

**ESCOLA POLITÉCNICA DA UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO  
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA MECÂNICA**

**Comparação entre válvulas cardíacas biológicas e  
mecânicas**

José Ricardo Dutra

São Paulo  
2006

**ESCOLA POLITÉCNICA DA UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO  
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA MECÂNICA**

**Comparação entre válvulas cardíacas biológicas e  
mecânicas**

Trabalho de formatura apresentado à Escola  
Politécnica da Universidade de São Paulo para  
obtenção do título de Graduação em Engenharia.

José Ricardo Dutra

Orientador: Jayme Pinto Ortiz

São Paulo  
2006

## **FICHA CATALOGRÁFICA**

**Dutra, José Ricardo**  
**Comparação entre válvulas cardíacas biológicas e mecânicas**

**/ J.R. Dutra. -- São Paulo, 2006.**  
**75 p.**

**Trabalho de Formatura - Escola Politécnica da Universidade de São Paulo. Departamento de Engenharia Mecânica.**

**1.Próteses e implantes 2.Valvas cardíacas 3.Simulação numérica 4.CFD I.Universidade de São Paulo. Escola Politécnica. Departamento de Engenharia Mecânica II.t.**

## RESUMO

Este trabalho, subdividido em duas partes, apresenta inicialmente um breve histórico dos substitutos valvulares e suas principais características, tanto das próteses mecânicas, quanto das próteses biológicas, seguida de comparações entre esses dois conceitos.

As comparações realizadas analisam os aspectos hemodinâmicos e suas influências no paciente que utiliza tais válvulas, e também os aspectos sócio-econômicos.

A segunda parte tem como objetivo simular numericamente o escoamento sanguíneo através de uma prótese valvular mecânica de duplo-folheto. Inicialmente, serão definidos os parâmetros para a realização dessas simulações, assim como, a geometria dessa prótese e o tipo do escoamento: incompressível, newtoniano, isotérmico, em regime permanente ou pulsátil. As definições desses parâmetros são importantes para comparar os resultados com as simulações encontradas na literatura. A motivação para a execução dessas análises numéricas deve-se ao fato que, apesar desse tipo de válvula apresentar uma longa vida útil, seu desempenho hemodinâmico ainda hoje apresenta diversos problemas. Por isso, os resultados dessas simulações podem gerar novas idéias para melhorar a geometria dessas válvulas, e assim, aumentar a qualidade de vida dos pacientes.

## ABSTRACT

This work, subdivided in two parts, presents a history of valve prosthesis and their main characteristics, followed by a comparison between the two concepts. The comparison evaluates not only the valve hemodynamics and their influences in the patient, but also the socio-economic aspects.

The main purpose of the second part is to simulate the blood flow through a bileaflet mechanical heart valve. Initially, the main parameters will be defined, as the valve design and flow behavior: incompressible, newtonian, isothermal, in steady and nonsteady state. These parameters are important to compare the results with others, found in the literature.

The mechanical heart valves have a long life, however their blood flow performance does not reach a native valve performance. All things considered, this simulation can create new ideas to improve the valve designs and then, increase the patient life qualities.

# SUMÁRIO

LISTA DE TABELAS

LISTA DE FIGURAS

<b>1. INTRODUÇÃO .....</b>	<b>1</b>
<b>2. PRINCIPAIS LESÕES VALVARES.....</b>	<b>2</b>
2.1. Estenose.....	3
2.1.1. Estenose aórtica.....	3
2.1.2. Estenose tricúspide.....	3
2.1.3. Estenose mitral.....	4
2.1.4. Estenose pulmonar.....	4
2.2. Insuficiência.....	5
2.2.1. Insuficiência aórtica.....	5
2.2.2. Insuficiência tricúspide.....	5
2.2.3. Insuficiência mitral.....	6
2.2.4. Insuficiência pulmonar.....	6
<b>3. PRÓTESES VALVULARES.....</b>	<b>7</b>
3.1. Válvulas Mecânicas.....	8
3.1.1. Starr-Edwards.....	8
3.1.2. Björk-Shiley.....	9
3.1.3. St. Jude Medical.....	9
3.1.4. Medtronic-Hall.....	10
3.2. Principais problemas com Válvulas Mecânicas.....	11
3.2.1 Falha estrutural.....	11
3.2.2 Tromboembolismo.....	11
3.3. Recomendações para substituição de válvulas com prótese mecânica.....	11
3.4. Válvulas Biológicas.....	12
3.4.1. Heteroenxerto de porco.....	12
3.4.2. Heteroenxerto de pericárdio bovino.....	12

3.5.	Principais problemas com Válvulas Biológicas .....	13
3.5.1.	Falha estrutural .....	13
3.5.2.	Tromboembolismo .....	14
3.6.	Recomendações para substituição de válvulas com prótese biológica.....	14
3.7.	Critérios gerais para a seleção de uma prótese valvular.....	15
3.7.1.	Critérios cirúrgicos .....	15
3.7.2.	Fatores intrínsecos do paciente.....	15
<b>4.</b>	<b>PARÂMETROS HEMODINÂMICOS DAS VÁLVULAS MECÂNICAS.</b>	<b>17</b>
4.1.	Comprimento.....	17
4.2.	Forma.....	18
4.3.	Área .....	19
4.4.	Obstrução.....	19
<b>5.</b>	<b>COMPARAÇÃO HEMODINÂMICA ENTRE VÁLVULAS MECÂNICAS E BIOLÓGICAS.....</b>	<b>21</b>
<b>6.</b>	<b>IMPORTÂNCIA ECONÔMICA.....</b>	<b>24</b>
6.1.	Comparação econômica entre válvulas biológicas e mecânicas .....	27
<b>7.</b>	<b>SIMULAÇÃO NUMÉRICA HIDRODINÂMICA DO FLUXO ANTERÓGRADO .....</b>	<b>28</b>
7.1.	Princípio .....	28
7.2.	Requisitos e procedimentos do ensaio in vitro.....	28
7.3.	Simulação numérica através do bocal padrão .....	30
7.3.1.	Cálculo da intensidade de turbulência.....	30
7.3.2.	Definição da malha.....	31
7.3.3.	Resultados .....	31
7.4.	Simulação numérica do escoamento anterógrado sob regime permanente através da válvula mecânica de duplo folheto.....	37
7.4.1.	Cálculo da intensidade de turbulência.....	37
7.4.2.	Definição da malha.....	38
7.4.3.	Resultados .....	38
7.5.	Simulação numérica do escoamento anterógrado sob regime pulsátil através da válvula mecânica de duplo folheto .....	48
7.5.1.	Obtenção da curva de velocidades durante o escoamento pulsátil.....	48

7.5.2.	Execução da UDF- (User-defined function) .....	49
7.5.3.	Resultados .....	50
<b>8.</b>	<b>CONCLUSÃO .....</b>	<b>51</b>
<b>9.</b>	<b>ANEXO .....</b>	<b>53</b>
<b>10.</b>	<b>BIBLIOGRAFIA .....</b>	<b>61</b>

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Mecanismos de funcionamento de uma válvula normal	2
Figura 2 – Estenose da válvula mitral	4
Figura 3 – Insuficiência mitral	6
Figura 4 – Válvula de bola	8
Figura 5 – Björk-Shiley	9
Figura 6 – Válvula de duplo folheto	10
Figura 7 – Medtronic-Hall	10
Figura 8 – Heteroenxerto de porco	12
Figura 9 – Pericárdio bovino	13
Figura 10 – Relação: proporção comprimento/diâmetro e gradiente de pressão	18
Figura 11 – Forma das válvulas e sua influência no escoamento	18
Figura 12 – Comparação entre áreas efetivas de válvulas de três fabricantes diferentes	19
Figura 13 – Abertura dos folhetos e sua influência no perfil do escoamento	20
Figura 14 – Análise do fluxo central	22
Figura 15 – Análise do campo de velocidades através de: a) uma válvula mecânica de duplo folheto b) válvula biológica	23
Figura 16 –Bocal padrão	29
Figura 17 –Simulação numérica no bocal padrão	31
Figura 18 –Campo de velocidades no bocal padrão	31
Figura 19 –Simulação numérica no bocal padrão – Detalhe 1	32
Figura 20 – Simulação numérica no bocal padrão – Detalhe 2	32
Figura 21 – Simulação numérica no bocal padrão – Detalhe 3	33
Figura 22 – Campo de pressões no bocal padrão	34
Figura 23 – Campo de pressões no bocal padrão – Detalhe 1	34
Figura 24 – Campo de pressões no bocal padrão – Detalhe 2	35
Figura 25 – Campo de pressões no bocal padrão – Detalhe 3	35
Figura 26 –Modelo da prótese mecânica de duplo folheto simulada	37
Figura 27 –Simulação numérica na válvula de duplo folheto	38

Figura 28 –Campo de velocidades na válvula de duplo folheto – Vazão= 10l/min	38
Figura 29 – Simulação numérica na válvula de duplo folheto – Vazão= 10l/min – Detalhe 1	39
Figura 30 – Perfil de velocidade na região dos folhetos – Vazão= 10l/min	39
Figura 31 – Campo de pressões na válvula de duplo folheto – Vazão= 10l/min	40
Figura 32 – Campo de pressões na válvula de duplo folheto – Vazão= 10l/min – Detalhe dos folhetos 1	40
Figura 33 –Campo de velocidades na válvula de duplo folheto – Vazão= 20l/min	41
Figura 34 – Simulação numérica na válvula de duplo folheto – Vazão= 20l/min – Detalhe 1	42
Figura 35 – Perfil de velocidade na região dos folhetos – Vazão= 20l/min	42
Figura 36 – Campo de pressões na válvula de duplo folheto – Vazão= 20l/min	43
Figura 37 – Campo de pressões na válvula de duplo folheto – Vazão= 20l/min – Detalhe dos folhetos	43
Figura 38 –Campo de velocidades na válvula de duplo folheto – Vazão= 30l/min	44
Figura 39 – Simulação numérica na válvula de duplo folheto – Vazão= 30l/min – Detalhe 1	45
Figura 40 – Campo de pressões na válvula de duplo folheto – Vazão= 30l/min	45
Figura 41 – Campo de pressões na válvula de duplo folheto – Vazão= 30l/min – Detalhe dos folhetos 1	46
Figura 42 –Modelo da prótese mecânica de duplo folheto simulada	48
Figura 43 – Curva de velocidades do escoamento pulsátil.	49
Figura 44 –Campo de velocidades (m/s) –t= 20 ms	53
Figura 45 –Perfil de velocidades na seção perpendicular aos folhetos –t= 20 ms	53
Figura 46 – Campo de pressões (Pa) – t=20ms	53
Figura 47 –Campo de velocidades (m/s) –t= 30 ms	54
Figura 48 –Perfil de velocidades na seção perpendicular aos folhetos –t= 30 ms	54
Figura 49 – Campo de pressões (Pa) – t=30ms	54
Figura 50 –Campo de velocidades (m/s) –t= 40 ms	55
Figura 51 –Perfil de velocidades na seção perpendicular aos folhetos –t= 40 ms	55
Figura 52 – Campo de pressões (Pa) – t=40ms	55
Figura 53 –Campo de velocidades (m/s) –t= 50 ms	56

Figura 54 –Perfil de velocidades na seção perpendicular aos folhetos –t= 50 ms	56
Figura 55 – Campo de pressões (Pa) – t=50ms	56
Figura 56 –Campo de velocidades (m/s) –t= 60 ms	57
Figura 57 –Perfil de velocidades na seção perpendicular aos folhetos –t= 60 ms	57
Figura 58 – Campo de pressões (Pa) – t=60ms	57
Figura 59 –Campo de velocidades (m/s) –t= 70 ms	58
Figura 60 –Perfil de velocidades na seção perpendicular aos folhetos –t= 70 ms	58
Figura 61 – Campo de pressões (Pa) – t=70ms	58
Figura 62 –Campo de velocidades (m/s) –t= 80 ms	59
Figura 63 –Perfil de velocidades na seção perpendicular aos folhetos –t= 80 ms	59
Figura 64 – Campo de pressões (Pa) – t=80ms	59
Figura 65 –Campo de velocidades (m/s) –t= 90 ms	60
Figura 66 –Perfil de velocidades na seção perpendicular aos folhetos –t= 90 ms	60
Figura 67 – Campo de pressões (Pa) – t=90ms	60

## **LISTA DE TABELAS**

Tabela 1 – Parâmetros utilizados durante a simulação	23
Tabela 2 – Procedimentos hospitalares do SUS – Implantes de próteses valvares no estado de São Paulo em Janeiro de 2006	27
Tabela 3 – Procedimentos hospitalares do SUS – Implantes de próteses valvares no estado de São Paulo em Fevereiro de 2006	28
Tabela 4 – Intensidade de turbulência para as três vazões apresentadas	38
Tabela 5 – Resumo dos resultados para a simulação do ensaio hidrodinâmico do fluxo anterógrado	48

# 1. INTRODUÇÃO

As válvulas cardíacas são suscetíveis a patologias de várias etiologias que comprometem gravemente o sistema cardiovascular. Soluções para essas complicações, via de regra, incluem substituições valvares por próteses mecânicas ou biológicas, as quais foram introduzidas na década de 50.

Desde então, grandes variedades de modelos de próteses valvulares foram produzidas, em virtude de nenhuma delas preencher as características de uma prótese ideal. As complicações mais comuns em biopróteses ocorrem principalmente por falhas primárias, com destaque para a calcificação, enquanto que para as mecânicas é o tromboembolismo, exigindo, portanto, administração crônica de anticoagulantes. Entretanto, a avaliação dos implantes valvulares após três décadas mostrou que tanto válvulas mecânicas como biológicas apresentam curvas de morbimortalidade similares ao final de 10 anos de implante.

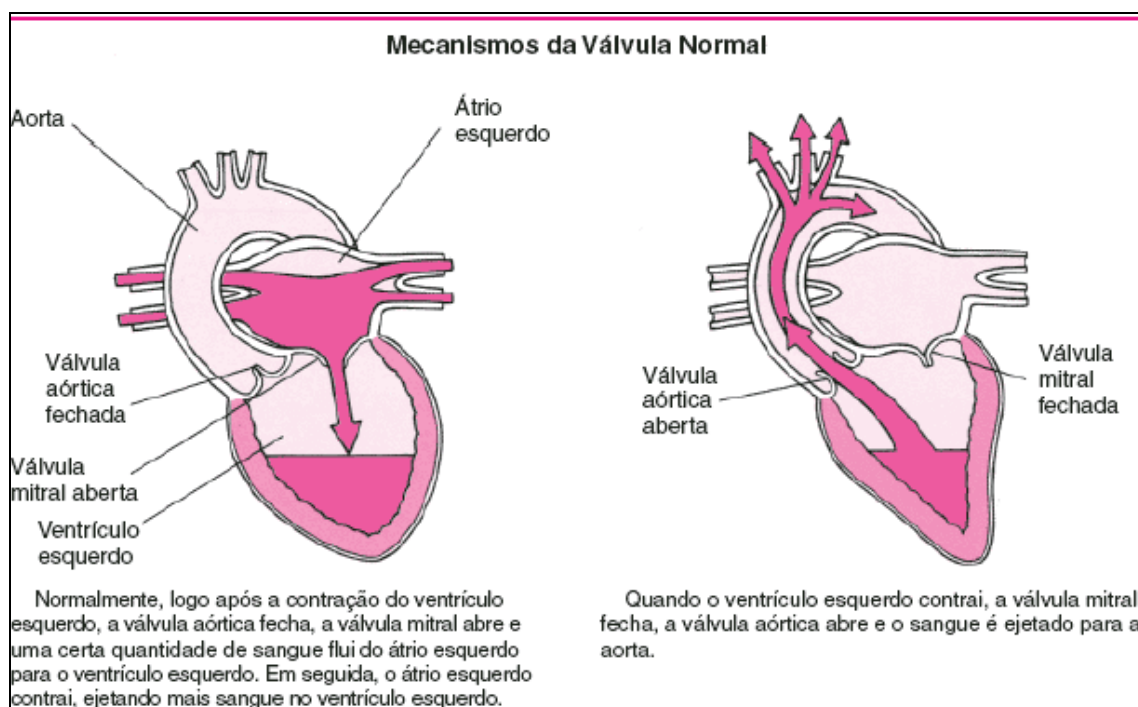
Desse modo, desenvolvimentos nessa área têm sido dirigidos para melhoria de performance e durabilidade de ambos os tipos de próteses. Apesar de vantagens e desvantagens, as válvulas biológicas e mecânicas têm critérios de indicação, como idade do paciente e grupos com ou sem contra-indicação de anticoagulantes, além de outros fatores como reologia sangüínea, status anticoagulante, status metabólico e reoperação indicada, tornando clara a necessidade de disponibilidade desses dois tipos de implantes.

Nos Estados Unidos 80% das trocas valvares têm como indicação válvulas mecânicas, enquanto no Brasil cerca de 80% são de biopróteses, seguramente devido à demanda reprimida da mecânica em função dos altos custos.

## 2. PRINCIPAIS LESÕES VALVARES

O coração possui quatro câmaras: duas superiores e de pequenas dimensões (os átrios), e duas inferiores e maiores (os ventrículos). Cada ventrículo possui uma válvula de entrada e uma válvula de saída, ambas unidirecionais. A válvula tricúspide abre-se do átrio direito para o ventrículo direito e a válvula pulmonar abre-se do ventrículo direito para as artérias pulmonares. A válvula mitral abre-se do átrio esquerdo para o ventrículo esquerdo e a válvula aórtica abre-se do ventrículo esquerdo para a aorta.

As válvulas cardíacas podem apresentar um funcionamento deficiente, permitindo um vazamento (insuficiência valvular) ou uma abertura não adequada (estenose valvular). Qualquer um desses problemas pode interferir gravemente na capacidade de bombeamento de sangue do coração. Algumas vezes, uma válvula apresenta os dois problemas simultaneamente.



**Figura 1 – Mecanismos de funcionamento de uma válvula normal**

## **2.1. Estenose**

Ocorre quando o orifício de uma válvula cardíaca apresenta um diâmetro menor do que o normal, dificultando a passagem do sangue.

### **2.1.1. Estenose aórtica**

É a lesão de válvula cardíaca mais freqüente atualmente. Entre as causas estão as febres reumáticas, calcificações em válvulas bicúspides congênitas, ou depósitos de cálcio em válvulas de idosos e previamente normais. Ocorre predominantemente (80%) em homens.

A área total normal da válvula aórtica é de 3 a 4 cm<sup>2</sup>. Quando a lesão apresenta uma área menor do que 0,8 a 1,0 cm<sup>2</sup> altera-se severamente a função cardíaca e o prognóstico sem correção é mau, com 50% de mortalidade em 3 anos.

O tratamento pode ser cirúrgico, uma troca de válvula tem uma mortalidade de 2 a 5% e chega a ficar acima de 10% para pessoas com mais de 75 anos. Um tratamento alternativo é a valvuloplastia percutânea por balão, que pode aliviar os sintomas; contudo as recidivas aparecem em pouco tempo, principalmente nos idosos com calcificações. Só tem indicações para pessoas mais jovens e para os quais existirem outras razões para não serem submetidas a uma troca de válvula.

### **2.1.2. Estenose tricúspide**

Essa lesão é predominantemente de origem reumática.

As manifestações clínicas são o sopro diastólico, as vezes confundido como sendo provocado por estenose mitral. O tratamento é cirúrgico com visão direta, ou com troca de válvula ou por valvuloplastia com balão.

### 2.1.3. Estenose mitral

De longe a causa mais freqüente é a febre reumática, embora em muitos casos não haja história dessa doença que deve ter passado despercebida. A área normal da válvula mitral é de 4 até 6 cm<sup>2</sup> e as manifestações clínicas se tornam significativas quando a área se tornar menor do que 1,5 cm<sup>2</sup>.

Cerca de 80% dos pacientes com Estenose Mitral apresentam fibrilação auricular. A doença pode evoluir durante muitos anos sem provocar sintomas. O tratamento é predominantemente feito pelo uso de balão percutâneo ou comissurotomia a céu aberto ou então troca da válvula mitral.

O tratamento invasivo está indicado quando surge edema pulmonar persistente, dispnéia que limita as atividades físicas com edema pulmonar intermitente, hipertensão pulmonar com hemoptises, ou embolias sistêmicas repetitivas.

#### Estenose da Válvula Mitral

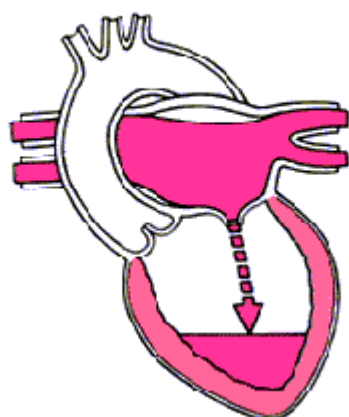


Figura 2 – Estenose da válvula mitral

### 2.1.4. Estenose pulmonar

A estenose pulmonar é uma lesão predominantemente congênita, sendo ainda raramente atribuída à febre reumática. A dilatação por balão é atualmente o tratamento mais empregado

## **2.2. Insuficiência**

Ocorre quando as válvulas do coração não vedam o orifício valvular, permitindo o refluxo do sangue.

### **2.2.1. Insuficiência aórtica**

A insuficiência aórtica de origem reumática é cada vez mais rara desde o advento dos antibióticos. As causas não reumáticas persistem e entre elas estão as válvulas aórticas, bicúspides congênitas, a endocardite bacteriana e a hipertensão arterial. A sífilis, a doença de Reiter, a espondilite anquilosante e a doença de Marfan são também causas esporádicas de insuficiência aórtica.

As manifestações clínicas são discretas no início, o paciente passa longos anos sem nada sentir. É nessa época que a cirurgia de troca de válvulas está mais indicada.

Quando os sintomas de descompensação cardíaca ou de insuficiência de perfusão coronariana aparecem, a cirurgia já é de pior prognóstico, chegando à mortalidade a 5%.

### **2.2.2. Insuficiência tricúspide**

Pode ocorrer por lesão congênita, endocardite bacteriana e atualmente é freqüente em toxicômanos que usam drogas injetáveis.

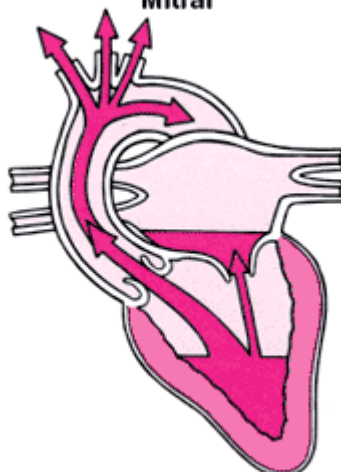
É comum em pessoas com insuficiência cardíaca direita e ainda como complicação de infarto do miocárdio. A insuficiência tricúspide pode ainda ocorrer com complicação de doença carcinóide, lúpus eritematoso e degeneração mixomatosa da válvula, ou por dilatação severa do ventrículo direito. Algumas dessas insuficiências tricúspides podem regredir com a correção da doença básica.

### **2.2.3. Insuficiência mitral**

Insuficiência mitral geralmente é causada por febre reumática, endocardite bacteriana, degeneração mixomatosa, disfunção da válvula provocada por doença ou ruptura da cordoalha tendinosa causadas por infarto do miocárdio e ainda por tumores do coração (mixoma).

Os pacientes podem permanecer sem sintomas durante anos. Um grande número de pacientes deve ser operado quando as manifestações clínicas limitam as suas atividades. As cirurgias variam desde operações de urgência, reparos nas válvulas ou cordoalha subvalvular até a troca total da válvula por uma próstética.

**Regurgitação (Insuficiência) da Válvula Mitral**



**Figura 3 – Insuficiência mitral**

### **2.2.4. Insuficiência pulmonar**

A causa mais freqüente da Insuficiência Pulmonar é a dilatação do anel valvular causada pela hipertensão pulmonar ou pela dilatação da artéria pulmonar idiopática ou provocada por doenças do tecido conectivo como a doença de Marfan.

O tratamento geralmente é conservador, feito com cardiotônicos e correção das doenças subjacentes.

### 3. PRÓTESES VALVULARES

Nos últimos 30 anos tem sido observado um grande avanço no desenvolvimento das próteses valvares cardíacas. Os substitutos atuais funcionam bem, mas cada um deles traz consigo algumas desvantagens. A variedade das próteses disponíveis atesta a incapacidade de qualquer modelo existente preencher as necessidades de uma prótese ideal.

As características dos substitutos valvulares norteiam em determinados casos a seleção de uma prótese em preferência a outras. A escolha da prótese deve ser individualizada para cada paciente.

As características de uma válvula ideal são:

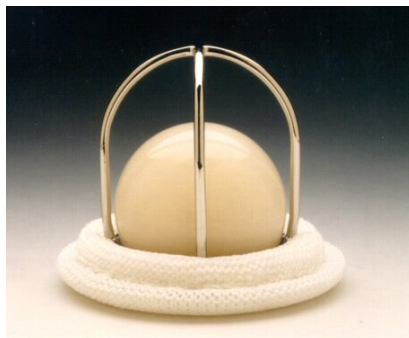
- a) boa hemodinâmica;
- b) ausência de problemas tromboembólicos;
- c) durabilidade;
- d) resistente à infecção;
- f) não tóxico;
- g) facilidade de introdução.

Existem duas grandes classes de próteses valvulares:

- a) mecânicas: bola e gaiola (Starr-Edwards, Cutter), disco basculante (Bjork-Shiley, Medtronic-Hall, Lillehei-Kaster, Omniscience) e duplo folheto (St. Jude Medical);
- b) biológicas: válvulas de pericárdio (Ionescu-Shiley, Carpentier-Edwards): válvulas de porco (Hancock, Carpentier-Edwards). As válvulas biológicas confeccionadas no Brasil são Biocor, Labcor, Braile-Biomedica, Flumen, Bioval, Fisics, Cardioprotese e H.P., entre outras.

### 3.1. Válvulas Mecânicas

#### 3.1.1. Starr-Edwards



**Figura 4 – Válvula de bola**

Esta foi a primeira prótese mecânica utilizada com sucesso em posição mitral, introduzida clinicamente em 1960. Seu posicionamento é fácil, mas exige um espaço relativamente grande devido à gaiola. Não é indicada em pacientes com ventrículo esquerdo pequeno e/ou aorta estreita.

Com uma função hemodinâmica satisfatória, exceto em pequenos tamanhos, esta prótese é a única mecânica que praticamente não tem ruído. Os gradientes transvalvulares são maiores que o das próteses de disco e de duplo folheto do mesmo tamanho.

### 3.1.2. Björk-Shiley

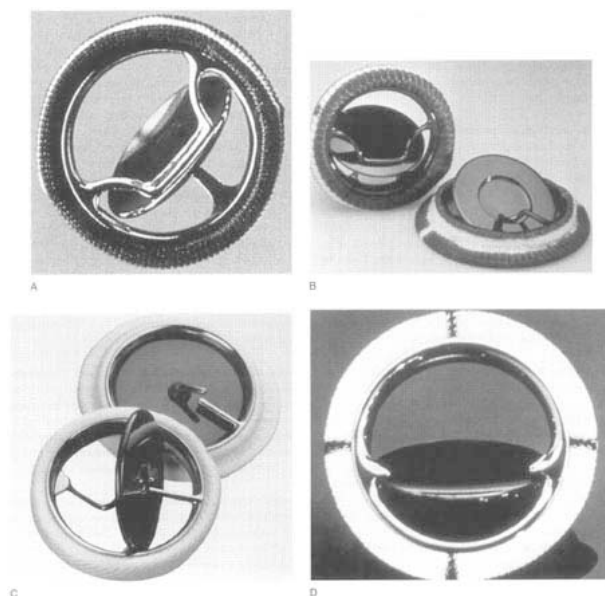


Figura 5 – Björk-Shiley

Introduzida em 1969, esta prótese passou por muitas mudanças até culminar com a Monostrut (válvula com suporte único), largamente usada na atualidade. Com a parte fixa construída por uma única peça de metal e um disco convexo-côncavo de carbono pirolítico, essa prótese abre-se em ângulo de 70°, fornecendo fluxo quase igual de ambos os lados do disco. Não há relatos de fratura ou falha deste último modelo. Esta válvula não é silenciosa, sendo seu desempenho hemodinâmico superior ao das próteses de Starr, particularmente para os pequenos tamanhos.

### 3.1.3. St. Jude Medical

Clinicamente implantada pela primeira vez em 1977, esta prótese tem um baixo perfil e estrutura inteiramente de carbono pirolítico, com dois discos semicirculares que se abrem em ângulo de 85°. Esta válvula apresenta um grande orifício útil e excelente função hemodinâmica. Seus gradientes de pressão são os menores associados a quaisquer das próteses mecânicas disponíveis. A tendência à trombose valvular e o ruído são menores quando comparados às válvulas de disco basculante.



**Figura 6 – Válvula de duplo folheto**

#### **3.1.4. Medtronic-Hall**

Inicialmente implantada em 1977, é uma válvula de disco basculante que usa um bastão-guia através de uma abertura no centro do disco. Suas características de fluxo são ligeiramente melhores quando comparada com a válvula Bjork-Shiley. Isso se relaciona ao fato de o disco abrir-se em maior ângulo ( $70^\circ$  para a mitral e  $75^\circ$  para a aórtica) nas primeiras.



**Figura 7 – Medtronic-Hall**

## **3.2. Principais problemas com Válvulas Mecânicas**

### **3.2.1 Falha estrutural**

As próteses atuais foram progressivamente aperfeiçoadas e têm uma durabilidade que teoricamente seria por toda a vida, com taxas desprezíveis de falhas estruturais. O risco de complicações mecânicas é constante durante o tempo.

### **3.2.2 Tromboembolismo**

As próteses mecânicas têm um risco aumentado de tromboembolismo bem como a anticoagulação. Diante de uma anticoagulação adequada, as taxas de tromboembolismo variam de 0,5 a 3% por paciente-ano para a válvula aórtica e de 0,5 a 5% por paciente-ano para a válvula mitral. As próteses mecânicas atuais parecem ter riscos de tromboembolismo semelhantes, desde que seja feita uma anticoagulação efetiva. O controle adequado da anticoagulação continua sendo um dos grandes problemas associados à utilização das próteses mecânicas. A anticoagulação eficiente situa-se entre os dois extremos representados pelo tromboembolismo e pela hemorragia. Nenhum paciente com válvula mecânica pode prescindir de anticoagulação.

## **3.3. Recomendações para substituição de válvulas com prótese mecânica**

- a) Pacientes com longa expectativa de vida;
- b) Pacientes com insuficiência renal, em hemodiálise, ou com hipercalcemia;
- c) Pacientes que necessitam de tratamento com dicumarínico, devido a fatores de risco (fibrilação atrial, disfunção grave do ventrículo esquerdo, tromboembolismo anterior e hipercoagulação) para tromboembolismo;
- d) Pacientes acima de 65 anos de idade para substituição valvular aórtica e acima de 70 anos para substituição valvular mitral;

- e) Substituição de bioprótese com trombose;

### **3.4. Válvulas Biológicas**

#### **3.4.1. Heteroenxerto de porco**

As válvulas internacionalmente mais conhecidas são a Hancock e a Carpentier-Edwards, ambas fixadas pelo glutaraldeído. Os heteroenxertos de porco apresentam um fluxo central. A hemodinâmica é satisfatória nos tamanhos médio e grande, entretanto, os menores diâmetros podem produzir gradientes importantes em pacientes adultos.

Este tipo de bioprótese apresenta baixos índices de complicações tromboembólicas, o que permite a supressão da anticoagulação em longo prazo.



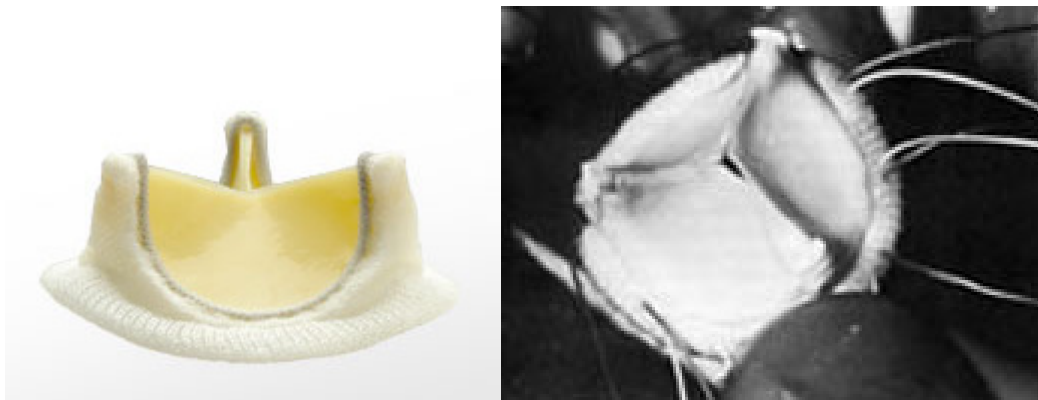
**Figura 8 – Heteroenxerto de porco**

#### **3.4.2. Heteroenxerto de pericárdio bovino**

O pericárdio, preservado pelo glutaraldeído, é montado sobre um suporte, geralmente flexível permitindo uma área de fluxo central maior que a observada pelos heteroenxertos de porco. Isso poderia justificar o seu desempenho hemodinâmico superior principalmente nos diâmetros menores.

A durabilidade e a ocorrência de eventos tromboembólicos são comparáveis aos encontrados nos heteroenxertos de porco. Este tipo de bioprótese também apresenta alterações degenerativas aceleradas em jovens.

Mundialmente, as válvulas de pericárdio bovino mais conhecidas são a Ionescu-Shiley e a Carpentier-Edwards.



**Figura 9 – Pericárdio bovino**

### **3.5. Principais problemas com Válvulas Biológicas**

#### **3.5.1. Falha estrutural**

A incidência de falhas primárias tem seu risco aumentado com o tempo, o principal problema é a degeneração tecidual causada pela calcificação, sendo particularmente alto em crianças e jovens. Entre os jovens, a bioprótese em posição mitral é mais afetada que a aórtica, contudo, no grupo de 30 a 59 anos, o risco de falha é o mesmo para ambas e significativamente menor para as aórticas em pacientes mais idosos.

A prótese em posição mitral tem um agravante ao trauma por serem submetidas a uma pressão mais elevada durante a sístole. Por outro lado, as próteses de pequeno diâmetro, em posição aórtica ficarão expostas a um maior grau de estresse. A degeneração geralmente envolve um aumento gradual da disfunção, o que permite a reoperação em caráter semi-eletivo.

### **3.5.2. Tromboembolismo**

O uso das próteses biológicas reduz a taxa de tromboembolismo, mas não o elimina. A doença valvar, particularmente a mitral, por si só expõe o paciente ao risco de acidentes tromboembólicos. A incidência de embolia varia de 0,2 a 3,8% por ano para a válvula aórtica e 0,3 a 5,1% por ano para a válvula mitral. As taxas de trombose são baixas quando comparadas com as válvulas mecânicas. A maioria dos pacientes não necessita de anticoagulação crônica, bastando o uso de antiagregantes plaquetários.

### **3.6. Recomendações para substituição de válvulas com prótese biológica**

- a) Pacientes que não podem ou não aceitam o tratamento com dicumarínico;
- b) Pacientes acima de 65 anos que necessitam de substituição valvular aórtica e não tem fatores de risco para tromboembolismo;
- c) Pacientes considerados como tendo possíveis problemas de aderência com dicumarínico;
- d) Pacientes acima de 70 anos que necessitam de substituição valvular mitral, sem fatores de risco para tromboembolismo (fibrilação atrial, disfunção grave do ventrículo esquerdo, tromboembolismo anterior e hipercoagulação);
- e) Substituição de válvula devido à prótese mecânica com trombose;
- f) Pacientes abaixo de 65 anos;
- g) Pacientes com insuficiência renal, hemodiálise ou hipercalcemia;

Observação: A idade considerada para colocação de válvulas bioprotéticas é baseada na grande redução da taxa de deterioração da válvula após 65 anos de idade,

### **3.7. Critérios gerais para a seleção de uma prótese valvular**

#### **3.7.1. Critérios cirúrgicos**

As variações anatômicas são importantes na seleção de uma prótese cardíaca. Deve-se avaliar o anel valvar, utilizando a maior válvula possível, uma vez em que os orifícios protéticos são significativamente menores que os naturais. As válvulas mecânicas têm maior área de orifício que as biopróteses para o mesmo tamanho de anel. Tal fato, associado ao conhecimento de que o desempenho hemodinâmico das biopróteses de pequeno tamanho não é bom, justifica a preferência da prótese mecânica para pacientes de anel valvar pequeno. O tamanho da cavidade que receberá a maior parte do volume ocupado pela prótese deve ser considerado. Na posição aórtica, o tamanho da raiz da aorta é determinante, já na posição mitral, o tamanho do ventrículo esquerdo é crítico, principalmente se existir hipertrofia ventricular, o que influencia na escolha de uma prótese de baixo perfil.

#### **3.7.2. Fatores intrínsecos do paciente**

Esses fatores interferem nos resultados em longo prazo e determinam a escolha entre uma bioprótese e uma prótese mecânica. A variável mais importante relacionada aos pacientes é a possibilidade do uso de anticoagulantes, pois isto influencia decisivamente na escolha de uma prótese.

A idade tem grande relevância, uma vez que existem diferenças na durabilidade das próteses. De maneira genérica, as válvulas mecânicas são de escolha para pacientes mais jovens e as biopróteses, para pacientes com idade mais avançada. Habitualmente as biopróteses não necessitam de anticoagulação. Bastando o uso de anti-agregantes plaquetários. Isso é importante em pacientes do sexo feminino e em idade fértil. Algumas características do paciente podem anular as vantagens de não ser necessária a anticoagulação. Isso ocorre nos casos de lesão mitral, na presença de grande átrio esquerdo, fibrilação atrial e história de embolia sistêmica, uma vez que as complicações tromboembólicas são as mais altas neste grupo.

Um forte indicador das biopróteses é o nível social e a capacidade do paciente permanecer sob terapia anticoagulante em longo prazo.

Em última análise, deve prevalecer a preferência do paciente, desde que este esteja orientado sobre as vantagens e desvantagens de cada tipo de substituto valvular. Alguns preferem arriscar uma reoperação após troca valvar por prótese biológica a tomar anticoagulante cronicamente com uma prótese mecânica. Outros preferem exatamente o oposto. As variações anatômicas são importantes na seleção de uma prótese cardíaca. Deve-se avaliar o anel valvar, utilizando a maior válvula possível, uma vez em que os orifícios protéticos são significativamente menores que os naturais.

## **4. PARÂMETROS HEMODINÂMICOS DAS VÁLVULAS MECÂNICAS**

O principal objetivo dos projetistas de válvulas cardíacas mecânicas é reduzir a turbulência no fluxo sanguíneo, o gradiente de pressão transvalvular, e, por conseguinte, reduzir danos à saúde do portador da válvula.

Os quatro principais parâmetros analisados durante o projeto são:

- a) Área do orifício de entrada;
- b) Geometria;
- c) Comprimento e largura;
- d) Configuração dos folhetos.

### **4.1. Comprimento**

O Comprimento talvez seja o menos intuitivo dos perfis hidrodinâmicos. A intuição nos afirma que quanto maior o tubo maior será a resistência ao escoamento, e isso é verdade. Entretanto, em uma análise mais aprofundada, o ponto de menor resistência não será no tubo de menor comprimento, e sim no qual o comprimento é de aproximadamente 70% do diâmetro. Menor do que isso haverá um aumento de turbulências no escoamento. Acima disso, a resistência ao escoamento ao redor das paredes prejudicará o fluxo.

As válvulas humanas possuem esse princípio, com seu comprimento aproximadamente 70% do diâmetro. As melhores válvulas mecânicas do mercado, atualmente ( On-X, da MCRI ®), tem a proporção de 62%.

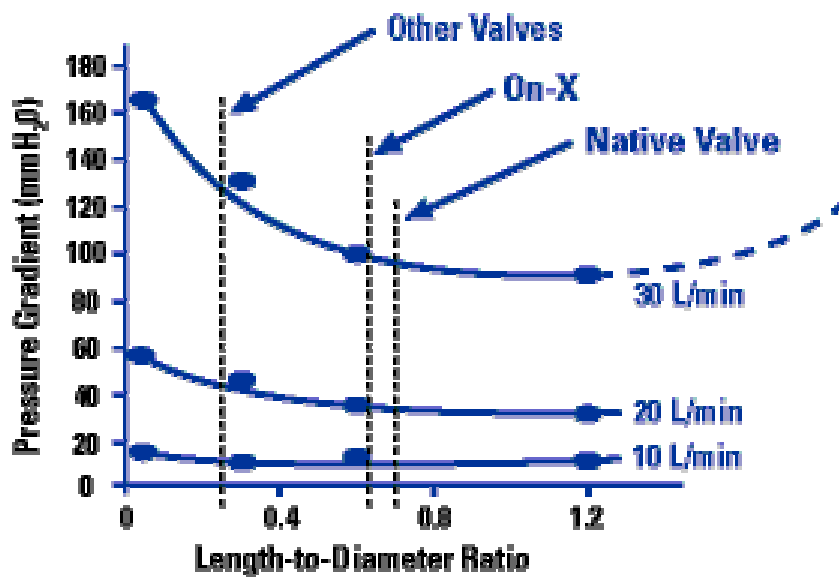


Figura 10 – Relação: proporção comprimento/diâmetro e gradiente de pressão

#### 4.2. Forma

Válvulas com uma entrada com degrau geram regiões de deslocamento na entrada, diminuindo assim o diâmetro efetivo do cilindro (fenômeno conhecido como *vena contracta*). Perfis de entrada mais suaves diminuem a tendência ao escoamento turbulento, aumentando assim, a eficiência das válvulas.

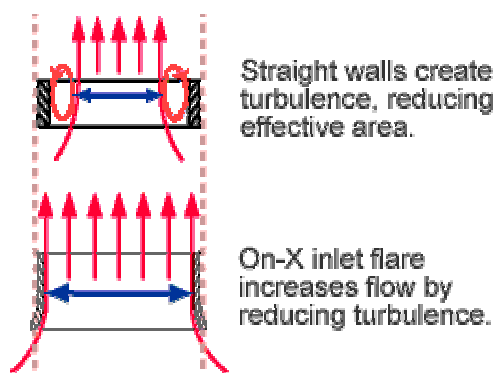


Figura 11 – Forma das válvulas e sua influência no escoamento

### 4.3. Área

Somente em válvulas mitrais o aumento da área provoca um ganho nos gradientes de pressão. Entretanto, há também um aumento significativo do refluxo e das tensões nas paredes do sistema ao redor da válvula. As melhores válvulas do mercado são limitadas a uma área de 3.75 cm<sup>2</sup>. Existem válvulas que, apesar de possuírem diâmetros diferentes, possuem a mesma área efetiva.

Um dos estudos encontrados na literatura compara a válvula de 25mm de diâmetro On-X da MCRI ® com a válvula bileaflet da St.Jude. Segundo esse estudo, elas possuem a mesma área efetiva, sem haver maiores tensões ou refluxos.

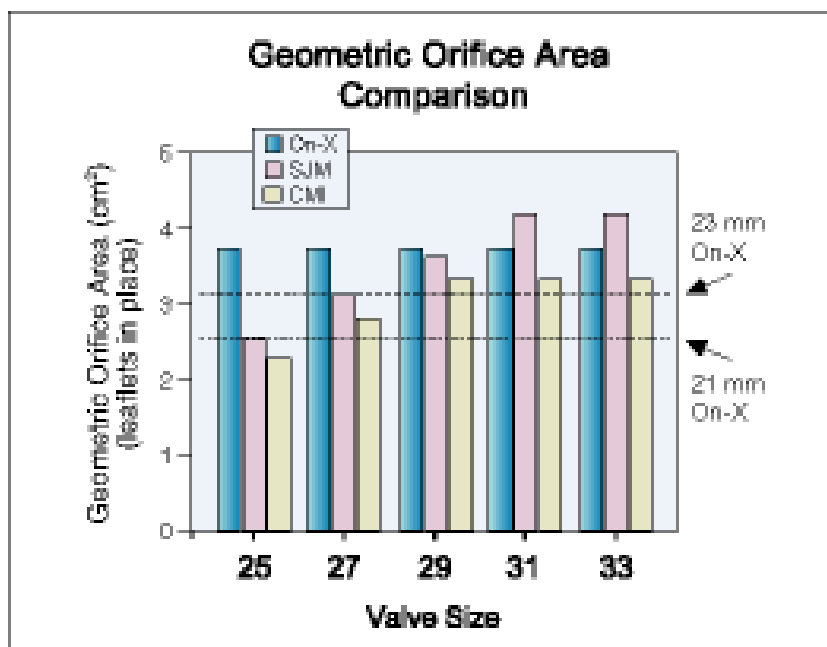
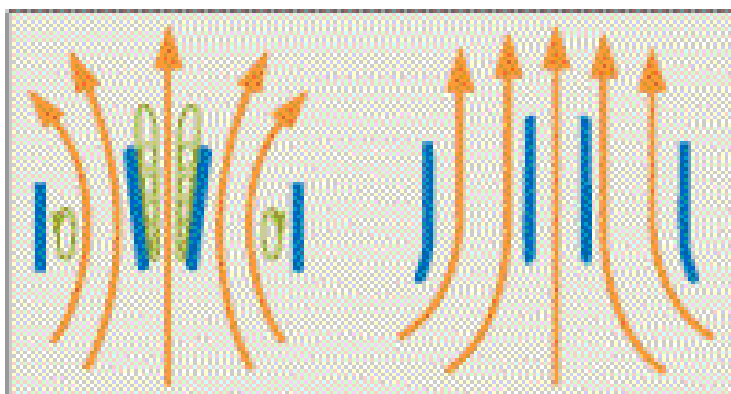


Figura 12 – Comparação entre áreas efetivas de válvulas de três fabricantes diferentes

### 4.4. Obstrução

A maioria das válvulas existentes no mercado não trabalha totalmente aberta durante a passagem do fluxo, o que garante um fechamento confiável durante o fluxo reverso. Entretanto, essa configuração provoca uma obstrução ao fluxo.



**Obstrução dos Folhetos Abertura Total dos Folhetos**

**Figura 13 – Abertura dos folhetos e sua influência no perfil do escoamento**

Um dos maiores desafios aos projetistas de válvulas é permitir que os folhetos se abram em um ângulo de  $90^\circ$  (em relação à normal do diâmetro), já que quanto maior o ângulo de abertura dos folhetos, melhor é o perfil de escoamento do fluxo sanguíneo, além de permitir um aumento na área efetiva do orifício da válvula e uma diminuição na turbulência.

## 5. COMPARAÇÃO HEMODINÂMICA ENTRE VÁLVULAS MECÂNICAS E BIOLÓGICAS

Encontrou-se na literatura uma comparação hemodinâmica entre uma válvula cardíaca biológica e uma válvula mecânica de duplo folheto.

As válvulas simuladas numericamente apresentam as seguintes características:

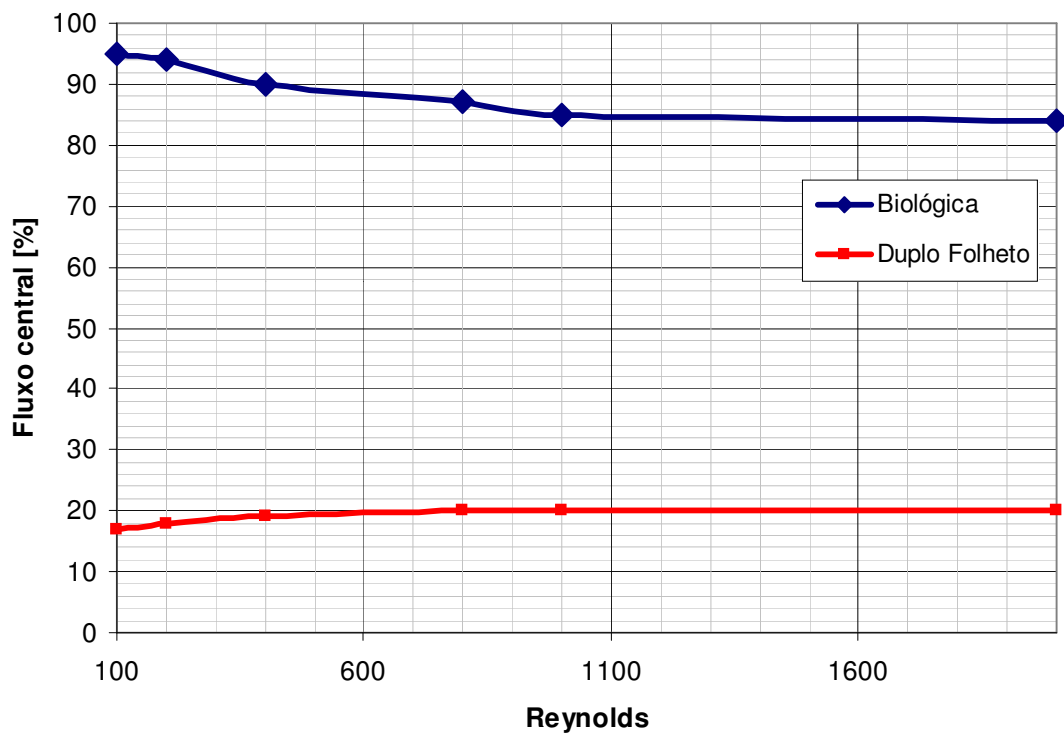
**Tabela 1 – Parâmetros utilizados durante a simulação**

<b>Tipo de válvula</b>	<b>Diâmetro externo</b>	<b>Diâmetro interno</b>	<b>Ângulo (fechamento)</b>	<b>Ângulo (abertura)</b>
	mm	mm		
Mecânica de duplo folheto	27	24	25°	85°
Biológica	27	24	40°	90°

O fluido foi considerado incompressível, newtoniano, isotérmico e em regime permanente. Considerou-se que a válvula está posicionada no centro de uma artéria cilíndrica e de paredes rígidas, de diâmetro 27mm.

A vazão estimada é de 5000cm<sup>3</sup>/min, viscosidade de 0,004 Pa.s, densidade de 1,050g/cm<sup>3</sup>, resultando em um Reynolds de 1031. Com o intuito de se estudar o desempenho dessas válvulas, variou-se o Re de 100 a 2000.

Os resultados mostram que para um Reynolds = 1000, cerca de 85% de todo o fluxo é centralizado, enquanto que para as válvulas de duplo folheto esse valor é de apenas 20%.



**Figura 14 – Análise do fluxo central**

Entretanto, quando se compara as áreas efetivas, verifica-se que o valor das válvulas mecânicas (78,6%) é superior ao das biológicas (67,5%). Esse talvez seja umas das razões para que as válvulas biológicas não sejam indicadas para o caso de anéis valvulares de pequenos diâmetros.

Quando o campo de velocidades é analisado, verifica-se que no caso das válvulas biológicas ele varia mais uniformemente, enquanto que nas válvulas mecânicas de duplo folheto encontram-se três regiões distintas, com grande variação nas velocidades.

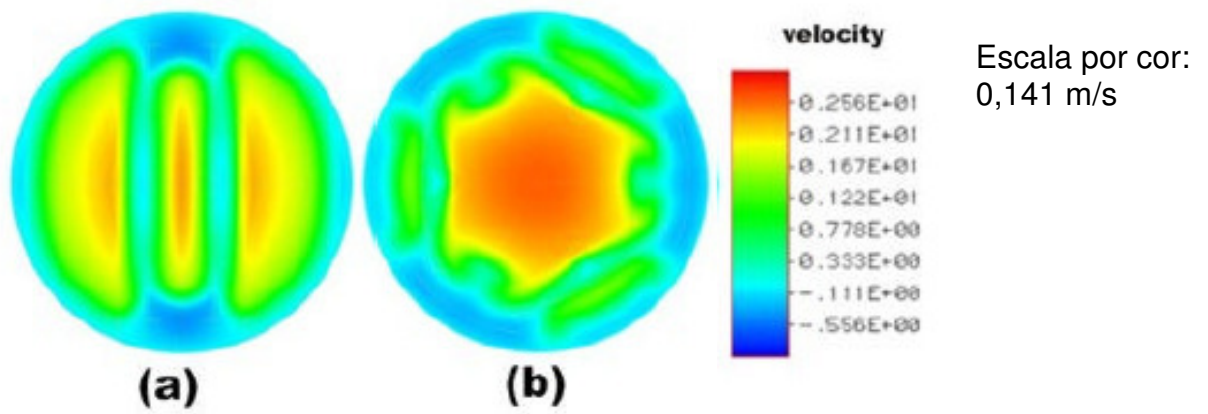


Figura 15 – Análise do campo de velocidades através de: a) uma válvula mecânica de duplo folheto b) válvula biológica

## **6. IMPORTÂNCIA ECONÔMICA**

Além de considerar o bem estar do paciente após o implante de próteses valvar, estudos relacionados a esse tema mostram-se necessários, principalmente quando se analisa a importância econômica que o procedimento de implante de prótese valvar assume atualmente em nossa sociedade. Um exemplo dessa importância econômica pode ser verificada no Estado de São Paulo, onde nos dois primeiros meses de 2006, já foram realizados 296 implantes, totalizando uma quantia superior à R\$2.500.000,00.

Abaixo, seguem tabelas referentes ao total de implantes valvares realizados no estado de São Paulo, nos dois primeiros meses de 2006.

**Tabela 2 – Procedimentos hospitalares do SUS – Implantes de próteses valvares no estado de São Paulo em Janeiro de 2006**

Procedimentos hospitalares do SUS						
<b>Procedimento:</b> 48010138 IMPLANTE DE PROTESE VALVAR						
<b>Período:</b> Jan/2006						
Regional de Saúde	Internações	Valor das Internações	Valor Médio das Internações	Valor do Serviço dos Hospitais	Valor do Serviço Profissional	Valor das Próteses / Órteses
		R\$	R\$	R\$	R\$	R\$
<b>TOTAL</b>	<b>136</b>	<b>1.157.501,39</b>	<b>8.511,04</b>	<b>433.053,81</b>	<b>108.322,17</b>	<b>487.056,11</b>
3501 S.Paulo	48	419.502,54	8.739,64	171.436,11	37.943,54	159.976,53
3502 Santo André	6	50.620,51	8.436,75	16.017,88	4.702,90	24.883,32
3503 Moji das Cruzes	7	59.592,40	8.513,20	20.262,13	5.483,73	27.383,50
3504 Franco da Rocha	1	6.541,62	6.541,62	2.421,15	783,39	2.634,02
3505 Osasco	8	61.611,79	7.701,47	22.616,48	6.285,06	26.262,85
3506 Araçatuba	5	42.666,72	8.533,34	13.508,70	3929,77	20.513,86
3507 Araraquara	4	55.902,36	13.975,59	26.602,35	3.264,25	18.947,07
3508 Assis	1	6.490,76	6.490,76	2.421,15	783,39	2.634,02
3509 Barretos	1	11.084,67	11.084,67	3.368,55	783,39	5.460,71
3510 Bauru	5	34.113,85	6.822,77	12.679,60	3.922,08	13.884,20
3511 Botucatu	1	10.732,86	10.732,86	3.353,86	1.175,08	5.273,13
3512 Campinas	15	127.160,22	8.477,35	43.101,04	11.781,60	59.948,53
3514 Marília	2	16.308,09	8.154,05	7.631,50	1.566,78	5.039,12
3515 Piracicaba	1	10.213,03	10.213,03	2.606,39	783,39	6.117,15
3516 Presidente Prudente	2	12.307,80	6.153,90	5.184,26	1.610,35	4.101,19
3517 Registro	1	6.918,18	6.918,18	2.791,63	783,39	2.634,02
3518 Ribeirão Preto	2	21.624,54	10.812,27	5.370,64	1.577,03	12.429,26
3519 Santos	3	32.684,98	10.894,99	12.781,83	3.145,08	13.018,72
3520 S.João da Boa Vista	4	26.214,82	6.553,70	9.869,84	3.133,56	10.192,70
3521 S.José dos Campos	2	18.526,38	9.263,19	5.027,54	1.566,78	10.304,20
3522 S.José do Rio Preto	7	54.540,14	7.791,45	18.493,00	5.483,73	24.889,48
3523 Sorocaba	8	54.680,26	6.835,03	20.110,16	6.267,12	21.801,72
3524 Taubaté	2	17.462,87	8.731,44	5.398,02	1.566,78	8.726,81

Fonte: Ministério da Saúde - Sistema de Informações Hospitalares do SUS (SIH/SUS)  
 Consulte o site da Secretaria Estadual de Saúde para mais informações.

**Tabela 3 – Procedimentos hospitalares do SUS – Implantes de próteses valvares no estado de São Paulo em Fevereiro de 2006**

Procedimentos hospitalares do SUS						
<b>Procedimento:</b> 48010138 IMPLANTE DE PROTESE VALVAR						
<b>Período:</b> Fev/2006						
Regional de Saúde	Internações	Valor das Internações	Valor Médio das Internações	Valor do Serviço dos Hospitais	Valor do Serviço Profissional	Valor das Próteses / Órteses
		R\$	R\$	R\$	R\$	R\$
<b>TOTAL</b>	<b>160</b>	<b>1.354.670,00</b>	<b>8.466,69</b>	<b>468.362,98</b>	<b>127.755,62</b>	<b>610.707,44</b>
3501 S.Paulo	41	330.668,96	8.065,10	118.545,55	32.334,27	144.062,71
3502 Santo André	8	85.471,60	10.683,95	26.820,21	6.349,13	44.108,40
3503 Moji das Cruzes	12	107.335,12	8.944,59	38.196,27	9.428,87	44.175,75
3504 Franco da Rocha	2	14.570,00	7.285,00	5.407,08	1.569,34	5.973,24
3505 Osasco	6	56.319,16	9.386,53	18.658,08	4.820,78	26.831,08
3506 Araçatuba	1	9.643,35	9.643,35	2.630,24	783,39	5.558,19
3507 Araraquara	4	34.935,77	8.733,94	10.832,29	3.143,81	17.583,94
3508 Assis	2	14.164,63	7.082,32	5.878,50	1.566,78	5.153,58
3509 Barretos	4	38.939,11	9.734,78	12.338,91	3.133,56	18.918,67
3510 Bauru	6	41.128,72	6.854,79	15.823,58	4.700,34	15.377,37
3511 Botucatu	4	43.775,53	10.943,88	14.914,59	4.420,10	20.211,00
3512 Campinas	15	130.867,47	8.724,50	41.307,93	11.914,86	66.416,60
3514 Marília	2	15.377,97	7.688,98	6.724,96	1.569,34	5.276,14
3515 Piracicaba	7	59.067,17	8.438,17	18.448,10	5.488,86	29.605,39
3516 Presidente Prudente	3	25.323,89	8.441,30	7.448,69	2.350,17	13.352,52
3517 Registro	3	19.954,73	6.651,58	7.475,88	2.357,86	7.902,06
3518 Ribeirão Preto	6	55.825,08	9.304,18	16.609,02	4.700,34	29.813,47
3519 Santos	5	40.890,11	8.178,02	15.077,40	4.387,57	16.448,13
3520 S.João da Boa Vista	2	20.395,29	10.197,65	5.027,54	1.566,78	12.442,67
3521 S.José dos Campos	4	28.212,56	7.053,14	10.201,33	3.143,81	11.766,28
3522 S.José do Rio Preto	11	91.869,21	8.351,75	35.705,12	8.617,29	33.894,33
3523 Sorocaba	7	49.841,12	7.120,16	20.121,13	5.483,73	18.323,68
3524 Taubaté	5	40.093,45	8.018,69	14.170,58	3.924,64	17.512,24

Fonte: Ministério da Saúde - Sistema de Informações Hospitalares do SUS (SIH/SUS)  
 Consulte o site da Secretaria Estadual de Saúde para mais informações.

### **6.1. Comparação econômica entre válvulas biológicas e mecânicas**

Ao contrário do que ocorre em países mais desenvolvidos, como os Estados Unidos e países da Europa, em que a grande maioria das substituições valvares são por próteses mecânicas, no Brasil, cerca de 80% são por próteses biológicas.

Quando se compara o valor de cada válvula, a razão para tal fato se torna mais evidente. O SUS (Sistema Único de Saúde) paga, por cada prótese biológica, R\$ 963,00, enquanto que as próteses mecânicas de duplo folheto custam ao Estado R\$ 3691,00.

Além de seu valor ser muito superior ao de uma válvula biológica, as válvulas mecânicas ainda possuem outra desvantagem, quando os fatores econômicos são levados em consideração. Isso porque os pacientes portadores de próteses mecânicas devem tomar continuamente medicação anticoagulante (dicumarínicos), que custam, aproximadamente, R\$ 250,00 a R\$ 450,00 por ano ao paciente.

## **7. SIMULAÇÃO NUMÉRICA HIDRODINÂMICA DO FLUXO ANTERÓGRADO**

O objetivo desse estudo é simular numericamente o ensaio hidrodinâmico do fluxo anterógrado, conforme a norma NBR 5840:1999.

### **7.1. Princípio**

O ensaio hidrodinâmico fornece informações sobre a performance mecânica no fluido de substitutos valvares sob condições de fluxo estável.

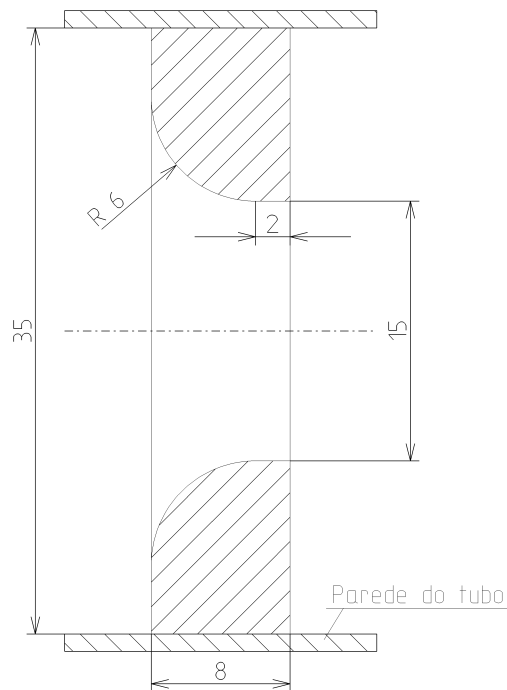
O fluido simulado deve ser salino isotônico, sangue ou fluido equivalente ao sangue, cujas propriedades físicas (por exemplo, peso específico, viscosidade na temperatura de trabalho) devem ser estabelecidas.

### **7.2. Requisitos e procedimentos do ensaio in vitro**

Abaixo estão listados os procedimentos do ensaio in vitro, simulados numericamente.

1. Os ensaios estáveis de fluido para os substitutos de válvula cardíaca aórtica e mitral devem ser conduzidos em um tubo reto, apresentando um diâmetro interno de 35mm.
2. O sistema de ensaio deve ser capaz de gerar vazões de fluxo de pelo menos 30L/min.
3. A entrada de fluido na câmara de ensaio deve ser relativamente sem distúrbios, o que pode ser alcançado com um endireitador de fluxo contra a corrente do substituto de válvula cardíaca.
4. Sensores de pressão devem ser colocados acima a uma distância equivalente a três diâmetros do tubo do fluxo, a partir do plano médio do anel de sutura do substituto de válvula cardíaca.
5. Os sensores de pressão devem estar faceados com a parede interna do tubo.

6. Um bocal padrão, de acordo com a figura 16, deve ser usado para caracterizar a pressão do fluxo anterógrado e o equipamento de medição do fluxo.



**Figura 16 –Bocal padrão**

7. Medir a diferença de pressão através da válvula de ensaio e o bocal-padrão, em uma faixa de vazão de 5l/min a 30l/min em incrementos de 5l/min.
8. Calcular a área efetiva do orifício expressa em centímetros quadrados, calculada levando-se em consideração a pressão de recuperação de fluxo para baixo, a partir do substituto da válvula cardíaca.

Exemplo, baseado na equação de Carnot:

$$= \frac{A}{\sqrt{\frac{1 + 2\Delta P}{\rho V^2}}}$$

EOA é a área efetiva do orifício;

A é a área de seção transversal do tubo;

$\Delta P$  é a diferença de pressão média através do substituto da válvula cardíaca;

v é a velocidade média na seção transversal do tubo;

$\rho$  é a densidade de fluido de ensaio.

### 7.3. Simulação numérica através do bocal padrão

Simulou-se numericamente o escoamento anterógrado através do bocal padrão, conforme a figura 16.

Para essa simulação, foram consideradas as seguintes hipóteses:

1. Fluido: sangue;
2. Newtoniano;
3. Densidade: 1050 kg/m<sup>3</sup>;
4. Viscosidade: 3mPa.s;
5. Temperatura: 310K;
6. Vazão: 30l/min;
7. Modelo de turbulência: k-epsilon;
8. Intensidade de turbulência: 0,05%.

#### 7.3.1. Cálculo da intensidade de turbulência

Para a determinação do cálculo de turbulência, determinou-se primeiramente o número de reynolds:

$$Re = \frac{\rho V D}{\mu} \quad (2)$$

Para  $V = 30 \cdot 10^{-3}$  m/s,  $D = 35$  mm, temos  $Re = 6366$ .

$$\text{Intensidade de turbulência} = 1,6 \cdot (Re)^{-1,8} \quad (3)$$

Intensidade de turbulência = 0,5%

### 7.3.2. Definição da malha

Foram gerados 11374 nós.



Figura 17 – Simulação numérica no bocal padrão

### 7.3.3. Resultados

Campo de velocidades: variação de cores em m/s

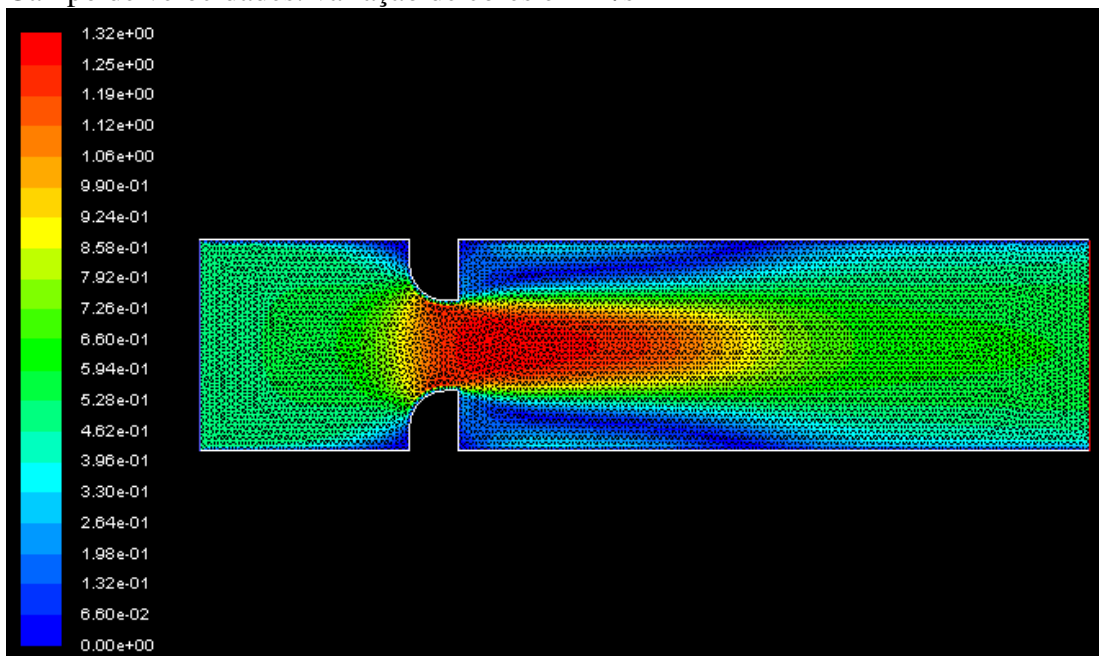


Figura 18 – Campo de velocidades no bocal padrão

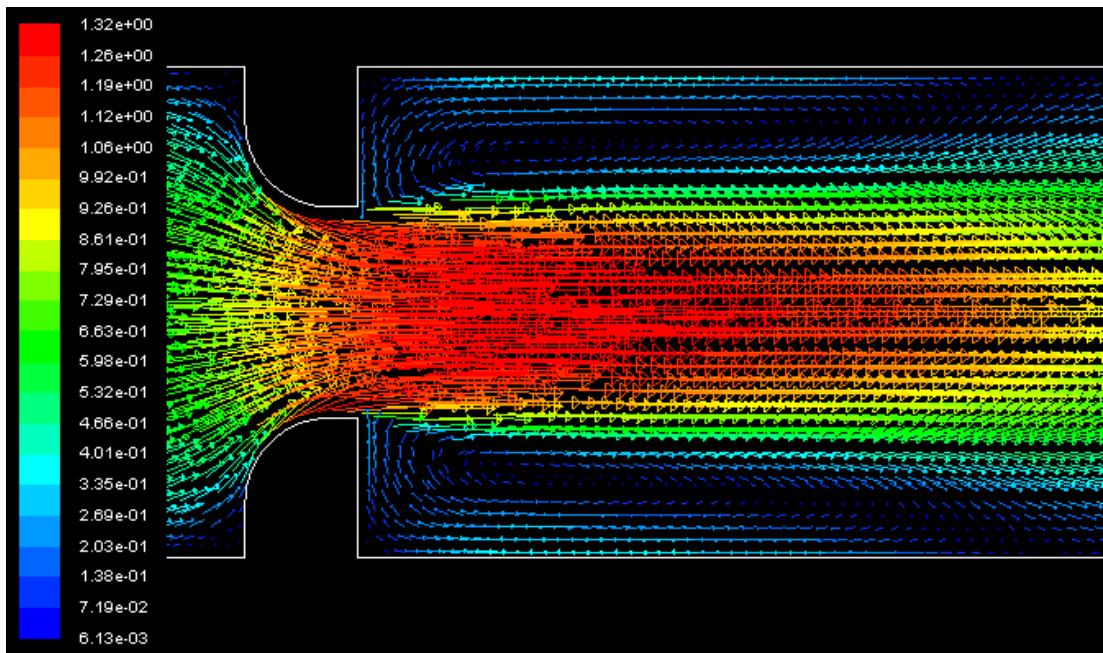


Figura 19 – Simulação numérica no bocal padrão – Detalhe 1

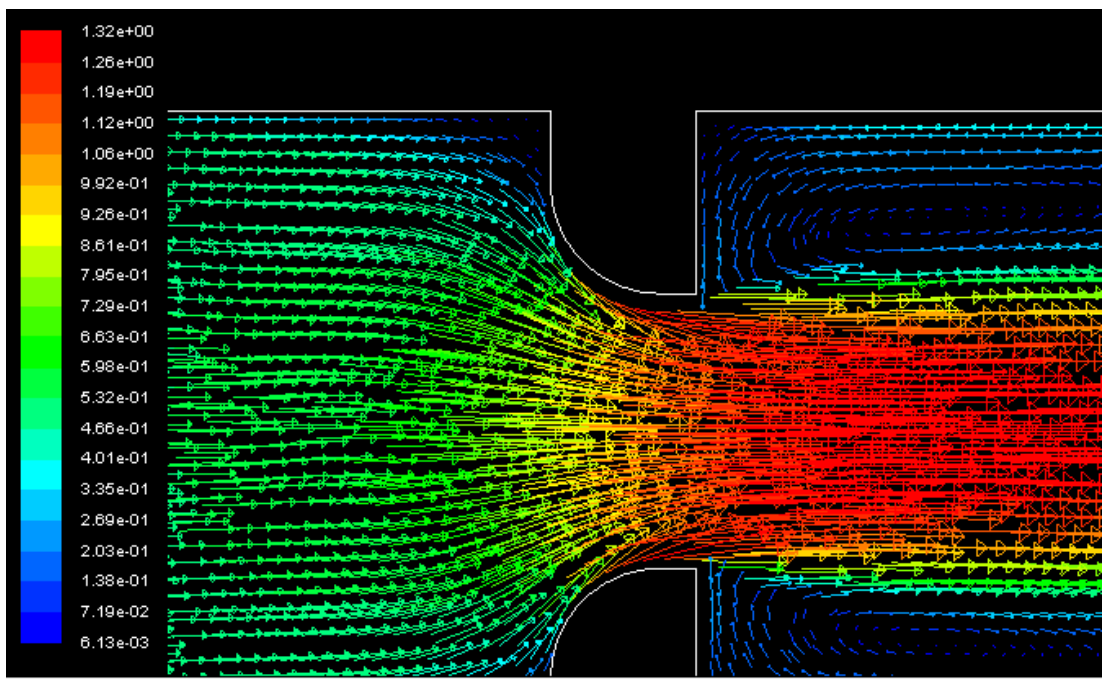


Figura 20 – Simulação numérica no bocal padrão – Detalhe 2

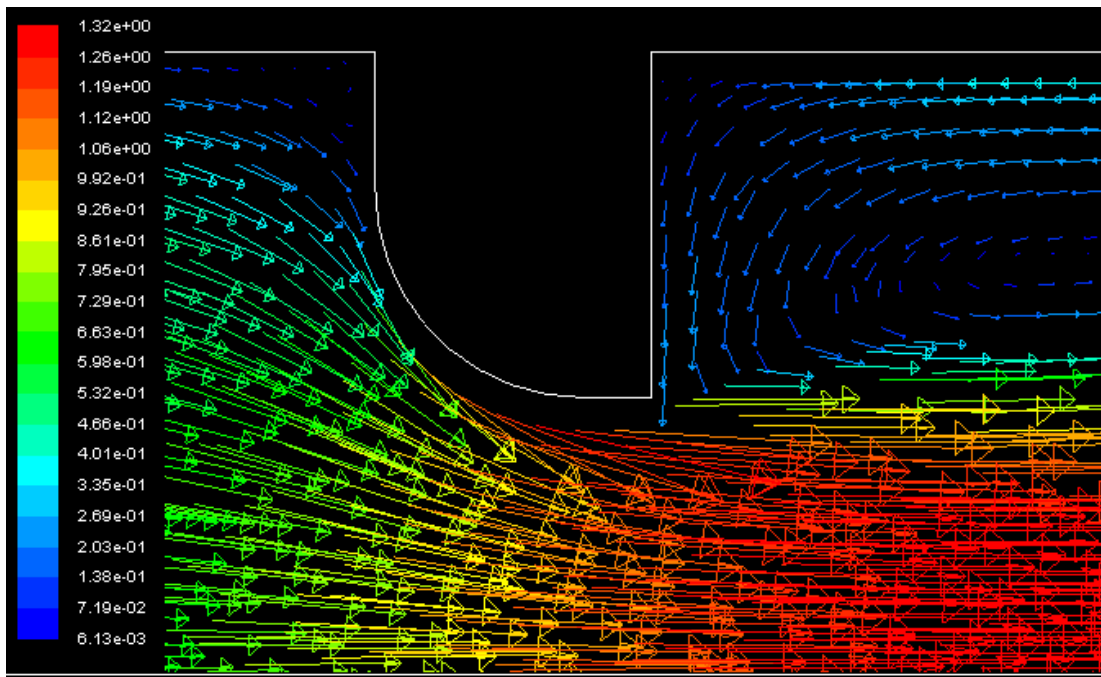


Figura 21 – Simulação numérica no bocal padrão – Detalhe 3

Campo de pressão: variação de cores em Pa

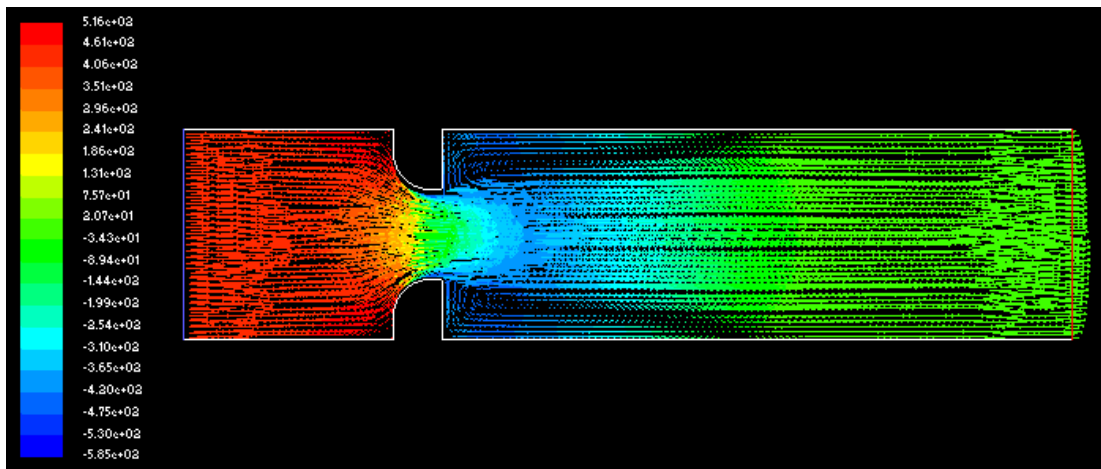


Figura 22 – Campo de pressões no bocal padrão

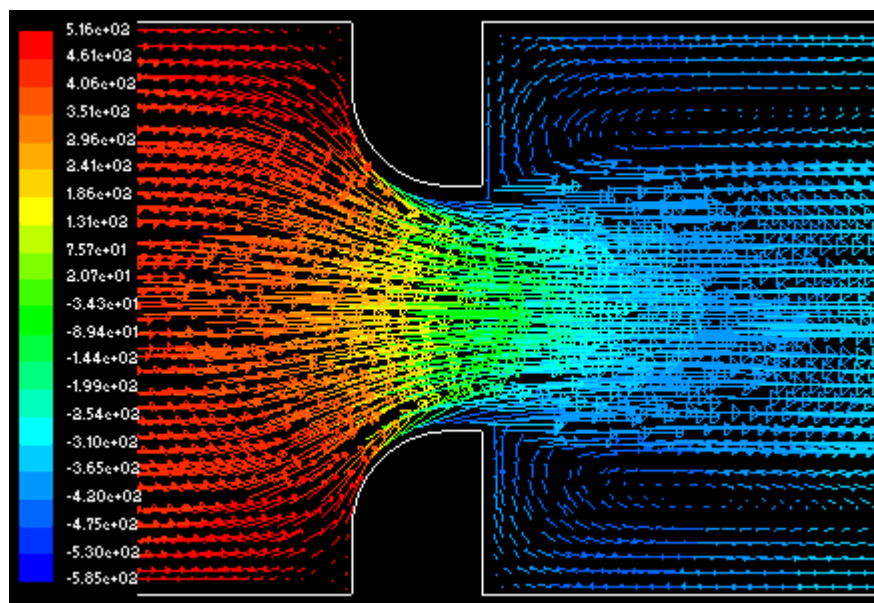


Figura 23 – Campo de pressões no bocal padrão – Detalhe 1

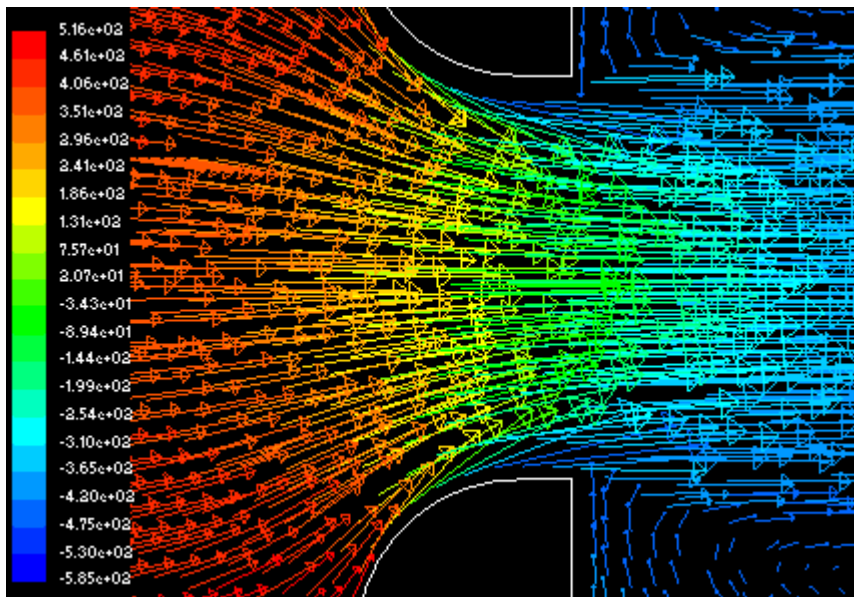


Figura 24 – Campo de pressões no bocal padrão – Detalhe 2

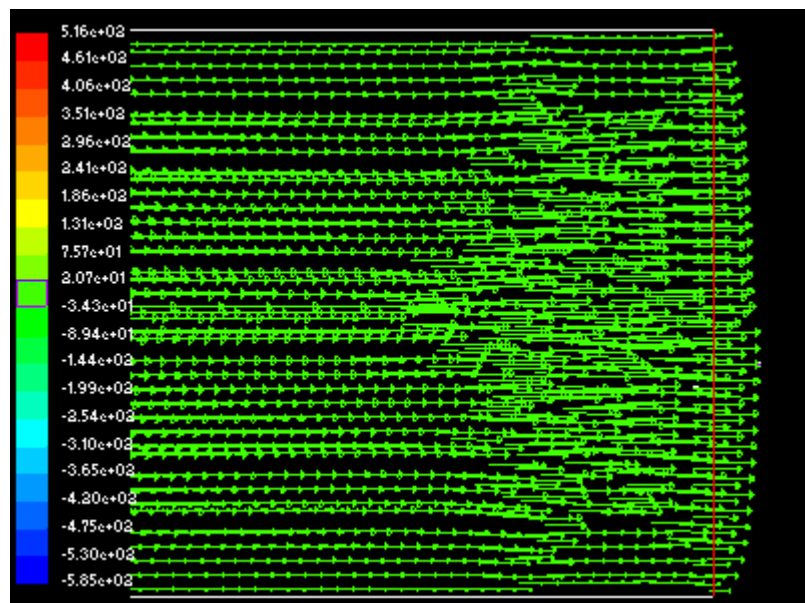


Figura 25 – Campo de pressões no bocal padrão – Detalhe 3

**Variação de pressão:**

Verifica-se através da análise dos resultados que o gradiente de pressão para o escoamento através do bocal padrão é de aproximadamente 500 Pa.

**Área efetiva do orifício:**

Com essa vazão, o bocal padrão apresenta uma área efetiva de orifício de 5,12cm<sup>2</sup>.

Definindo índice de desempenho como:

$$PI = \frac{EOA}{A_{tubo}} \quad (4)$$

temos que o índice de desempenho do bocal padrão para esta vazão é de 0,53.

#### 7.4. Simulação numérica do escoamento anterógrado sob regime permanente através da válvula mecânica de duplo folheto

Simulou-se numericamente o escoamento anterógrado através da válvula mecânica de duplo folheto, com diâmetro interno de 24mm.

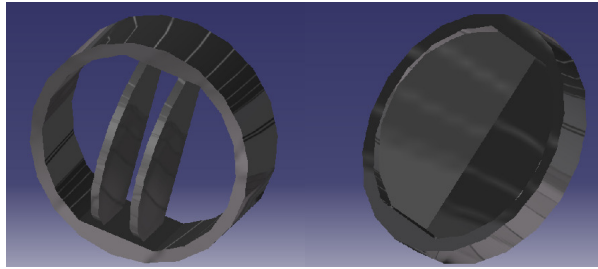


Figura 26 –Modelo da prótese mecânica de duplo folheto simulada

Para essa simulação, foram consideradas as seguintes hipóteses:

1. Fluido: sangue;
2. Newtoniano;
3. Densidade: 1050 kg/m<sup>3</sup>;
4. Viscosidade: 3mPa.s;
5. Temperatura: 310K;
6. Vazões: 10, 20 e 30l/min;
7. Modelo de turbulência: k-epsilon;
8. Intensidade de turbulência: 0,05%.

##### 7.4.1. Cálculo da intensidade de turbulência

Para a determinação do cálculo de turbulência, determinou-se primeiramente o número de Reynolds:

$$Re = \frac{\rho VD}{\mu} \quad (2)$$

$$\text{Intensidade de turbulência} = 1,6.(Re)^{-1,8} \quad (3)$$

Tabela 4 – Cálculo da intensidade de turbulência para as três vazões apresentadas

Vazão [l/min]	Velocidade [m/s]	Diâmetro do Tubo [m]	Re	Intensidade de Turbulência
10	0,17	0,035	2122	6,1%
20	0,35	0,035	4244	5,6%
30	0,52	0,035	6366	5,4%

#### 7.4.2. Definição da malha

Foram gerados 45578 nós.



Figura 27 – Simulação numérica na válvula de duplo folheto

#### 7.4.3. Resultados

##### 7.4.3.1 Vazão - 10 l/min

Campo de velocidades: variação de cores em m/s

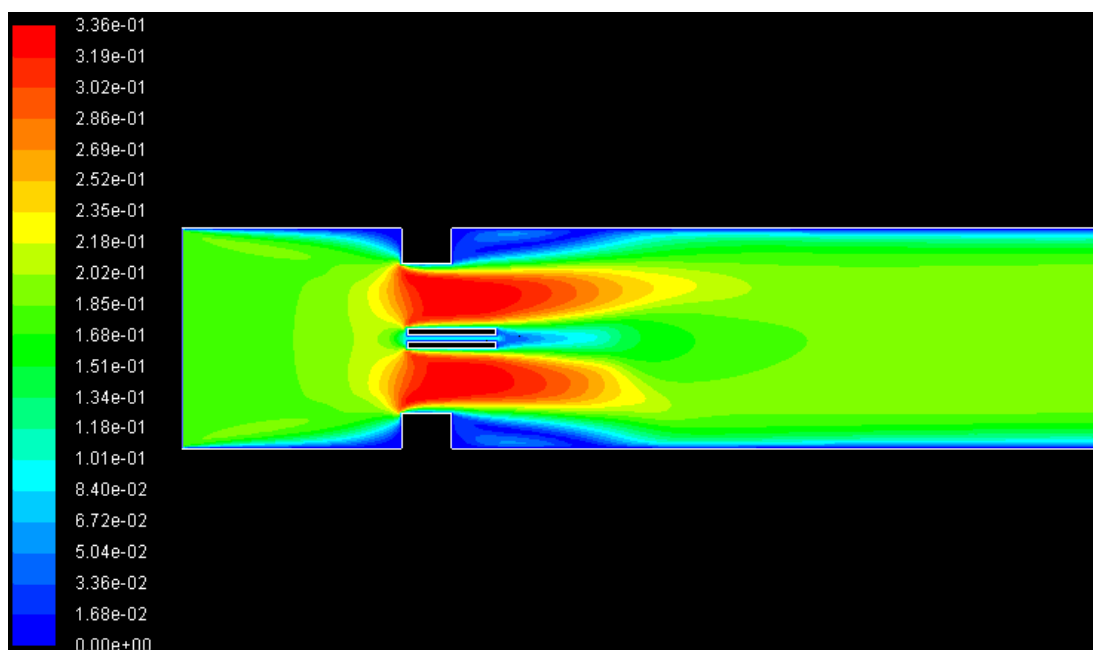


Figura 28 – Campo de velocidades na válvula de duplo folheto – Vazão= 10l/min

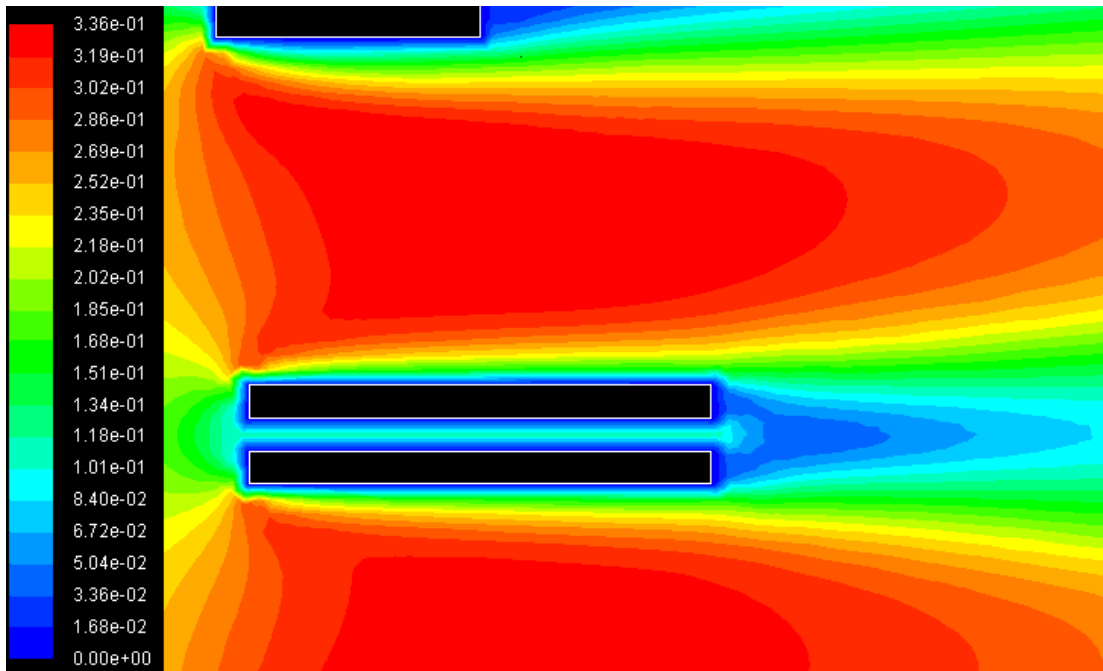


Figura 29 – Simulação numérica na válvula de duplo folheto – Vazão= 10l/min – Detalhe 1

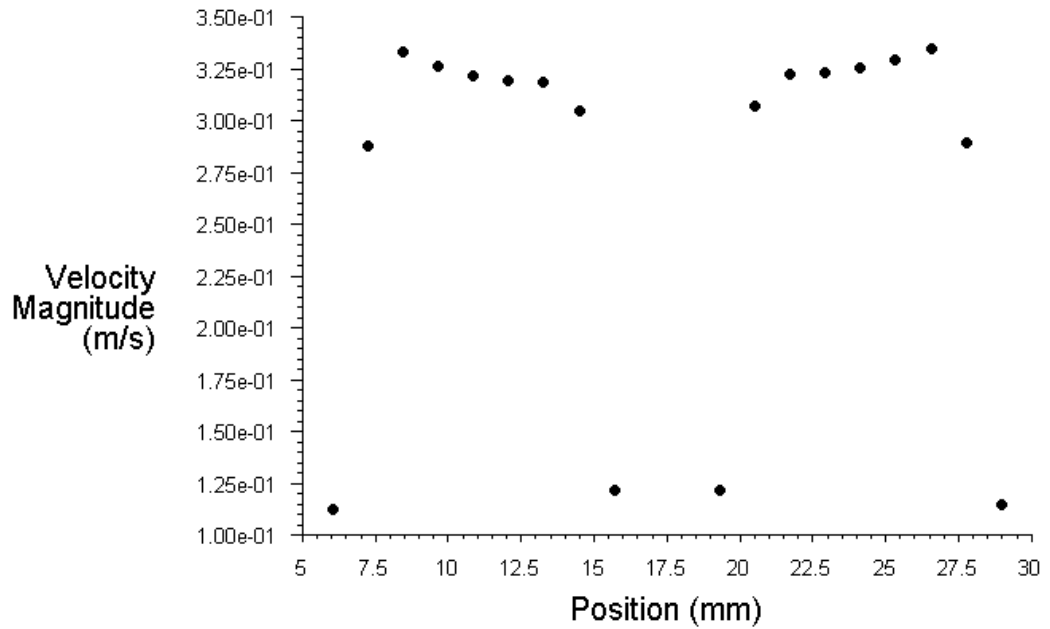


Figura 30 – Perfil de velocidade na região dos folhetos – Vazão= 10l/min

Campo de pressão: variação de cores em Pa

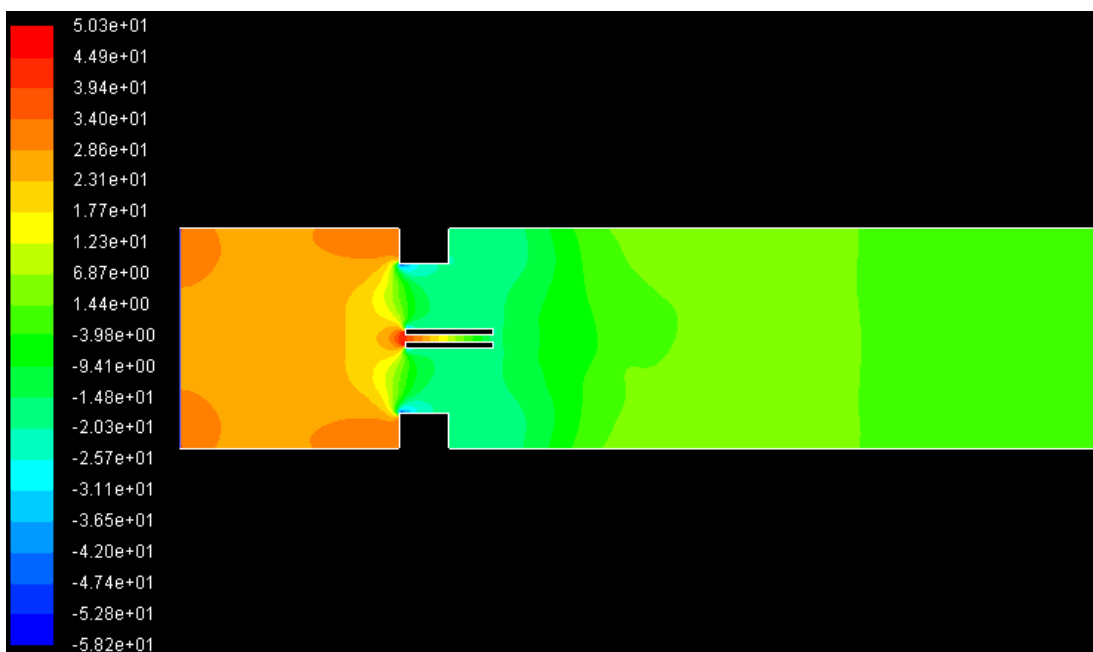


Figura 31 – Campo de pressões na válvula de duplo folheto – Vazão= 10l/min

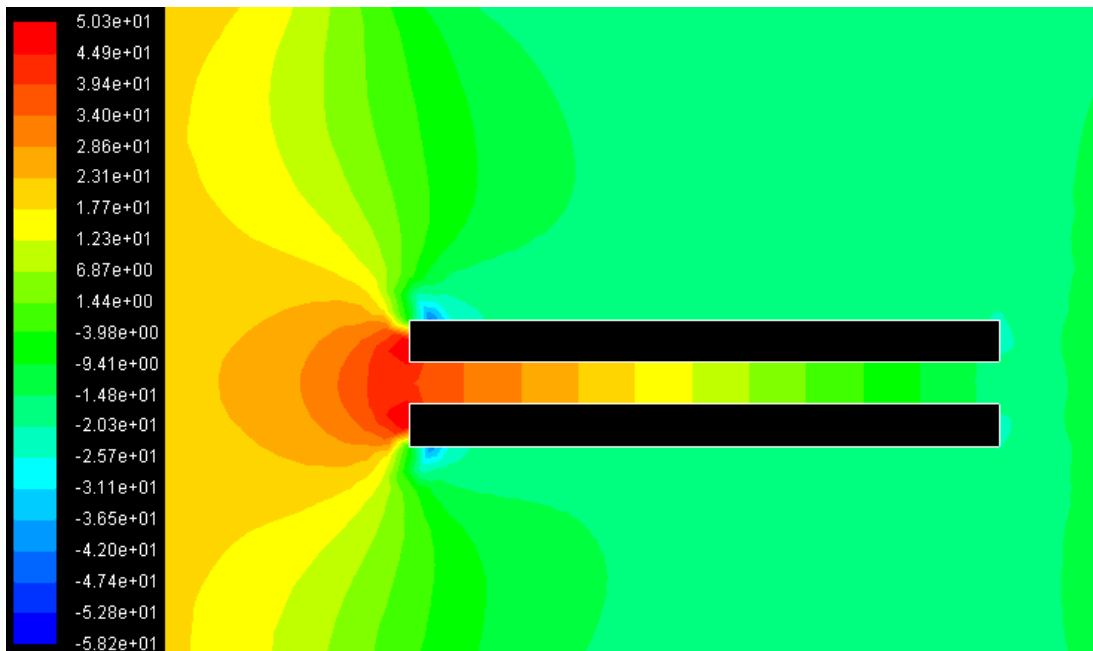


Figura 32 – Campo de pressões na válvula de duplo folheto – Vazão= 10l/min – Detalhe dos folhetos 1

### **Variação de pressão:**

Verifica-se através da análise dos resultados que o gradiente de pressão para o escoamento através da válvula de duplo folheto, sob uma vazão de 10l/min é de aproximadamente 200 Pa.

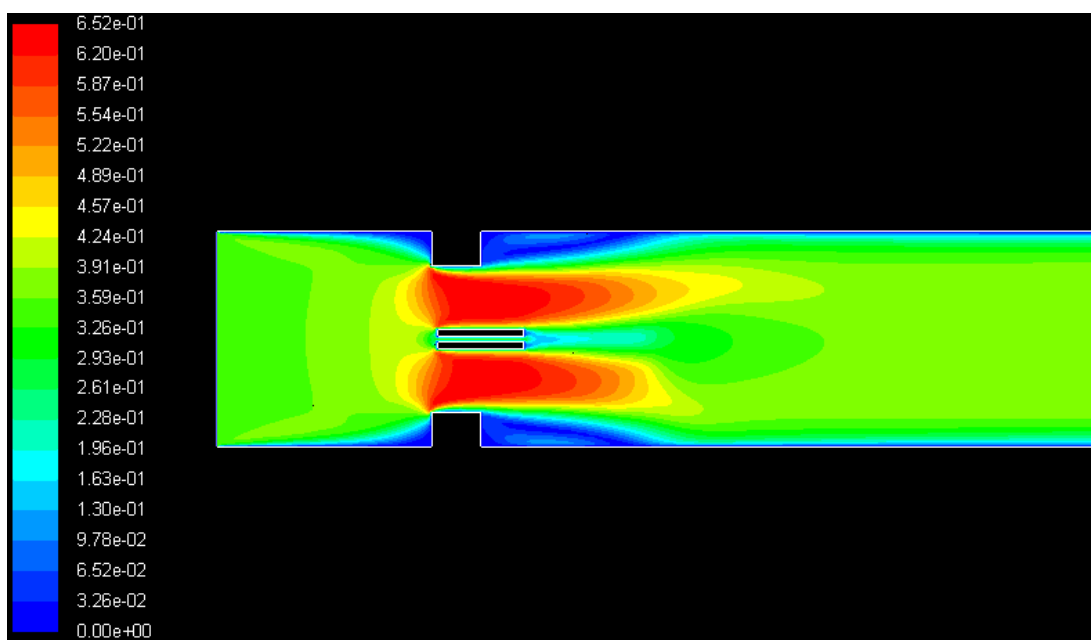
### **Área efetiva do orifício:**

Com essa vazão, a válvula de duplo folheto apresenta uma área efetiva de orifício de 9,1cm<sup>2</sup>.

Temos então que o índice de desempenho da válvula de duplo folheto, sob a vazão de 10l/min é de 0,9.

### **7.4.3.2 Vazão - 20 l/min**

Campo de velocidades: variação de cores em m/s



**Figura 33 –Campo de velocidades na válvula de duplo folheto – Vazão= 20l/min**

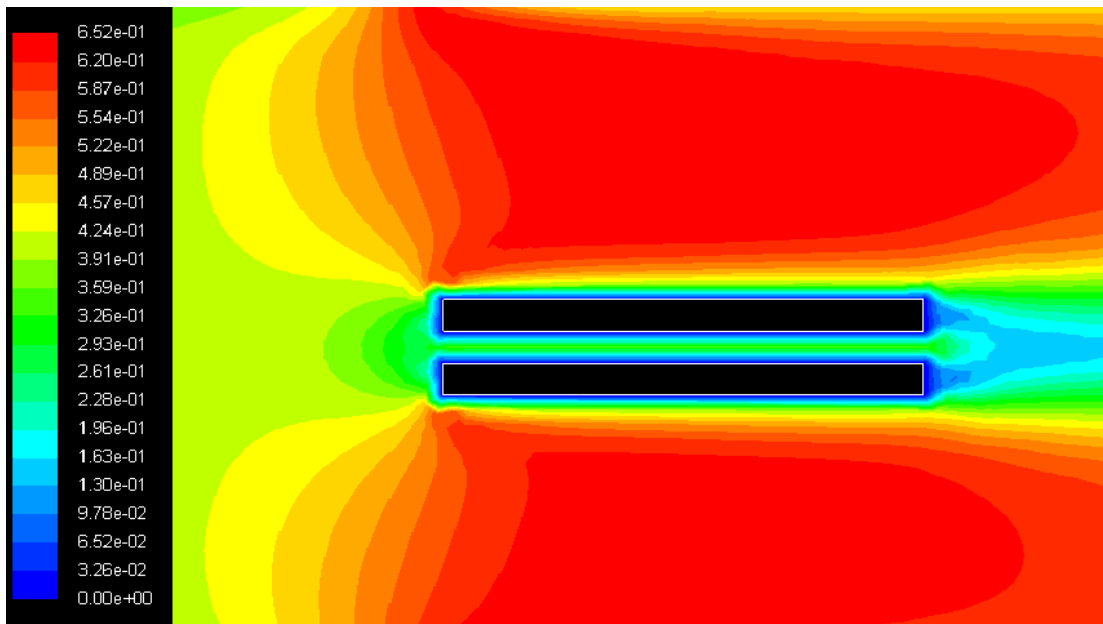


Figura 34 – Simulação numérica na válvula de duplo folheto – Vazão= 20l/min – Detalhe 1

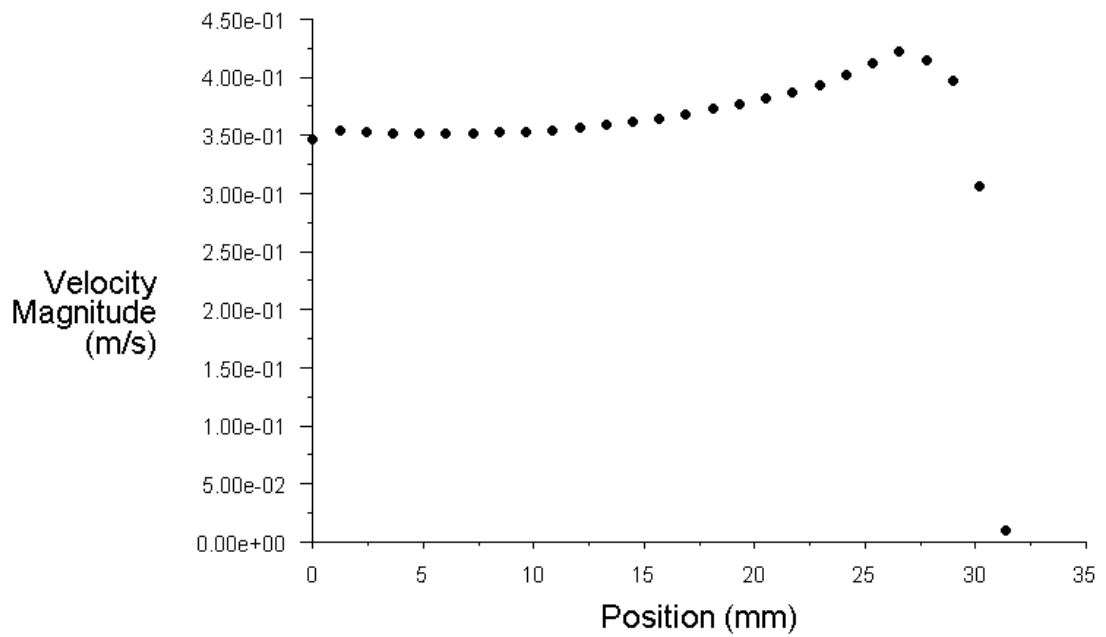


Figura 35 – Perfil de velocidade na região dos folhetos – Vazão= 20l/min

Campo de pressão: variação de cores em Pa

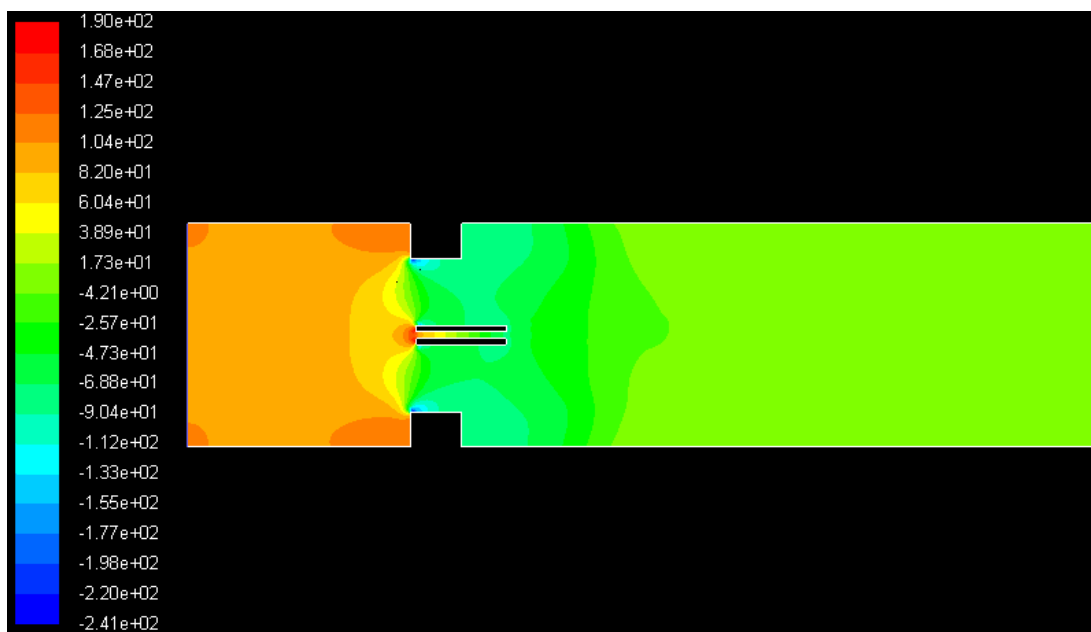


Figura 36 – Campo de pressões na válvula de duplo folheto – Vazão= 20l/min

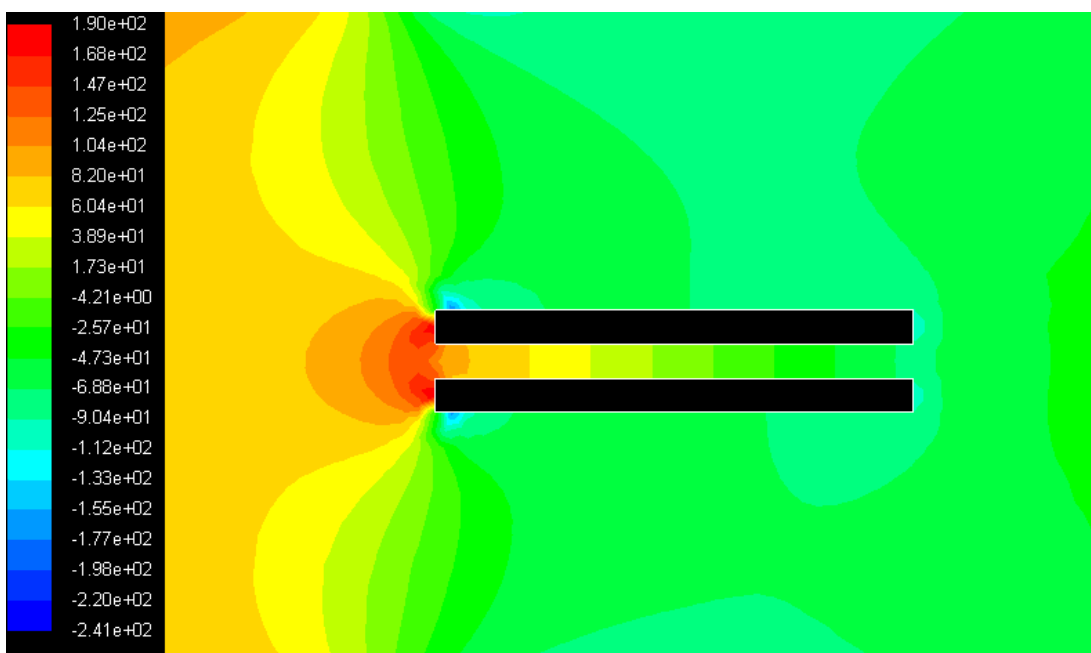


Figura 37 – Campo de pressões na válvula de duplo folheto – Vazão= 20l/min – Detalhe dos folhetos

### **Variação de pressão:**

Verifica-se através da análise dos resultados que o gradiente de pressão para o escoamento através da válvula de duplo folheto, sob uma vazão de 20l/min é de aproximadamente 280 Pa.

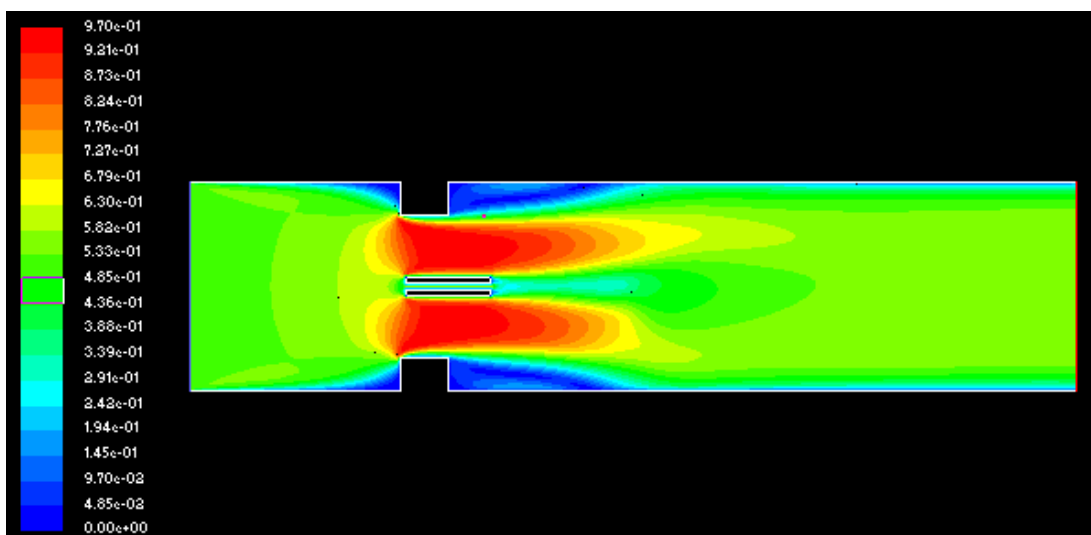
### **Área efetiva do orifício:**

Com essa vazão, a válvula de duplo folheto apresenta uma área efetiva de orifício de 7,6cm<sup>2</sup>.

Temos então que o índice de desempenho da válvula de duplo folheto, sob a vazão de 20l/min é de 0,8.

### **7.4.3.3 Vazão - 30 l/min**

Campo de velocidades: variação de cores em m/s



**Figura 38 –Campo de velocidades na válvula de duplo folheto – Vazão= 30l/min**

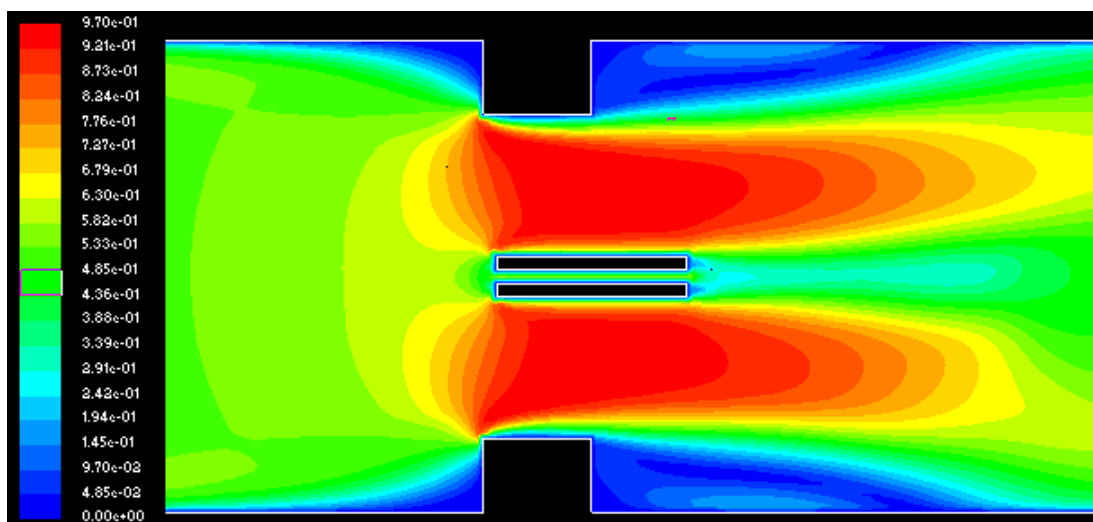


Figura 39 – Simulação numérica na válvula de duplo folheto – Vazão= 30l/min – Detalhe 1

Campo de pressão: variação de cores em Pa

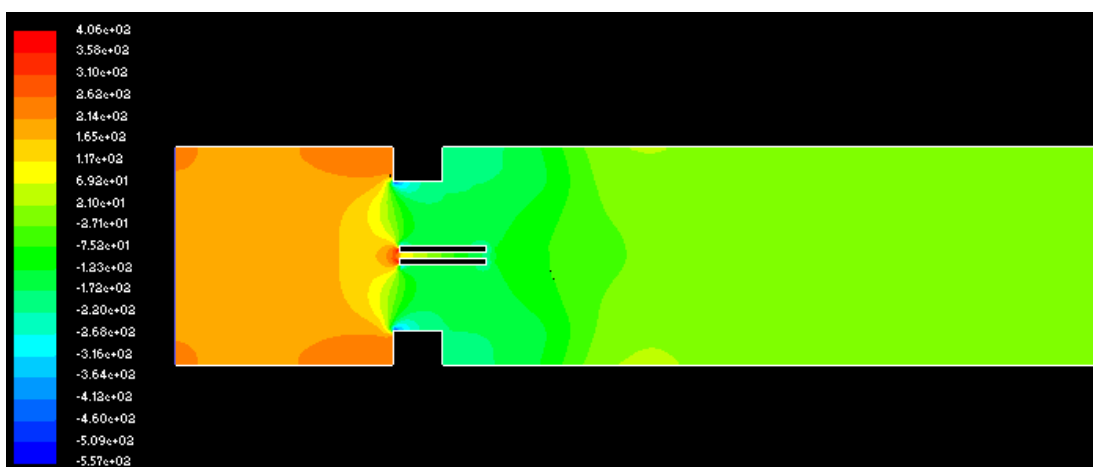
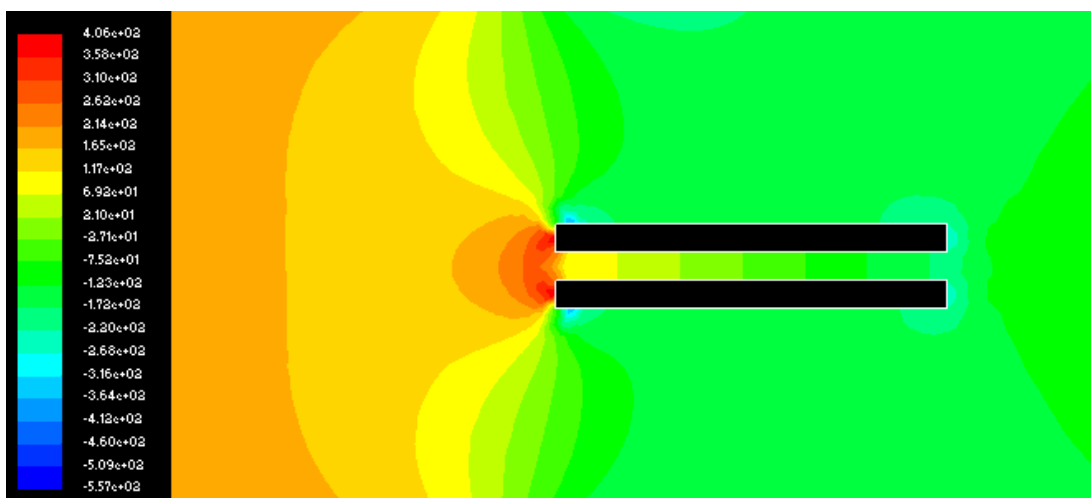


Figura 40 – Campo de pressões na válvula de duplo folheto – Vazão= 30l/min



**Figura 41 – Campo de pressões na válvula de duplo folheto – Vazão= 30l/min – Detalhe dos folhetos 1**

### **Variação de pressão:**

Verifica-se através da análise dos resultados que o gradiente de pressão para o escoamento através da válvula de duplo folheto, sob uma vazão de 30l/min é de aproximadamente 350 Pa.

### **Área efetiva do orifício:**

Com essa vazão, a válvula de duplo folheto apresenta uma área efetiva de orifício de 6,0cm<sup>2</sup>.

Temos então que o índice de desempenho da válvula de duplo folheto, sob a vazão de 30l/min é de 0,6.

### **7.4.3.4 Resumo dos resultados**

Através da análise dos resultados, verifica-se que quanto maior a velocidade do escoamento, maior será o gradiente de pressão transvalvular, e, por conseqüência, menor será a área efetiva de escoamento.

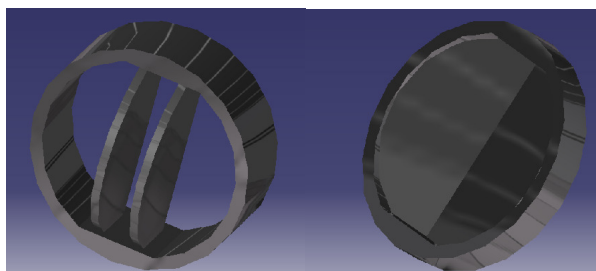
Apesar de simulado um ensaio sob regime permanente, pode-se deduzir que, para o caso de regime pulsátil, o mesmo ocorrerá. Isso por que, para maiores vazões, também ocorrerem maiores velocidades de pico. E nesse momento, a área efetiva do orifício também é diminuída.

**Tabela 5 – Resumo dos resultados para a simulação do ensaio hidrodinâmico do fluxo anterógrado.**

Vazão [l/min]	Velocidade [m/s]	Intensidade de Turbulência	Área Real [cm <sup>2</sup> ]	Gradiente de Pressão [Pa]	Área efetiva [cm <sup>2</sup> ]	Índice de desempenho
10,0	0,17	6,1%	9,6	200,0	9,1	0,9
20,0	0,35	5,6%	9,6	280,0	7,6	0,8
30,0	0,52	5,4%	9,6	350,0	6,0	0,6

## **7.5. Simulação numérica do escoamento anterógrado sob regime pulsátil através da válvula mecânica de duplo folheto**

Simulou-se numericamente o escoamento anterógrado através da válvula mecânica de duplo folheto, com diâmetro interno de 24mm. Durante a simulação, os folhetos estavam totalmente abertos.



**Figura 42 –Modelo da prótese mecânica de duplo folheto simulada**

Para essa simulação, foram consideradas as seguintes hipóteses:

- 1 Fluido: sangue;
- 2 Newtoniano;
- 3 Densidade: 1050 kg/m<sup>3</sup>;
- 4 Viscosidade: 3mPa.s;
- 5 Temperatura: 310K;
- 6 Escoamento pulsátil;
- 7 Modelo de turbulência: k-epsilon;
- 8 Intensidade de turbulência: 0,05%.

### **7.5.1. Obtenção da curva de velocidades durante o escoamento pulsátil**

Para a obtenção da curva de velocidades para a realização da simulação, utilizou-se a curva proposta por Pelliccioni; Krafczyk; Cerrolaza; Herrera (2003).

A frequência pulsátil nessa curva é de 72 bpm (batimentos por minuto), cerca de 820ms. As imagens, tanto do perfil de velocidade no tubo, quanto à pressão, foram gravadas a cada 82ms, resultando um total de 10 imagens por ciclo.

Aplicada à presente simulação, resulta em uma vazão de aproximadamente 17l/min.

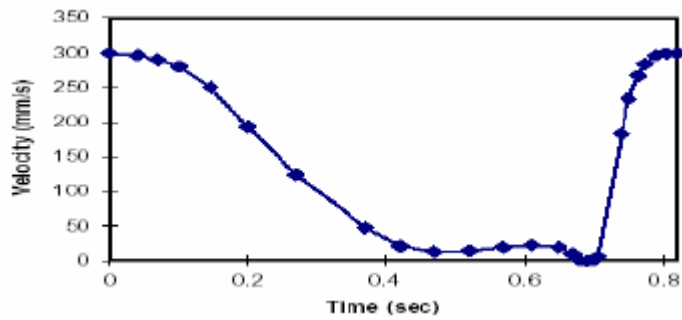


Figura 43 – Curva de velocidades do escoamento pulsátil.

A curva acima exposta foi aproximada por uma polinomial:

$$V(t) = 0,2843 + 1,3427t^1 - 22,316t^2 + 100,79t^3 - 219,71t^4 + 229,22t^5 - 89,703t^6 \quad (5)$$

### 7.5.2. Execução da UDF- (User-defined function)

Após definida a função polinomial, foi criada uma UDF, apresentada abaixo:

```
#include "udf.h"

DEFINE_PROFILE(inlet_xv_sinusoidal, /* function name */
               thread,              /* thread */
               nv)                  /* variable number */
{
    face_t f;
    real flow_time = RP_Get_Real("flow-time");

    begin_f_loop (f,thread)
    {
        F_PROFILE(f,thread,nv) = (0.2843 + 1.3427*flow_time-
22.316*flow_time^2+100.79*flow_time^3-
219.71*flow_time^4+229.22*flow_time^5-89.703*flow_time^6);
    }
    end_f_loop (f,thread)
}
```

### **7.5.3. Resultados**

Os resultados obtidos após a realização da simulação do ensaio sob escoamento pulsátil não apresentam significado físico.

Isso porque, o perfil de pressão estática obtido não condiz com o perfil de velocidade apresentado para cada instante.

As imagens obtidas estão mostradas no Anexo A.

## 8. CONCLUSÃO

A diversidade das próteses valvulares disponíveis no mercado mostra que nenhum modelo existente consegue suprir as necessidades de uma prótese ideal.

Se por um lado, as próteses biológicas possuem uma melhor função hemodinâmica, por outro lado, sua vida útil é bem menor quando comparada às válvulas mecânicas. Estas, por sua vez, apresentam casos de falhas estruturais desprezíveis, entretanto, exige de seu portador, medicação anticoagulante por toda a sua vida.

Além de questões biológicas, e da vontade do próprio paciente, a escolha por uma válvula mecânica ou biológica passa também por questões econômicas. Uma válvula biológica, no Brasil, custa cerca de 25% do preço de uma mecânica. E esse talvez seja um dos principais motivos para que no Brasil, 80% de todas as trocas valvares utilizem próteses biológicas.

O presente trabalho realizou também diversas simulações numéricas do escoamento sanguíneo passando através de uma válvula mecânica de duplo folheto.

Os resultados obtidos sob escoamento pulsátil não apresentaram significado físico. Entre as causas para tal resultado, pode-se destacar:

- Malha não otimizada;
- A intensidade de turbulência do escoamento é função do tempo, mas permaneceu constante durante a simulação.

Através da análise da simulação do ensaio hidrodinâmico do fluxo anterógrado, sob regime permanente, pode-se concluir que quanto maior a vazão, maior será o gradiente de pressão transvalvular, que podem ocasionar um processo de hemólise. Além disso, no caso de vazões mais elevadas, verifica-se que a área efetiva do orifício é reduzida, diminuindo assim, o índice de desempenho da prótese.

Ao final do estudo, pode-se afirmar que é um desafio à Engenharia desenvolver próteses valvulares que sejam mais próximas da ideal, seja buscando novos

materiais, de modo a aumentar a vida útil das válvulas biológicas, seja alterando a concepção das válvulas mecânicas, melhorando seu perfil hemodinâmico.

## 9. ANEXO

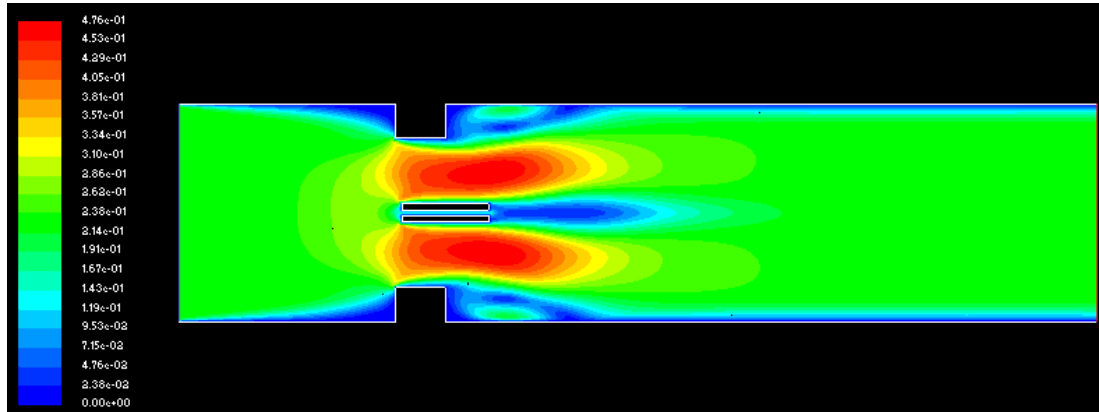


Figura 44 – Campo de velocidades (m/s) –  $t= 20$  ms

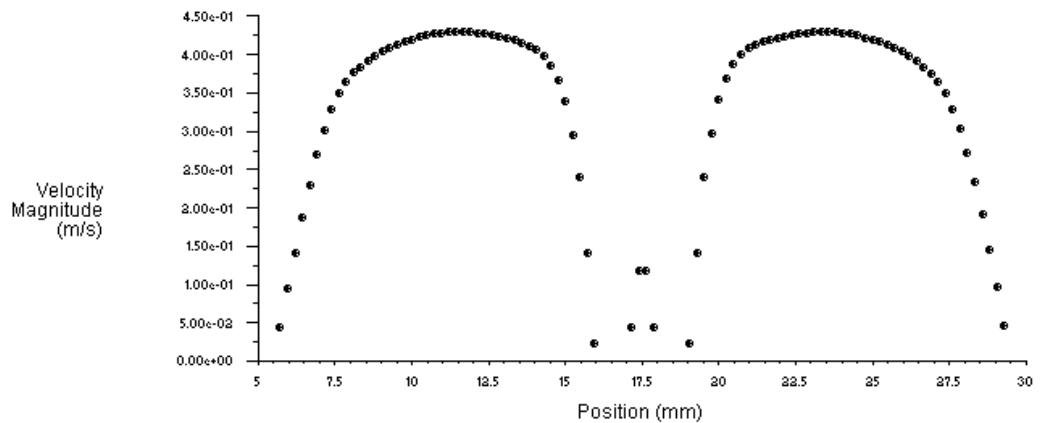


Figura 45 – Perfil de velocidades na seção perpendicular aos folhetos –  $t= 20$  ms

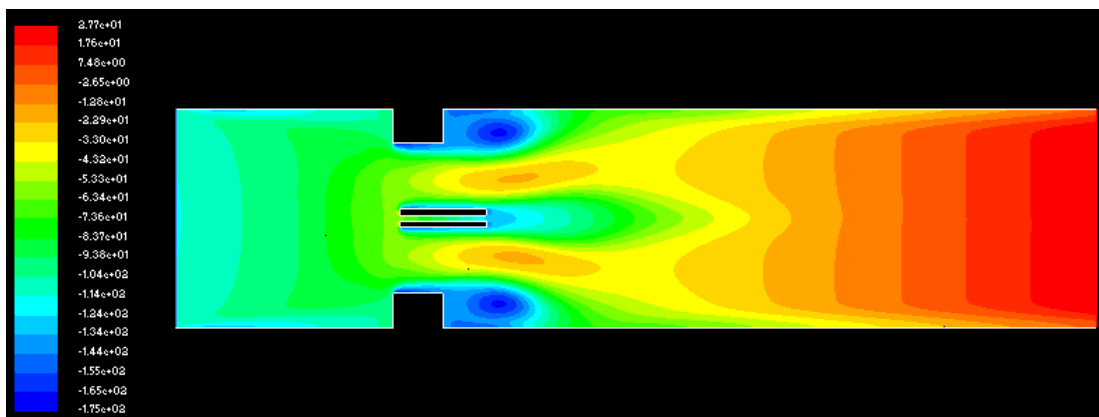


Figura 46 – Campo de pressões (Pa) –  $t=20$ ms

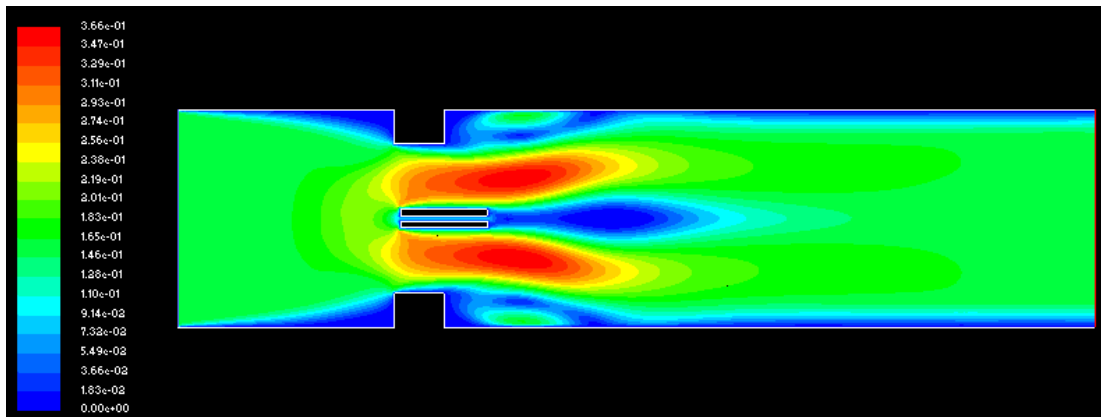


Figura 47 – Campo de velocidades (m/s) –  $t= 30$  ms

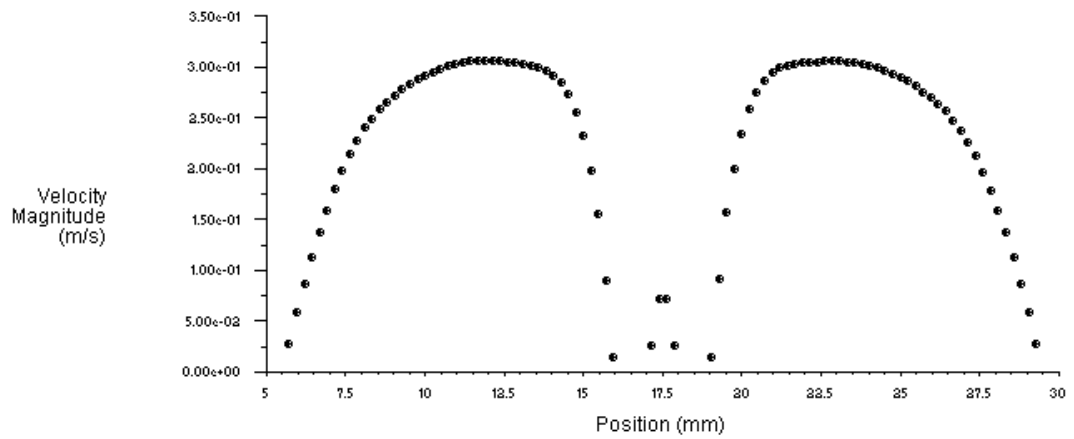


Figura 48 – Perfil de velocidades na seção perpendicular aos folhetos –  $t= 30$  ms

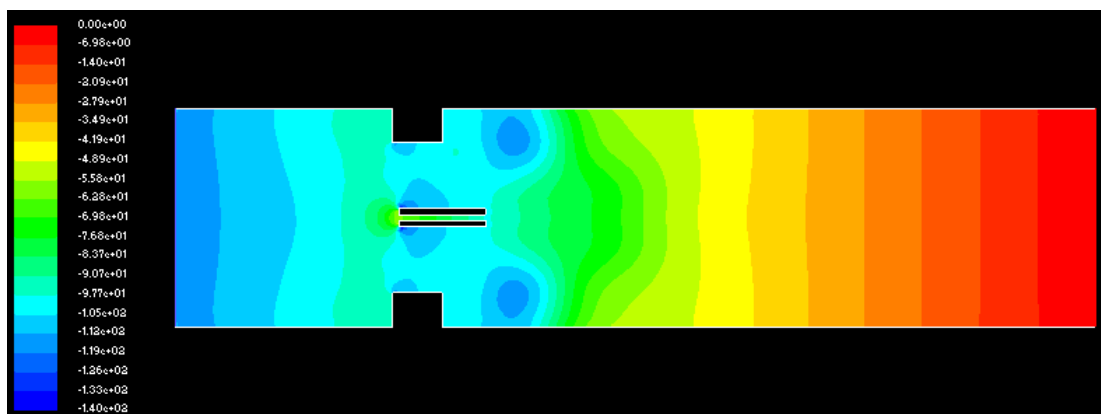


Figura 49 – Campo de pressões (Pa) –  $t=30$ ms

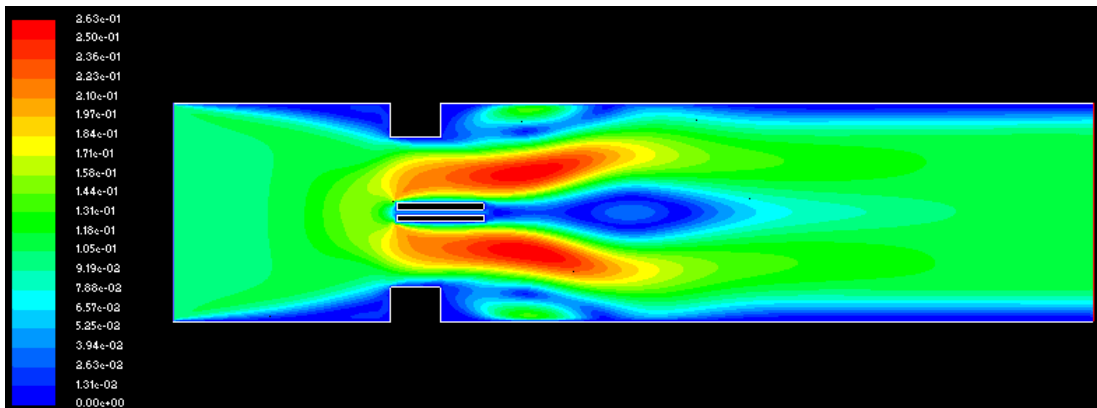


Figura 50 – Campo de velocidades (m/s) –  $t = 40$  ms

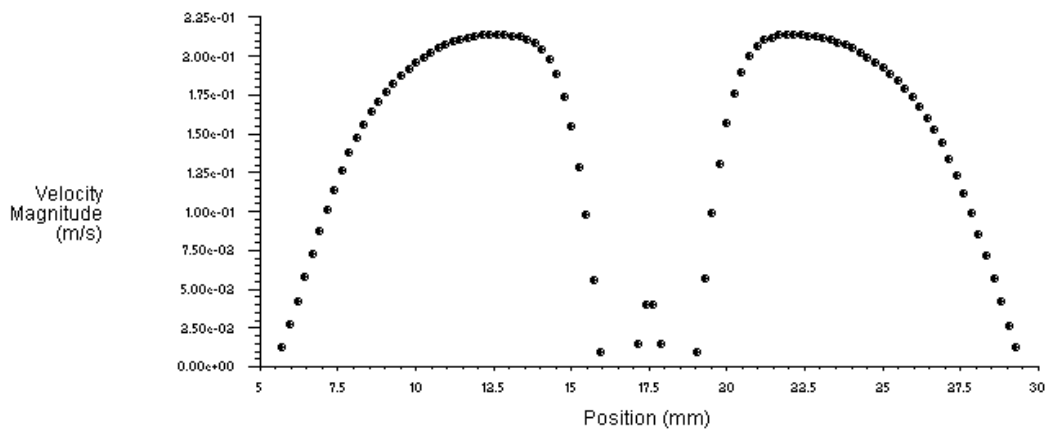


Figura 51 – Perfil de velocidades na seção perpendicular aos folhetos –  $t = 40$  ms

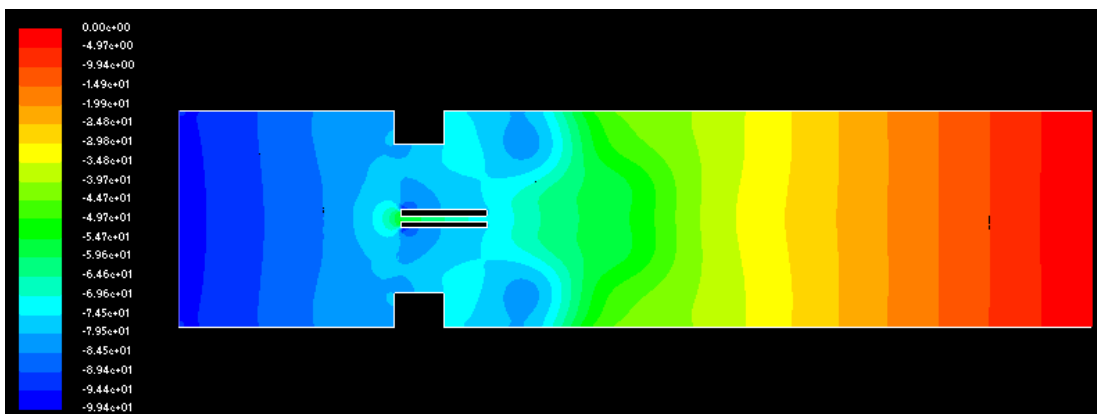


Figura 52 – Campo de pressões (Pa) –  $t = 40$  ms

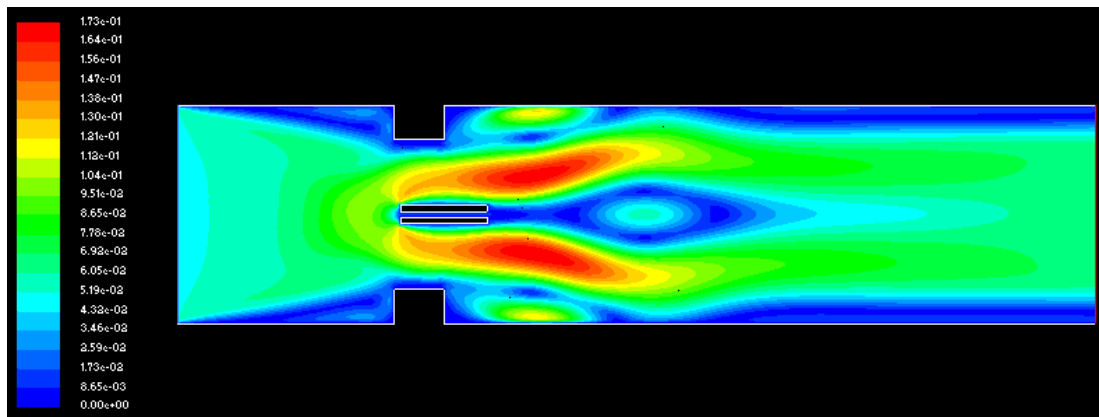


Figura 53 – Campo de velocidades (m/s) –  $t = 50$  ms

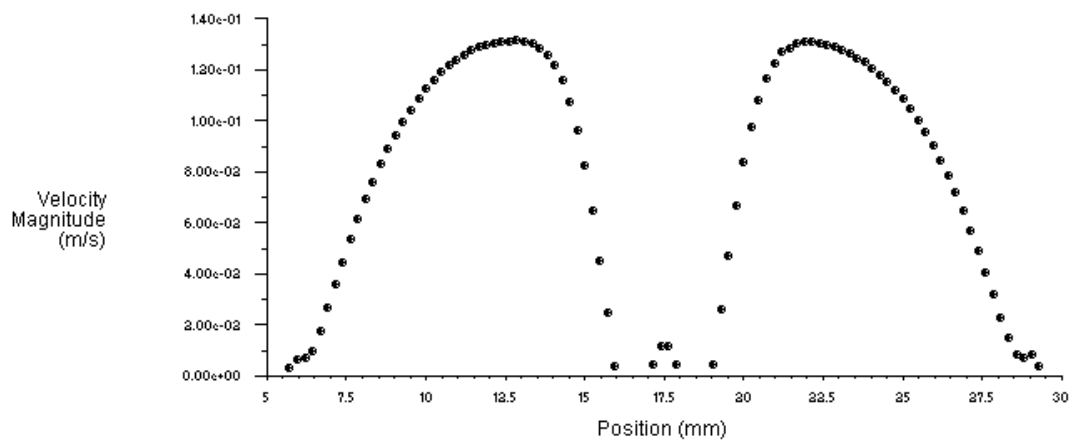


Figura 54 – Perfil de velocidades na seção perpendicular aos folhetos –  $t = 50$  ms

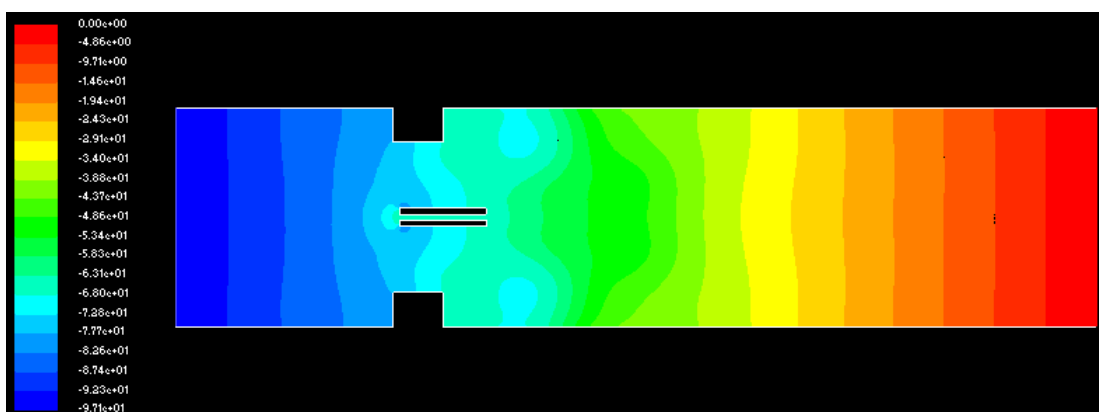


Figura 55 – Campo de pressões (Pa) –  $t = 50$  ms

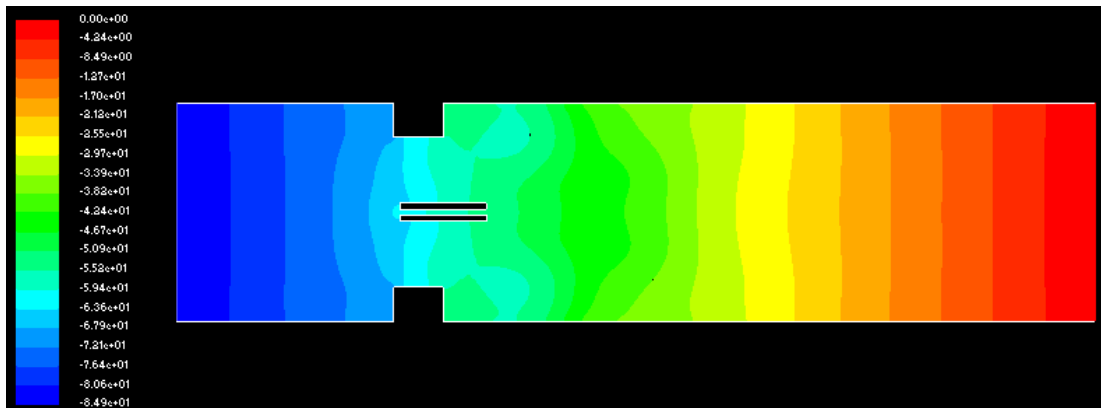


Figura 56 – Campo de velocidades (m/s) –  $t= 60$  ms

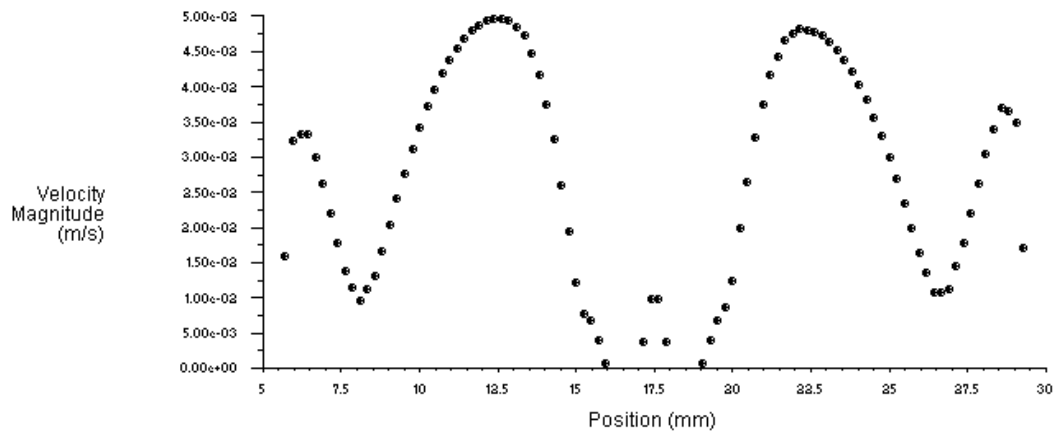


Figura 57 – Perfil de velocidades na seção perpendicular aos folhetos –  $t= 60$  ms

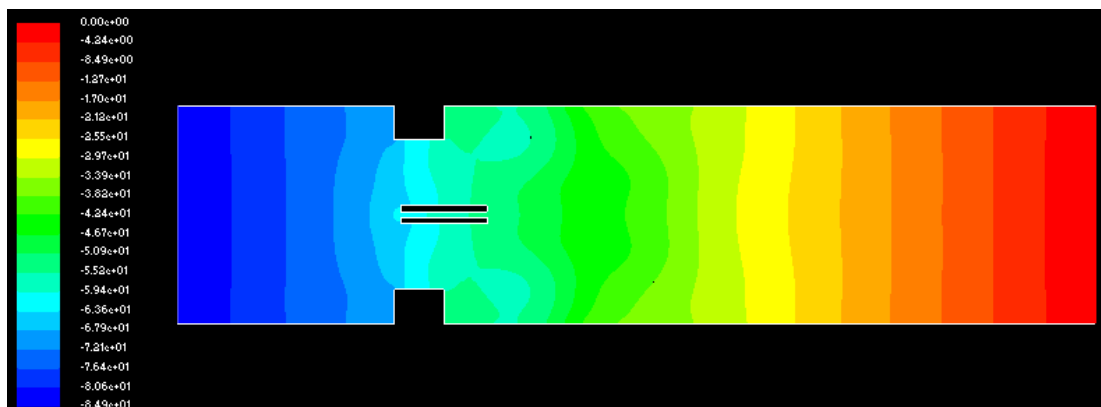


Figura 58 – Campo de pressões (Pa) –  $t=60$ ms

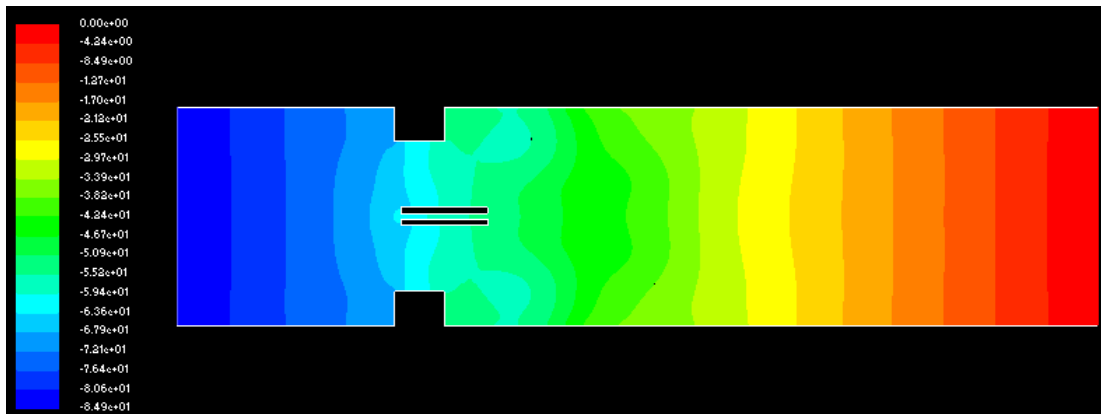


Figura 59 – Campo de velocidades (m/s) –  $t=70$  ms

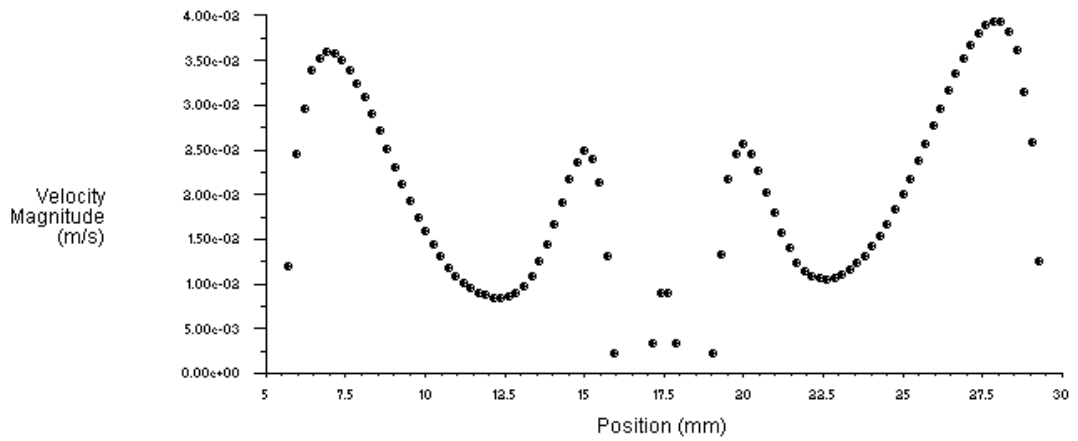


Figura 60 – Perfil de velocidades na seção perpendicular aos folhetos –  $t=70$  ms

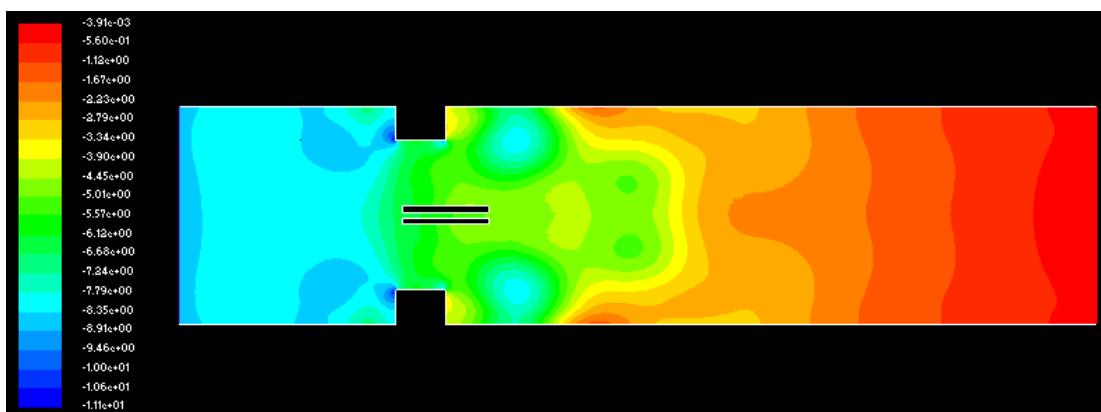


Figura 61 – Campo de pressões (Pa) –  $t=70$  ms

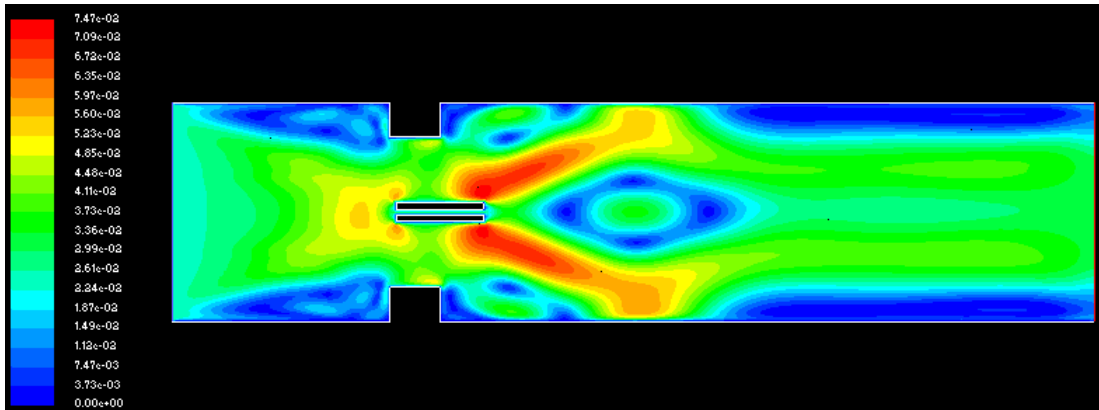


Figura 62 – Campo de velocidades (m/s) –  $t= 80$  ms

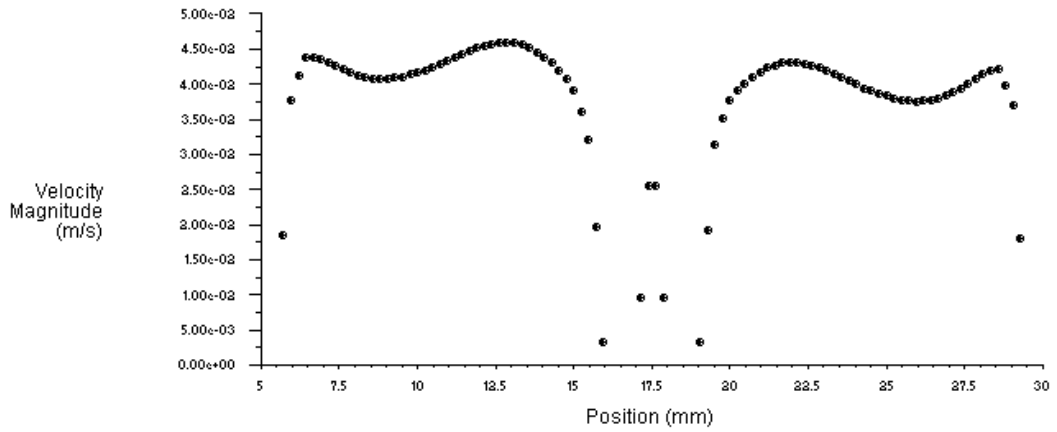


Figura 63 – Perfil de velocidades na seção perpendicular aos folhetos –  $t= 80$  ms

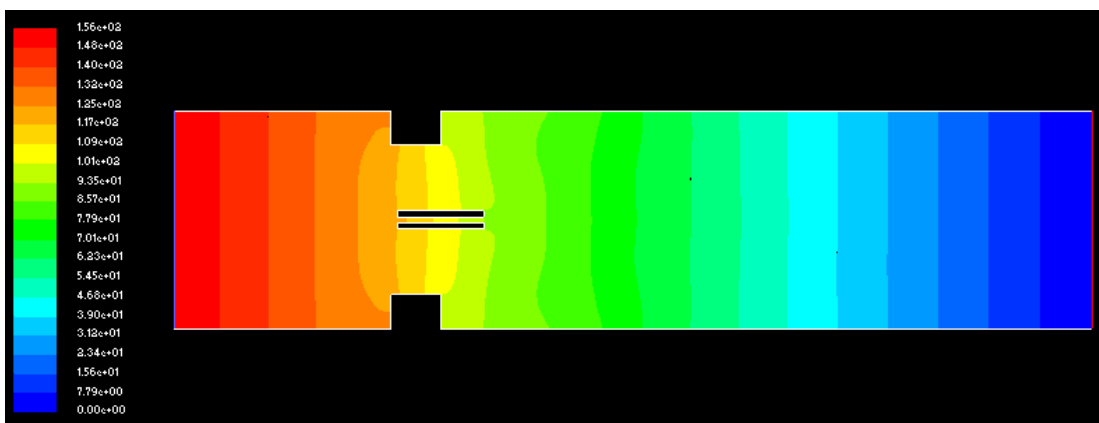


Figura 64 – Campo de pressões (Pa) –  $t=80$ ms

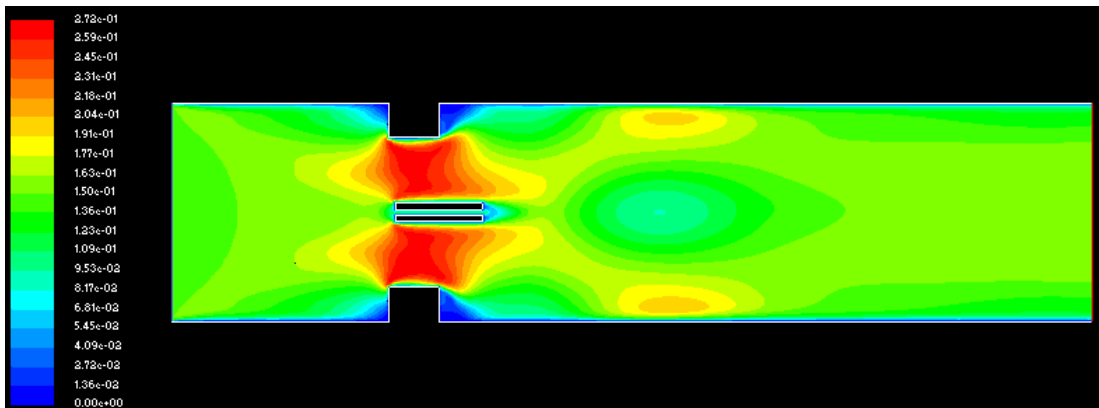


Figura 65 – Campo de velocidades (m/s) – t= 90 ms

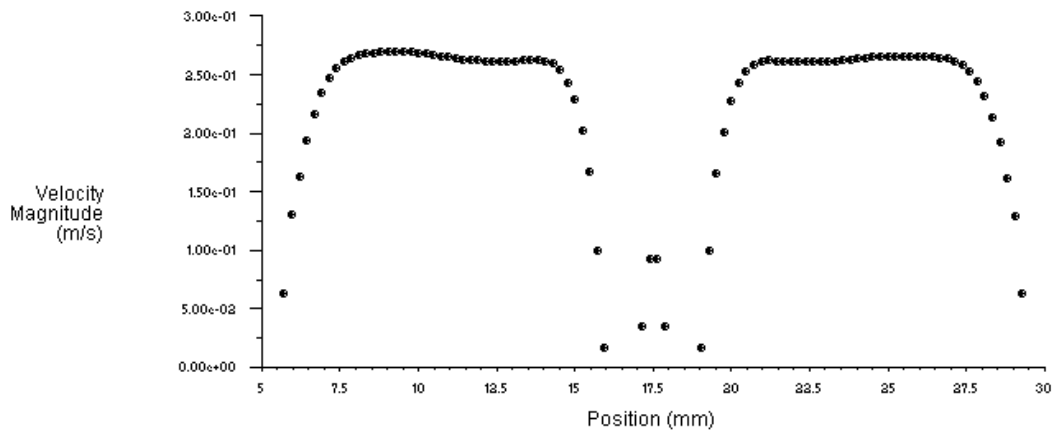


Figura 66 – Perfil de velocidades na seção perpendicular aos folhetos – t= 90 ms

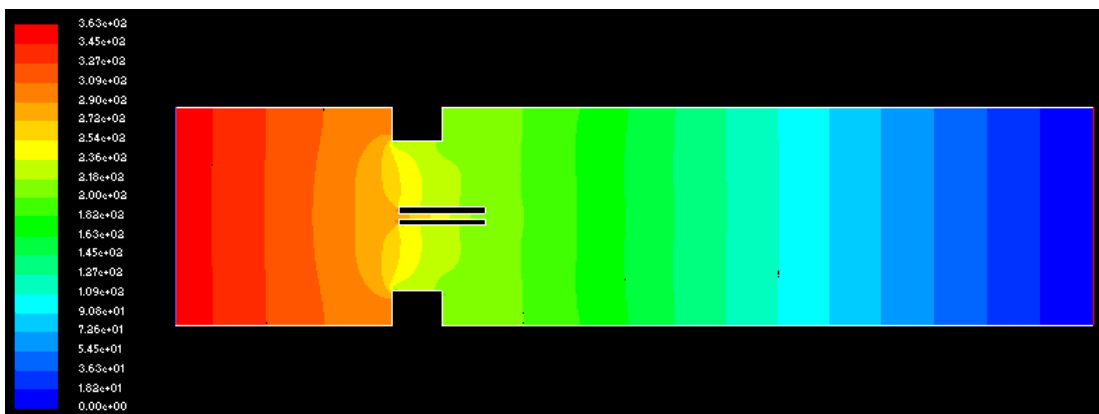


Figura 67 – Campo de pressões (Pa) – t=90ms

## 10. BIBLIOGRAFIA

BRANDÃO, C.M.A.; POMERANTZEFF, P.M.A; CUNHA, C.R.; MORALES; J.I.E; PUIG, L.B.; STOLF, N.A.- “Substituição valvar com próteses mecânicas de duplo folheto”. Revista Brasileira de Cirurgia Cardiovascular, 2000. –15(3) 227 - 233

TRAVIS, B.T; CRISTENSEN, T.D.; SMERUP, MORTEN; OLSEN, M.S.; HANSENKAM, J.M.- “An in vivo method form measuring turbulence in mechanical prosthesis leakage jets”. Journal of Biomechanical Engineering, 2004 – Volume 126 pág. 26- 35

WATTON, P.N.; LUO, X.Y.; WANG, X.; BERNACCA; G.M.; MOLLOY, P.; WHEATLEY, D.J.- “Dynamic modelling of prosthetic chorded mitral valves using the immersed boundary method”. Journal of Biomechanics, 2003

BORRERO, J.R.; CURE, J.; FABRE, N.J.; ROSADO, E.- “Mechanics of prosthetic heart valves”. Applications of Engineering Mechanics in Medicine, 2003

LEI, M; PARTHASARATHY, V; MAKHIJANI, V.B.- “Numerical simulation of 3-D bileaflet mechanical heart valve motion using chimera method”. Bioengineering Conference, 2001

PELLICIONI, O; KRAFCZYK, M.; CERROLAZA, M.; HERRERA, M. – ‘Bidirectional fluid-structure simulation of blood flow based on the lattice-boltzmann method’. International Congress On Computational Bioengineering, 2003

OSHKAI, P.; MEJIA, J.; WOOTTON, B.; - “Quantitative imaging of flow through a mechanical heart valve”. American Institute of Aeronautics and Astronautics

TAI, C.H.; HSU, U.K.- “Numerical studies of flow field across an in vitro valve”. Chamonix, França, 2003

BLUESTEIN, D. RAMBOD, E.; GHARIB, M. –“Vortex shedding as a mechanism for free emboli formation in mechanical heart valves” Journal of Biomechanical Engineering, 2004 – Volume 122 pág. 125- 134

KERH, T.; CHEN, Y.M.; TSOU, I. – “Velocity measurement of flow pass a bileaflet valve by color-coded digital particle tracking velocimetry”, National Pingtung University of Science and Technology.

VIEIRA, D.G.S.R., VIEIRA, E.R.; “Visualização de escoamento em uma válvula cardíaca”. XI CREEM - Congresso Nacional de Estudantes de Engenharia Mecânica, 2004

VERSTEEF, H.K.; MALALASEKERA, W. “An introduction to computational fluid dynamics”, Prentice Hall 1995

WOJNAROWSKI, J. – “Numerical study of bileaflet heart valves performance” Silesian technical University, Gliwice, Polônia

HOSE, D.R.; NARRACOTT, A.J.; PENROSE, J.M.T.; BAGULEY, D.; JONES, I.P.; LAWFORD, P.V.- “Fundamental mechanics of aortic heart valve closure” Journal of Biomechanics, 2005

Departamento de Informação e Informática do SUS -DATASUS, órgão da Secretaria Executiva do Ministério da Saúde. Disponível em:

<<http://tabnet.datasus.gov.br/cgi/defthtm.exe?sih/cnv/prSP.def> Acesso em 18 de abril de 2006.

St. Jude Medical. Disponível em:< <http://www.sjm.com> Acesso em 15 de abril de 2006

Braile Biomédica. Disponível em:< <http://www.braile.com.br> Acesso em 15 de abril de 2006

História da cirurgia cardíaca brasileira. Disponível em: <<http://www.cardiol.br> Acesso em 15 de abril de 2006

Revista Pesquisa Fapesp – “Válvulas de pericárdio bovino aumentam a sobrevida de pacientes cardíacos”. . Disponível em:

<<http://www.revistapesquisa.fapesp.br/pop/imprimir.php?id=331&bid=1> Acesso em 18 de abril de 2006