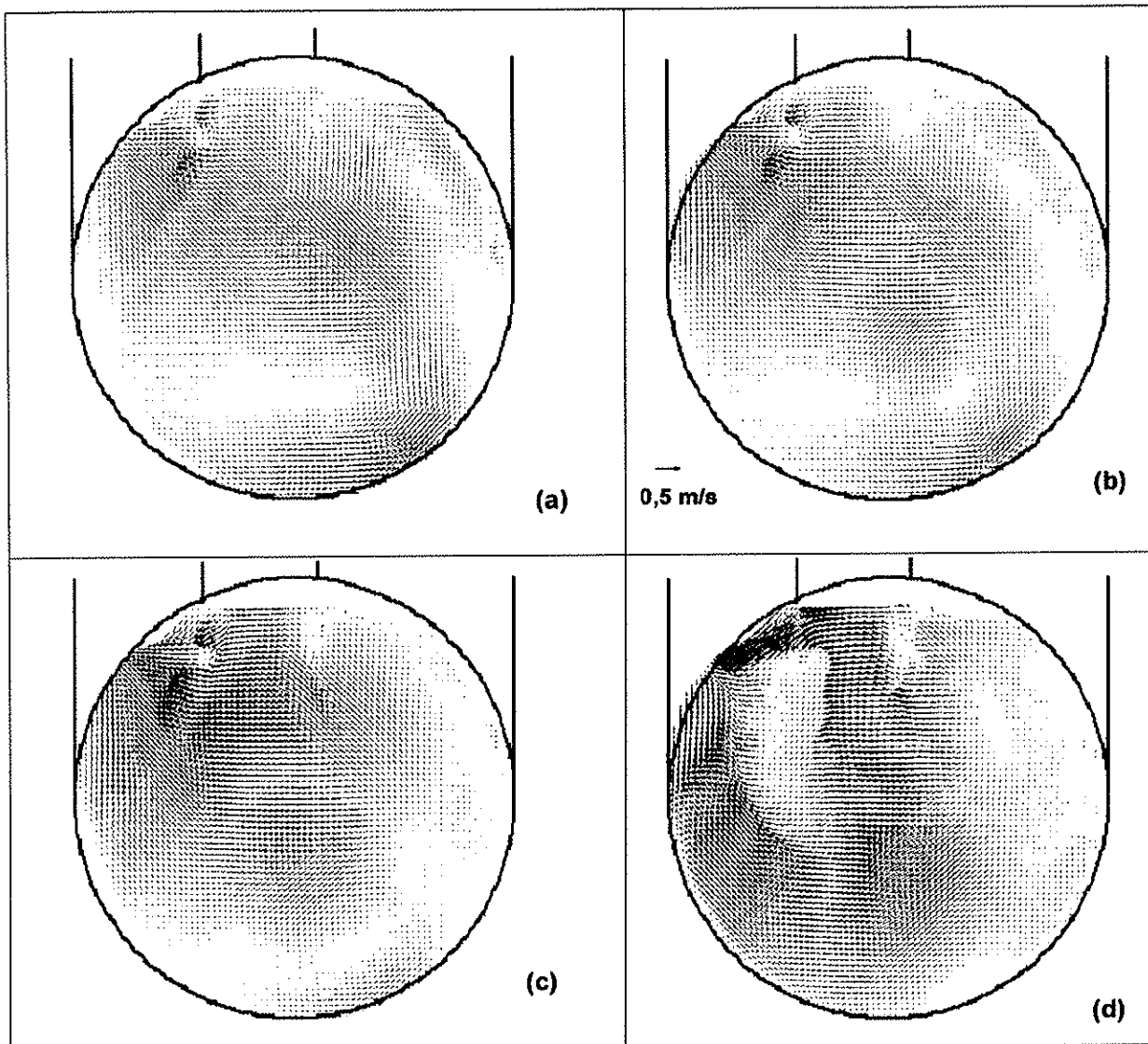


Figura 139: Distribuições de velocidades médias determinadas a partir das imagens obtidas no plano 1 na frequência de 100 bpm. Instantes a (160 ms), b (200 ms), c (240 ms) e d (280 ms) indicados em relação à onda de pressão de acionamento. Escala de velocidade em b é válida para todos os mapas.

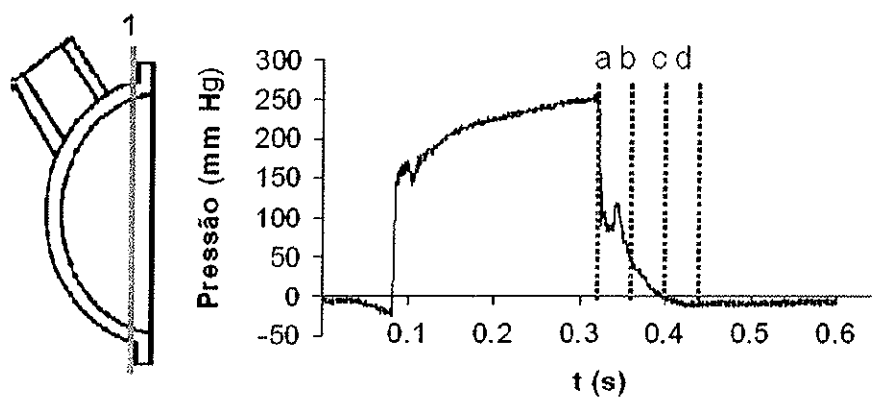
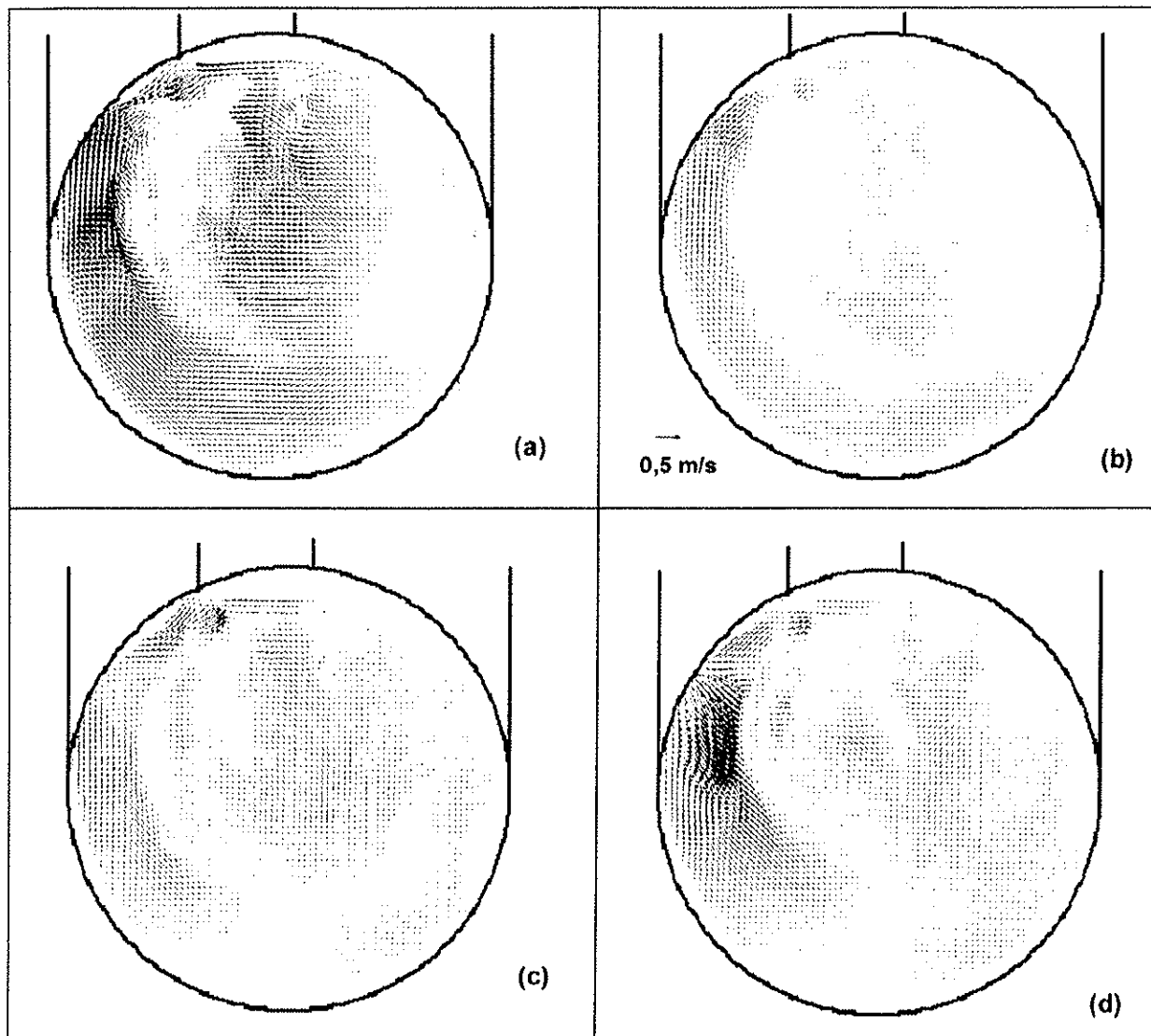


Figura 140: Distribuições de velocidades médias determinadas a partir das imagens obtidas no plano 1 na frequência de 100 bpm. Instantes a (320 ms), b (360 ms), c (400 ms) e d (440 ms) indicados em relação à onda de pressão de acionamento. Escala de velocidade em b é válida para todos os mapas.

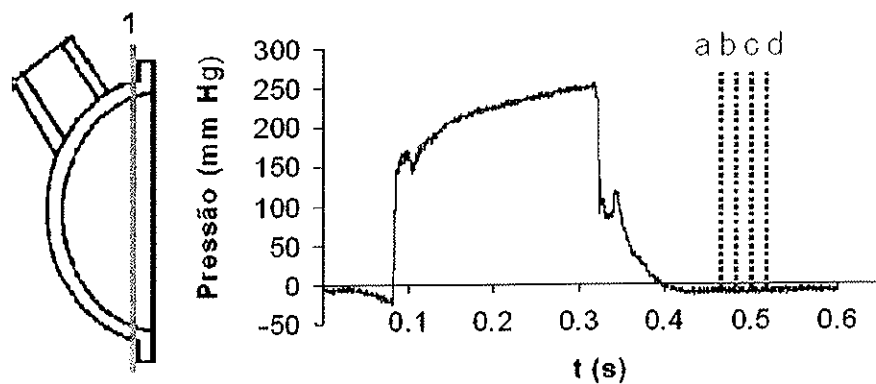
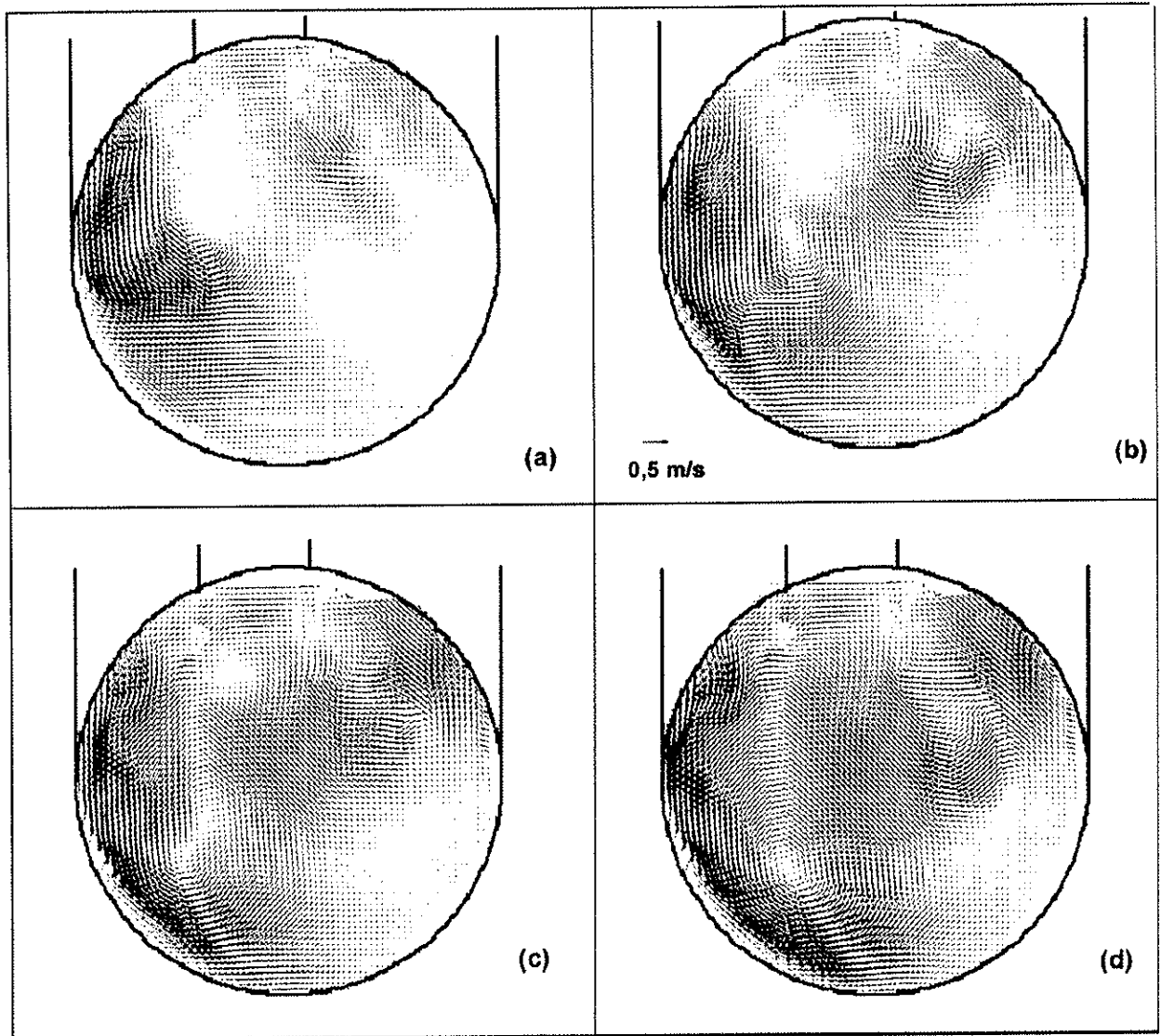


Figura 141: Distribuições de velocidades médias determinadas a partir das imagens obtidas no plano 1 na frequência de 100 bpm. Instantes a (460 ms), b (480 ms), c (500 ms) e d (520 ms) indicados em relação à onda de pressão de acionamento. Escala de velocidade em b é válida para todos os mapas.



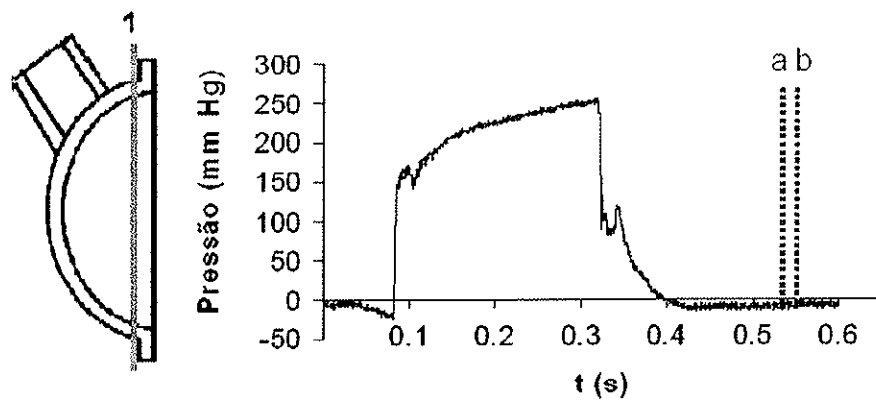
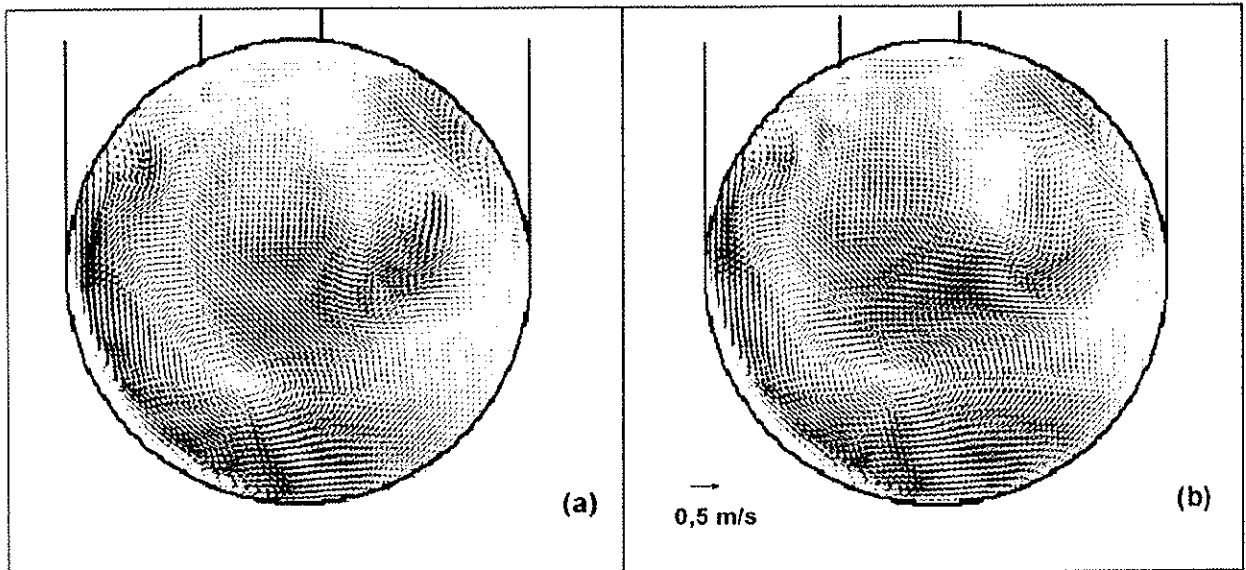


Figura 142: Distribuições de velocidades médias determinadas a partir das imagens obtidas no plano 1 na frequência de 100 bpm. Instantes a (540 ms) e b (560 ms) indicados em relação à onda de pressão de acionamento. Escala de velocidade em b é válida para todos os mapas.

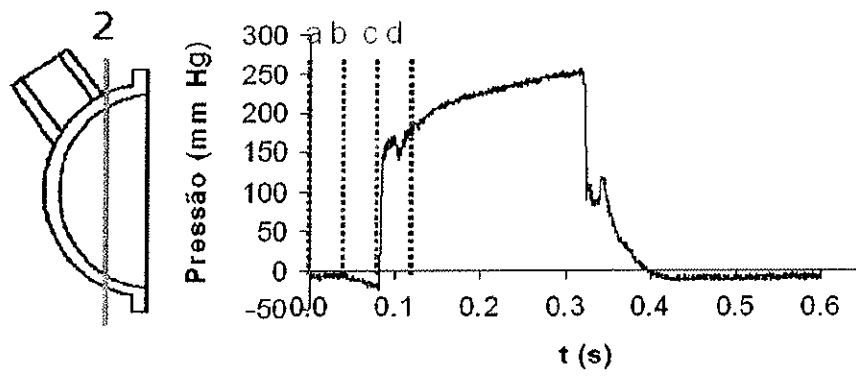
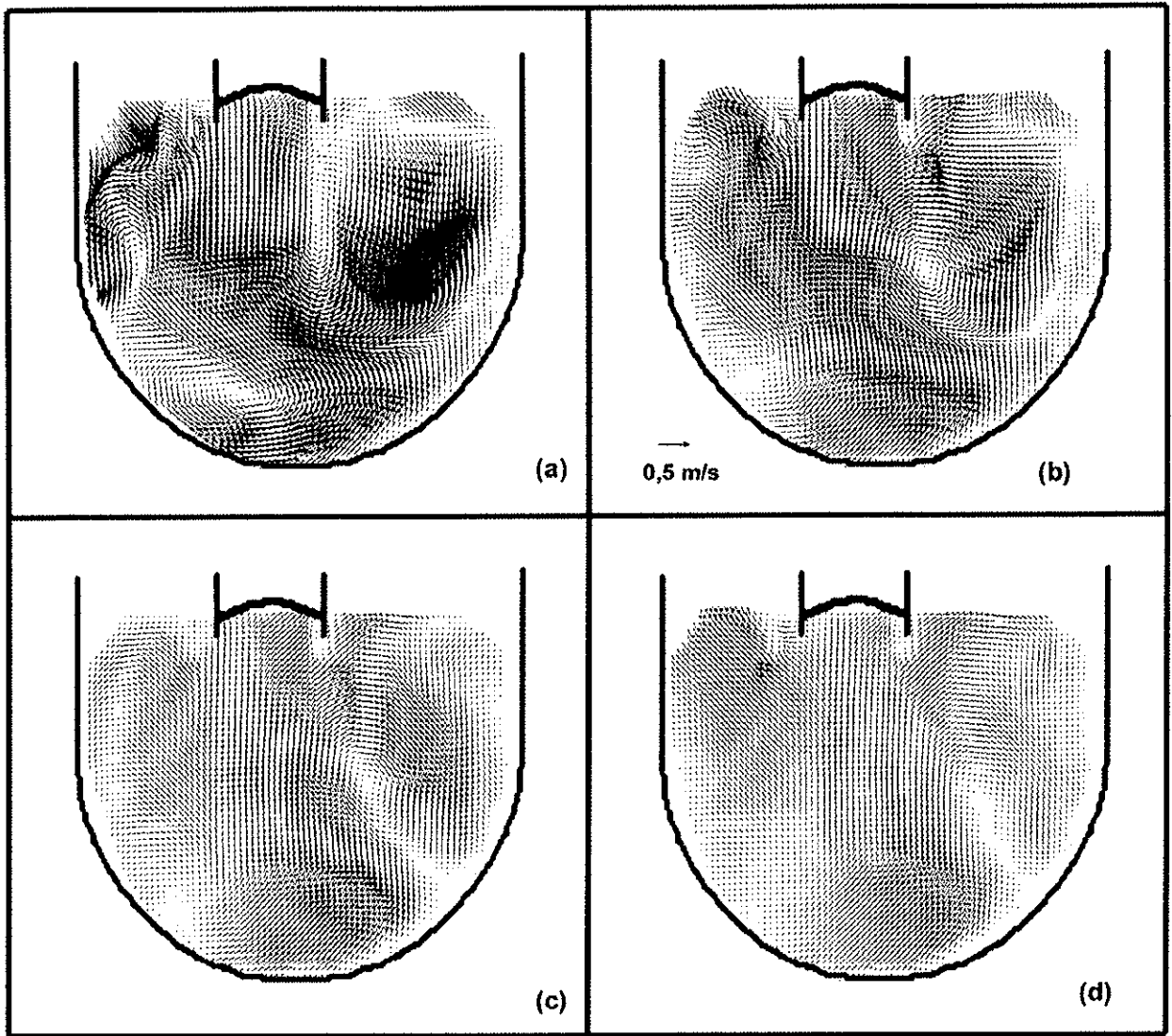


Figura 143: Distribuições de velocidades médias determinadas a partir das imagens obtidas no plano 2 na frequência de 100 bpm. Instantes a (0 ms), b (40 ms), c (80 ms) e d (120 ms) indicados em relação à onda de pressão de acionamento. Escala de velocidade em b é válida para todos os mapas.

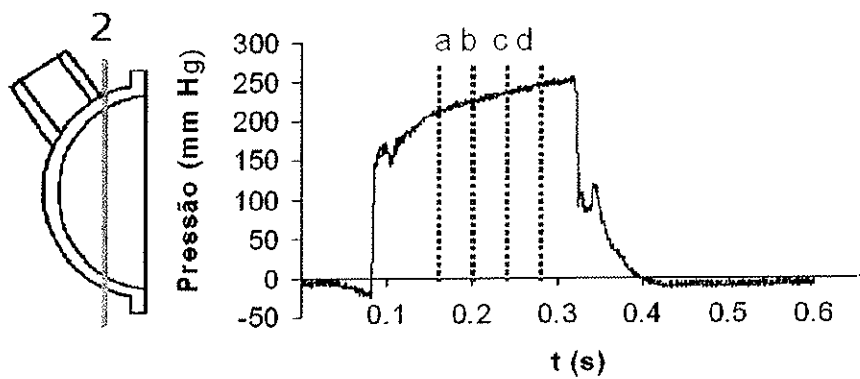
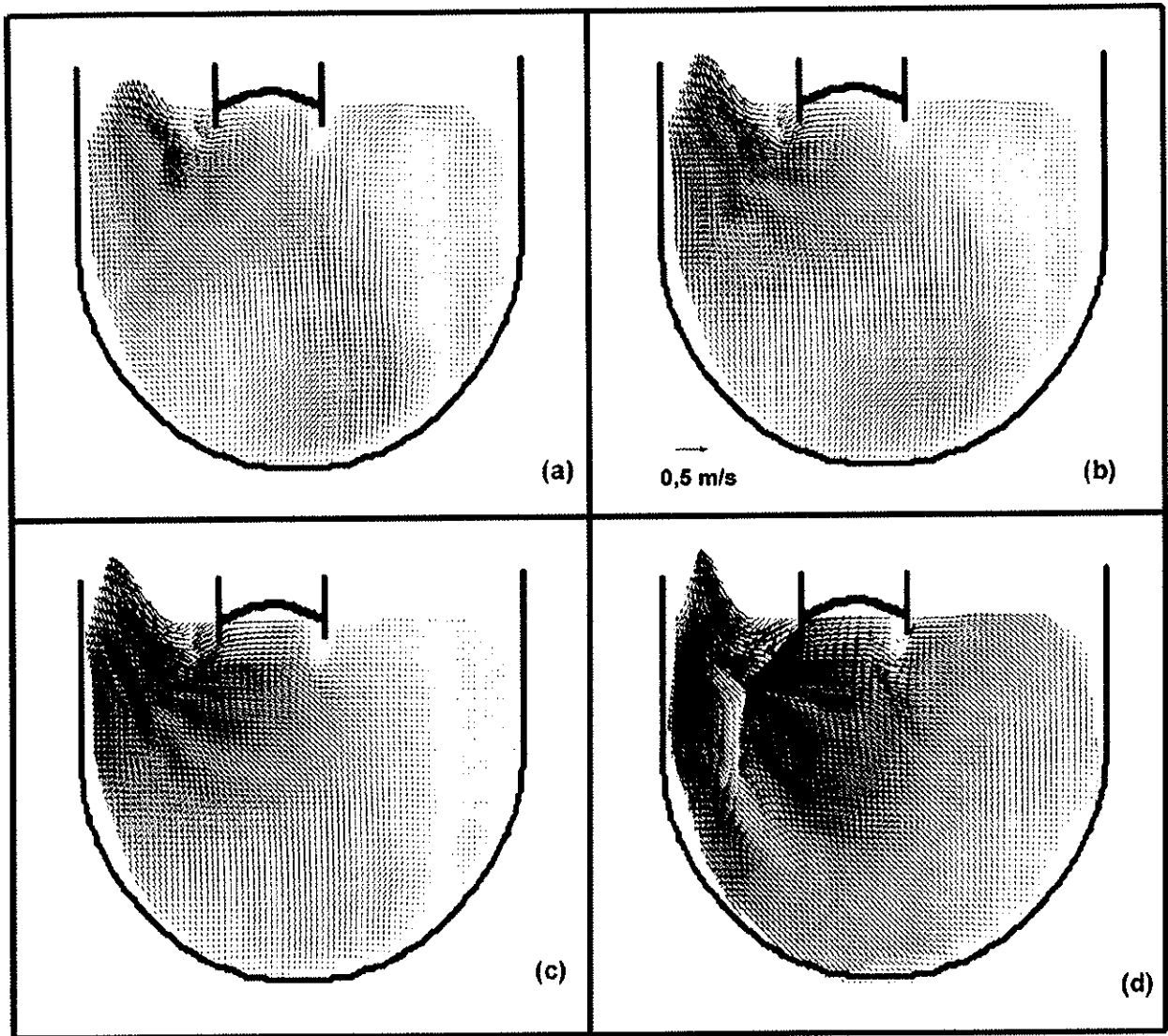


Figura 144: Distribuições de velocidades médias determinadas a partir das imagens obtidas no plano 2 na frequência de 100 bpm. Instantes a (160 ms), b (200 ms), c (240 ms) e d (280 ms) indicados em relação à onda de pressão de acionamento. Escala de velocidade em b é válida para todos os mapas.

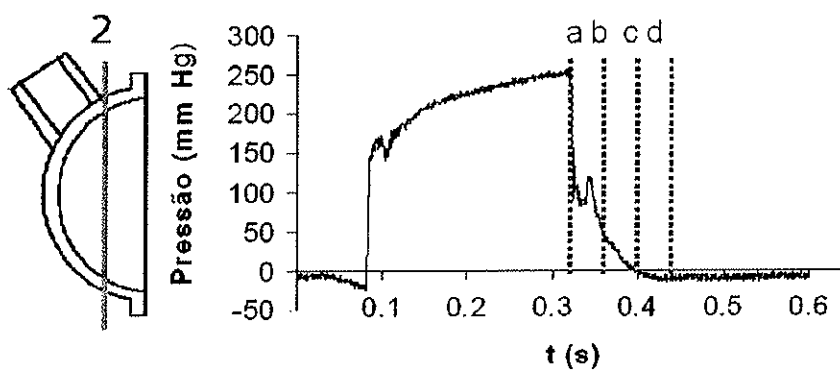
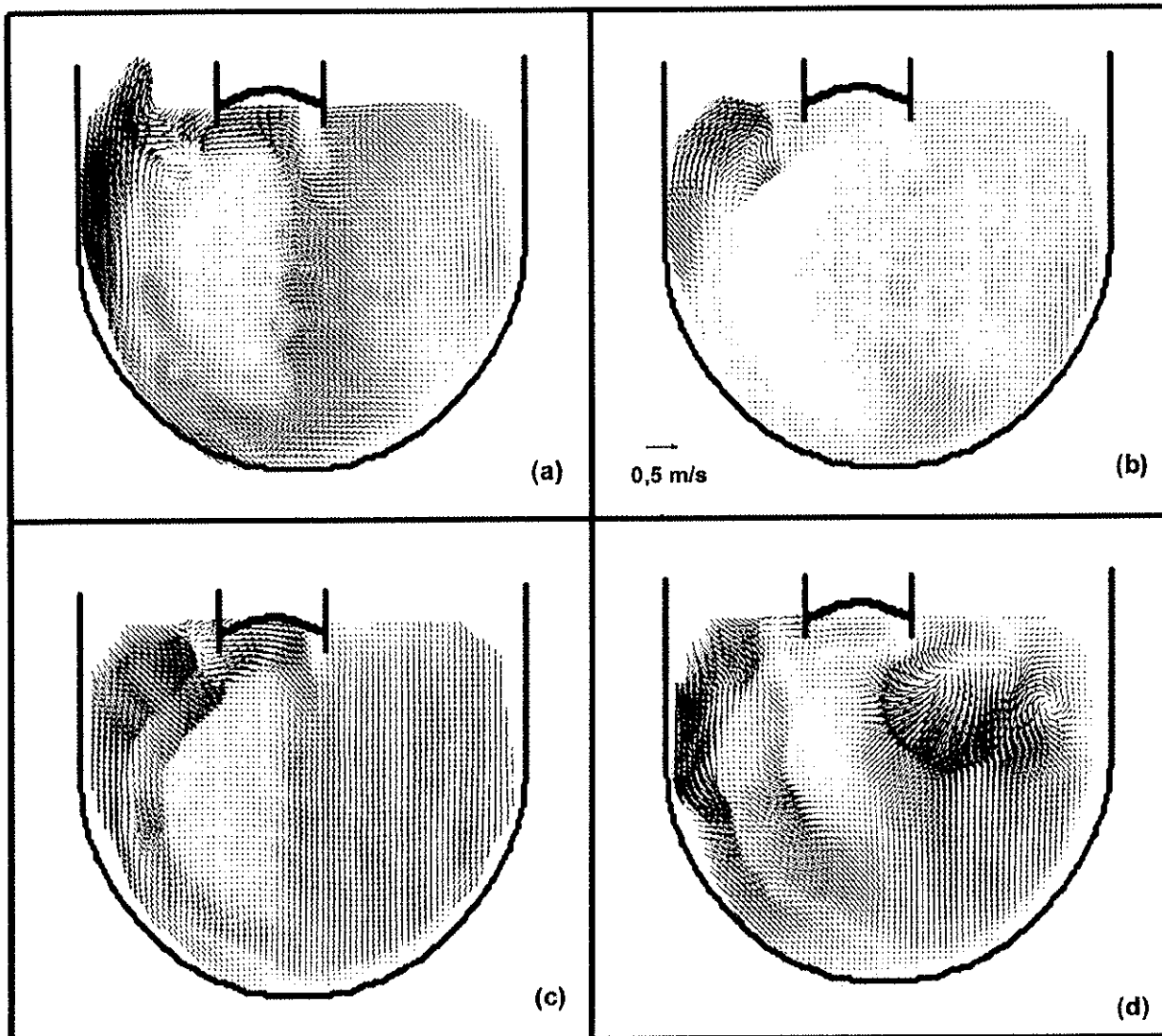


Figura 145: Distribuições de velocidades médias determinadas a partir das imagens obtidas no plano 2 na frequência de 100 bpm. Instantes a (320 ms), b (360 ms), c (400 ms) e d (480 ms) indicados em relação à onda de pressão de acionamento. Escala de velocidade em b é válida para todos os mapas.

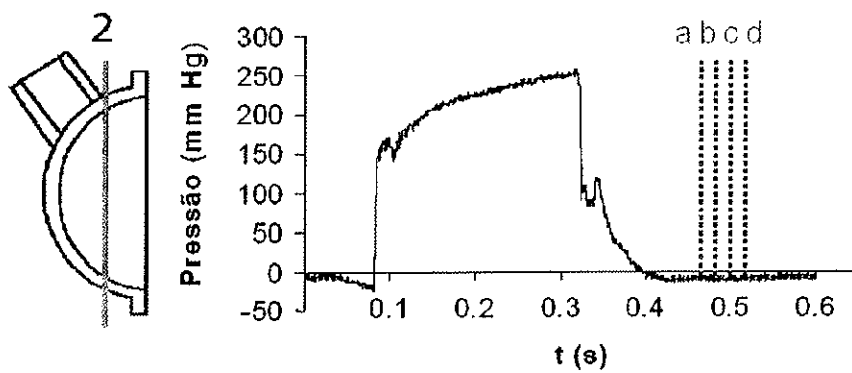
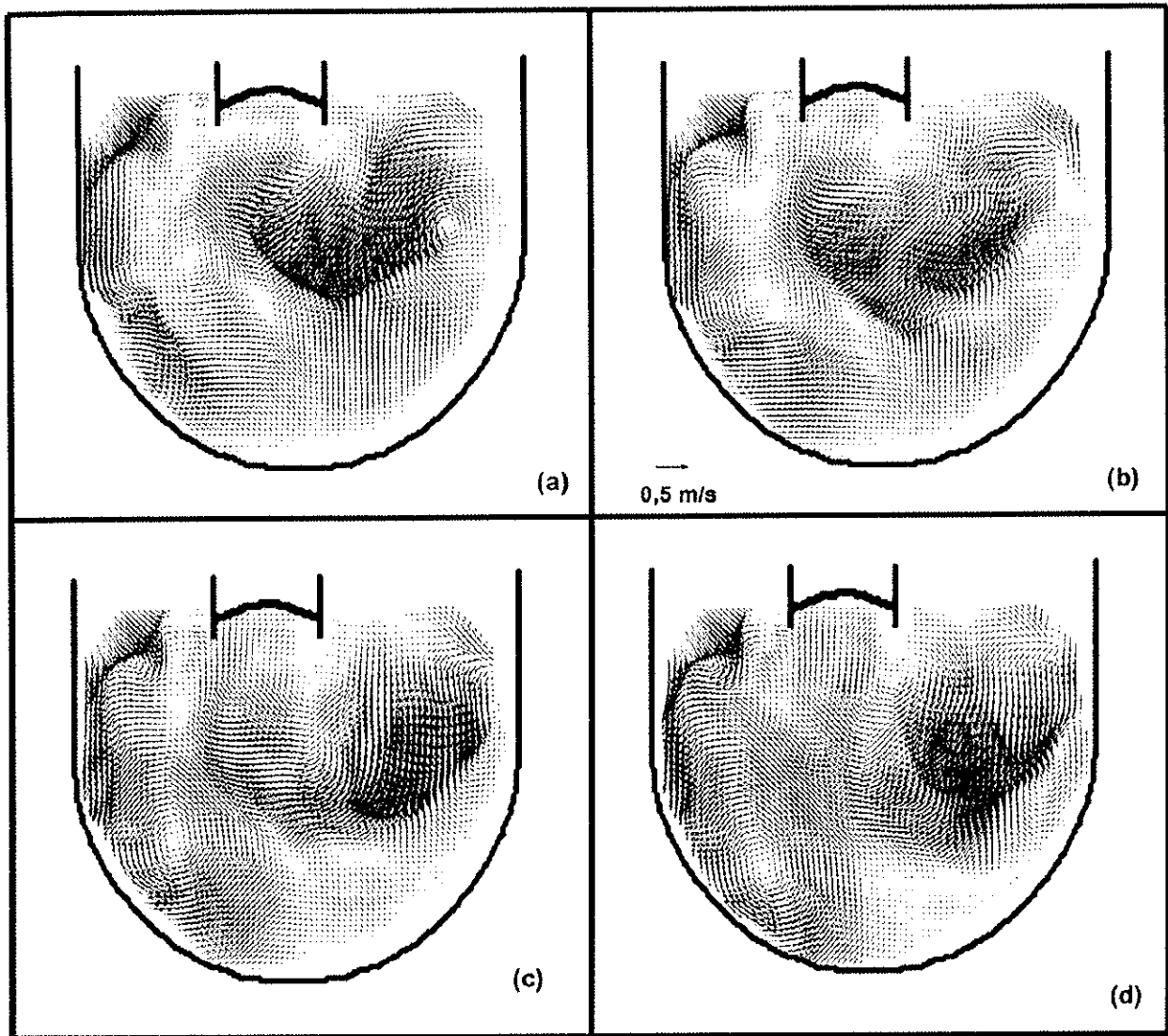


Figura 146: Distribuições de velocidades médias determinadas a partir das imagens obtidas no plano 2 na frequência de 100 bpm. Instantes a (460 ms), b (480 ms), c (500 ms) e d (520 ms) indicados em relação à onda de pressão de acionamento. Escala de velocidade em b é válida para todos os mapas.

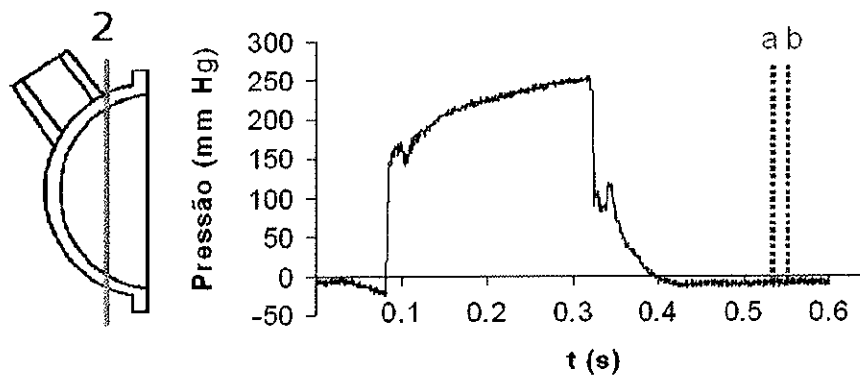
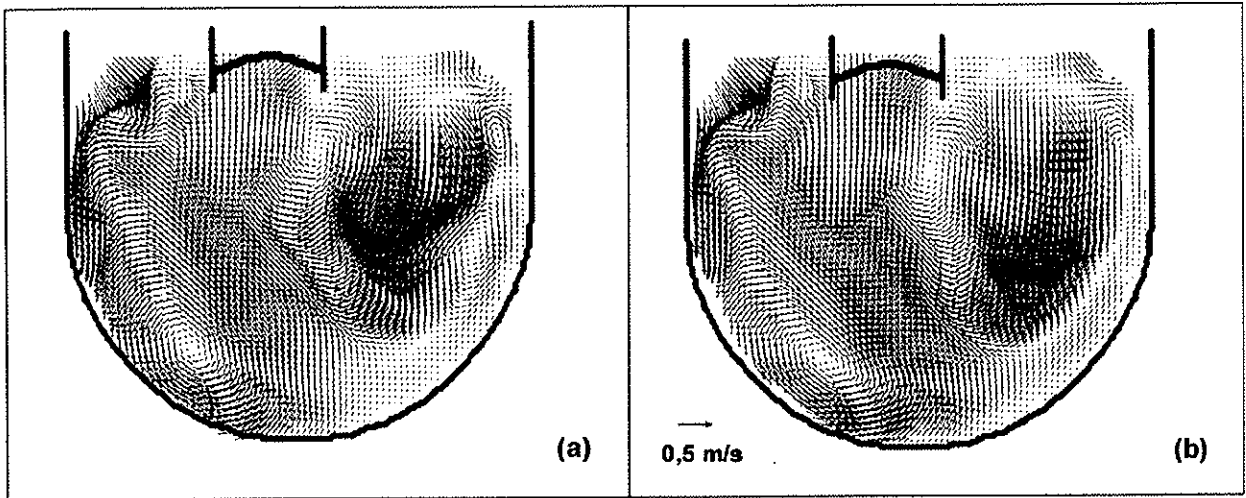


Figura 147: Distribuições de velocidades médias determinadas a partir das imagens obtidas no plano 2 na frequência de 100 bpm. Instantes a (540 ms) e b (560 ms) indicados em relação à onda de pressão de acionamento. Escala de velocidade em b é válida para todos os mapas.

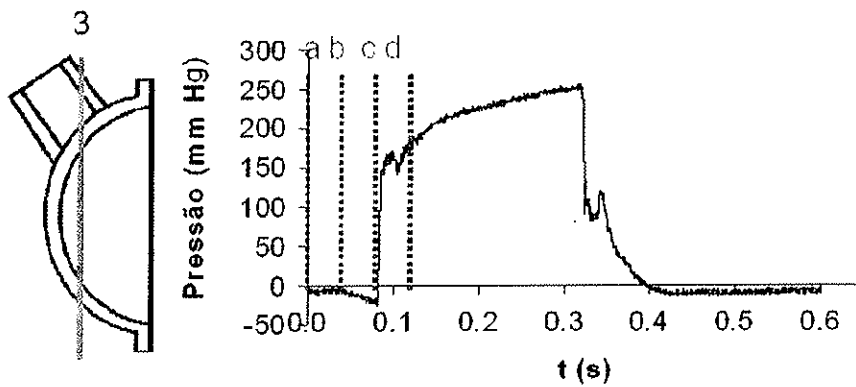
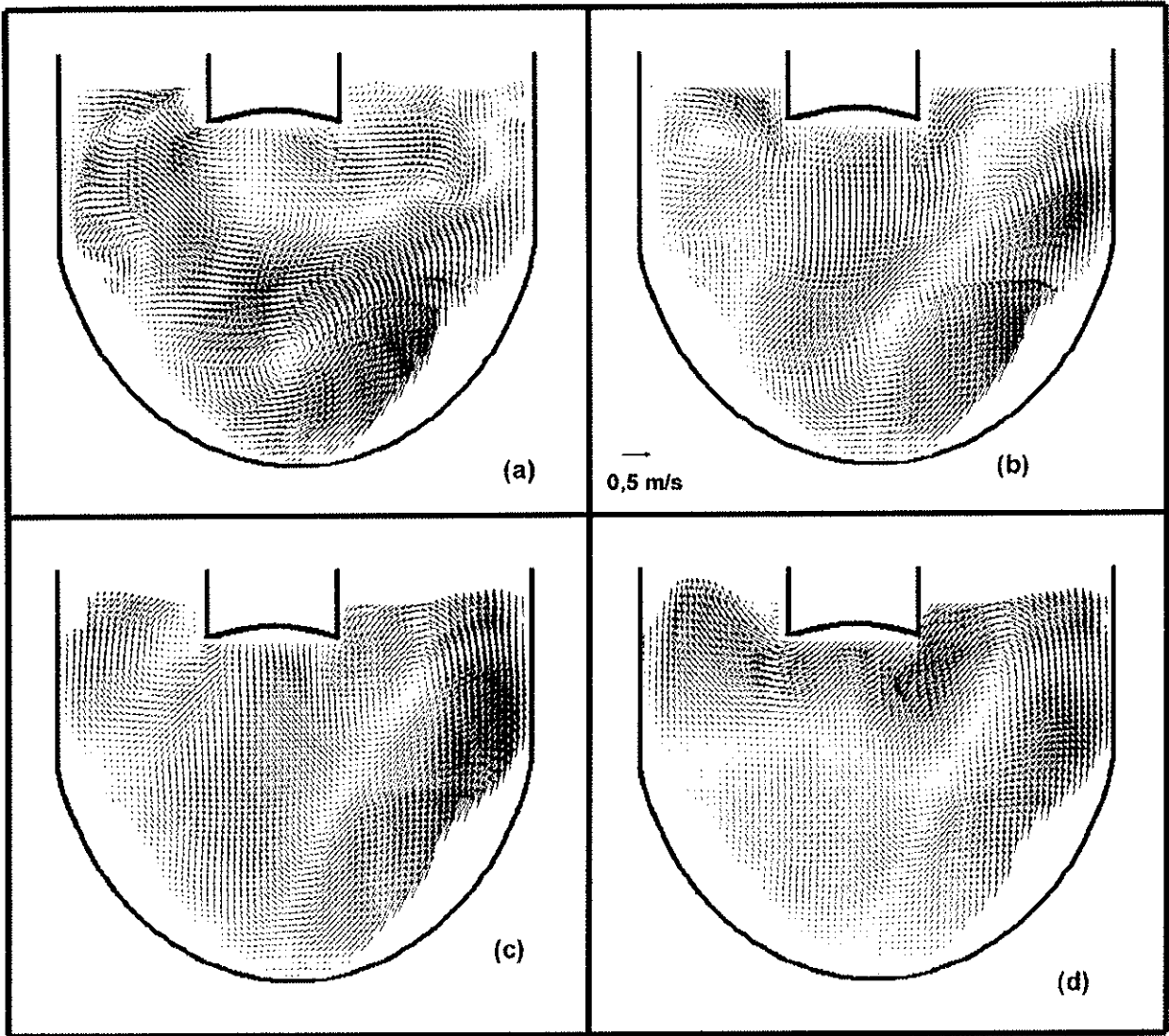


Figura 148: Distribuições de velocidades médias determinadas a partir das imagens obtidas no plano 3 na frequência de 100 bpm. Instantes a (0 ms), b (40 ms), c (80 ms) e d (120 ms) indicados em relação à onda de pressão de acionamento. Escala de velocidade em b é válida para todos os mapas.

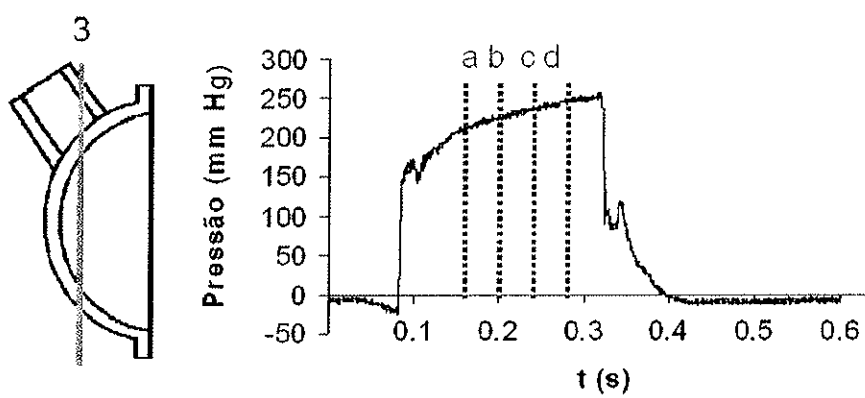
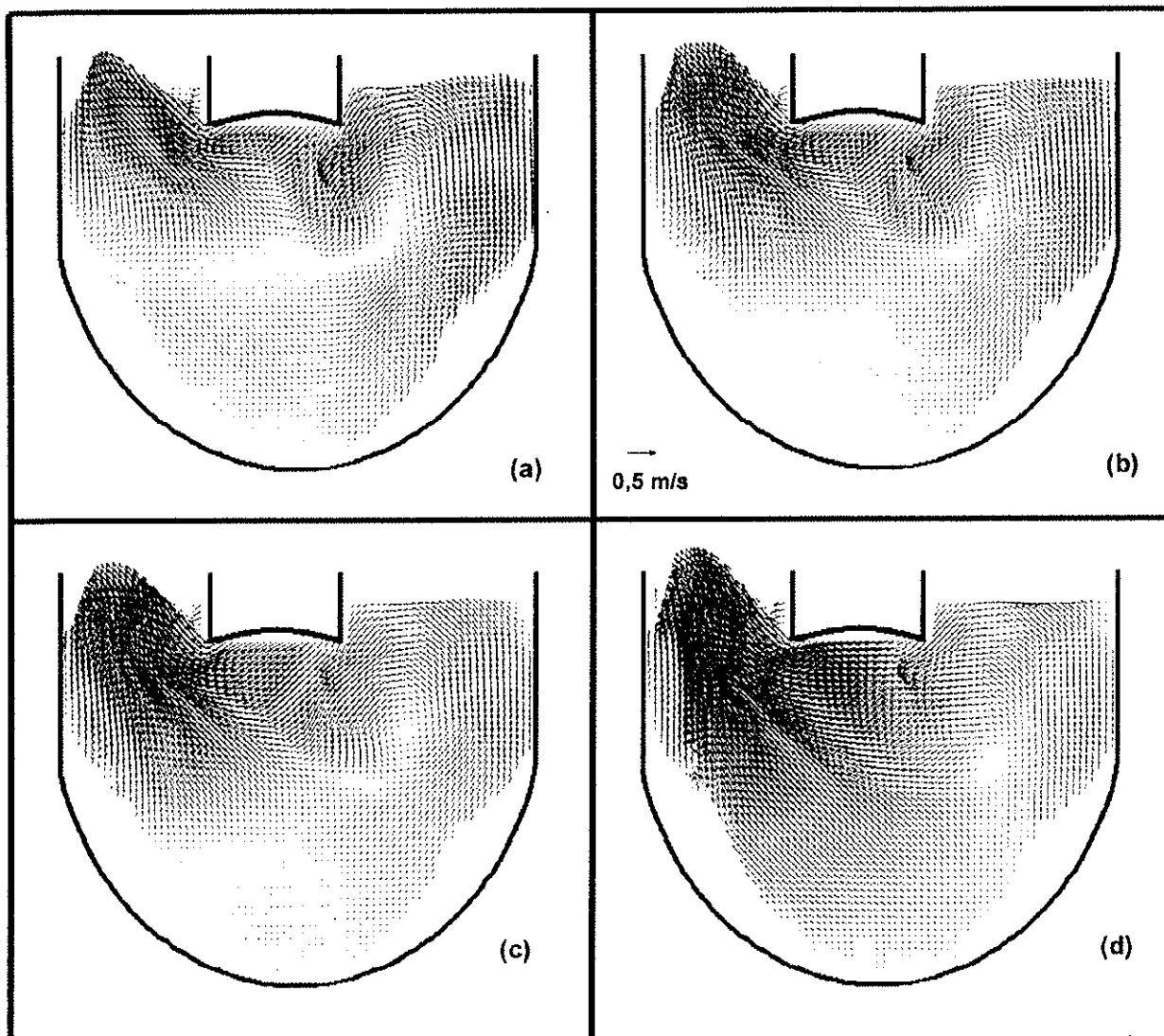


Figura 149: Distribuições de velocidades médias determinadas a partir das imagens obtidas no plano 3 na frequência de 100 bpm. Instantes a (160 ms), b (200 ms), c (240 ms) e d (280 ms) indicados em relação à onda de pressão de acionamento. Escala de velocidade em b é válida para todos os mapas.



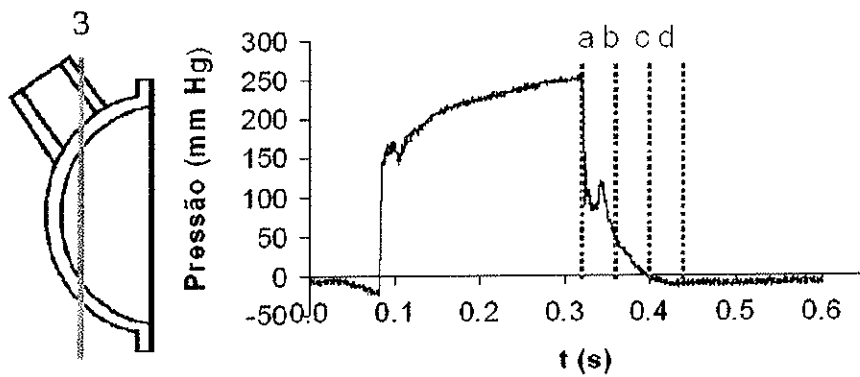
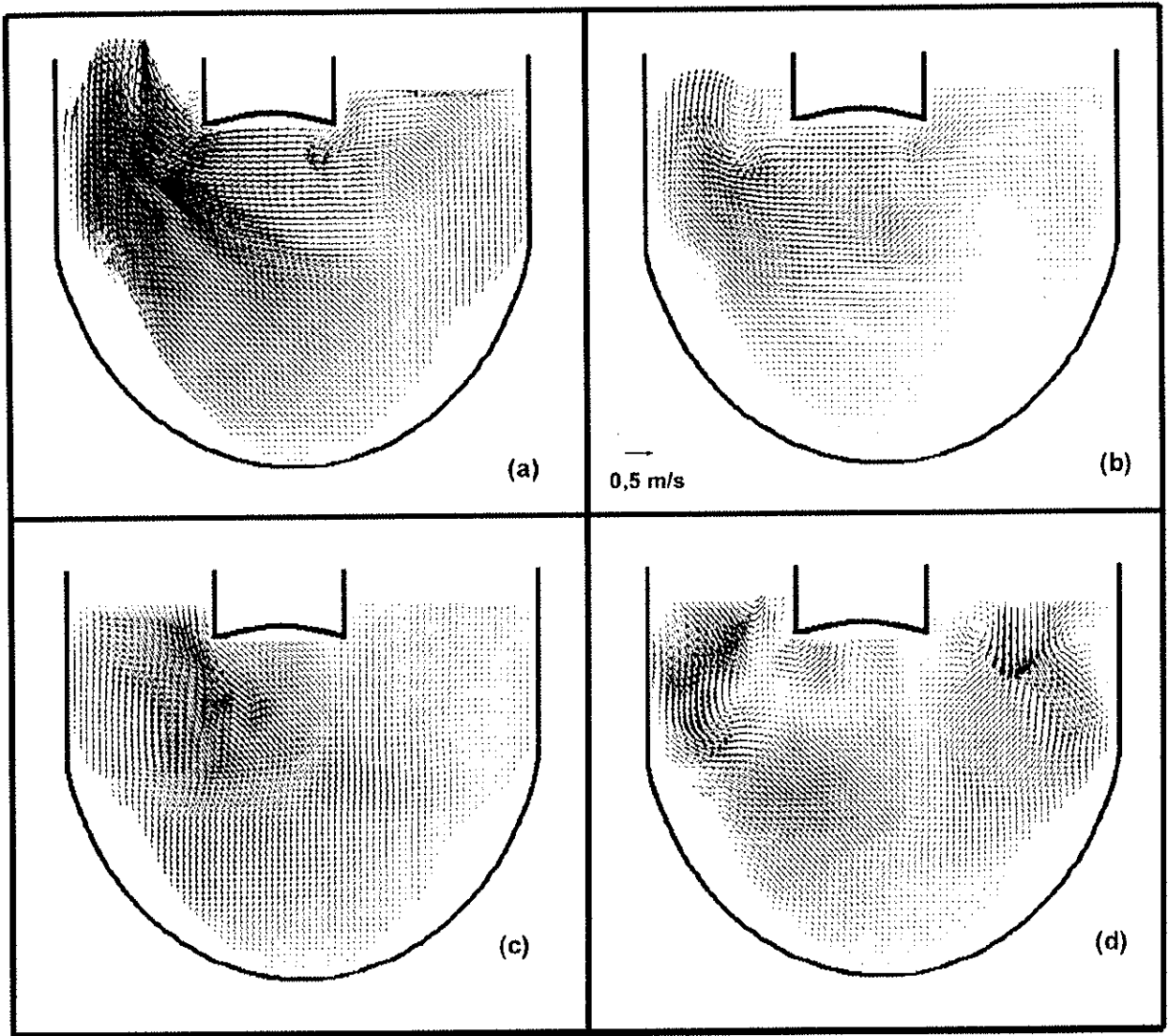


Figura 150: Distribuições de velocidades médias determinadas a partir das imagens obtidas no plano 3 na frequência de 100 bpm. Instantes a (320 ms), b (360 ms), c (400 ms) e d (440 ms) indicados em relação à onda de pressão de acionamento. Escala de velocidade em b é válida para todos os mapas.

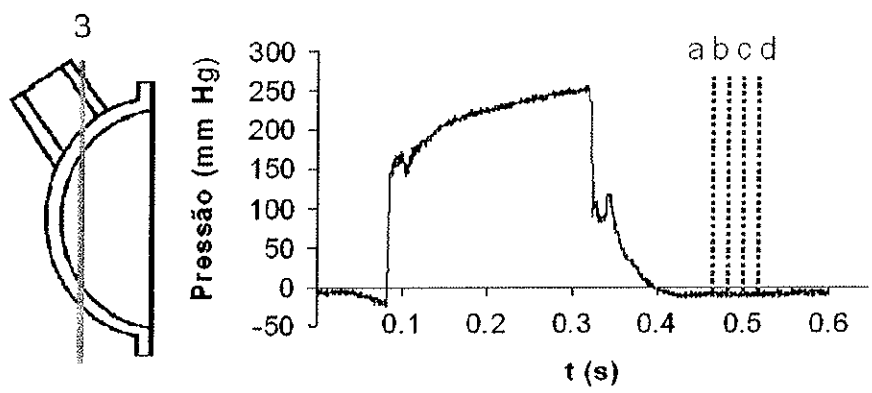
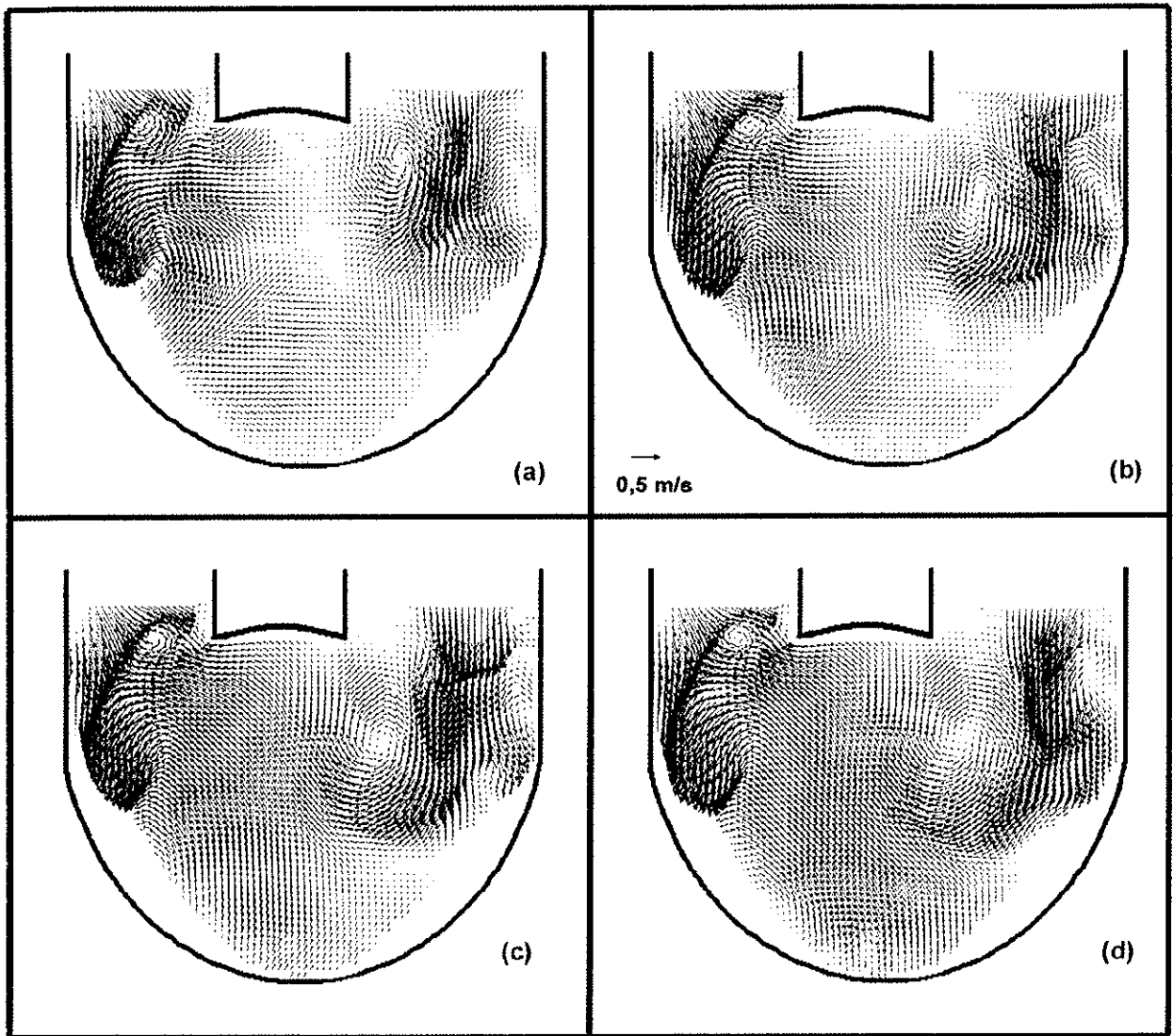


Figura 151: Distribuições de velocidades médias determinadas a partir das imagens obtidas no plano 3 na frequência de 100 bpm. Instantes a (460 ms), b (480 ms), c (500 ms) e d (520 ms) indicados em relação à onda de pressão de acionamento. Escala de velocidade em b é válida para todos os mapas.

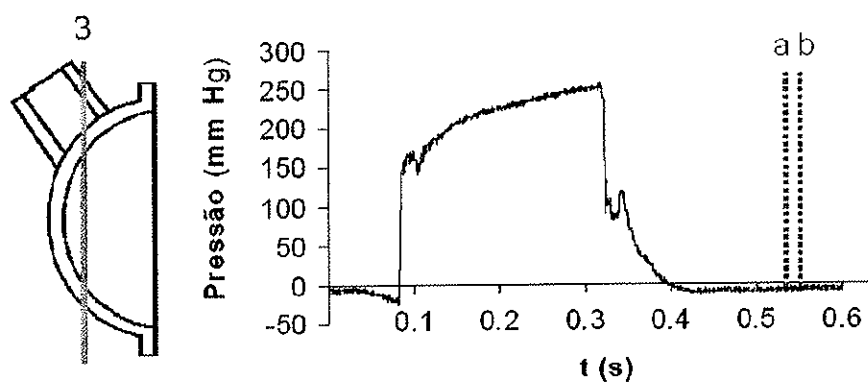
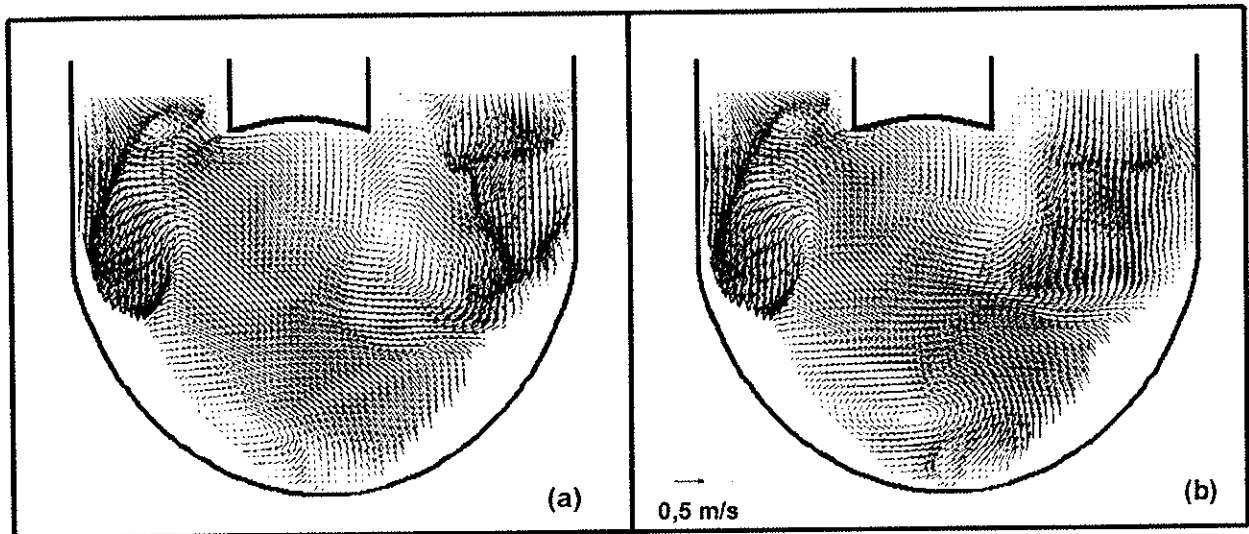


Figura 152: Distribuições de velocidades médias determinadas a partir das imagens obtidas no plano 5 na frequência de 100 bpm. Instantes a (540 ms) e b (560 ms) indicados em relação à onda de pressão de acionamento. Escala de velocidade em b é válida para todos os mapas.

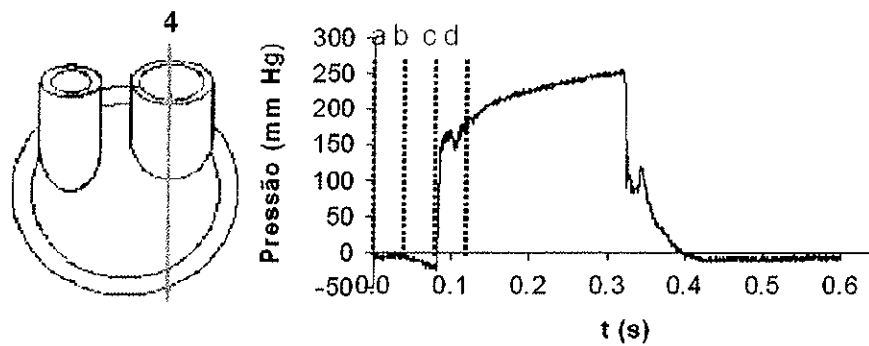
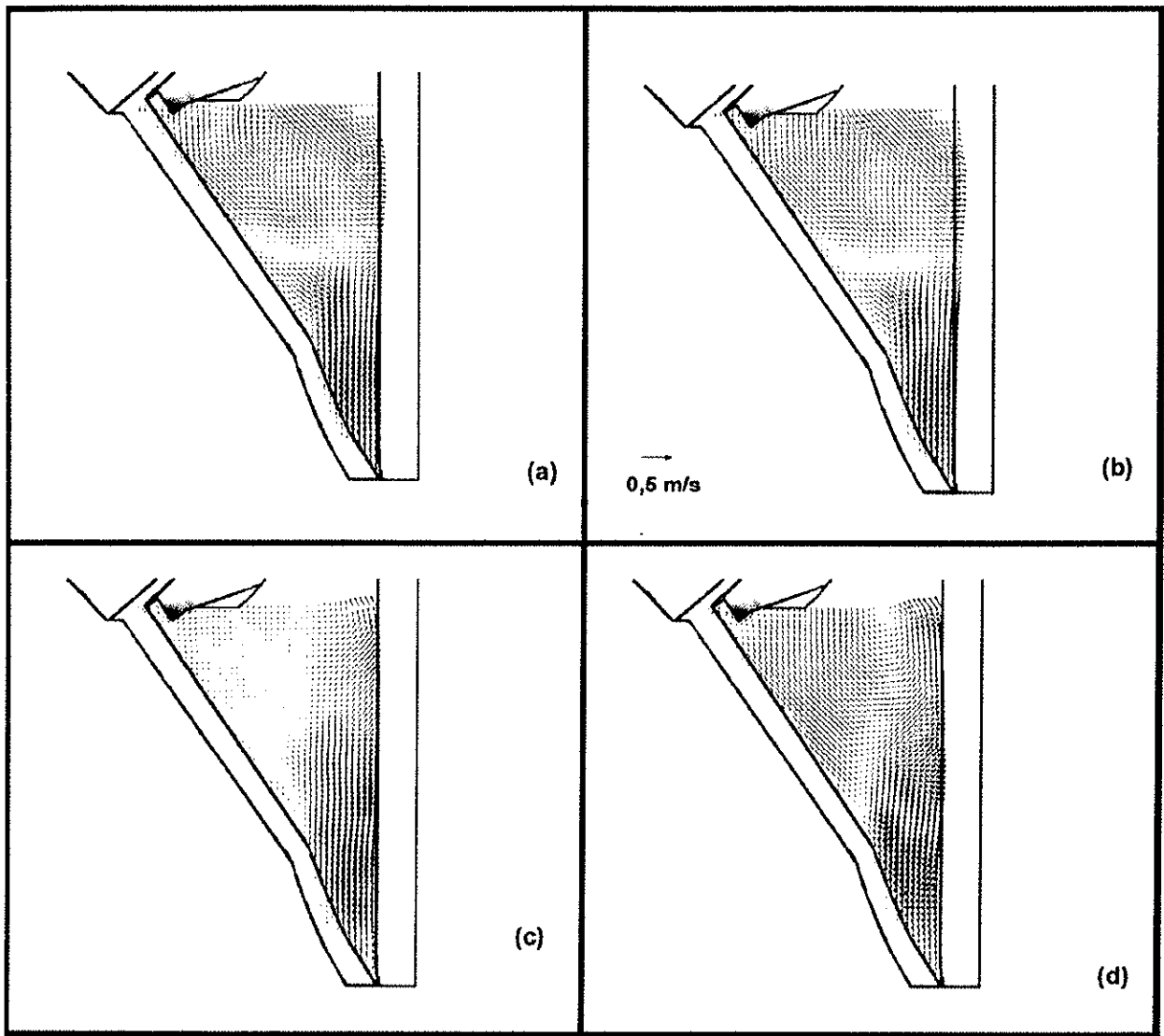


Figura 153: Distribuições de velocidades médias determinadas a partir das imagens obtidas no plano 4 na frequência de 100 bpm. Instantes a (0 ms), b (40 ms), c (80 ms) e d (120 ms) indicados em relação à onda de pressão de acionamento. Escala de velocidade em b é válida para todos os mapas.

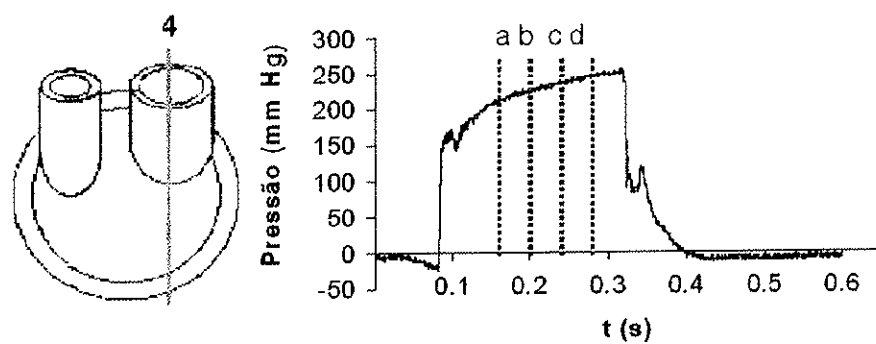
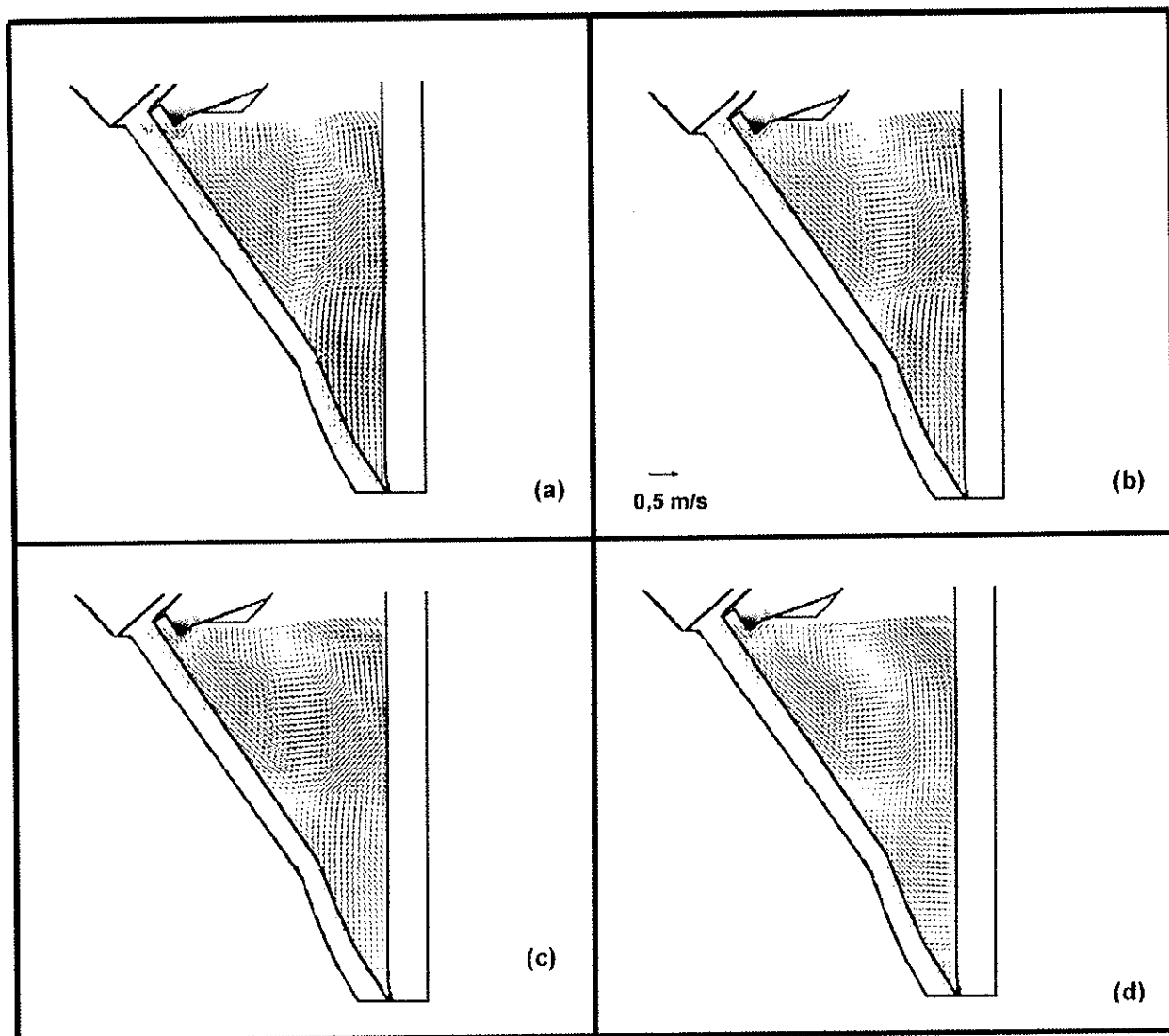


Figura 154: Distribuições de velocidades médias determinadas a partir das imagens obtidas no plano 4 na frequência de 100 bpm. Instantes a (160 ms), b (200 ms), c (240 ms) e d (280 ms) indicados em relação à onda de pressão de acionamento. Escala de velocidade em b é válida para todos os mapas.

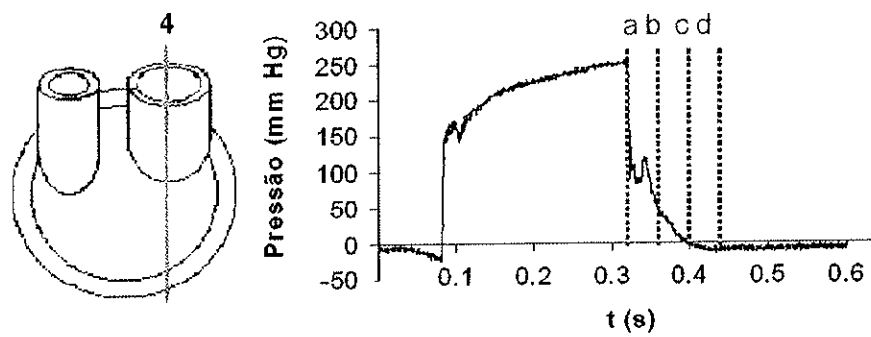
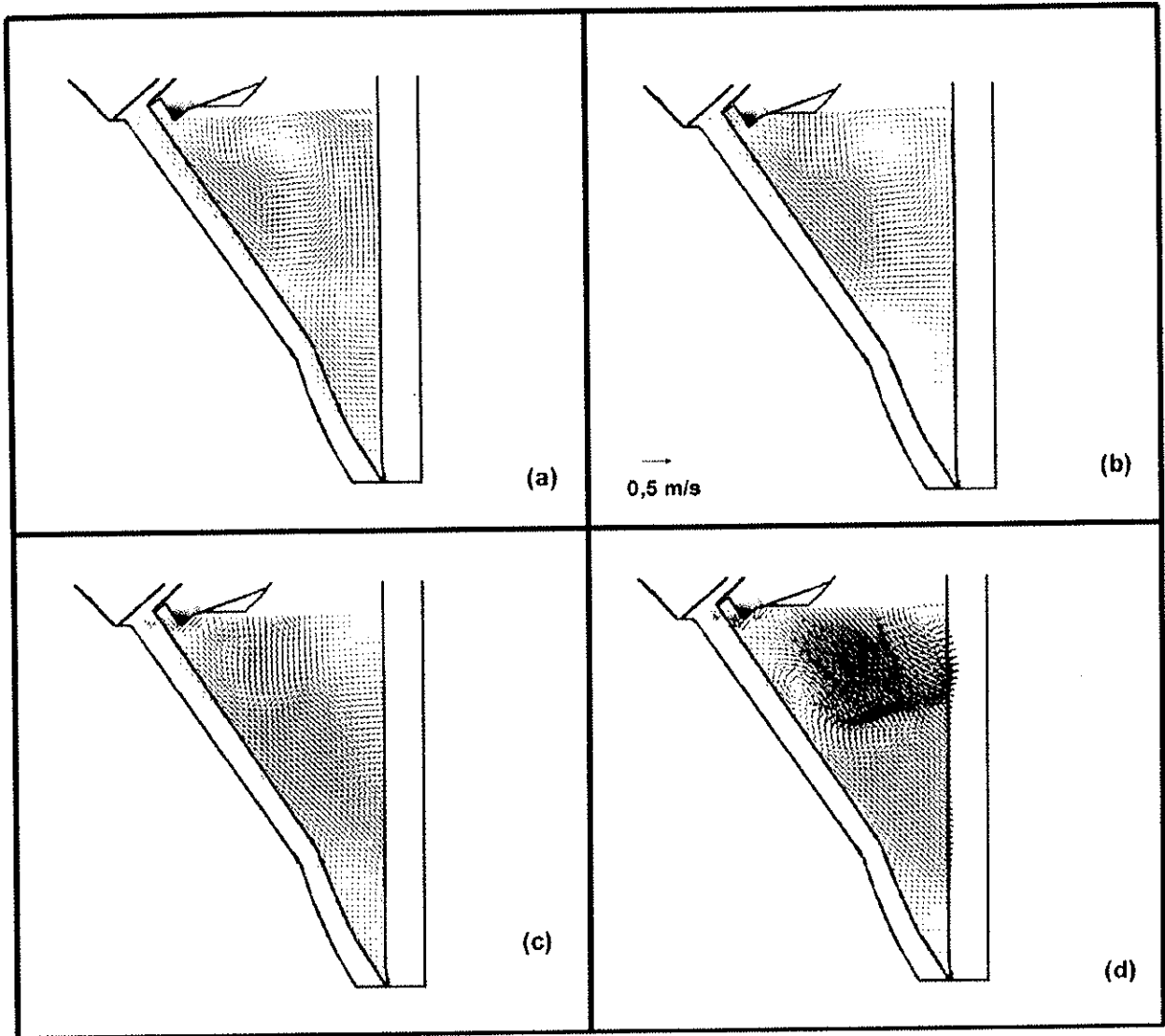


Figura 155: Distribuições de velocidades médias determinadas a partir das imagens obtidas no plano 4 na frequência de 100 bpm. Instantes a (320 ms), b (360 ms), c (400 ms) e d (440 ms) indicados em relação à onda de pressão de acionamento. Escala de velocidade em b é válida para todos os mapas.

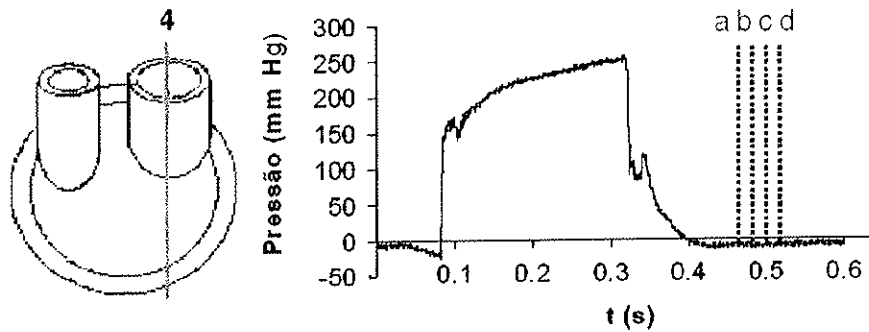
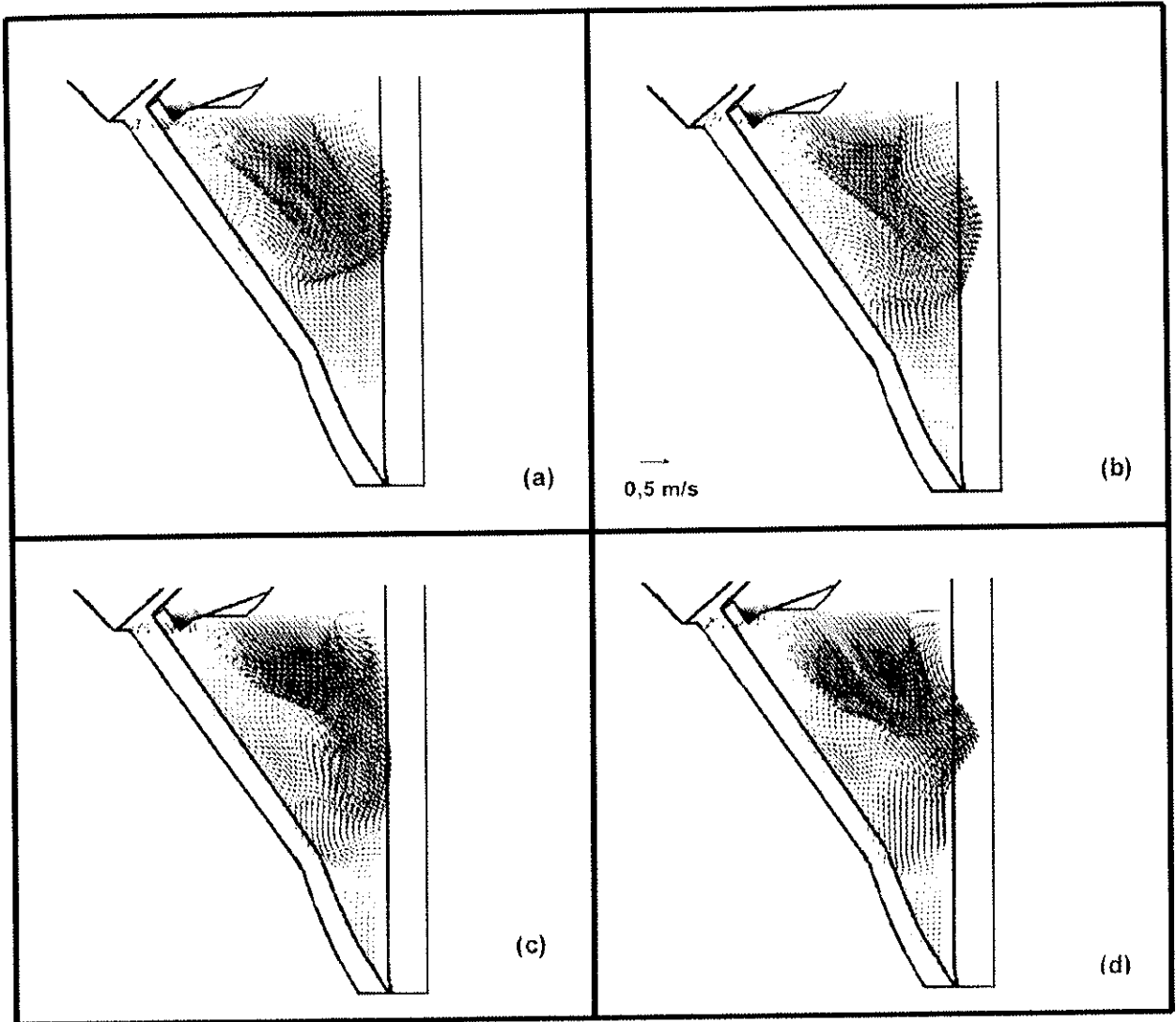


Figura 156: Distribuições de velocidades médias determinadas a partir das imagens obtidas no plano 4 na frequência de 100 bpm. Instantes a (460 ms), b (480 ms), c (500 ms) e d (520 ms) indicados em relação à onda de pressão de acionamento. Escala de velocidade em b é válida para todos os mapas.

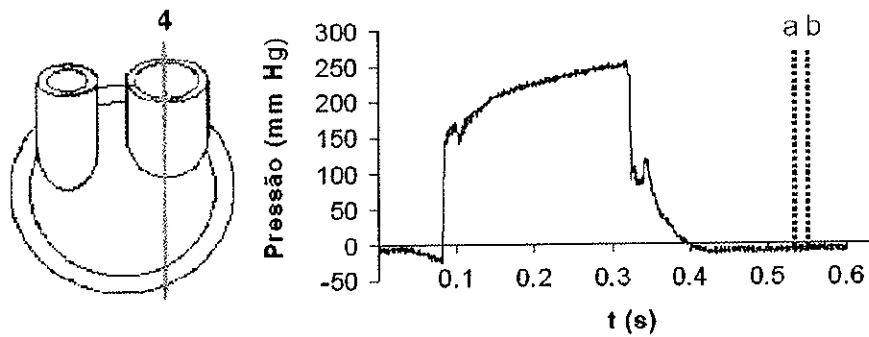
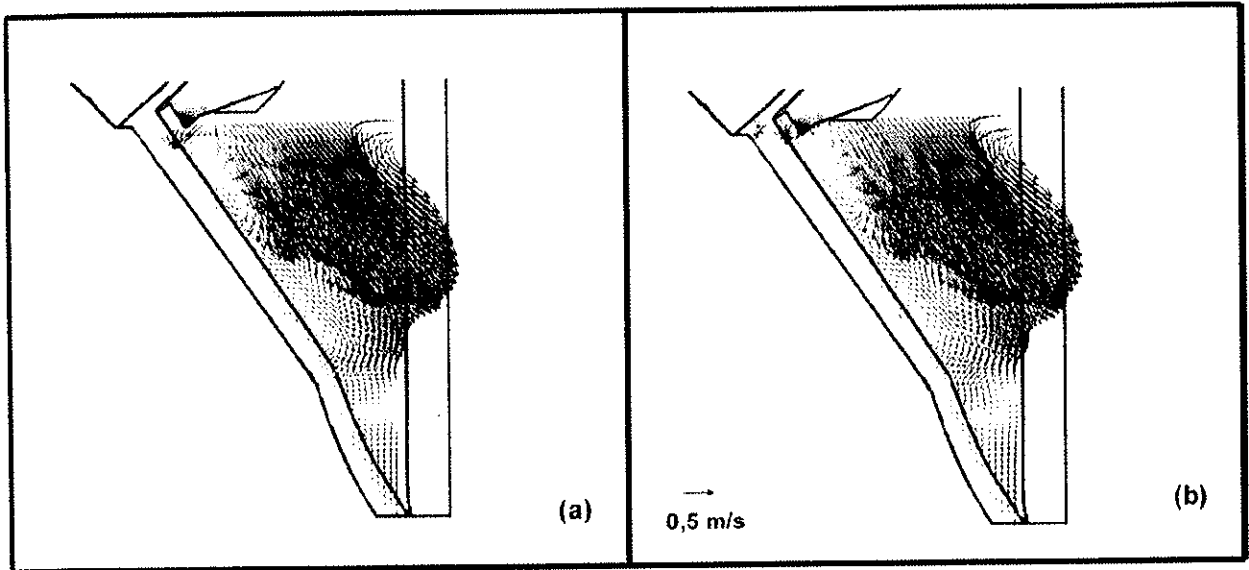


Figura 157: Distribuições de velocidades médias determinadas a partir das imagens obtidas no plano 4 na frequência de 100 bpm. Instantes a (540 ms) e b (560 ms) indicados em relação à onda de pressão de acionamento. Escala de velocidade em b é válida para todos os mapas.



### C Perfil de velocidades do DAVP na frequência de 120 bpm

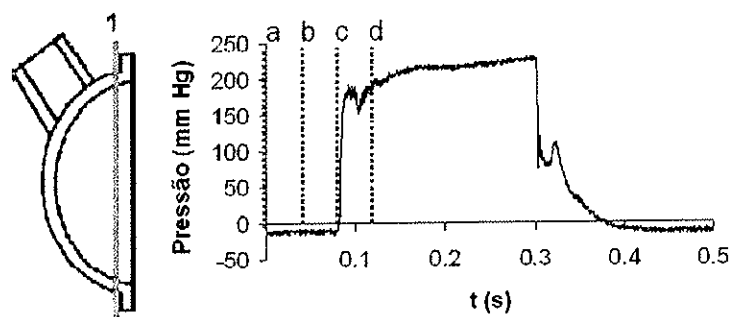
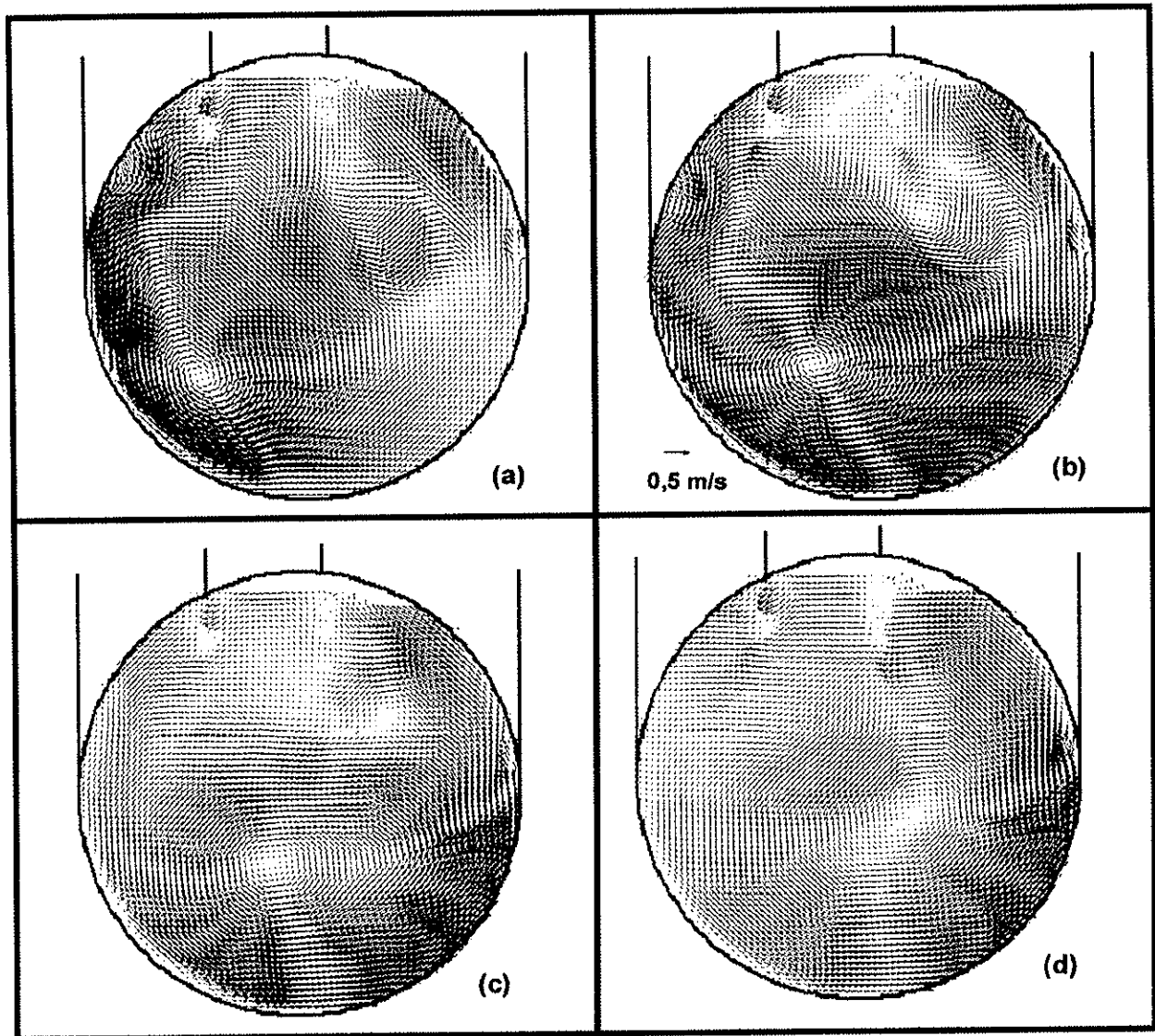


Figura 158: Distribuições de velocidades médias determinadas a partir das imagens obtidas no plano 1 na frequência de 120 bpm. Instantes a (0 ms), b (40 ms), c (80 ms) e d (120 ms) indicados em relação à onda de pressão de acionamento. Escala de velocidade em b é válida para todos os mapas.

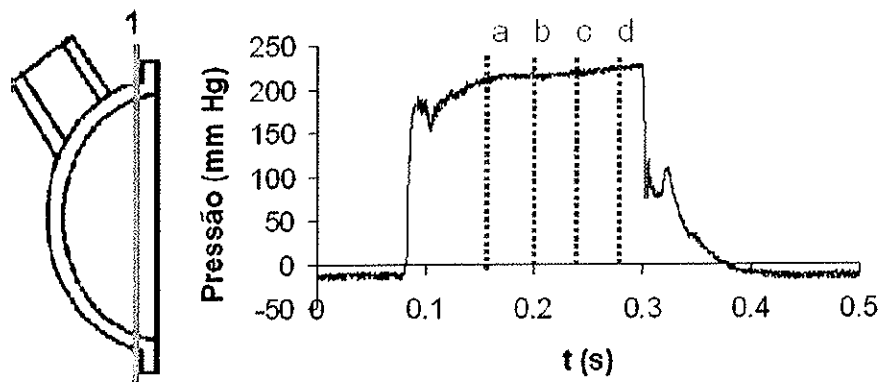
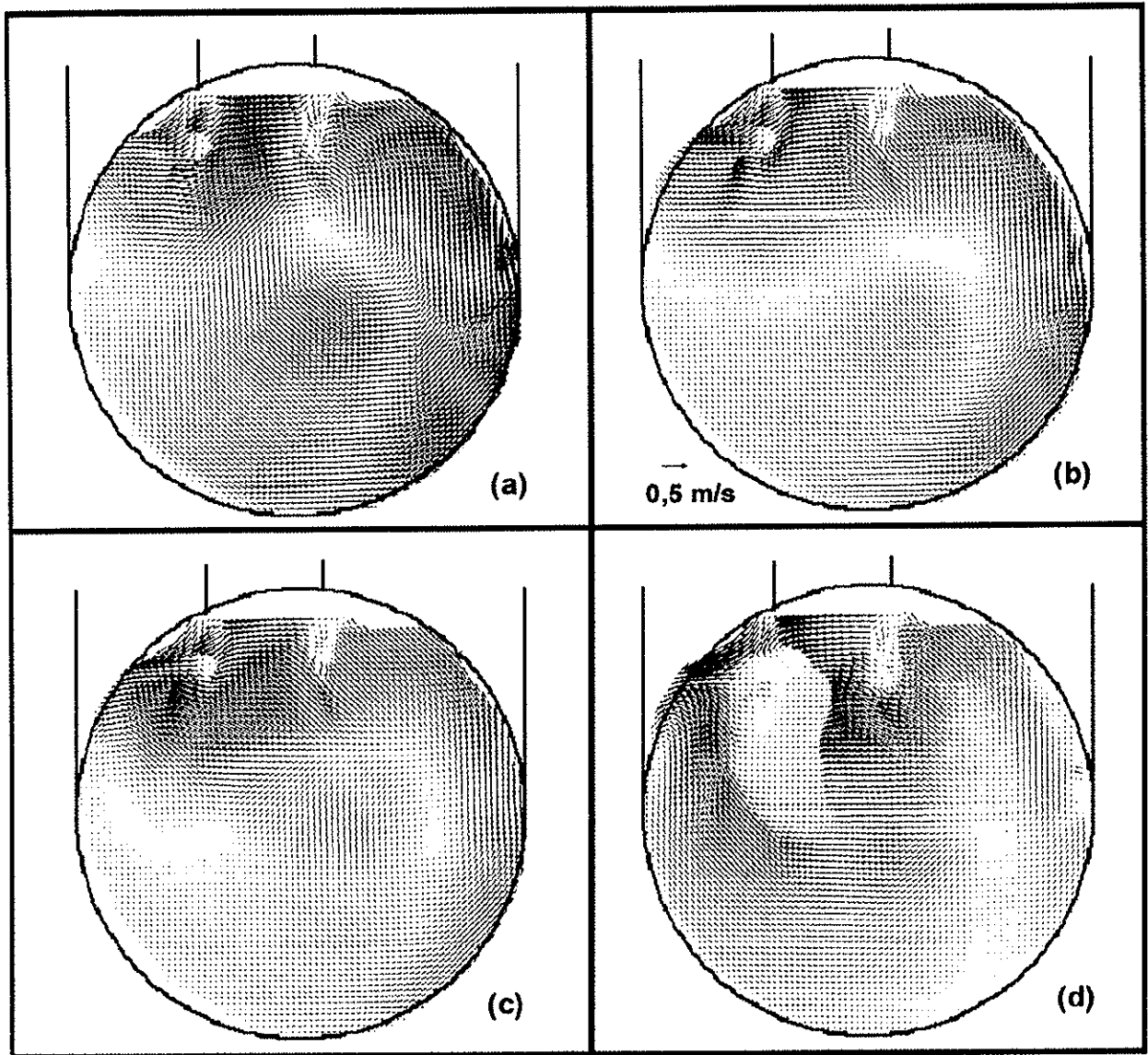


Figura 159: Distribuições de velocidades médias determinadas a partir das imagens obtidas no plano 1 na frequência de 120 bpm. Instantes a (160 ms), b (200 ms), c (240 ms) e d (280 ms) indicados em relação à onda de pressão de acionamento. Escala de velocidade em b é válida para todos os mapas.

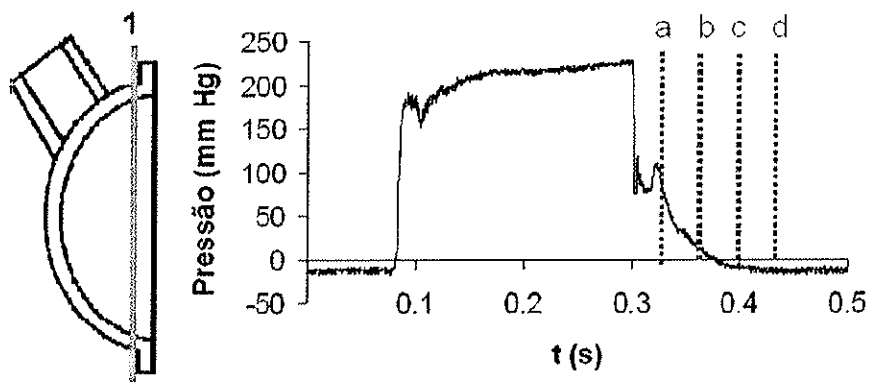
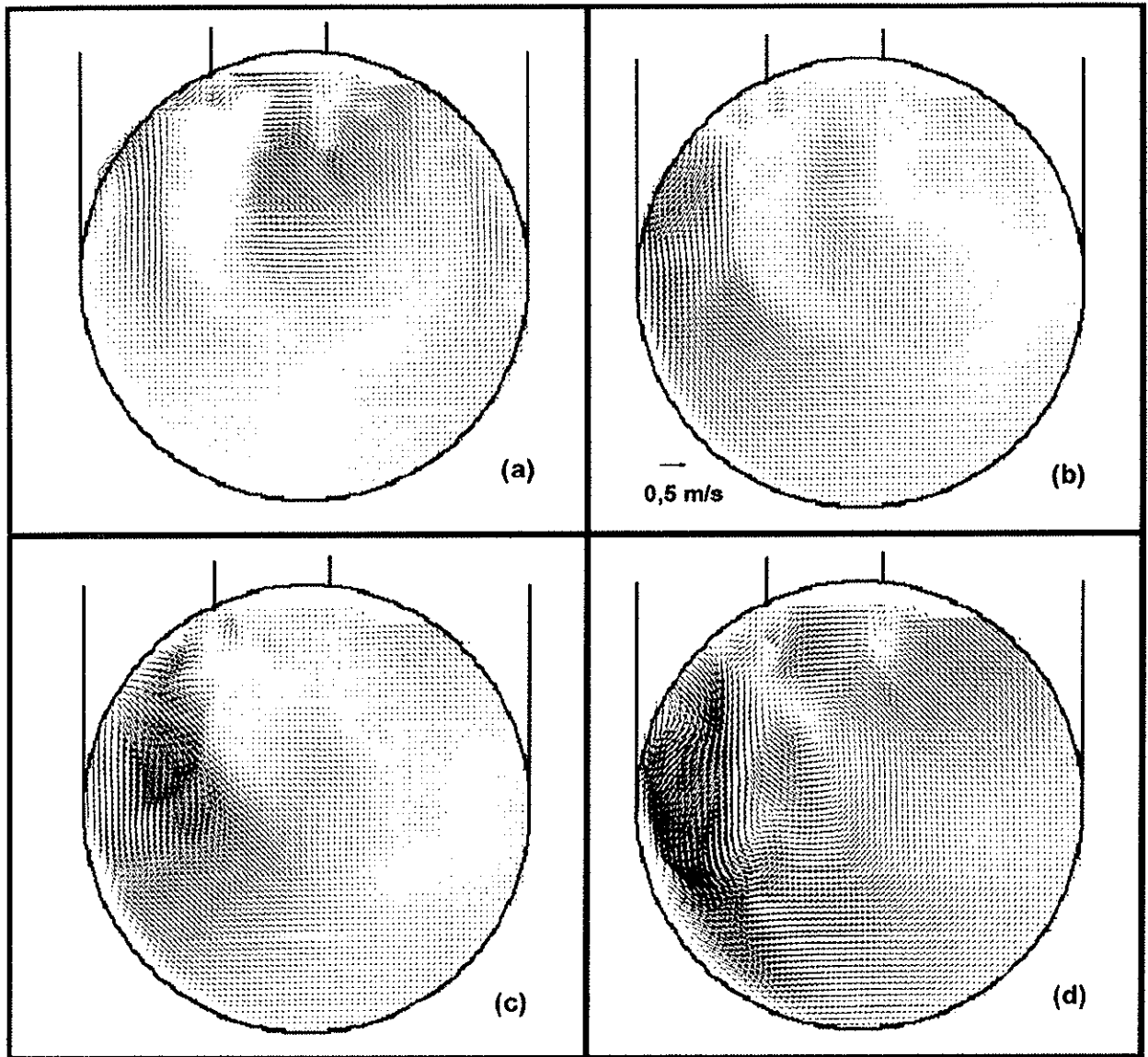


Figura 160: Distribuições de velocidades médias determinadas a partir das imagens obtidas no plano 1 na frequência de 120 bpm. Instantes a (320 ms), b (360 ms), c (400 ms) e d (440 ms) indicados em relação à onda de pressão de acionamento. Escala de velocidade em b é válida para todos os mapas.

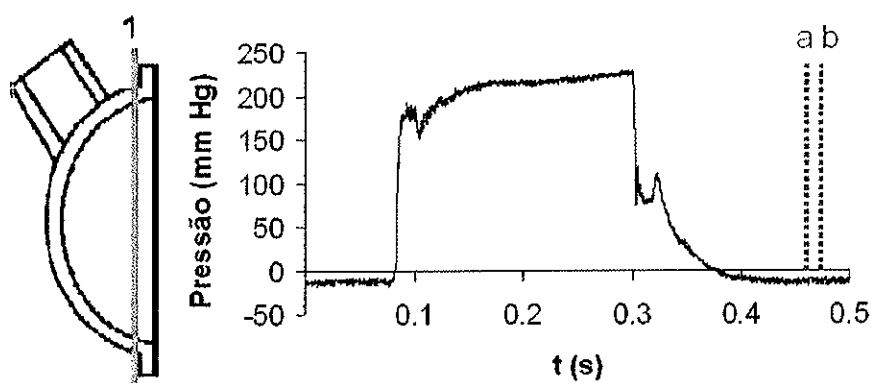
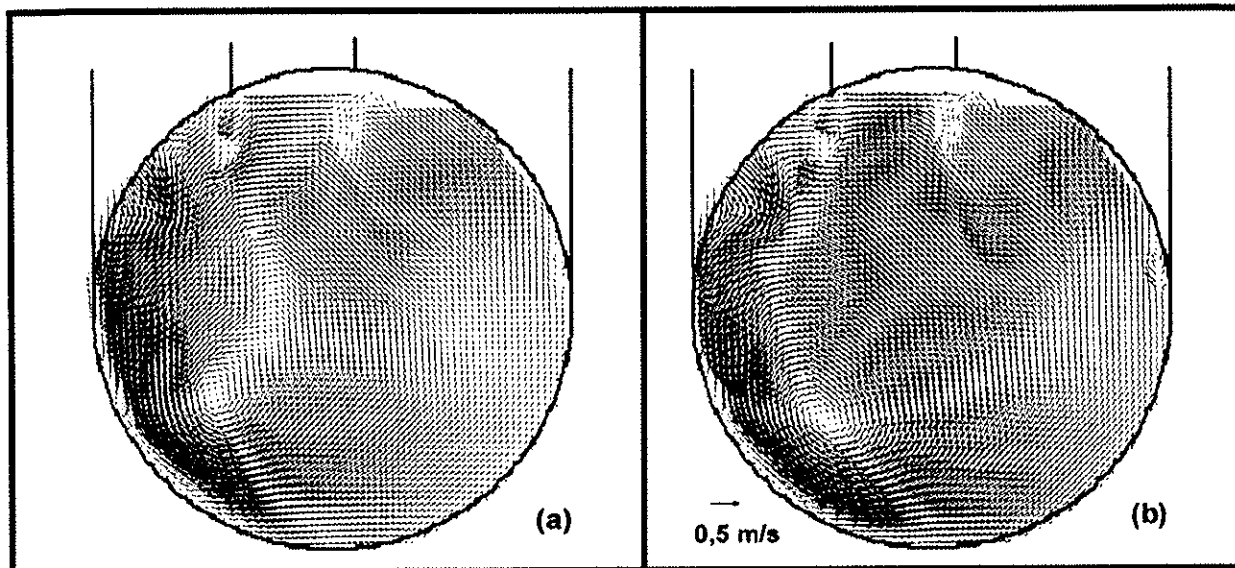


Figura 161: Distribuições de velocidades médias determinadas a partir das imagens obtidas no plano 1 na frequência de 120 bpm. Instantes a (460 ms) e b (480 ms) indicados em relação à onda de pressão de acionamento. Escala de velocidade em b é válida para todos os mapas.

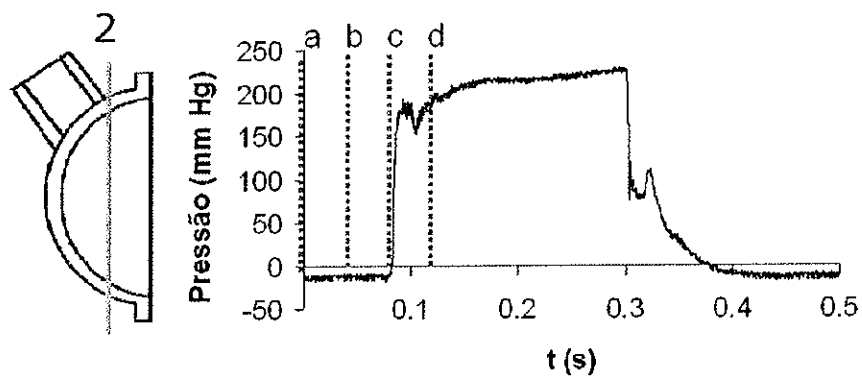
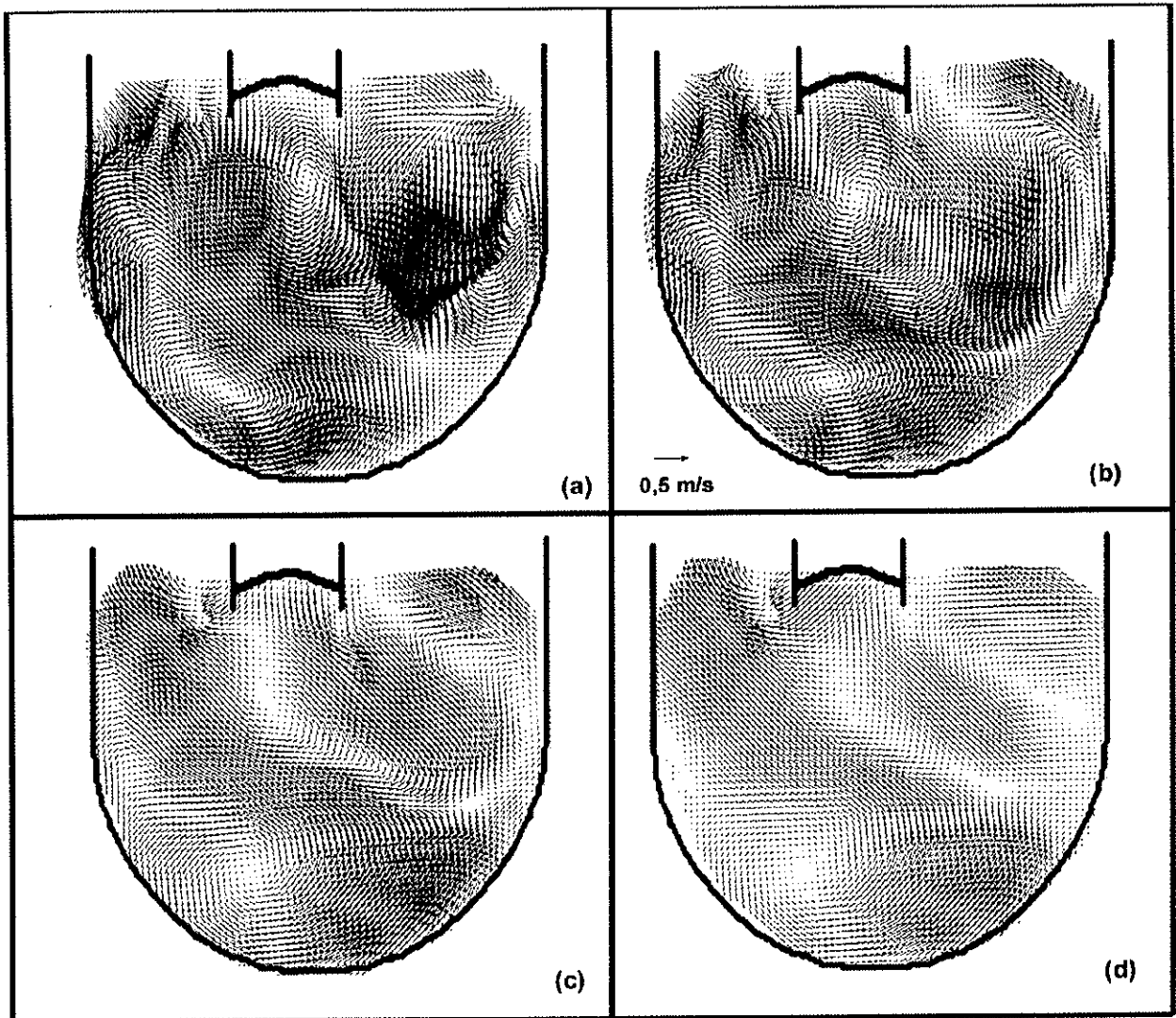


Figura 162: Distribuições de velocidades médias determinadas a partir das imagens obtidas no plano 2 na frequência de 120 bpm. Instantes a (0 ms), b (40 ms), c (80 ms) e d (120 ms) indicados em relação à onda de pressão de acionamento. Escala de velocidade em b é válida para todos os mapas.

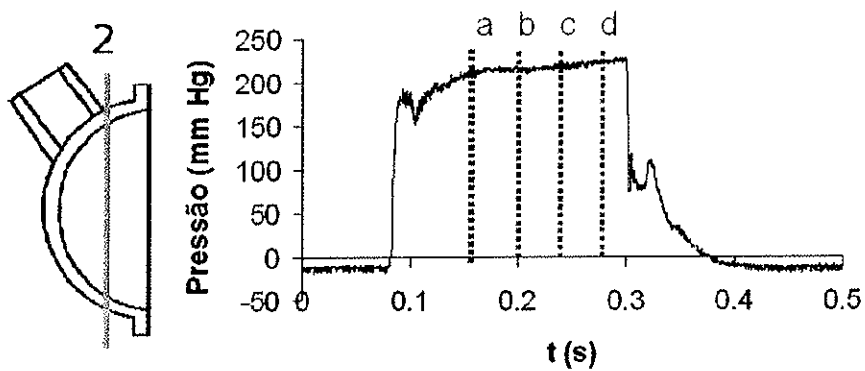
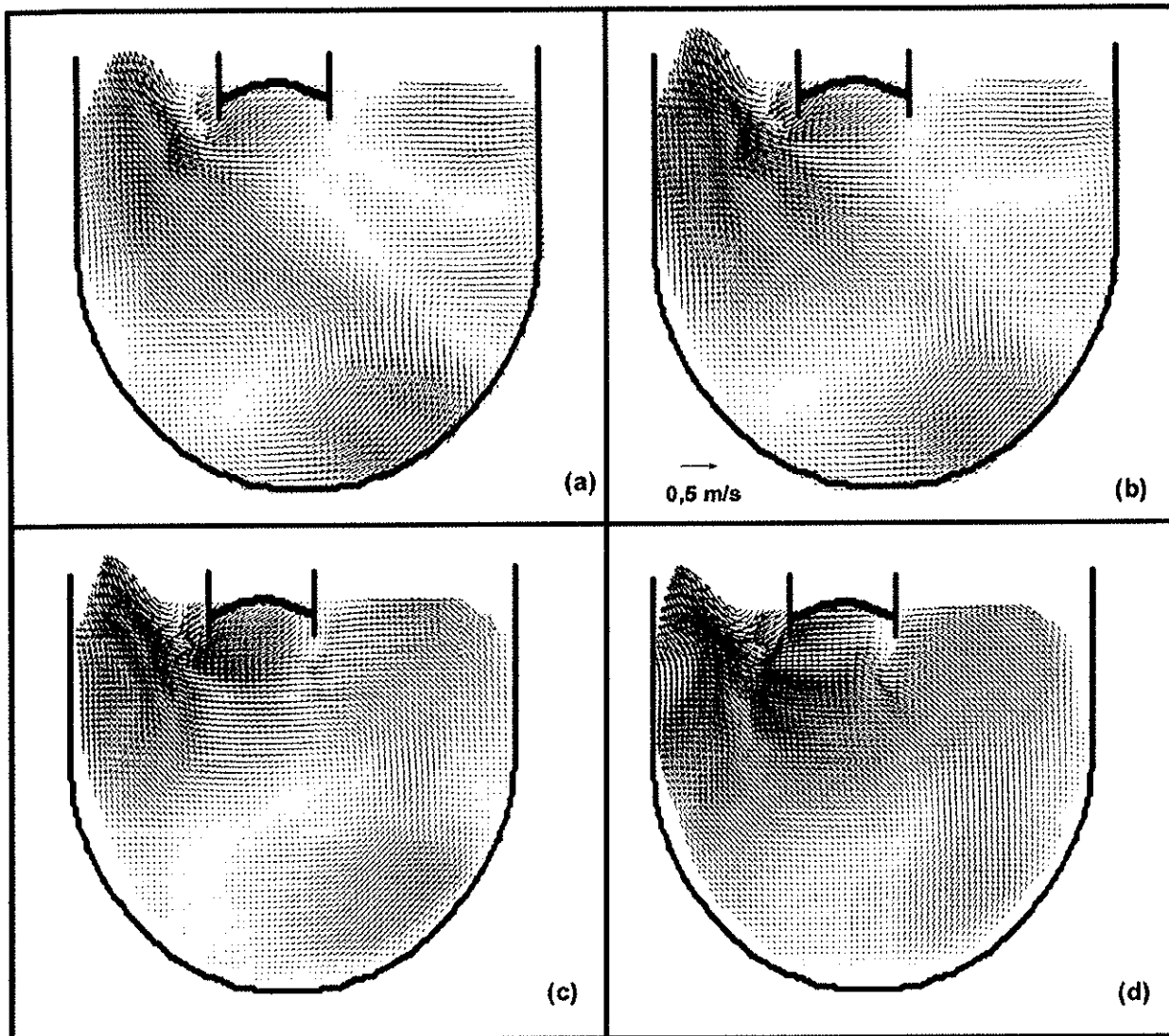


Figura 163: Distribuições de velocidades médias determinadas a partir das imagens obtidas no plano 2 na frequência de 120 bpm. Instantes a (160 ms), b (200 ms), c (240 ms) e d (280 ms) indicados em relação à onda de pressão de acionamento. Escala de velocidade em b é válida para todos os mapas.

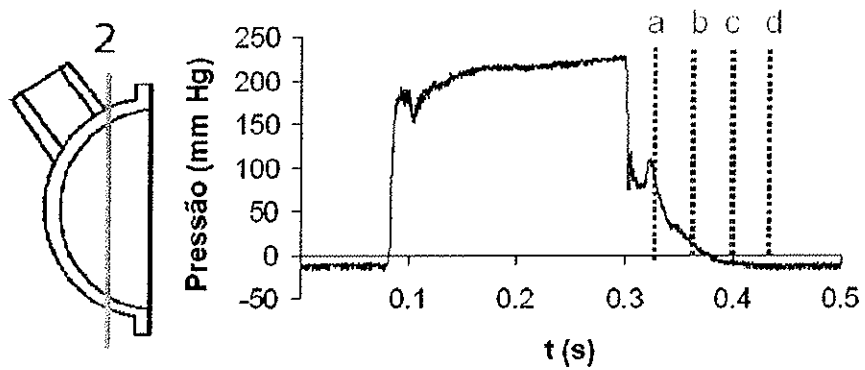
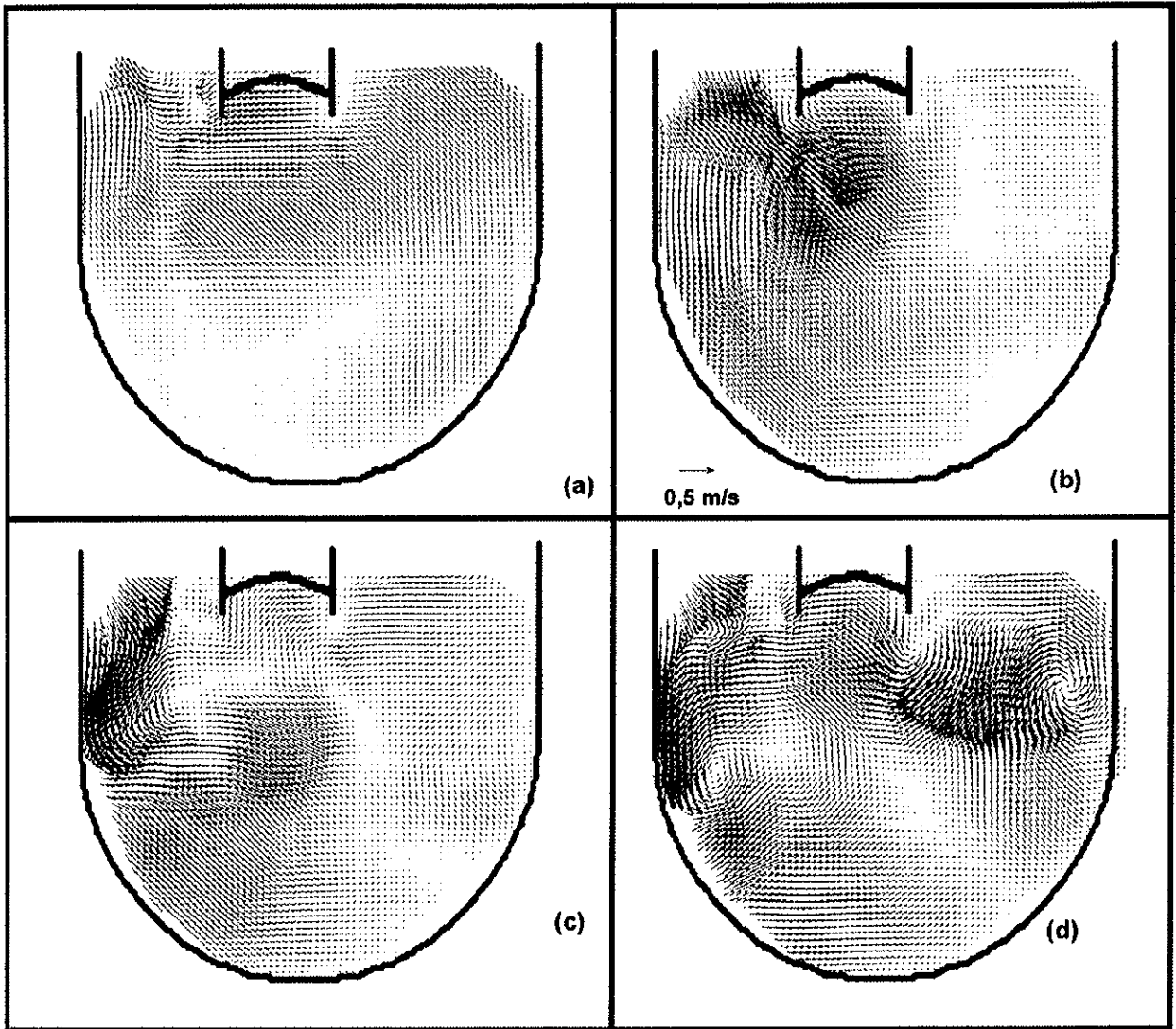


Figura 164: Distribuições de velocidades médias determinadas a partir das imagens obtidas no plano 2 na frequência de 120 bpm. Instantes a (320 ms), b (360 ms), c (400 ms) e d (440 ms) indicados em relação à onda de pressão de acionamento. Escala de velocidade em b é válida para todos os mapas.

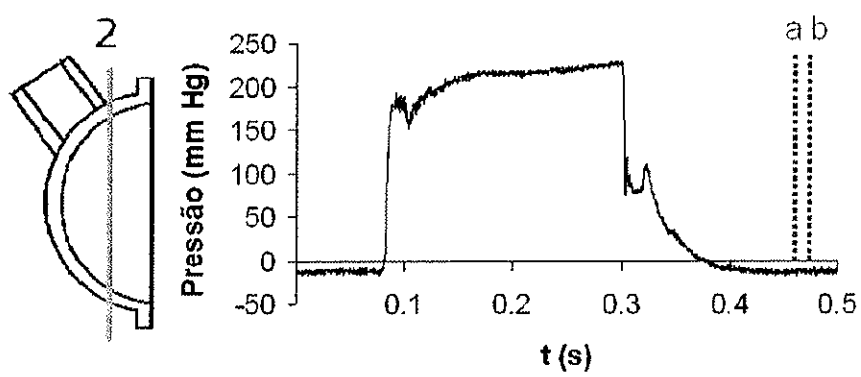
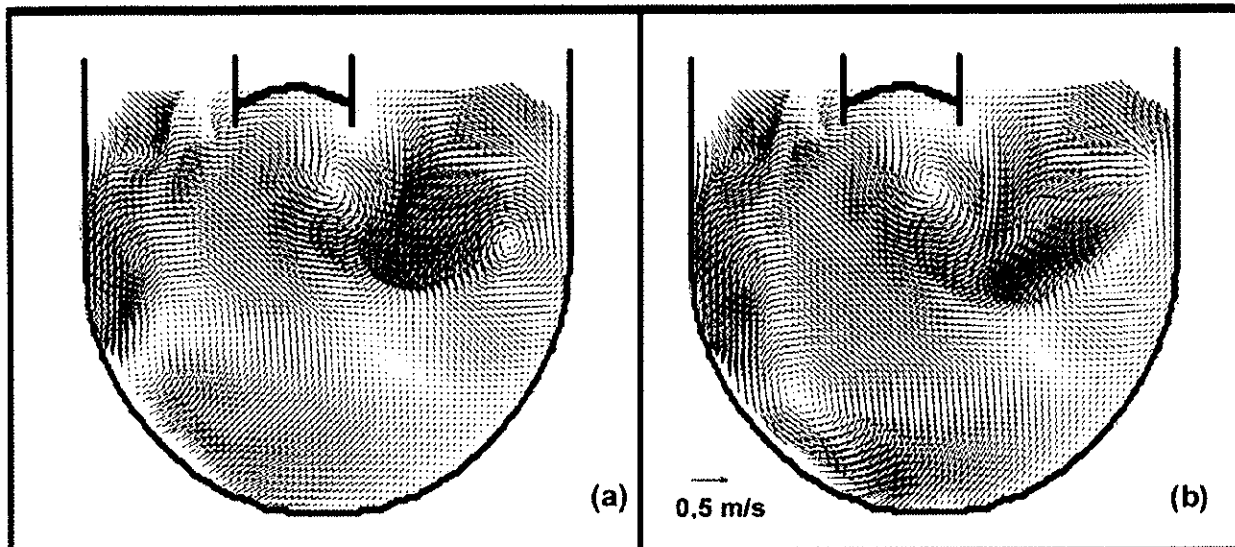


Figura 165: Distribuições de velocidades médias determinadas a partir das imagens obtidas no plano 2 na frequência de 120 bpm. Instantes a (460 ms) e b (480 ms) indicados em relação à onda de pressão de acionamento. Escala de velocidade em b é válida para todos os mapas.



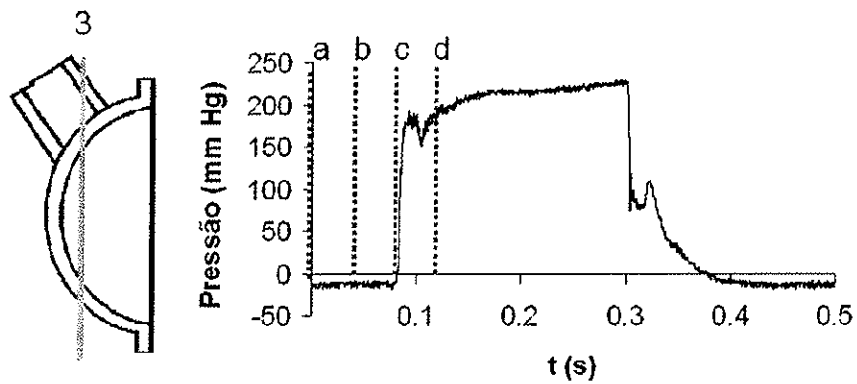
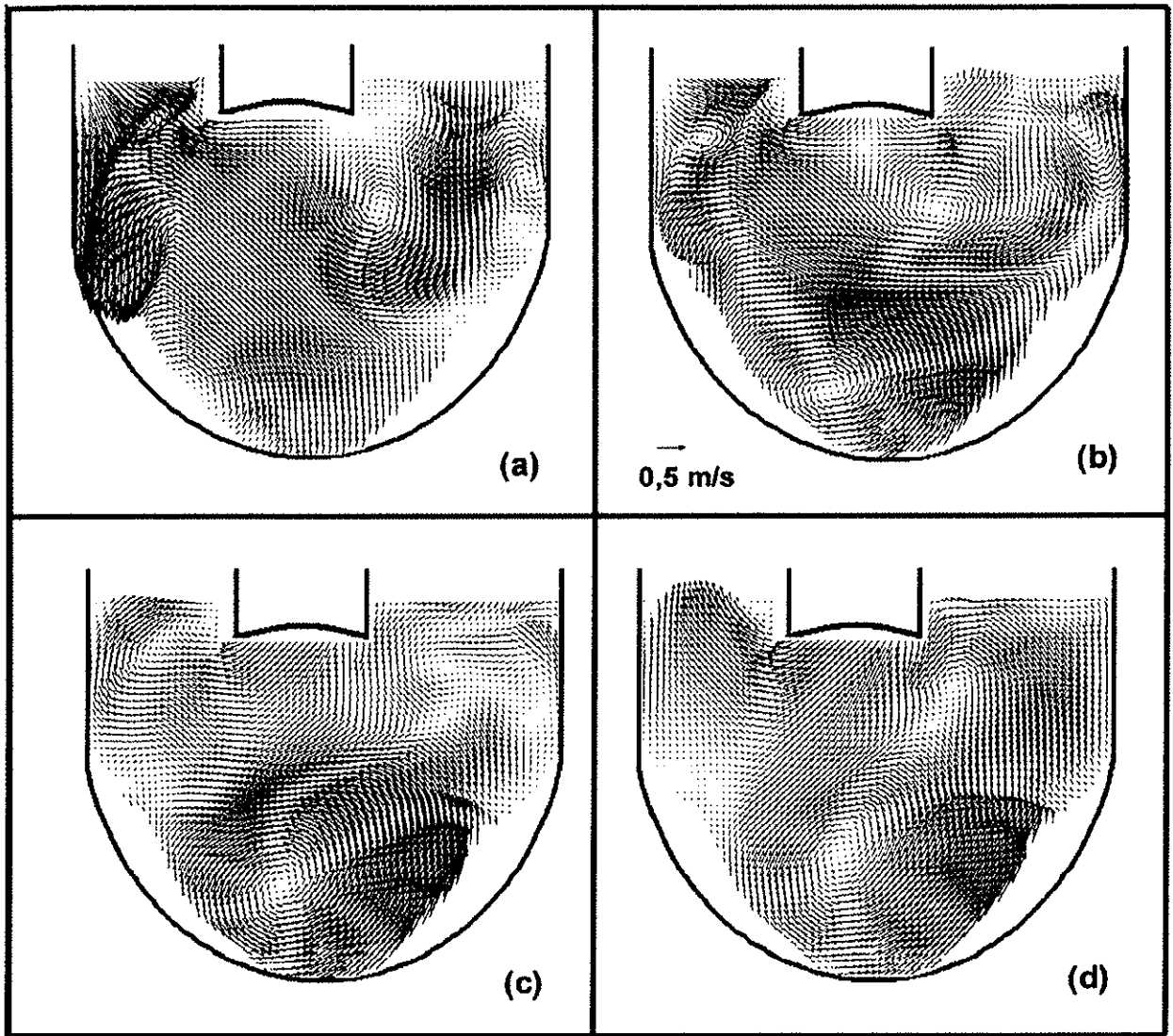


Figura 166: Distribuições de velocidades médias determinadas a partir das imagens obtidas no plano 3 na frequência de 120 bpm. Instantes a (0 ms), b (40 ms), c (80 ms) e d (120 ms) indicados em relação à onda de pressão de acionamento. Escala de velocidade em b é válida para todos os mapas.

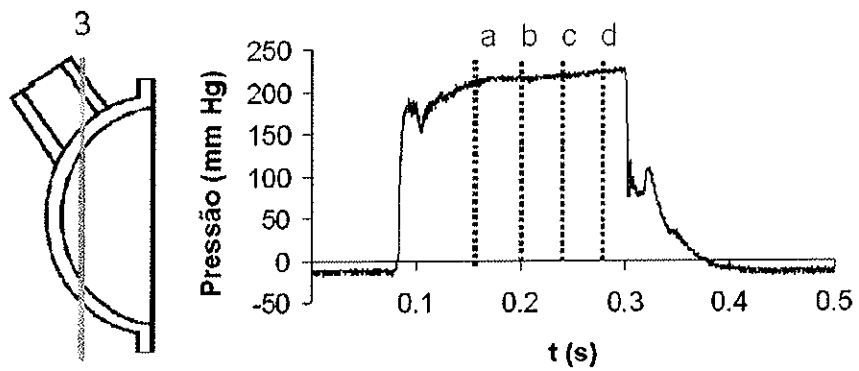
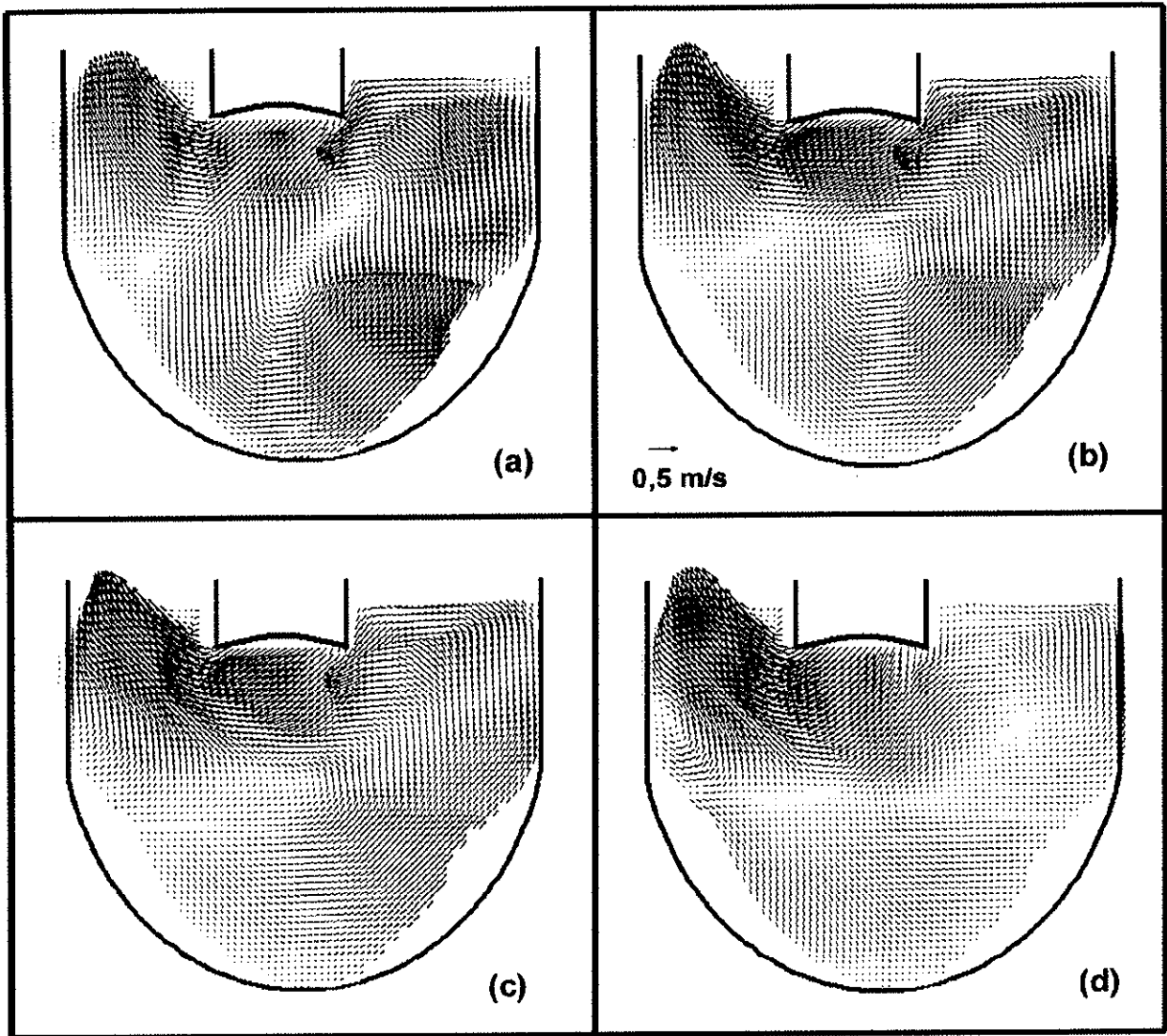


Figura 167: Distribuições de velocidades médias determinadas a partir das imagens obtidas no plano 3 na frequência de 120 bpm. Instantes a (160 ms), b (200 ms), c (240 ms) e d (280 ms) indicados em relação à onda de pressão de acionamento. Escala de velocidade em b é válida para todos os mapas.

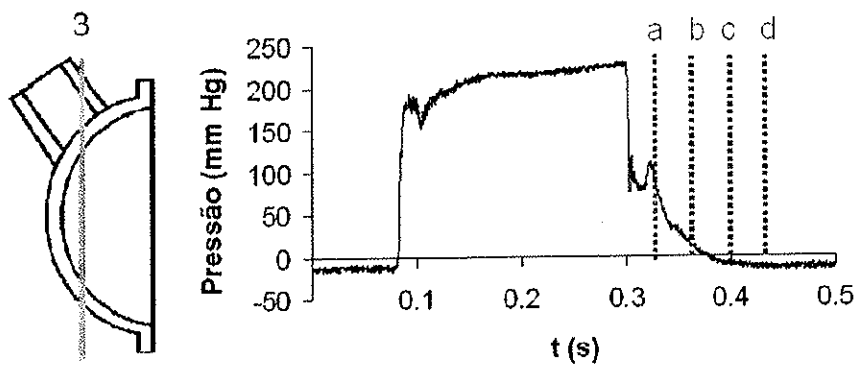
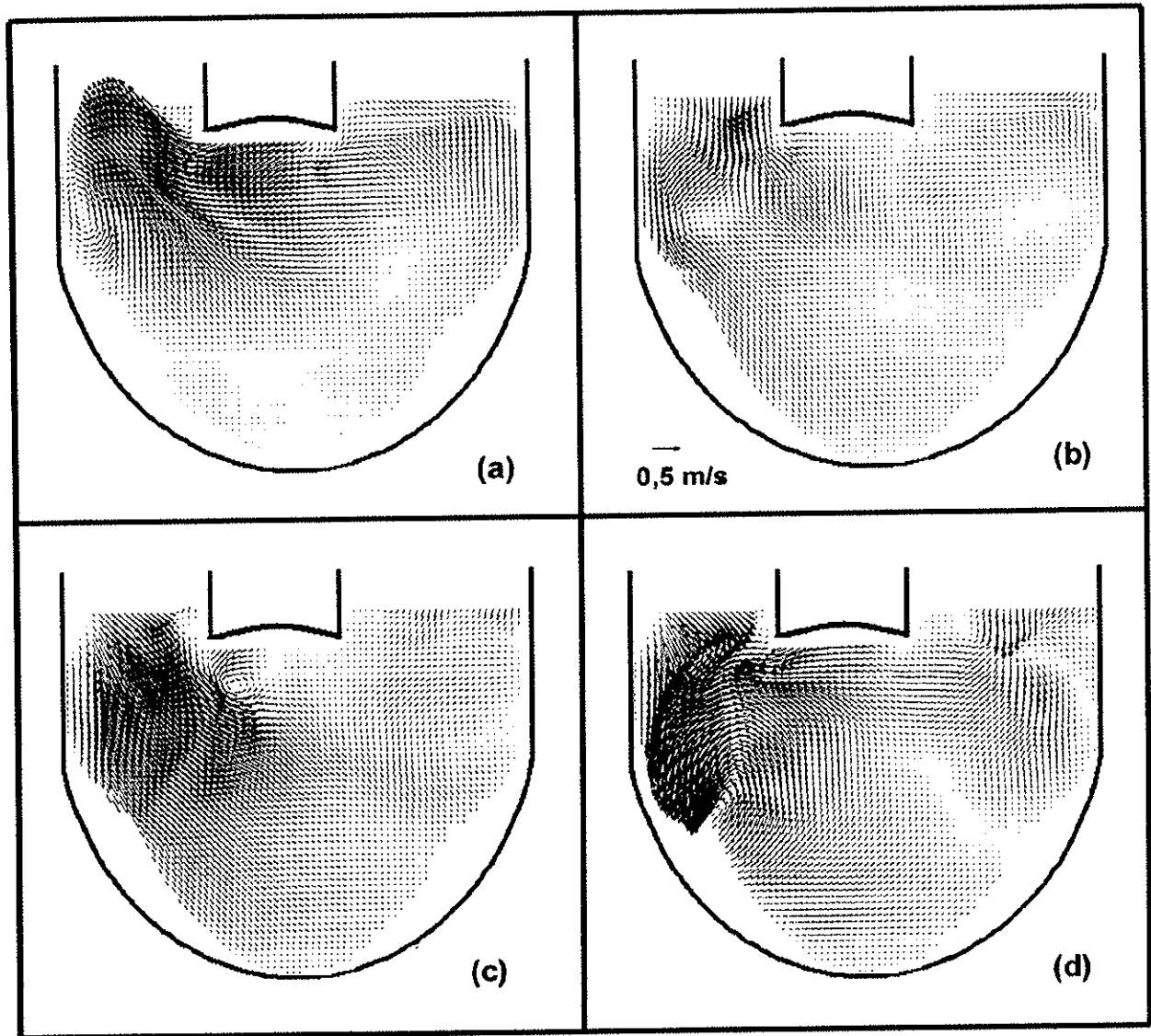


Figura 168: Distribuições de velocidades médias determinadas a partir das imagens obtidas no plano 3 na frequência de 120 bpm. Instantes a (320 ms), b (360 ms), c (400 ms) e d (440 ms) indicados em relação à onda de pressão de acionamento. Escala de velocidade em b é válida para todos os mapas.

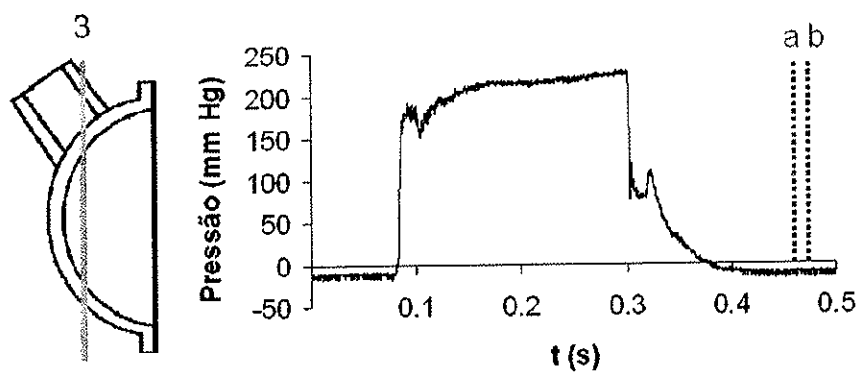
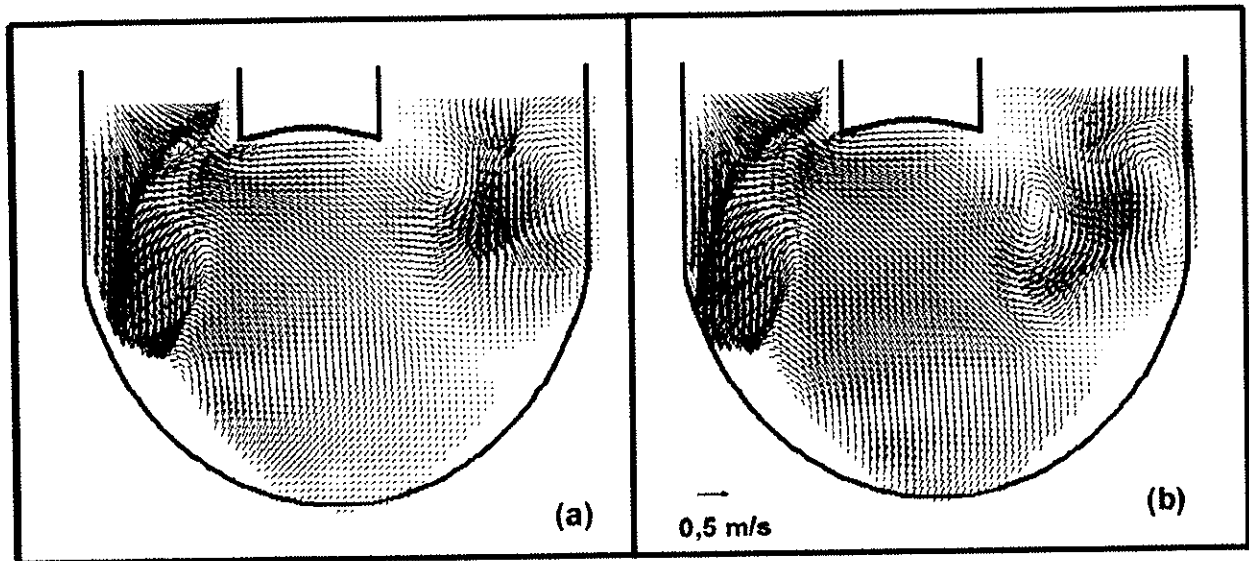


Figura 169: Distribuições de velocidades médias determinadas a partir das imagens obtidas no plano 3 na frequência de 120 bpm. Instantes a (460 ms) e b (480 ms) indicados em relação à onda de pressão de acionamento. Escala de velocidade em b é válida para todos os mapas.

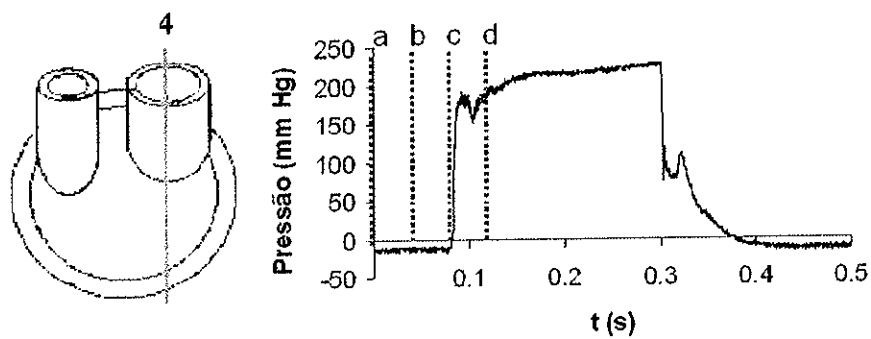
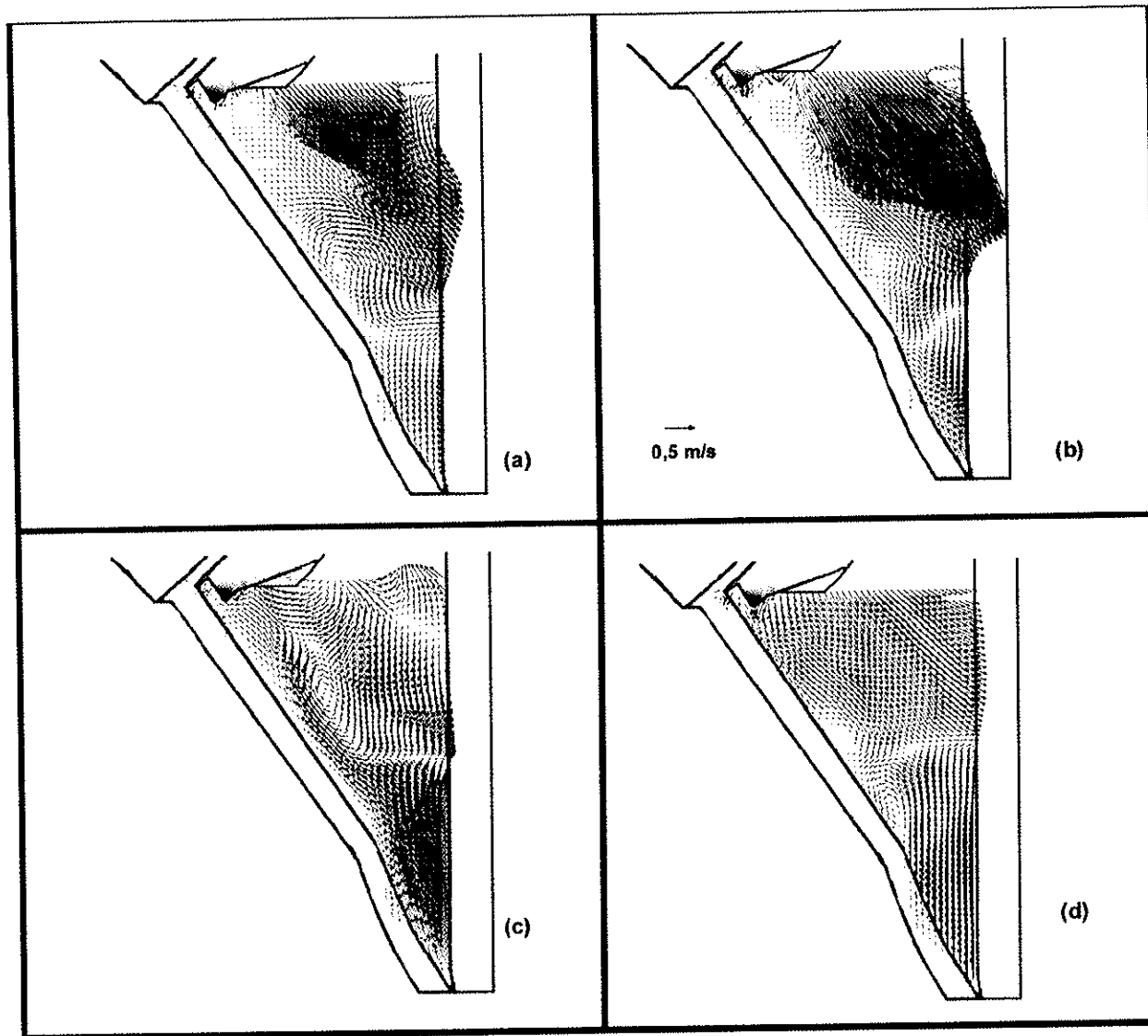


Figura 170: Distribuições de velocidades médias determinadas a partir das imagens obtidas no plano 4 na frequência de 120 bpm. Instantes a (0 ms), b (40 ms), c (80 ms) e d (120 ms) indicados em relação à onda de pressão de acionamento. Escala de velocidade em b é válida para todos os mapas.

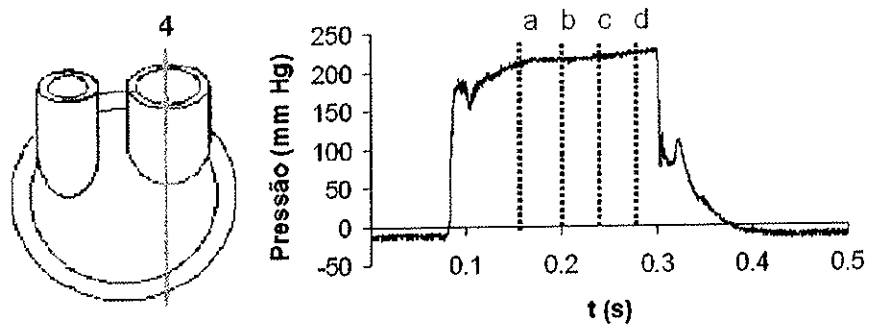
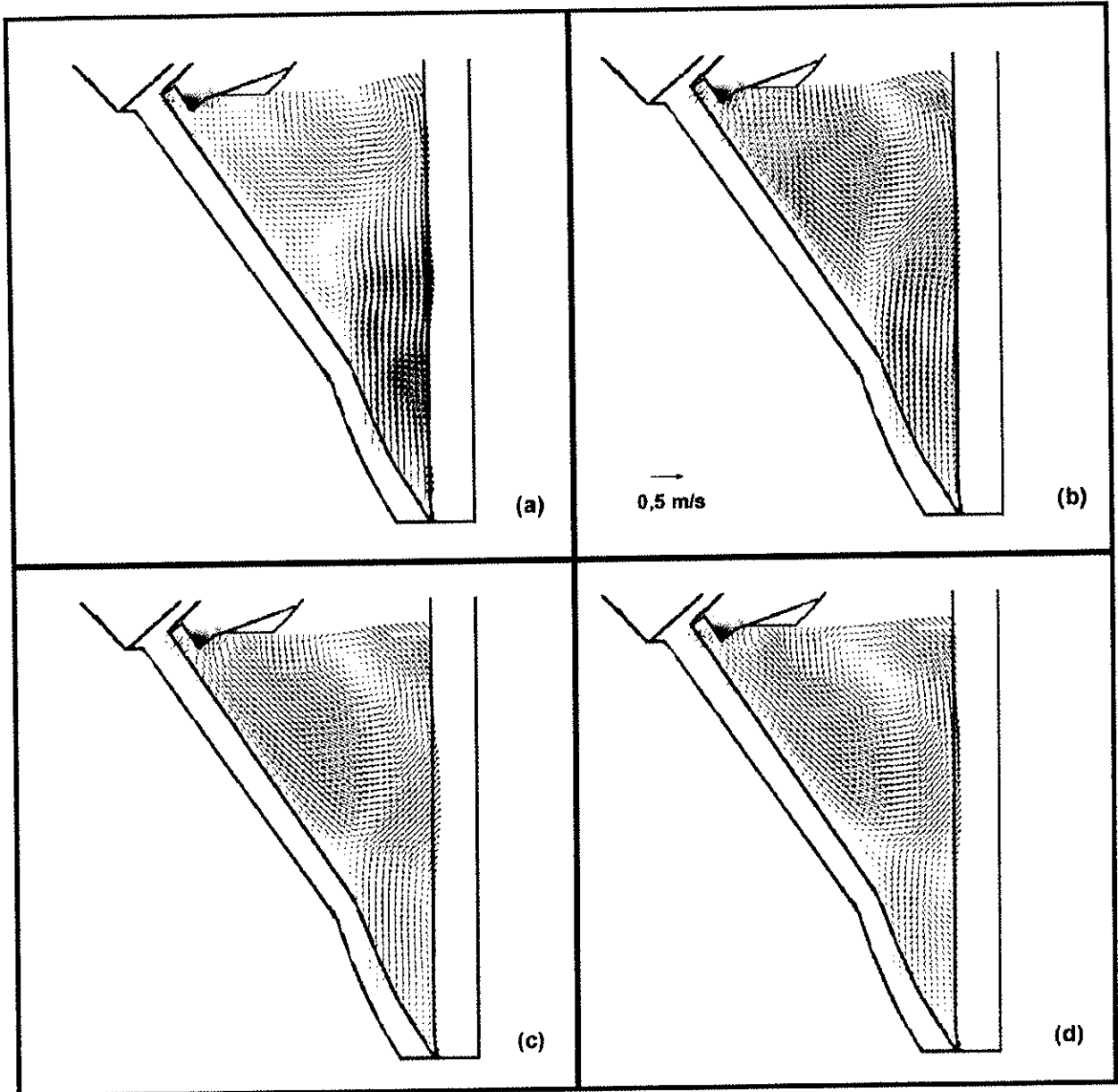


Figura 171: Distribuições de velocidades médias determinadas a partir das imagens obtidas no plano 4 na frequência de 120 bpm. Instantes a (160 ms), b (200 ms), c (240 ms) e d (280 ms) indicados em relação à onda de pressão de acionamento. Escala de velocidade em b é válida para todos os mapas.

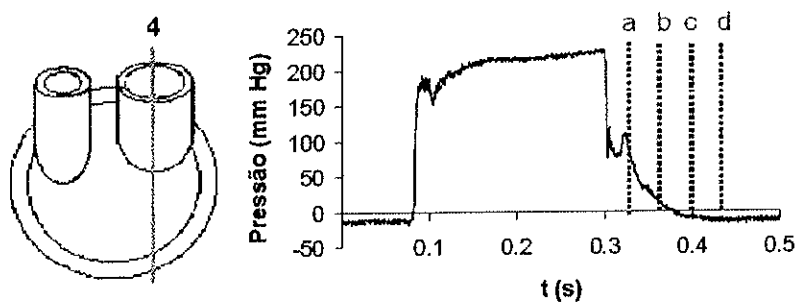
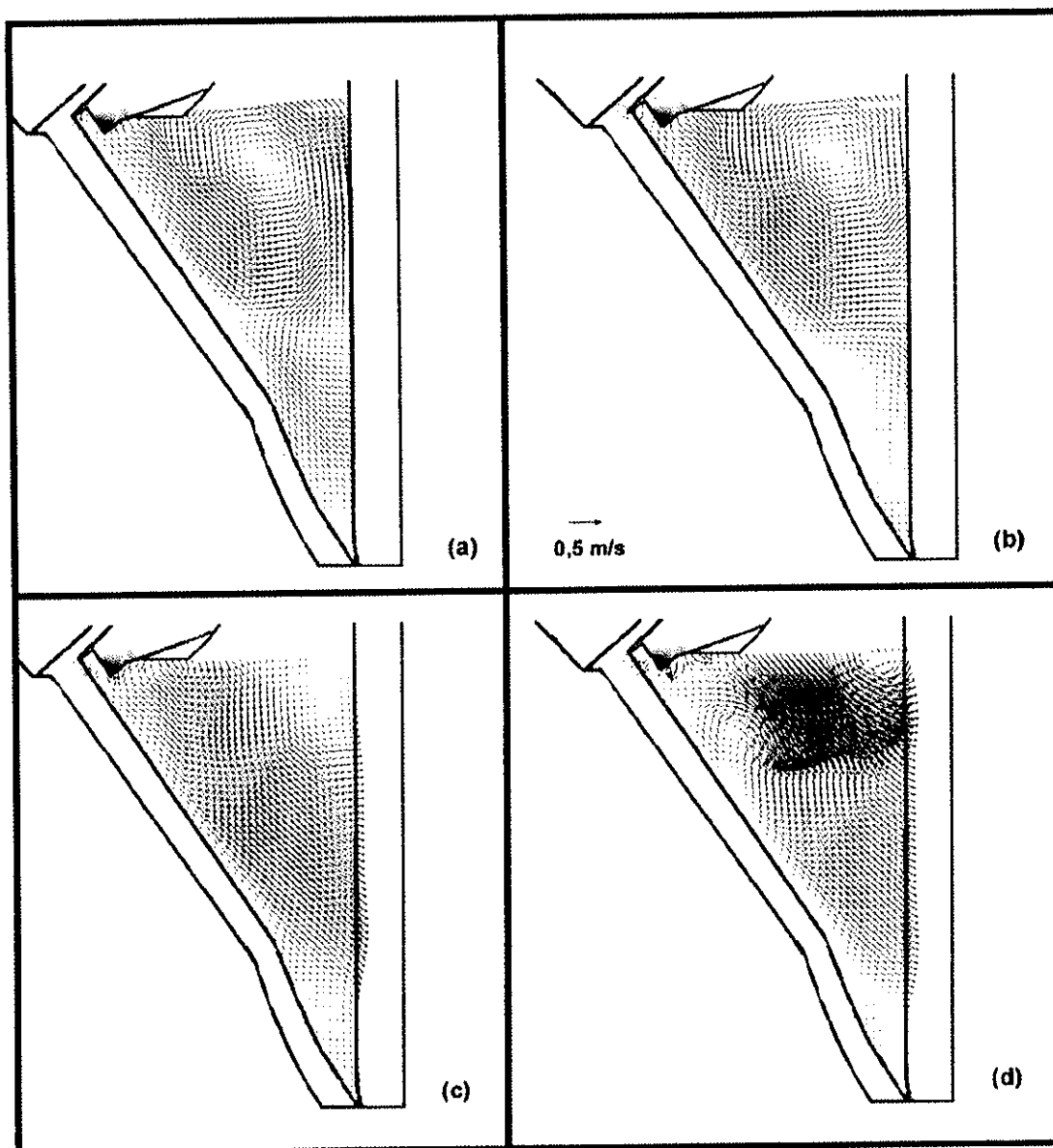


Figura 172: Distribuições de velocidades médias determinadas a partir das imagens obtidas no plano 4 na frequência de 120 bpm. Instantes a (320 ms), b (360 ms), c (400 ms) e d (440 ms) indicados em relação à onda de pressão de acionamento. Escala de velocidade em b é válida para todos os mapas.

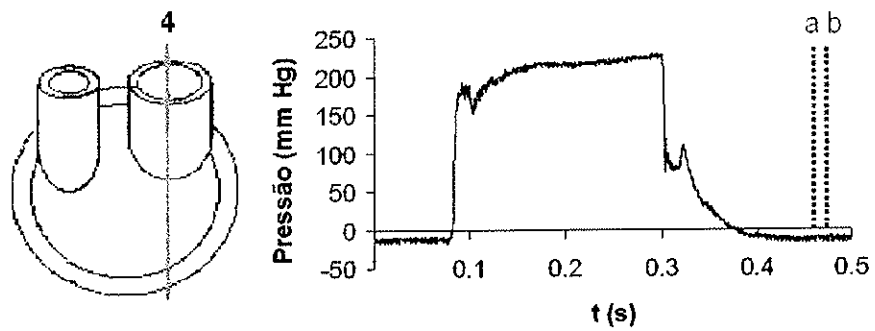
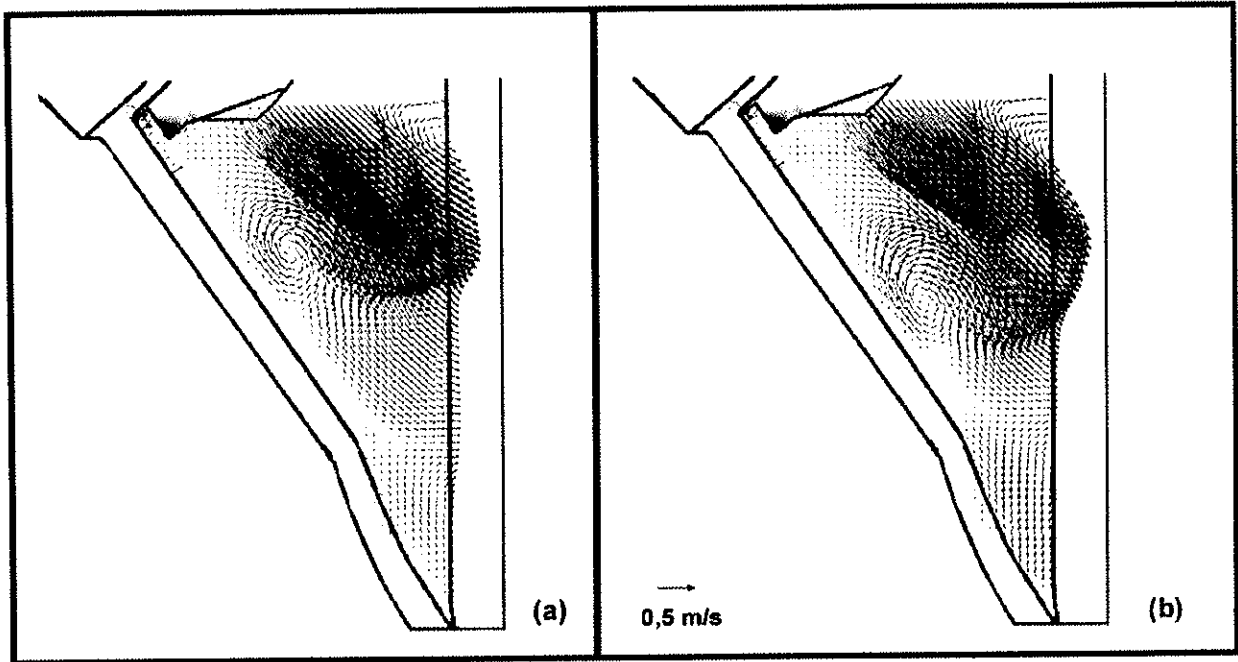


Figura 173: Distribuições de velocidades médias determinadas a partir das imagens obtidas no plano 4 na frequência de 120 bpm. Instantes a (460 ms) e b (480 ms) indicados em relação à onda de pressão de acionamento. Escala de velocidade em b é válida para todos os mapas.



## Referências

- [1] GUYTON, A. C.; HALL, J. E.; *Tratado de Fisiologia Médica*; Ed. Guanabara Koogan, 10ª edição, 2000.
- [2] HUNT, S.A.; FRAZIER, O.H.; *Mechanical Circulatory Support and Cardiac Transplantation*, Circulation, vol. 97, pp. 2079-2090, 1998.
- [3] FRANZIER, O.H.; MYERS, T.J.; *Left Ventricular Assist System as a Bridge to Myocardial Recovery*, Ann. Thorac. Surg., 68, pp. 734-741, 1999.
- [4] KOUL, B.; SOLEM, J.O.; STEEN,S.; CASIMIR-AHN, H.; GRANFELDT, H.; LONN, J.U.; *Heartmate Left Ventricular Assist Device as Bridge to Heart Transplantation.*; Ann. Thorac. Surg., 65, 1625-1630, 1998.
- [5] ARORA, D.; BEHR, M.; PASQUALI, M.; *A Tensor-based Measure for estimating Blood Damage*, Artificial Organs, 28(11), pp 1002-1015, 2004.
- [6] BACHMANN, C.; HUGO, G.; ROSENBERG, G.; DEUTSCH, S.; FONTAINE, A.; TARBELL, J.T.; *Fluid Dynamics of a Pediatric Ventricular Assist Device*; Artificial Organs, 24, pp 362-372, 2000.
- [7] OKAMOTO, E.; HASHIMOTO, T.; INOUE, T.; MITAMURA, Y.; *Blood Compatible Design of a Pulsatile Blood Pump Using Computacional Fluid Dynamics and Computer-Aided Design and Manufacturing Technology*; Artificial Organs, 27, pp. 61-67, 2003.
- [8] ARORA, D.; BEHR, M.; PASQUALI, M.; *Blood Damage Measures for Ventricular Assist Device Modeling*. Moving Boundaries VII: Computational Modelling of Free and Moving Boundary Problems, pp. 129-138, 2002.
- [9] LU, P.C.; LAI, H.C.; LIU, J.S.; *A Reevaluation And Discussion On The Threshold Limit For Hemolysis In A Turbulent Shear Flow*; Journal of Biomechanics, 34, pp. 1361-1364, 2001.
- [10] DAILY, B.B.; PETTTTT, T.W.; SUTERA, S.P.; PIERCE, W.S.; *Pierce-Donachy Pediatric VAD:Progress in Development*; Ann. Thorac. Surg., 61, pp 437-443, 1996.
- [11] FERRARA, E.; *Estudo de Velocimetria em Um Fluido Por Espalhamento de Luz Laser*; Dissertação de Mestrado, Instituto de Física da Universidade de São Paulo 2001.
- [12] NISHIDA, M.; ASZTALOS, B.; YAMANE, T.; MASUZAWA, T.; TSUKIYA, T.; ENDO, S.; TAENAKA, Y.; MIYAZOE, Y.; ITO, K.; KONISHI, Y.; *Flow Visualization Study to Improve Hemocompatibility of a Centrifugal Blood Pump*, Artificial Organs, 23(8), pp 697-703, 1999.

- [13] ASZTALOS, B.; YAMANE, T.; NISHIDA, M.; *Flow visualization Analysis for Evaluation of Shear and Recirculation in a New Closed-Type, Monopivot Centrifugal Blood Pump*; Artificial organs, 23 (10), pp 939-946 1999.
- [14] ALLAIRE, P. E.; WOOD, H. G.; AWAD, R. S.; OLSEN, D. B.; *Blood Flow in a Continuous Flow Ventricular Assist Device*, Artificial Organs, 23(8), pp 769-773, 1999.
- [15] AVRAHAMI, I.; ROSENFELD, M.; EINAV, S.; AFFELD, K.; *The Flow Inside The Berlin Ventricle Assist Device*; 12th Conference of The European Society of Biomechanics; Dublin, 2000.
- [16] KERTZSCHER, P.; DEBAENE, K.; AFFELD, K.; *New Method to Visualize and to Measure the Wall Shear Rate in Blood Pumps*.; 4th International Symposium on Particle Image Velocimetry; Göttingen, Germany, September 17-19, 2001.
- [17] KINI, V.; BACHMANN, C.; FONTAINE, A.; DEUTSCH, S.; TARBELL, J. M.; *Integrating Particle Image Velocimetry and Laser Doppler Velocimetry of The Regurgitant Flow Field Past Mechanical heart Valves*; Artificial Organs, 25(2), pp 136-145, 2000.
- [18] GRANT, I.; *Particle Image Velocimetry: A Review*, Proc. Instn. Mech. Engrs., 211, I. Mechanics Engineers, (1997).
- [19] ADRIAN, R. J.; *Particle-Imaging Techniques For Experimental Fluid Mechanics*, Annual Review Of Fluid Mechanics, 25, pp. 261-304 (1991).
- [20] HALLIWELL, N. A., PICKERING, C. J, *Speckle Photography And Particle Image Velocimetry*, Chap. 7 In Interferogram Analysis - Digital Fringe Pattern Measurement Techniques, ROBINSON, D. W., REID, G. T., Ed. Institute Of Physics Publishing, Bristol And Philadelphia, 1993.
- [21] LAWSON, N. J.; WU, J.; *Three-dimensional Particle image Velocimetry: a Low-cost 35 mm Angular Stereoscopic System for Liquid Flows*; Optics and Lasers Engineering, 32, pp. 1-19, 1999;
- [22] PRASAD, A. K; JENSEN, K.; *Scheimpflug Stereocamera for Particle image Velocimetry in Liquid Flows* ; Applied Optics, 34, pp. 7092 - 7099, 1995.
- [23] ZANG, W., PRASAD, A. K.; *Performance Evaluation of a Scheimpflug Stereocamera for Particle Image Velocimetry*; Applied Optics, 36, pp. 8738 - 8744, 1997.
- [24] LAWSON, N. J.; WU, J.; *Three-dimensional Particle image Velocimetry: Experimental Error Analysis of a Digital Angular Stereoscopic System*, Meas. Sci. Technology, 8, pp. 1455 - 1464, 1997.

- [25] HINSC, K. D.; *Three-dimensional Particle Velocimetry*; Meas. Sci. Technology, 6, pp. 742 - 753, 1995.
- [26] ARCHIBOLD, E.; ENNOS, A. E.; *Displacement Measurement From Double-Exposure Laser Photographs*, Optica Acta, 19(4), pp. 253-271, 1972.
- [27] DUDDERAR, T. D.; SIMPKINS, P. G.; *Laser Speckle Photography In A Fluid Medium*, Nature, 270 (5632), pp. 45-47, 1977.
- [28] GRONSSON, R.; MALLICK, S.; *Study Of Flow Pattern In A Fluid By Scattered Laser Light*, Applied Optics, 16, pp. 2334-2336, 1977.
- [29] BARKER, D. B.; FOURNEY, M. E.; *Measuring Fluid Velocities With Speckle Patterns*, Optics Letters, 1(4), pp. 135-137, 1977.
- [30] ADRIAN, J.; YAO, C. S.; *Pulsed Laser Technique Application To Liquid And Gaseous Flows And Scattering Power Seeds Materials*, Applied Optics, 24, 1985.
- [31] CHRISTENSEN, K. T.; *The Influence of Peak-Locking Errors on Turbulence Statistics Computed From PIV Ensembles*; Experimental Fluids, 36, pp. 484-497, 2004.
- [32] MIRANDA, R.; *Avaliação e otimização de Um Sistema de Controle Para o Propulsor Pneumático de Um Ventrículo Artificial*; Dissertação de Mestrado; Escola Politécnica da Universidade de São Paulo, Julho, 2004.
- [33] BRANCO, J. N. R.; AGUIAR, L.F.; PAEZ, R. P.; BUFFOLO, E.; *Opções Cirúrgicas no Tratamento da Insuficiência Cardíaca*; Rev Soc Cardiol Estado de São Paulo, 1, pp. 11-18, 2004.
- [34] LEIRNER, A.A.; *Assistência Mecânica no Tratamento da Insuficiência Cardíaca Grave, Projeto, Construção e Testes de Um Ventrículo Artificial*; Tese de Livre-Docência; Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo, 1995.
- [35] FUCHS, A.; NETZ H.; *Ventricular Assist Device in Pediatric*; Images Paediatr Cardiol, 9, pp 24-54, 2002.
- [36] DUNCAN, B.W.; *Mechanical circulatory support for Infants and Children with Cardiac Disease*; Ann. Thorac. Surg., 73, pp 1670-1677, 2002.
- [37] DOFMEN, P.M.; LAUBE, H.; DE JONGE, K.; BAUMANN, G.; KONERTZ, W.; *Mechanical circulatory support for one thousand days or more with the Novacor N 100 left ventricular assist devices*; J Thorac. Cardiovasc. Surg., 117, pp 1029-1030,1999.

- [38] DEROSE, J.J.; UMANA, J.P.; ARGENZIANO, M.; CATANESE K.A.; GARDOCKI M.T.; FLANNERY M.; LEVIN, H.R.; SUN, B.C.; ROSE, E.A.; OZ, M.C.; *Implantable left ventricular assist devices provide an excellent outpatient bridge to transplantation and recovery*; J Am Coll Cardiol, 30, pp 1773-1777, 1997.
- [39] HeartMate LVAS world registry, [http://www.thoratec.com/medical-professional/clinical\\_results.htm](http://www.thoratec.com/medical-professional/clinical_results.htm), acessado em 27 de abril de 2004.
- [40] ISHINO, K.; LOEBE, M.; UHLEMANN, F.; WENG, Y.; HENNIG, E.; HETZER, R.; *Circulatory support with paracorporeal pneumatic ventricular assist device (VAD) in infants and children*; Eur J Cardiothorac Surg, 11, PP 965-972, 1997.
- [41] CESTARI, I.A.; HAYASHIDA, S.A; FERRARA, E.; BACHT, S.; MURAMATSU, M.; CHRISTENSEN, K.T.; LEIRNER, A.A.; *Design issues of a paracorporeal VAD for pediatric patients(The Sao Paulo Heart Institute pediatric VAD)*; Int Conference of Pediatric Mech. Circ. Supp. and Cardiopulmonary Perfusion, Conference Proceedings, pp 90-92, Hershey, Pennsylvania, EUA, Maio, 2005.
- [42] FOX, R. W.; MCDONALD, A. T ;*Introdução à Mecânica dos Fluidos*; Ed. Livros Tecnicos e Científicos Ltda, 4ª 1998.
- [43] STREETER, V. L.; WYLIE, E. B ;*Mecânica dos Fluidos*; Ed. Mc Graw Hill, Inc. , 7ª, 1982.
- [44] SALDANHA, C. ;*Hemorreologia e Microcirculação*; Rev. da Faculdade de Medicina de Lisboa, 3, pp 163-168, 1998.
- [45] DROCHON, A.;*Blood Rheology and Mechanical Properties of Blood Cells*; von Karman Institute fo Fluid Dynamics, lectures series 1998, 4, 1998.
- [46] ROSE, M. L. J.; *Development of a Muscle Powered Blood Pump: Fluid Mechanic Considerations*;Thesis for Degree of Doctor of Philosophy, Department of Cardiac Surgery, Faculty of Medicine, University of Glasgow, 1998.
- [47] KOEHLER, M.A.; HANSEN, A.C.; JURETICH, J.T.; OLSEN, D.B.; KOPPERT, E.; BURNS, G.L.;*Estimation of Velocity and Reynolds Shear Stress Profiles in an Infant Ventricular Assist Device*; Ann Biomed Eng., 1996.
- [48] DAVID, T.; THOMAS, S.; WALKER, P.G.; *Platelet Decomposition in Stagnation Point Flow: An Analytical and Computational Simulation*; Medical Eng. & Physics, 23, pp 299-312, 2001.
- [49] PAUL, R.; APEL, J., KLAUS, S.; SCHÜGNER, F.; SCHWINDKE, P.; REUL, H.; *Shear Stress Related Blood Damage in Laminar Couette Flow*; Artificial Organs, 27, pp. 517-529, 2003.

- [50] GOUBERGRITS, L.; AFFELD, K.; *Numerical Estimation of Blood Damage in Artificial Organs*; *Artificial Organs*, 28(5), pp 499-507, 2004.
- [51] OLEY, L.A.; MANNING, K.B.; FONTAINE, A.A.; DEUTSCH,S.; *Off-design Considerations of the 50 cc Penn State Ventricular Assist Device*, *Artificial Organs*, 29(5), pp 378-386, 2005.
- [52] TILLMANN, W.; REUL, H.; HEROLD, M.; BRUSS, K-H; van GILSE, J.; *In-Vitro Wall Shear Measurements at Aortic Valve Prostheses*; *Journal of Biomech.*,17, pp. 263-79, 1984.
- [53] CESTARI, I. A.; HAYASHIDA, S. A.; MOREIRA, A. B.; BONÍSIO, A.; MAIZATO, M.; IBANEZ, J. F.; STOLF, N. A. G.; LEIRNER, A. A.; *Avaliação do Desempenho in Vivo do Dispositivo de Assistência Ventricular (DAV) InCor*, Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, pp. 395-396, Curitiba, 1998,
- [54] CHRISTENSEN, K T.; SOLOFF, S.M.; ADRIAN, R. J.; *PIV Sleuth: Integrated Particle Image Velocimetry Interrogation/Validation Software*. TAM Report, University of Illinois, Urbana-Champaign, May, 2000;
- [55] HOCHAREON, P.; *Development of Particle Image Velocimetry (PIV) for Wall Shear Stress Estimation Within a 50 CC Penn State Artificial Heart Ventricular Chamber*; Thesis of Degree of Doctor of Philosophy, Department of Bioengineering, The Pennsylvania State University, 2003.
- [56] NOSE, Y.; *Artificial Organs for Bridge to Therapy*; Invited Editorial, *Artificial Organs*, 28(2), pp 127-128, 2004.
- [57] TEIXEIRA, P. B. C.; GONÇALVES, P. B.; CESTARI, I. A.; LEIRNER, A. A.; PAMPLONA, D.; *Mechanical Behavior and Stability of the Internal Membrane of the InCor Ventricular Assist Device*; *Artificial Organs*, 25, pp. 912-921, 2001.
- [58] NETTER, F. H.; *Atlas de Anatomia Humana*; Ed. Artmed 2ª edição, 2000.
- [59] SOUZA, M. H. L.; ELIAS, D. O.; *Circulação Extracorpórea*; Ed. Alfa Rio, 1995.
- [60] CHARM, S. E.; KURLAND, G. S.;*Blood Flow and Microcirculation*; Ed. Wiley-Bio-Medical Health Publication, 1974.
- [61] GRIGIONI, M.; AMODEO, A.; DANIELE, C.; D'AVENIO, G.; FORMIGARI, R.; Di DONATO, R. M.; *Particle Image Velocimetry Analysis of the Flow Field in the Total Cavopulmonary Connection*; *Artificial Organs*, 24(12), pp 946-952, 2000.