



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

**ESTUDO ANALÍTICO E EXPERIMENTAL DO FENÔMENO DE *FLUTTER* EM
VÁLVULAS CARDÍACAS PROSTÉTICAS BIOLÓGICAS**

ARTUR HENRIQUE DE FREITAS AVELAR

BELO HORIZONTE, 2016

Artur Henrique de Freitas Avelar

**ESTUDO ANALÍTICO E EXPERIMENTAL DO FENÔMENO DE *FLUTTER* EM
VÁLVULAS CARDÍACAS PROSTÉTICAS BIOLÓGICAS**

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica da Escola de Engenharia da Universidade Federal de Minas Gerais como requisito parcial para obtenção do título de Doutor em Engenharia Mecânica.

Área de concentração: Bioengenharia

Orientador: Prof. Dr. Rudolf Huebner

Co-orientador: Prof. Dr. Marcos Pinotti Barbosa

Belo Horizonte

Escola de Engenharia da UFMG

2016

AGRADECIMENTOS

Aos meus pais que sempre me apoiaram;

À Karen que sempre esteve e estará ao meu lado;

À Braile Biomédica que doou as válvulas e me recebeu de bom grado em sua empresa;

Ao prof. Marcos Pinotti que faz falta ao laboratório e a toda pesquisa brasileira;

Ao prof. Rudolf que me acompanha desde o mestrado;

A todos que passaram pelo Labbio que sempre contribuíram com ajudas, opiniões e café;

Ao gato que nunca me deixou ter roupas completamente limpas.

SUMÁRIO

AGRADECIMENTOS	II
LISTA DE FIGURAS	V
LISTA DE TABELAS	IX
LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS	X
RESUMO	XIV
ABSTRACT	XV
1. INTRODUÇÃO	1
1.1. Objetivo Geral	4
1.2. Objetivos Específicos	4
2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA.....	5
2.1. Características Gerais das Válvulas Cardíacas	5
2.2. Válvulas Cardíacas Artificiais	6
2.3. O Fenômeno de <i>Flutter</i>	11
2.4. <i>Flutter</i> em Válvulas Cardíacas	16
2.5. Bancadas de Simulação de Fluxo Cardíaco.....	23
3. MATERIAIS E MÉTODOS	27
3.1. Estudo Analítico	27
3.1.1. Parametrização do Sistema	28
3.1.2. Equações Lagrangianas.....	31
3.1.3. Cálculo dos Termos Lagrangianos.....	32
3.1.4. Resolução das Equações	44
3.1.5. Algoritmo para Resolução das Equações Fluidoelásticas.....	45
3.1.6. Considerações sobre a Modelagem Analítica	47
3.2. Bancada Experimental	47
3.2.1. Modos de Funcionamento da Bancada	52
3.3. Quantificação do <i>Flutter</i>	53
3.3.1. Coleta de Dados	53
3.3.2. Processamento de Sinais	54
3.4. Análise Adimensional.....	57
3.4.1. Incertezas da Análise Adimensional.....	60
3.5. Validação do Programa e Calibração dos Equipamentos	64
4. RESULTADOS E DISCUSSÃO	66

4.1. Estudo Analítico	66
4.1.2. Análise de Sensibilidade.....	68
4.2. Quantificação do <i>Flutter</i>	74
4.3. Análise Adimensional.....	79
4.4. Considerações do Estudo Analítico e Experimental.....	81
5. CONCLUSÕES.....	87
6. SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS	89
REFERÊNCIAS	90

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 2.1 – Anatomia do coração humano com as válvulas em destaque (adaptado de SALADIN, 2003).....	5
FIGURA 2.2 – Exemplos de válvulas artificiais mecânicas. Bola em gaiola, disco basculante e duplo folheto, respectivamente (EDWARDS LIFESCIENCES, 2014; MEDTRONIC, 2014, ST. JUDE MEDICAL, 2014).....	7
FIGURA 2.3 –Válvulas poliméricas (DAEBRITZ <i>et al.</i> , 2004; YAP <i>et al.</i> , 2012).....	8
FIGURA 2.4 – Exemplo de válvula bioartificial. A) Válvula decelularizada com adição de células musculares. B) Válvula após a adição de fibroblastos. C) Válvula após o crescimento de células endoteliais e pronta para implante (KHERADVAR e ALAVI, 2013).....	8
FIGURA 2.5 – Exemplos de válvulas prostéticas biológicas (ST. JUDE MEDICAL, 2014) ...	9
FIGURA 2.6 – Comparação entre quantidade de válvulas mecânicas e biológicas substituídas ao longo do tempo em um hospital americano (adaptado de STARR, 2007).....	10
FIGURA 2.7 – Colapso da Ponte de Tacoma Narrows. A) A ponte sob vibração. B) Modos de vibração pela velocidade do vento (adaptado de BILLAH e SCANLAN, 1991).....	12
FIGURA 2.8 – Relação entre a velocidade crítica de <i>flutter</i> adimensional e a proporção da massa para folhas de papel (WATANABE, <i>et al.</i> , 2002a).....	13
FIGURA 2.9 – Outros trabalhos de <i>flutter</i> em placas. A) Estudo em folhas de papel (VIROT <i>et al.</i> , 2013). B) Estudo em placas elásticas confinadas em um espaço (adaptado de DOARÉ <i>et al.</i> , 2011).....	14
FIGURA 2.10 – Estudo de <i>flutter</i> em aeronaves (WRIGHT e COOPER, 2007).....	15
FIGURA 2.11 – Comparação do perfil de uma asa de uma aeronave e um folheto de uma válvula mecânica de duplo folheto (adaptado de PRABHU e HWANG, 1988).....	17
FIGURA 2.12 – Simulação com válvula anisotrópica (adaptado de DE HART, <i>et al.</i> , 2004). A) Distribuição das propriedades mecânicas em duas camadas. B) Distribuição de tensões na válvula. A cúspide inferior esquerda é anisotrópica e a inferior direita é isotrópica. ...	18
FIGURA 2.13 – Simulação com válvulas isotrópicas (adaptado de SINGH, <i>et al.</i> , 2008). A) Geometria e distribuição de tensões na válvula. B) Deslocamento da ponta da cúspide radial (cima) e axial (baixo), mostrando a ocorrência de <i>flutter</i> na simulação.	19
FIGURA 2.14 – Contornos de três cúspides em vários instantes de tempo (adaptado de CONDURACHE <i>et al.</i> , 2009).....	20

FIGURA 2.15 – Comportamento da cúspide em escoamento a 60 bpm e 120 bpm. A) Solução salina. B) Solução de água e glicerina (adaptado de MOORE e DASÍ, 2014).	23
FIGURA 2.16 – Esquema da bancada e os planos de medição (MORSI <i>et al.</i> , 1999).	24
FIGURA 2.17 – Desenho esquemático da bancada experimental capaz de produzir escoamento contínuo e pulsátil (VERMETTE <i>et al.</i> 1998)	24
FIGURA 2.18 – Bancada cardíaca para uso em PIV. A) Detalhe da câmara de testes utilizada. B) Desenho esquemático da bancada: 1 reservatório; 2 duplicador de pulsos; 3 câmara de testes; 4 complacência; 5 resistência hidráulica; 6 sensor de vazão; 7 tanque de descarte; 8 bomba (adaptado de MARASSI <i>et al.</i> , 2004)	25
FIGURA 2.19 – Resultados do PIV em bancada que simula um coração. A) Bancada durante escoamento. B) Perfis de velocidade durante escoamento. C) Tensão de cisalhamento durante escoamento (adaptado de FALAHATPISHEH e KHERADVAR, 2012).	26
FIGURA 3.1 – Exemplos de simplificações para uma válvula aberta. A) Válvula tricúspide (HAMMER <i>et al.</i> , 2012). B) Outro exemplo de válvula tricúspide completamente aberta (KOENS, 2004). C) Válvula bicúspide (PATTERSON <i>et al.</i> , 1996).	28
FIGURA 3.2 – Desenho esquemático das válvulas prostéticas biológicas. A) Válvula porcina. B) Válvula de pericárdio bovino (BRAILE BIOMÉDICA, 2016).	28
FIGURA 3.3 – Desenho esquemático das cúspides. A) Seção de um cilindro. B) Plano de corte. C) Cúspide cortada e espelhada para o modelo da válvula aberta.	29
FIGURA 3.4 – Cúspide planificada. A) Planificação da cúspide aberta. B) Dimensões da cúspide planificada.	29
FIGURA 3.5 - Aproximação polinomial da cúspide. A) Comparação entre contorno da cúspide e curva polinomial. B) Cúspide com os eixos cartesianos e o vetor velocidade do escoamento.	30
FIGURA 3.6 – Modos de vibração da cúspide. A) Primeiro modo de vibração. B) Segundo modo de vibração.	32
FIGURA 3.7 – Primeiro modo de vibração de uma viga (BALACHANDRAN e MAGRAB, 2009).	38
FIGURA 3.8 – Fluxograma do algoritmo para resolução das equações fluidoelásticas	46
FIGURA 3.9 – Bancada de teste de válvulas cardíacas	48
FIGURA 3.10 – Desenho esquemático da bancada de testes para válvulas cardíacas	50
FIGURA 3.11 – Desenho esquemático do circuito elétrico da bancada (NOGUEIRA, 2011)	51
FIGURA 3.12 – Montagem da câmara de alta velocidade para filmar a bancada em funcionamento. A) Posicionamento da câmara. B) Imagem capturada da válvula.	54

FIGURA 3.13 – Programa para processamento de sinais. A) Vídeo original. B) Demarcação dos pontos de análise. C) Filtro para distinção das bordas. D) Linhas criadas para medir as oscilações	55
FIGURA 3.14 – Ajuste fino do programa de análise de dados.....	55
FIGURA 3.15 – Diferentes áreas de abertura da válvula para um mesmo escoamento	59
FIGURA 3.16 – Circulo utilizado para validação do software	64
FIGURA 3.17 – Coluna d’água utilizada para calibração	65
FIGURA 3.18 – Calibração da balança de precisão. A) Balança utilizada. B) Corpos de massas padrão.....	65
FIGURA 4.1 – Amortecimento por velocidade do sistema dinâmico. Linha cheia é referente ao primeiro grau de liberdade, linha tracejada é referente ao segundo grau de liberdade .	66
FIGURA 4.2 – Gráfico de velocidade crítica por variação das variáveis do estudo analítico. ○ diâmetro interno (D); ■ altura de protrusão (H); ● espessura (t); Δ módulo de elasticidade (E). Linhas tracejadas se referem às propriedades do fluido de trabalho: + densidade (ρ); × viscosidade dinâmica (μ).....	69
FIGURA 4.3 – Gráfico de vazão crítica por variação das variáveis do estudo analítico. ○ diâmetro interno (D); ■ altura de protrusão (H); ● espessura (t); Δ módulo de elasticidade (E). Linhas tracejadas se referem às propriedades do fluido de trabalho: + densidade (ρ); × viscosidade dinâmica (μ).....	69
FIGURE 4.4 – Gráfico de amortecimento por velocidade do ar da teoria analítica de Wright e Cooper (2007). Linha cheia se refere a fluido de ar com densidade a 15 °C, linha tracejada se refere a densidade 50% maior e linha traço-ponto se refere a densidade 100% maior.	72
FIGURA 4.5 - Oscilações e frequências medidas de diferentes cúspides dos escoamentos do experimento. A) Oscilação ordenada e alta amplitude. B) Oscilação desordenada, com diferentes períodos e altas amplitudes. C) Oscilação de baixa ordenação e baixa amplitude	75
FIGURA 4.6 – Relação das frequências e amplitudes do <i>flutter</i> com a vazão. Δ pericárdio bovino 19 mm; ● porcina 19 mm; ○ porcina 21 mm; × porcina 33 mm.....	78
FIGURA 4.7 – Relação das frequências e amplitudes do <i>flutter</i> com a viscosidade cinemática. Respectivamente, pericárdio bovino 19 mm; porcina 19 mm (1); porcina 19 mm (2); porcina 21 mm; porcina 27 mm	78
FIGURA 4.8 – Relação entre a razão de massa e a velocidade crítica de <i>flutter</i> adimensional. Δ pericárdio bovino 19 mm; ● porcina 19 mm; ○ porcina 21 mm; ■ porcina 27 mm; □ pericárdio bovino 33 mm, × porcina 33 mm.....	80

FIGURA 4.9 – Relação entre os parâmetros adimensionais dos resultados analíticos e experimentais. Pontos em azul se referem aos dados analíticos e pontos pretos se referem aos dados experimentais. Δ pericárdio bovino 19 mm; \bullet porcina 19 mm; \circ porcina 21 mm; \blacksquare porcina 27 mm; \square pericárdio bovino 33 mm, \times porcina 33 mm. 84

LISTA DE TABELAS

TABELA 3.1 – Especificações das válvulas bioprostéticas disponíveis	27
TABELA 3.2 – Valores de k_1 para um corpo de geometria elíptica (KANEKO <i>et al.</i> , 2014)	40
TABELA 3.3 – Valores de k_2 para um corpo próximo a uma parede (KANEKO <i>et al.</i> , 2014)	41
TABELA 3.4 – Especificações da válvula genérica escolhida	47
TABELA 3.5 – Propriedades dos fluidos utilizados na bancada (GLYCERINE PRODUCERS' ASSOCIATION, 1963).....	49
TABELA 3.6 – Espessuras das cúspides das válvulas prostéticas.....	58
TABELA 3.7 – Incertezas padrão da análise adimensional.....	63
TABELA 4.1 – Velocidades e vazões críticas de início de <i>flutter</i> pelo estudo analítico.....	67
TABELA 4.2 – Vazões e velocidades críticas experimentais de início de <i>flutter</i> das válvulas biológicas para as soluções de água e de glicerina.....	76
TABELA 4.3 - Frequências e amplitudes médias das válvulas bioprostéticas para a vazão máxima de 25 l/min.....	77
TABELA 4.4 – Comparação entre o estudo analítico e experimental para velocidade crítica	82
TABELA 4.5 – Comparação entre o estudo analítico e experimental para vazão crítica.....	82

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

Letras latinas

A	Área
a	Dimensão característica de um corpo
A_a	Matriz de inércia estrutural
A_c	Área da cúspide
AOE	Área de orifício efetivo
AV	Atrioventricular
A_v	Área de abertura da válvula
b	Largura da cúspide
B_a	Matriz de rigidez estrutural
bpm	Batimentos por minuto
C_a	Matriz da função dissipativa
D	Diâmetro interno
DFT	Transformada Discreta de Fourier
D_s	Diâmetro do suporte de encaixe
E	Módulo de elasticidade
f_a	Fator de escala de área
FFT	Transformada Rápida de Fourier
f_l	Fator de escala linear
F_{p1}	Matriz particionada relacionada à pressão de perturbação
F_{p2}	Matriz particionada relacionada à pressão de perturbação
F_{p3}	Matriz particionada relacionada à pressão de perturbação
fps	Frames por segundo
F_r	Matriz relacionada à pressão de repouso
F_T	Matriz relacionada à tensão viscosa
H	Altura de protrusão
I_a	Matriz identidade
h	Distância entre cúspide e parede sólida
k	Termo relativo ao comprimento de onda
k_1	Coefficiente de massa adicional em relação a geometria do corpo
k_2	Coefficiente de massa adicional em relação a distância do corpo a uma parede

Labbio	Laboratório de Bioengenharia
LED	Diodo emissor de luz
L_L	Comprimento de linha
m	Massa
m_a	Massa por área
n_m	Número de medições
n_p	Número de pixels
P_p	Pressão de perturbação
P_r	Pressão de repouso
PIV	Velocimetria por Imagem de Partículas
Q	Vazão
q	Sistema de coordenadas generalizadas
\dot{q}_n	Taxa de variação de coordenadas generalizadas
Q_c	Vazão crítica
Q_{pp}	Matriz de pressão de perturbação
Q_{pr}	Matriz de pressão de repouso
Q_q	Força externa generalizada
Q_{Ta}	Matriz de tensão de arrasto pela viscosidade
q_1	Coordenada generalizada para o primeiro modo de vibração
q_2	Coordenada generalizada para o segundo modo de vibração
R^2	Coefficiente de determinação
Re	Número de Reynolds
Res	Resolução do sistema de medição
S	Rigidez flexural
T	Energia cinética
t	Espessura
t_e	Coefficiente t de Student
t_1	Instante de tempo
t_2	Instante de tempo
T_a	Tensão de arrasto por atrito
U	Energia potencial
U_e	Incerteza expandida
u	Incerteza padrão
u_{Av}	Incerteza padrão da abertura da válvula

u_{Ds}	Incerteza padrão do diâmetro interno do suporte de encaixe
u_E	Incerteza padrão do módulo de elasticidade
u_{fa}	Incerteza padrão da escala de área
u_{fl}	Incerteza padrão da escala linear
u_H	Incerteza padrão da altura de protrusão da válvula
u_m	Incerteza padrão da massa
u_{np}	Incerteza padrão do número de pixels
u_Q	Incerteza padrão da vazão
u_t	Incerteza padrão da espessura da cúspide
u_v	Incerteza padrão da velocidade média do escoamento
u_{v^*}	Incerteza padrão velocidade de <i>flutter</i> adimensional
u_v	Incerteza padrão do volume
u_{μ^*}	Incerteza padrão da razão de massa adimensional
$u_{\rho f}$	Incerteza padrão da densidade do fluido
$u_{\rho v}$	Incerteza padrão da densidade da cúspide
V	Velocidade do escoamento
V^*	Velocidade adimensional de <i>flutter</i>
\forall	Volume
V_c	Velocidade crítica
V_f	Velocidade final
V_{inc}	Incremento de velocidade
V_0	Velocidade inicial
x	Coordenada no sistema cartesiano
y	Coordenada no sistema cartesiano
z	Coordenada no sistema cartesiano

Letras gregas

α	Coeficiente dissipativo
β	Coeficiente dissipativo
γ	Massa adicional de fluido
δz	Deformação incremental na direção z
δW	Trabalho virtual incremental
ζ	Função dissipativa

ζ_1	Coeficiente de amortecimento para o primeiro modo de vibração
ζ_2	Coeficiente de amortecimento para o segundo modo de vibração
λ	Autovalores
μ	Viscosidade dinâmica
μ^*	Razão de massa adimensional
ν	Coeficiente de Poisson
ξ	Amortecimento
ρ_f	Densidade do fluido
ρ_v	Densidade da cúspide
σ	Razão de massa de fluido e corpo
τ	Tensão de cisalhamento
ν	Número de graus de liberdade
φ	Variância residual
ψ	Comprimento de onda
ω	Frequência natural

RESUMO

As válvulas cardíacas regulam o fluxo sanguíneo no coração mantendo a circulação em um único sentido. Quando estas válvulas apresentam alguma disfunção, podem ocorrer graves problemas cardíacos, sendo estes responsáveis por 30% das cirurgias cardíacas em adultos e 80% das cirurgias cardíacas em crianças no Brasil. Por não existir um substituto ideal para as válvulas, há uma constante busca por aprimoramento de próteses desde que passaram a ser utilizadas na década de 50. As válvulas de tecido biológico têm a desvantagem de sofrer com problemas de calcificação e falhas estruturais, com vida útil de cerca de 10 a 15 anos. Um fenômeno que pode ocorrer é uma oscilação dos folhetos, conhecido como *flutter*, que está associado a implicações como hemólise, calcificação e fadiga. Embora seja importante e influencie na vida útil de biopróteses, há poucos trabalhos na literatura que estudam de forma metódica as causas e consequências do *flutter* e como reduzir ou evitar seus danos. Devido à importância deste problema para a indústria e para a saúde de milhões de pacientes que são submetidos ao procedimento de troca de válvulas, decidiu-se aproveitar esta oportunidade para contribuir com um estudo original que colabore para a elucidação dos fenômenos envolvidos no *flutter* e propor possíveis soluções. Uma teoria analítica foi proposta para prever o início das oscilações e analisar a sensibilidade das variáveis quanto ao seu papel no *flutter*. Conjuntamente, ensaios em uma bancada experimental foram feitos com o objetivo de quantificar as frequências e amplitudes das vibrações e fazer uma análise adimensional que pode ser utilizada para compreender o comportamento de válvulas prostéticas em sua velocidade crítica de início das oscilações. A quantificação do fenômeno encontrou frequências em um amplo intervalo de valores, variando de 20 a 430 Hz e as amplitudes variaram de 0,1 a 2,5 mm. O estudo analítico foi capaz de demonstrar como as dimensões de diâmetro interno e espessura possuem significativa importância na velocidade crítica de *flutter*, além de demonstrar a possibilidade de combinar parâmetros para otimizar a resistência de válvulas ao início das oscilações. Além disso, estudo analítico e experimental concordam que a válvula de pericárdio bovino é menos suscetível ao *flutter*, possuindo desempenho superior à válvula porcina. Em conclusão, o trabalho fez um estudo aprofundado do fenômeno de *flutter* em válvulas cardíacas prostéticas biológicas e fez importantes contribuições para o objetivo maior de se criar uma válvula artificial ideal.

Palavras chave: Engenharia cardiovascular, Válvulas cardíacas prostéticas, *Flutter*, Bioengenharia.

ABSTRACT

Cardiac valves regulate blood flow in the heart by maintaining the circulation in a single direction. When these valves have a disability, it can lead to serious heart problems; being responsible for 30% of cardiac surgery in adults and 80% of cardiac surgery in children in Brazil. As there isn't an ideal substitute for valves, there is a constant search for improvement of these prostheses since they began to be employed in the 50s. Biological tissue valves have the disadvantage of suffering from calcification and structural failure problems, with a service life of about 10 to 15 years. One phenomenon that may occur is an oscillation of the leaflets, known as *flutter*, which is associated with implications such as hemolysis, calcification, and fatigue. Although it is important and influences the life of bioprostheses, there are few studies in the literature that study methodically the causes and consequences of *flutter* and how to reduce or avoid its damage. Due to the importance of this problem for the industry and for the health of millions of patients who undergo the procedure of exchange of valves, it was decided to take this opportunity to contribute with an original study that collaborate to elucidate the phenomena involved in *flutter* and propose possible solutions. An analytical theory was proposed to predict the onset of oscillations and analyze the sensitivity of the variables as to their role in *flutter*. In conjunction, tests were performed in an experimental bench in order to quantify the frequencies and amplitudes of vibrations and make a dimensionless analysis that can be used to understand the behavior of prosthetic valve in its critical speed of onset of oscillations. The quantification of the phenomenon found frequencies over a wide interval of values ranging from 20 to 430 Hz and amplitudes varied from 0.1 to 2.5 mm. The analytical study was able to demonstrate how the dimensions of internal diameter and thickness have significant importance in the critical velocity of *flutter*, besides demonstrating the possibility of combining parameters to optimize the resistance of valves to the beginning of the oscillations. In addition, analytical and experimental study agree that the bovine pericardium valve is less susceptible to flutter, having superior performance to the porcine valve. In conclusion, the work made a thorough study of *flutter* phenomenon in biological prosthetic heart valves and made important contributions to the ultimate goal of creating an ideal artificial valve.

Keywords: Cardiovascular engineering; Prosthetic cardiac valves; *Flutter*; Bioengineering

1. INTRODUÇÃO

A principal função das válvulas cardíacas é controlar o fluxo sanguíneo no coração de forma que a circulação ocorra somente em um sentido ao longo de uma direção (SALADIN, 2003). O coração humano bate cerca de 100 mil vezes por dia e, por ser um trabalho ininterrupto, as válvulas estão sempre sob contínuos esforços devido a interação entre o sangue e as cúspides, ou folhetos. Ao longo da vida das pessoas, podem ocorrer disfunções nas válvulas, acarretando problemas cardíacos graves, sendo que as valvopatias são responsáveis por cerca de 30% das cirurgias cardíacas em adultos e por 80% das cirurgias cardíacas em crianças no Brasil (SILVA *et al.*, 2009). De acordo com Hasan *et al.* (2014), anualmente, cerca de 290 mil pacientes passam por cirurgia de substituição de válvulas cardíacas no mundo, e esse número é projetado a chegar a 850 mil no ano de 2050, enfatizando a abrangência global do problema. Entretanto, mesmo com várias opções de válvulas cardíacas artificiais, ainda não existe um substituto ideal que não crie implicações para os pacientes (DASI *et al.*, 2009; SOTIROPOULOS *et al.*, 2016).

Um dos trabalhos pioneiros nessa área foi o de Hufnagel *et al.* (1954) em que, após anos de estudos e experimentos com mais de 300 cachorros, os pesquisadores começaram a implantar válvulas mecânicas do tipo bola em gaiola em pacientes com insuficiência cardíaca a partir de 1952, corrigindo com sucesso de 70% a 75% da regurgitação e criando uma melhora significativa na função cardíaca (HUFNAGEL *et al.*, 1954; KAUFMAN *et al.*, 1982; ROSE *et al.*, 1954). Com o passar das décadas, elas evoluíram para os mais diversos tipos, como as oclusoras, de duplo folheto, de tecido biológico, entre outras (DASI *et al.*, 2009). É importante citar as pesquisas realizadas no Brasil pelo Dr. Luiz Puig com o desenvolvimento de válvulas artificiais feitas com tecido de dura-máter (PUIG *et al.*, 1976) e, também, as pesquisas realizadas pelo Dr. Domingo Braile, como a tentativa de usar córneas de atum para a modelagem das cúspides (VERLANGIERI e BRAILE, 2005), e suas contribuições na fabricação de válvulas artificiais na indústria brasileira com a empresa Braile Biomédica.

Existem atualmente vários tipos de válvulas, como as mecânicas, poliméricas, bioartificiais e biológicas. As mecânicas são as mais antigas e conhecidas, podendo ser do tipo oclusoras, como a bola em gaiola, ou de fluxo central, como a disco basculante e de duplo folheto; elas têm como grande vantagem o fato de terem uma longa vida útil, porém sofrem de vários problemas como o uso de medicamentos anticoagulantes pelo resto da vida do paciente, alto

índice de hemólise, que é um rompimento das hemácias devido a altas tensões, e seu alto custo (DASI, *et al.*, 2009). As válvulas poliméricas são feitas de teflon e tem a vantagem de ter uma hemodinâmica similar à da válvula sadia, porém sofrem com adsorção de proteínas do sangue (MORSI *et al.*, 1999). As válvulas biológicas mais conhecidas são feitas de cúspides porcinas, de pericárdio bovino ou doadores humanos. Dentre as menos conhecidas, podem ser citadas as de córnea de atum e dura-máter. As válvulas biológicas têm a grande vantagem de modificar menos a hemodinâmica e menor possibilidade de rejeição, reduzindo o uso de anticoagulantes. Entretanto, elas possuem certas desvantagens como a calcificação das cúspides e falhas estruturais após cerca de 10 a 15 anos de uso, tendo uma vida útil menor que as válvulas mecânicas (SACKS e SMITH, 1998, YOGANATHAN *et al.*, 2004). As válvulas bioartificiais vêm sendo desenvolvidas recentemente e partem do princípio de decelularizar válvulas porcinas ou de outros pacientes e repovoá-las com células tronco, porém ela exige tempo para sua fabricação e a tecnologia ainda está em desenvolvimento (RIPPEL *et al.*, 2012).

Em geral, biopróteses são estudadas há décadas, seja por metodologias *in vitro*, *in vivo* ou diferentes métodos numéricos. Entretanto, o foco dos estudos sempre foi direcionado às tensões nas cúspides das válvulas (YAP *et al.*, 2012), na hemodinâmica (DASI *et al.*, 2007; SINGH *et al.*, 2008) e deterioração das fibras de colágeno e elastina com o tempo (GLOECKNER *et al.*, 1999; HASAN *et al.*, 2014). Ainda assim, muito pouco avanço ocorreu em relação ao aumento do tempo de vida de válvulas prostéticas biológicas.

Um fenômeno ainda pouco estudado é o efeito da oscilação das cúspides de válvulas cardíacas durante o escoamento do sangue no momento de abertura valvar devido a uma instabilidade criada pela interação entre fluido e estrutura, sendo conhecido como *flutter*. Essa oscilação está associada à calcificação, hemólise, regurgitação e, principalmente, fadiga (DE HART *et al.*, 2004; GRIGIONI, *et al.*, 2000; HSU, 2001; LOUIE *et al.* 1988, PINTO *et al.* 1978), sendo considerado mais destrutivo que qualquer outro mecanismo (IONESCU, 2014). Este é um fenômeno já observado há muito tempo em ambas válvulas naturais e artificiais (DOUGLAS, *et al.*, 1974; MINTZ, *et al.*, 1982), entretanto esse fenômeno é negligenciado nas pesquisas, sendo pouco citado até em artigos de revisões que se propõem a discutir o passado e as futuras direções do desenvolvimento de válvulas prostéticas (DASI *et al.*, 2009; HASAN *et al.*, 2014, IONESCU, 2014; SOTIROPOULOS *et al.*, 2016).

Artigos como o de Vogel-Claussen *et al.* (2006) mostram como o *flutter* em válvulas em pacientes pode ser observado em tomografia computadorizada e suas implicações em casos de regurgitação, porém o fenômeno é apenas citado e o foco do trabalho se volta para outros assuntos. Trabalhos como os De Hart *et al.* (2004) e Singh *et al.* (2008) encontram a ocorrência de *flutter* em cúspides em simulações numéricas, porém novamente apenas citam as oscilações sem aprofundar em quantificá-las ou como evitá-las.

Estudos como os de Peacock (1990) e Moore e Dasi (2014) quantificam o *flutter* de algumas válvulas prostéticas, mas os trabalhos ainda têm outros focos, além de possuir várias limitações que impedem o aprofundamento no tema, como equipamentos de baixa resolução e métodos manuais de coleta de dados. Além disso, não há menção sobre métodos de se reduzir ou evitar as oscilações.

Devido à falta de dados na literatura, este trabalho tem a oportunidade de estudar a fundo a ocorrência de *flutter* em válvulas cardíacas prostéticas biológicas com o objetivo de compreender as causas do fenômeno, prever sua ocorrência e sugerir métodos para que seja possível aumentar o tempo de vida útil delas. Ele se divide em várias etapas, desde a formulação de teorias para reduzi-lo ou evitá-lo completamente, até sua validação com os equipamentos disponíveis.

Inicialmente foi feito um estudo sobre a teoria matemática do *flutter* em geral, em seguida criou-se uma formulação voltada às válvulas a fim de se entender como e porque ocorrem as oscilações. Isso criou uma base para ser possível prever quais fatores afetam o início da instabilidade das cúspides perante o escoamento. Uma análise de sensibilidade foi feita para compreender como cada variável altera a velocidade crítica para início de *flutter*.

Em seguida, com o uso de uma bancada experimental existente e funcional no Laboratório de Bioengenharia (Labbio) que gera escoamentos em condições de pressão e vazão similares às fisiológicas, foi realizada a quantificação das oscilações com diversas válvulas prostéticas porcina e de pericárdio bovino. Com a utilização de câmeras de alta velocidade e criação de um algoritmo voltado para o atual estudo, foi possível quantificar as frequências das oscilações das cúspides, verificando sua vazão crítica. Foi realizado então uma análise adimensional para compreender os parâmetros que causam as vibrações e obter uma primeira curva experimental capaz de prever o início do *flutter* em válvulas prostéticas.

Por fim, foi realizado um estudo comparativo entre os resultados analíticos e experimentais, encontrando as concordâncias e limitações de ambos os estudos. As velocidades e vazões críticas foram comparadas e seus erros analisados, verificando o que pode ser aprimorado no projeto de biopróteses e em futuros estudos de *flutter*.

O trabalho obteve resultados inéditos dentro da literatura consultada em uma área pouco explorada da bioengenharia, criando uma base para trabalhos futuros que possam aprofundar-se no estudo do efeito de *flutter* em válvulas prostéticas biológicas. Esses resultados podem ser utilizados no projeto de válvulas biológicas podendo, a longo prazo, aumentar seu tempo de vida útil.

1.1. Objetivo Geral

Realizar um estudo analítico e experimental do fenômeno de *flutter* em válvulas cardíacas prostéticas biológicas.

1.2. Objetivos Específicos

- Criar uma formulação analítica para prever o fenômeno de *flutter* em válvulas cardíacas;
- Fazer uma análise de sensibilidade para compreender a importância das variáveis na ocorrência do *flutter*;
- Quantificar as oscilações em válvulas prostéticas por meio de ensaios experimentais;
- Fazer um estudo adimensional para compreender o comportamento das cúspides no início do *flutter*;
- Fazer sugestões para o projeto de novas válvulas prostéticas com menor suscetibilidade ao *flutter*.

2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

2.1. Características Gerais das Válvulas Cardíacas

Para bombear sangue de forma eficaz, o coração utiliza válvulas que garantem um escoamento predominantemente unidirecional. Há uma válvula entre cada átrio e seu ventrículo e na saída de cada ventrículo para sua artéria. Cada válvula é constituída por duas ou três abas de tecido fibroso chamados cúspides, elas possuem uma textura consistindo de fibras de elastina e colágeno, essas estão incorporadas em uma matriz extracelular que fica recoberta por células endoteliais (DE HART, *et al.*, 2004; SOTIROPOULOS *et al.*, 2016). As válvulas atrioventriculares (AV) regulam as aberturas entre os átrios e ventrículos. A válvula AV direita, ou tricúspide, tem três cúspides e a válvula AV esquerda, ou bicúspide, tem duas; esta também é conhecida como a válvula mitral. As cordas tendíneas conectam as cúspides das válvulas AV aos músculos papilares no fundo do ventrículo. As válvulas semilunares, ou pulmonares e aórtica, regulam as aberturas entre os ventrículos e as grandes artérias. A válvula pulmonar controla a abertura do ventrículo direito para o tronco pulmonar, e a válvula aórtica controla a abertura do ventrículo esquerdo para a aorta; cada uma tem três cúspides (SALADIN, 2003). A Figura 2.1 mostra a anatomia do coração e das válvulas.

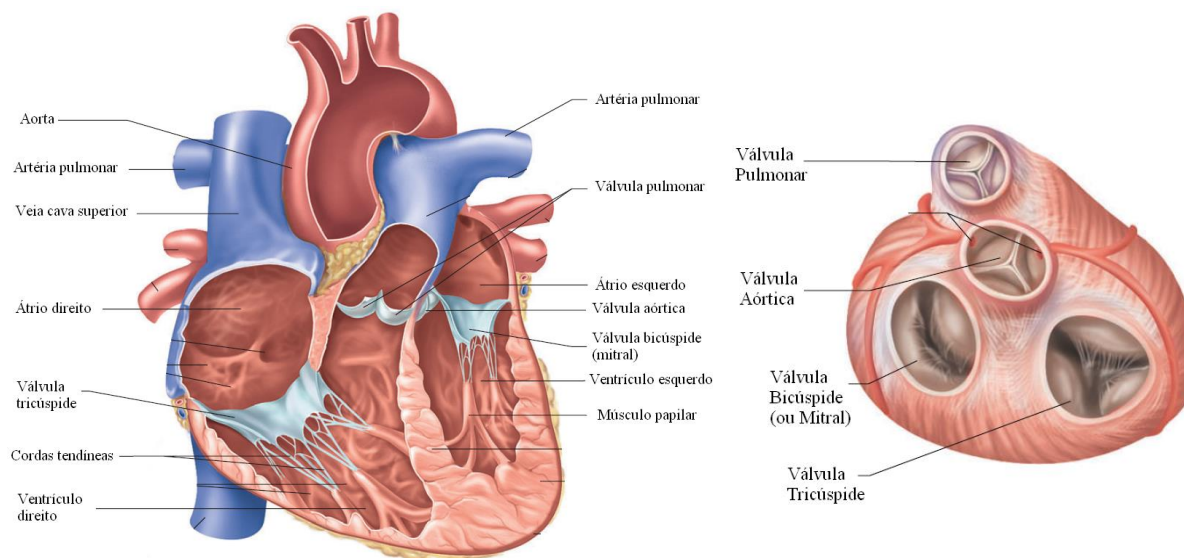


FIGURA 2.1 – Anatomia do coração humano com as válvulas em destaque (adaptado de SALADIN, 2003)

A abertura e fechamento das válvulas cardíacas ocorrem de forma passiva, devido aos gradientes de pressão entre montante e jusante da válvula. O escoamento do sangue se dá de forma predominantemente laminar. Quando os ventrículos estão relaxados, as cúspides das válvulas atrioventriculares ficam abertas, e o sangue flui livremente dos átrios para os ventrículos. Quando os ventrículos estão cheios de sangue e começam a se contrair, sua pressão interna sobe e sangue pressiona as válvulas. Isso empurra suas cúspides, fecha as aberturas, e evita que o sangue volte para o átrio. Os músculos papilares se contraem com o resto do miocárdio e puxam as cordas tendíneas, o que impede que as válvulas se deformem excessivamente ou até virem do avesso. Quando a pressão crescente nos ventrículos excede a pressão arterial, o sangue do ventrículo obriga as válvulas a se abrirem e o sangue é ejetado do coração. Em seguida, os ventrículos se relaxam novamente e a pressão cai, ficando abaixo do que nas artérias, sangue arterial flui rapidamente para trás e a válvula se fecha, prevenindo assim o sangue de entrar novamente no coração (SALADIN, 2003).

A degradação de válvulas cardíacas pode levar a uma inevitável substituição, isso pode ocorrer por diversos motivos. A principal causa ocorre devido a uma degeneração natural pelo envelhecimento das pessoas, com a perda de elasticidade das cúspides pela síntese de colágeno podendo ocasionar em desempenhos inferiores da função das válvulas (SINGH *et al.*, 2008). Entre outros motivos, pode-se citar a ocorrência de regurgitação severa, em que o sangue retorna durante o fechamento da válvula causando insuficiência cardíaca. Uma outra razão é a estenose, em que as cúspides sofrem calcificação perdendo sua elasticidade e não conseguem abrir e fechar satisfatoriamente (YOGANATHAN *et al.*, 2004).

2.2. Válvulas Cardíacas Artificiais

Até a década de 1950, problemas de insuficiência valvar eram tratados paliativamente somente com descanso, dietas controladas e uso de diuréticos (ROSE *et al.*, 1954). Essa realidade começou a mudar quando Hufnagel *et al.* (1954), após anos de estudos e experimentos com mais de 300 cachorros, começaram a implantar válvulas mecânicas do tipo bola em gaiola em pacientes com insuficiência cardíaca a partir de 1952, corrigindo com sucesso de 70% a 75% a regurgitação e criando uma melhora significativa na função cardíaca (HUFNAGEL *et al.*, 1954; KAUFMAN *et al.*, 1982).

As válvulas evoluíram com o tempo para os mais diversos tipos, com o objetivo de se criar uma bioprótese ideal para implante. Ao longo das décadas, focou-se sempre em projetos de válvulas prostéticas que possuíssem o objetivo de prolongada vida útil, mínima perda de carga, possuir refluxo relativamente pequeno, mínima turbulência e que não induzisse altas tensões de cisalhamento (DASI *et al.*, 2009; HASAN *et al.*, 2014).

As válvulas mecânicas evoluíram do tipo de bola em gaiola para diversos outros, com suas vantagens e desvantagens para os pacientes. Elas podem ser classificadas como do tipo oclusoras, como a bola em gaiola, ou de fluxo central, como a de disco basculante e de duplo folheto (FIG 2.2). As válvulas mecânicas ainda são muito utilizadas com a vantagem de possuírem alta durabilidade, porém elas têm a desvantagem de o paciente ser obrigado fazer uso de anticoagulantes pelo resto da vida para evitar problemas como formação de trombos (DASI *et al.*, 2009), sendo também desaconselhado, por exemplo, para mulheres em idade fértil, devido ao uso de anticoagulantes poder causar malformação do feto em caso de gravidez (CHAN *et al.*, 2000).

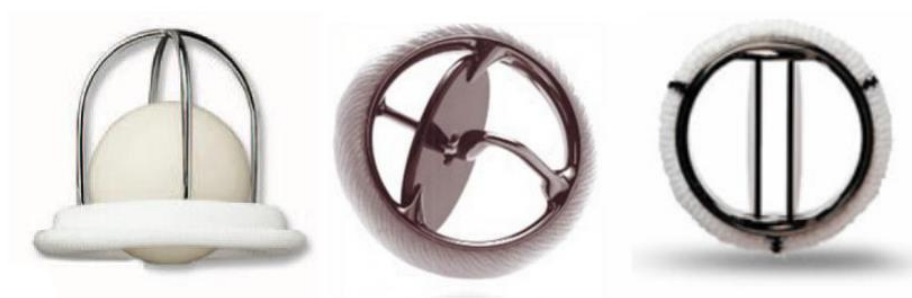


FIGURA 2.2 – Exemplos de válvulas artificiais mecânicas. Bola em gaiola, disco basculante e duplo folheto, respectivamente (EDWARDS LIFESCIENCES, 2014; MEDTRONIC, 2014, ST. JUDE MEDICAL, 2014).

Outra alternativa é o uso de válvulas poliméricas. Seu principal objetivo é combinar a boa hemodinâmica das válvulas biológicas com a durabilidade das mecânicas (FIG 2.3). Elas são feitas de materiais como o teflon, policarbonuretano e outros polímeros, porém sofrem com adsorção de proteínas do sangue, além de ainda terem problemas com calcificação, baixo de tempo de vida útil e falhas estruturais (MORSI *et al.*, 1999; CLAIRBORNE *et al.*, 2012).



FIGURA 2.3 –Válvulas poliméricas (DAEBRITZ *et al.*, 2004; YAP *et al.*, 2012)

As válvulas bioartificiais (FIG 2.4) vêm sendo desenvolvidas recentemente e partem do princípio de decelularizar válvulas porcinas ou de outros pacientes e repovoá-las com células tronco, porém elas exigem tempo para sua fabricação e a tecnologia ainda está em desenvolvimento (KHERADVAR e ALAVI, 2013). Embora vistas como o futuro das válvulas prostéticas, elas ainda precisam de estudos de suas propriedades mecânicas e experimentos *in vivo* a longo prazo. (RIPPEL *et al.*, 2012).

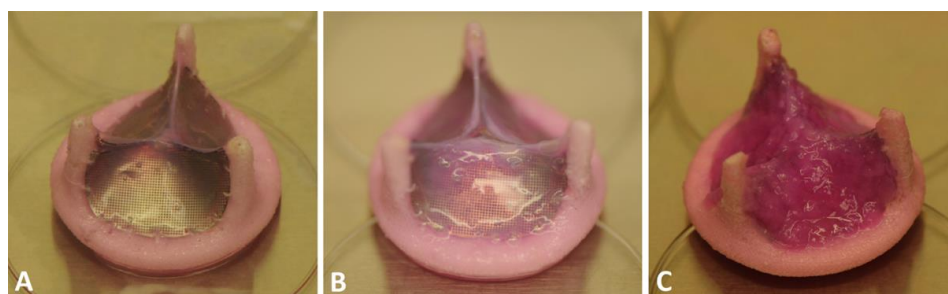


FIGURA 2.4 – Exemplo de válvula bioartificial. A) Válvula decelularizada com adição de células musculares. B) Válvula após a adição de fibroblastos. C) Válvula após o crescimento de células endoteliais e pronta para implante (KHERADVAR e ALAVI, 2013)

Em relação às válvulas biológicas, elas foram utilizadas pela primeira vez em 1962 ao se utilizar válvulas humanas aórticas tratadas por antibióticos. Tal procedimento não é ideal, apesar de possuir resultados clínicos satisfatórios, devido à dependência do fornecimento da válvula de cadáveres (DASI *et al.*, 2009). Um importante avanço em biopróteses foi feito por Carpentier *et al.* (1969) com o desenvolvimento de um procedimento de fixação de tecido com glutaraldeído, resultando no aumento da estabilidade do tecido biológico e uma diminuição em sua biodegradação. As válvulas de pericárdio bovino e as porcinas foram descritas na literatura pela primeira vez por Kaiser *et al.* (1969) e Ionescu *et al.* (1967), obtendo bons resultados e, com o tempo, virando a principal escolha no implante de válvulas artificiais biológicas. A Figura 2.5 mostra exemplos de biopróteses.



FIGURA 2.5 – Exemplos de válvulas prostéticas biológicas (ST. JUDE MEDICAL, 2014)

É importante citar as pesquisas realizadas no Brasil por Luiz Puig e o desenvolvimento de válvulas artificiais feitas com tecido de dura-máter que, embora tenha dados resultados promissores em relação à hemodinâmica e formação de trombos, tiveram vidas úteis de 5 a 8 anos, sendo inferiores às porcinas e de pericárdio bovino (PUIG *et al.*, 1976). Outros experimentos brasileiros foram as pesquisas feitas por Domingo Braile, como a tentativa de usar córneas de atum para a modelagem das cúspides, porém elas se mostraram muito rígidas a ponto de interferir na hemodinâmica, além da limitação de não se conseguir fazer válvulas de tamanhos maiores devido ao pequeno tamanho das córneas (VERLANGIERI e BRAILE, 2005).

As válvulas biológicas por sua vez têm a vantagem de alterarem pouco a hemodinâmica e possuem menor chance de formação de trombos. O risco de tromboembolismo é baixo, mas não é nulo, com chances de 0,2 a 5,1% dependendo da válvula (BOESTAN e SARVASTI, 2005). A maior desvantagem das biopróteses é o seu curto tempo de vida útil, sendo necessário que o paciente, após 10 a 15 anos, tenha que se submeter a nova cirurgia (DASI *et al.*, 2009; HASAN *et al.*, 2014). A maior razão para a falha dessas válvulas deve-se à calcificação e danos estruturais, sendo que deformações mecânicas aceleram mudanças em suas propriedades e levam a degradação das fibras de colágeno (MOHAMMADI *et al.*, 2011; SACKS, 2001).

Embora possua as desvantagens citadas acima, as válvulas biológicas tem sido a preferência de médicos em casos de substituição. A Figura 2.6 mostra um exemplo dado por Starr (2007) de um hospital dos Estados Unidos sobre como as válvulas biológicas vêm sendo amplamente utilizadas ao invés das mecânicas. O autor ressalta que essa escolha tem sido similar no resto do mundo.

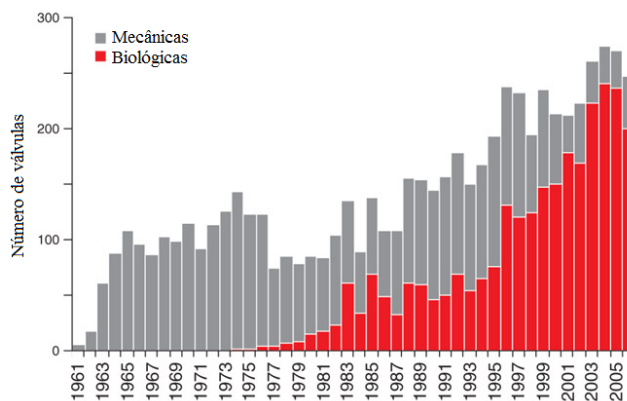


FIGURA 2.6 – Comparação entre quantidade de válvulas mecânicas e biológicas substituídas ao longo do tempo em um hospital americano (adaptado de STARR, 2007)

Como as válvulas porcina e de pericárdio bovino são as mais utilizadas entre as biopróteses atualmente, estudos foram realizados comparando suas performances para verificar qual delas estaria mais próxima de uma válvula protética ideal. O trabalho de Gao *et al.* (2004) comparou estudos clínicos de mais de 500 válvulas porcinas e 1000 válvulas de pericárdio da marca Carpentier-Edwards que foram implantadas entre o período de 1974 a 2002. Fazendo um acompanhamento com o tempo e, sendo por volta de 70 anos a idade média dos pacientes, constatou-se que nos 10 anos seguintes, 62% dos que obtiveram a válvula porcina e 56% dos que obtiveram a válvula de pericárdio faleceram, sendo que problemas valvares foram a causa de 37% e 41%, respectivamente para válvula porcina e de pericárdio. Os autores estudaram as causas para as falhas das válvulas, entre elas tromboembolismo, trombose, entre outros, podendo concluir que, a longo prazo, a performance de ambas biopróteses são estatisticamente similares, enquanto para o médio prazo verificou-se que houve menos problemas com as válvulas de pericárdio, tendo elas uma maior vida útil.

Ainda comparando a performance entre essas duas válvulas, Yap *et al.* (2013) fizeram uma revisão bibliográfica aprofundada sobre o assunto, com o estudo de mais de 500 artigos que acompanharam pacientes que passaram pela cirurgia de substituição de válvulas. Separando quinze estudos que focaram na comparação entre elas, os autores puderam verificar que a válvula de pericárdio bovino possui melhores resultados em relação a complicações pós-operatórias e perfil hemodinâmico, entretanto ela possui resultados similares à válvula porcina em relação a mortalidade dos pacientes, performance a longo prazo e tempo de vida útil. Os autores ressaltam que o fato de que há uma grande variabilidade entre fabricantes, design das

próteses, tempos de acompanhamento e número de pacientes estudados impõem muitas limitações no estudo de comparação de performance entre as válvulas.

2.3. O Fenômeno de *Flutter*

O fenômeno de *flutter* pode ser definido como um movimento instável de um corpo causado pela interação entre as vibrações estruturais e as forças fluidodinâmicas que resultam na extração de energia a partir do escoamento do fluido (EDWARDS *et al.* 1978; BLEVINS *et al.* 2001). A primeira menção do termo *flutter* pode ser encontrada no trabalho de Strutt, também conhecido como Lord Rayleigh, de 1878 sobre a instabilidade de jatos de fluidos, em que o autor cita os efeitos do vento no tremular de bandeiras.

Embora estudado há décadas, o *flutter* ainda não é completamente compreendido, sendo de difícil estudo analítico (PAÏDOUSSIS, 2016). Estudos atuais de casos simples bidimensionais de uma placa plana em um túnel de vento chegam a resultados de início de *flutter* com erros de até 50% (HUANG e ZHANG, 2013). O mesmo estudo ainda ressalta outros variados casos em que a resposta analítica para placas planas, aerofólios e outros possuem respostas com erros de 100% na velocidade crítica de início de *flutter*. Ainda assim, o equacionamento deste fenômeno tem grande importância, pois, em sua maioria, prevêem velocidades críticas abaixo das velocidades experimentais, dessa forma essas respostas dão uma margem de segurança para, por exemplo, casos em que uma aeronave não deve ultrapassar certas velocidades para não correr o risco de sofrer oscilações devido ao fenômeno (WRIGHT e COOPER, 2007; PAÏDOUSSIS, 2016).

Um dos casos mais famosos de *flutter* é o colapso da Ponte de Tacoma Narrows em 1940 nos Estados Unidos (FIG 2.7.A). Seu formato e largura mostraram-se susceptíveis a se desestabilizar quando um vento de cerca de 70 km/h a atingiu por um certo período de tempo. Várias interpretações surgiram para o ocorrido, entre elas, erroneamente divulgada até hoje, vórtices decorrentes do descolamento do escoamento excitaram a ponte até uma de suas frequências de ressonância, aumentando sua amplitude até a falha total. Entretanto, em um artigo de revisão do ocorrido, Billah e Scanlan (1991) mostraram como os Vórtices de Strouhal tinham uma frequência diferente daquela observada pela própria ponte no dia do colapso. Eles ainda citam os vários trabalhos que se seguiram após a investigação do ocorrido que comprovam que o fenômeno de *flutter* aeroelástico foi o responsável pela queda da

estrutura. Em seu artigo, os autores argumentam como estudos em um modelo em escala reduzida puderam comprovar que um modo de vibração torsional da estrutura aumentava significativamente sua amplitude a partir de uma certa velocidade do vento, criando um efeito de amortecimento negativo e auto-excitação (FIG 2.7.B). Dessa forma, a própria estrutura da ponte foi a responsável por colocar energia na vibração até sua ruptura. Após esse evento, o *flutter* passou a ser estudado com muito mais atenção pelos engenheiros civis para que casos como esse não ocorressem novamente. Os autores ainda destacam como era possível encontrar diversos livros de ensino superior que tratavam o caso erroneamente, ignorando o *flutter* e justificando o colapso da ponte pelo efeito dos Vórtices de Strouhal, um caso de extrema atenção de desinformação científica.

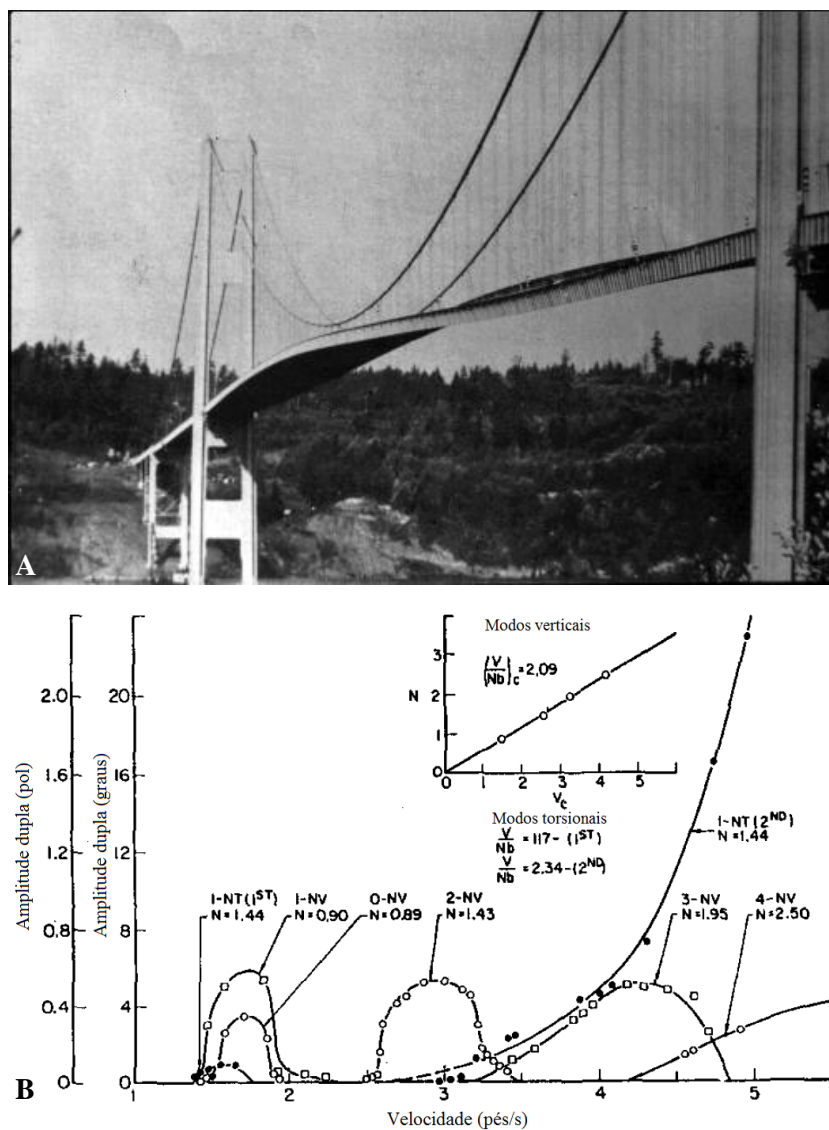


FIGURA 2.7 – Colapso da Ponte de Tacoma Narrows. A) A ponte sob vibração. B) Modos de vibração pela velocidade do vento (adaptado de BILLAH e SCANLAN, 1991).

O trabalho de Watanabe *et al.* (2002a, 2002b) procurou identificar parâmetros para a ocorrência do *flutter* em folhas de papel na produção industrial de jornais. Os autores verificaram que, se por um lado a velocidade das máquinas de papel aumentou com o tempo, por outro começou a ocorrer um maior número de travamento das máquinas por entupimentos. Esses entupimentos acontecem devido à ocorrência de *flutter* nas folhas, que se enrugam e bloqueiam a passagem do papel para os rolos. A partir de ensaios em um túnel de vento, os autores fizeram experimentos com vários materiais com diferentes tamanhos para estabelecer a velocidade em que se iniciava o *flutter* e sua amplitude. Um aspecto de grande valor foi a utilização de um parâmetro adimensional para a velocidade crítica de *flutter* e compará-lo com um parâmetro de proporção de massa. O resultado, mostrado na Figura 2.8, resulta em um padrão logarítmico para essa relação. Os autores argumentam que esse estudo pode ajudar a produção de jornais com a possibilidade de aumento de velocidade das máquinas com mudanças em certos parâmetros dos papéis utilizados.

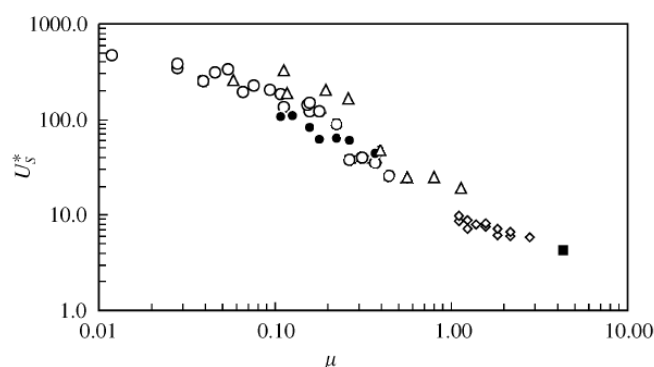


FIGURA 2.8 – Relação entre a velocidade crítica de *flutter* adimensional e a proporção da massa para folhas de papel (WATANABE, *et al.*, 2002a)

O uso de adimensionais no estudo do *flutter* é encontrado também em outros trabalhos, sendo uma ferramenta comumente utilizada nessa área. Pode-se citar o trabalho de Virot *et al.* (2013) no qual os adimensionais foram utilizados no estudo de oscilações em folhas de papel (FIG 2.9.A), em que foi pesquisado como, alterando-se as dimensões das folhas, a razão de massa modifica o início das vibrações. Os autores verificaram como os coeficientes de arrasto se modificaram com a ocorrência de *flutter* e constataram como em altas velocidades ocorreram situações de perda de periodicidade e acelerações irregulares nas pontas das folhas. Em trabalho similar, Doaré *et al.* (2011) estudaram como a subestimação dos resultados

analíticos bidimensionais de *flutter* em relação aos experimentais podem ser reduzidas ao se diminuir o espaço entre a placa estudada e as paredes de um espaço confinado (FIG 2.9.B). Utilizando os mesmos parâmetros adimensionais no estudo, os autores afirmam que, embora a lacuna entre teoria e prática se reduza, as respostas coincidem somente quando o espaço até a parede tende a zero.

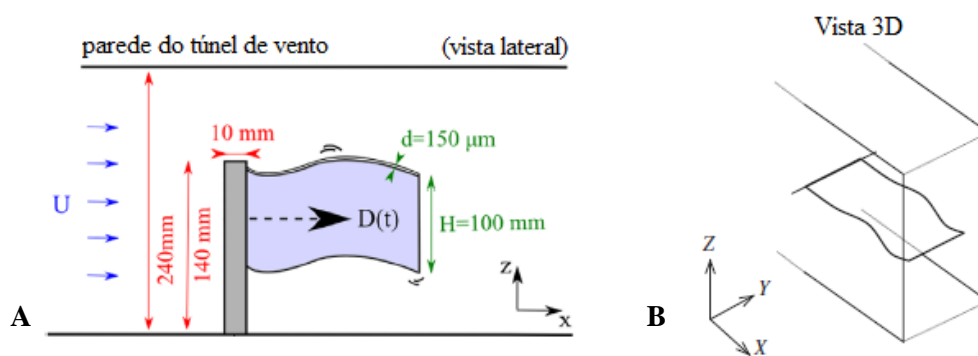


FIGURA 2.9 – Outros trabalhos de *flutter* em placas. A) Estudo em folhas de papel (adaptado de VIROT *et al.*, 2013). B) Estudo em placas elásticas confinadas em um espaço (adaptado de DOARÉ *et al.*, 2011)

Uma das áreas em que o estudo de aeroelasticidade é muito avançado é na aeronáutica, em que diversas teorias e experimentos de instabilidade dinâmica foram e ainda são muito estudados (FIG 2.10). Autores como Dowell (2015) afirmam que a maioria das teorias de *flutter* relacionados à interação fluido-estrutura foram criados para o estudo de aeronaves, possuindo diferentes graus de complexidade e precisão. Diversas simplificações podem ser encontradas para se encontrar os resultados, desde analogias com sistemas massa-mola a considerações uni e bidimensionais, cada uma com suas vantagens e desvantagens. Com o tempo, teorias mais complexas foram desenvolvidas, levando em consideração análises lineares e não lineares, além de modelos computacionais que calculam as equações de Navier Stokes com diferentes graus de precisão. Além disso, autores discutem como as teorias mais desenvolvidas são aquelas que levam em consideração velocidades de escoamento supersônicas, tendo a vantagem de minimizar efeitos tridimensionais do objeto, efeitos viscosos do fluido e de não depender da resposta de outros locais do corpo estudado (WRIGHT e COOPER, 2007). Pode-se destacar ainda que autores como Dowell (2015), que possui trabalhos em aeroelasticidade desde os anos 1960 até hoje, faz referência a mais de 500

artigos ao se aprofundar nas diversas modelagens de interação fluido-estrutura somente voltados para a área aeronáutica.

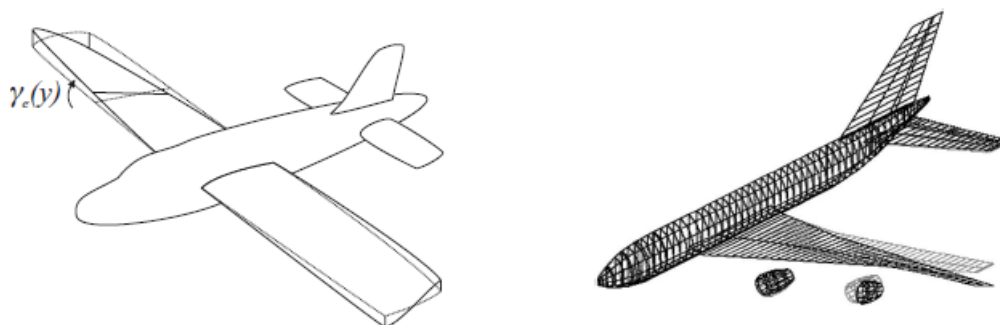


FIGURA 2.10 – Estudo de *flutter* em aeronaves (WRIGHT e COOPER, 2007)

O estudo de instabilidade devido à interação fluido-estrutura também pode ser encontrado em trabalhos como os de Blevins (2001) e Païdoussis (2014, 2016), em que pesquisas em diferentes áreas da engenharia são aprofundadas. Os autores adentram vários tópicos em que as instabilidades de estruturas podem levar a falhas catastróficas como na engenharia civil, em cabos de alta tensão expostos ao ambiente, em tubulações de água, além de placas e membranas, entre outros. Essa revisão bibliográfica mostra como o problema atinge várias áreas e que ainda há muito a ser estudado.

Entre as diversas teorias analíticas existentes, elas possuem diferentes estágios de cálculo que dependem do problema a ser pesquisado. O ponto de partida geralmente é a formulação de mecânica clássica escolhida, em que a mecânica newtoniana pode ser substituída pela mecânica lagrangiana, cada uma com suas vantagens e desvantagens. Outra consideração a ser feita é em relação à deformação do corpo estudado, podendo-se escolher entre o método de Galerkin ou de Rayleigh-Ritz, em que o primeiro é mais exato enquanto o segundo é uma aproximação, mas com a vantagem de que a abordagem de Rayleigh-Ritz não necessita de satisfazer todas as condições de contorno (DOWELL, 1975; KORNECKI, 1976). O próximo passo é o cálculo das forças dos fluidos sobre o corpo, sendo esse o ponto de maior cuidado para que a formulação utilizada seja apropriada para a situação estudada, podendo-se citar a teoria das tiras, teoria dos pistões, forças de Bernoulli, entre outros (BLEVINS, 2001; DOWELL, 2015; PAÏDOUSSIS, 2014). O cálculo da instabilidade também pode ser feito de diferentes maneiras, podendo-se citar o cálculo de autovalores, cálculo de cônica de *flutter*, análise de energia, equações de Navier-Stokes, entre outros (ARGENTINA e

MAHADEVAN, 2005; DOWELL, 2015; WATANABE *et al.*, 2002; WRIGHT e COOPER, 2007). Em conclusão, há diversas formas de se estudar analiticamente a instabilidade devido a interação fluido-estrutura, não havendo uma teoria que abranja todos os casos e com vantagens e desvantagens naquelas existentes, sendo necessário um estudo aprofundado do que já foi descoberto para uma análise satisfatória.

2.4. Flutter em Válvulas Cardíacas

O fenômeno de *flutter* em válvulas cardíacas começou a ser abordado em trabalhos da década de 1970; uma das pesquisas com maior número de casos analisados foi o trabalho de Pinto *et al.* (1978) em que foram avaliados ecocardiogramas de 203 pacientes, com idades variando de 18 a 76 anos e diferentes estados de saúde, e verificaram que em 35 casos foi observado a ocorrência de *flutter* em válvulas cardíacas no momento da sístole. Desses pacientes, 4 deles não apresentavam nenhum tipo de doença ou condição médica, entretanto todos os outros possuíam casos de anemia, regurgitação, hipertensão e gravidez. É interessante notar que das 14 mulheres grávidas analisadas, 11 delas tiveram *flutter* observado, possuindo uma saúde normal para o estágio da gravidez. Por outro lado, ainda foi notado como, nos 16 casos de pacientes que sofriam de estenose, nenhum deles possuía *flutter* em suas válvulas. Os autores ainda afirmam que leves oscilações nas válvulas devem ser mais frequentes que os resultados que encontraram, sendo necessário uma análise mais atenta e equipamentos mais sensíveis, mostrando que a ocorrência de *flutter* não é uma condição médica que leve a outras doenças, mas é um fator que deve ser analisado e que pode ajudar na distinção de outras condições cardíacas.

A pesquisa de Rainer *et al.* (1979) analisou três válvulas biológicas de diâmetros similares, duas porcinas e uma de pericárdio bovino, em uma bancada de testes com uma câmera de alta velocidade. As válvulas foram testadas em velocidades de 72 a 100 batimentos por minuto (bpm) em solução salina e posteriormente em solução aquosa com 36,5% de glicerol para simular a densidade do sangue; elas foram então filmadas com uma câmera de alta velocidade de 600 a 800 fps. Os autores notaram que ocorreu *flutter* nas válvulas porcinas em todas as velocidades testadas, com sua intensidade aumentando de acordo com o acréscimo da velocidade. Porém, a ocorrência das vibrações diminuiu drasticamente quando foi usado a solução de glicerol. Nos testes com a válvula de pericárdio bovino, *flutter* não foi observado em nenhuma das condições estudadas. Os pesquisadores concluíram com sua pesquisa que o

uso de uma solução salina não é o ideal para se fazer experimentos com válvulas cardíacas por não apresentarem a real dinâmica fisiológica do corpo, mas que ainda assim é notável como a válvula de pericárdio não sofre com esse efeito, sugerindo que isso pode ter ocorrido por elas terem cúspides mais espessas e possuírem uma uniformidade maior entre si em comparação com as válvulas porcinas. Embora o trabalho tenha se focado no *flutter* das cúspides, inclusive mencionando a intensidade das vibrações, não foi citado os valores de frequências ou amplitudes em que as válvulas porcinas oscilaram.

O único trabalho encontrado que se dispõe a calcular a velocidade crítica de início de *flutter* em uma válvula prostética é o de Prabhu e Hwang (1988), embora o estudo tenha focado somente em válvulas mecânicas. Os autores se basearam em teorias aeronáuticas, fazendo paralelos do perfil aerodinâmico de uma asa com o formato de um folheto de uma válvula prostética de disco basculante e de duplo folheto (FIG 2.11). Dessa forma, utilizaram a teoria das tiras para calcular as forças de sustentação e, a partir do cálculo dos dois primeiros modos de vibração, flexão e torção, fizeram o estudo de instabilidade. Para os dois tipos de válvulas, os autores encontraram valores de velocidade crítica muito acima da velocidade do sangue arterial, sendo 71,0 m/s para o disco basculante e 24,9 m/s para o duplo folheto, enquanto o sangue atinge velocidades de cerca de 1,5 m/s durante o pico sistólico. Embora seus cálculos tenham sido de grande importância, há registros de casos na literatura de ocorrência de *flutter* em válvulas mecânicas implantadas (MINTZ *et al.*, 1982; LI *et al.*, 2001), o que demonstra como os cálculos analíticos desse fenômeno possuem limitações em suas respostas.

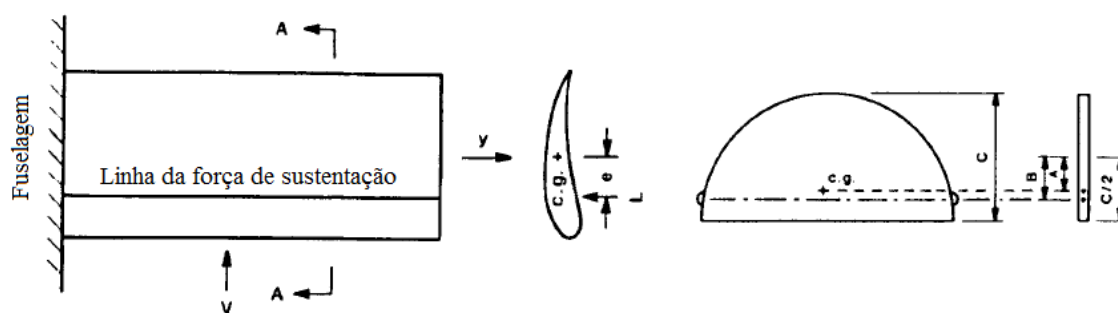


FIGURA 2.11 – Comparação do perfil de uma asa de uma aeronave e um folheto de uma válvula mecânica de duplo folheto (adaptado de PRABHU e HWANG, 1988)

Nas áreas de simulação numérica é possível encontrar exemplos de trabalhos com sensibilidade suficiente para reproduzir fenômenos transientes e observar a ocorrência do *flutter* em válvulas. O trabalho de De Hart, *et al.* (2004) teve como propósito comparar,

durante um ciclo cardíaco, os esforços nas cúspides das válvulas entre materiais isotrópicos e anisotrópicos. O modelo anisotrópico foi baseado na distribuição das fibras de elastina e colágeno das válvulas humanas, criando duas camadas com direções distintas (FIG 2.12.A). Utilizando a diferença de pressão que ocorre durante a sístole e diástole, foi possível criar uma simulação com interação fluido-estrutural em que os números de Reynolds e de Strouhal foram reduzidos para aumentar a estabilidade do sistema, criando uma resposta somente qualitativa do ciclo estudado. Os autores constataram que o modelo com fibras distribuiu as tensões de forma mais homogênea ao longo de toda a simulação que o modelo isotrópico (FIG 2.12.B), visto pela coloração menos avermelhada nas cúspides, concluindo que a anisotropia do tecido é importante para a distribuição de tensões em válvulas. Em relação ao *flutter*, os autores notaram que ele ocorreu durante a abertura da válvula, tendo uma frequência menor no caso do modelo anisotrópico. Embora o *flutter* não tenha sido o objetivo do estudo e não foi aprofundado na discussão, sua menor ocorrência no modelo anisotrópico mostrou que as fibras têm papel importante na durabilidade das válvulas.

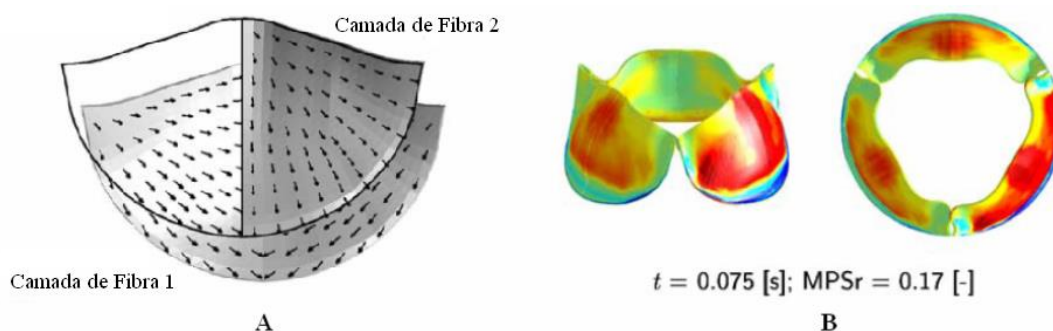


FIGURA 2.12 – Simulação com válvula anisotrópica (adaptado de DE HART, *et al.*, 2004). A) Distribuição das propriedades mecânicas em duas camadas. B) Distribuição de tensões na válvula. A cúspide inferior esquerda é anisotrópica e a inferior direita é isotrópica.

O trabalho de Singh *et al.* (2008) teve como objetivo verificar as diferenças nos esforços e tempo de abertura das válvulas conforme suas idades. Para isso, os autores criaram a geometria das válvulas a partir de dados da literatura e deram a ela propriedades mecânicas isotrópicas. Como o trabalho se concentrou em fazer uma comparação qualitativa na diferença de idade da válvula aórtica, os autores escolheram colocar valores para o módulo de elasticidade das cúspides variando de 1,0, 1,33 e 2,0 MPa para representar a elasticidade do tecido com idades menores de 35, entre 35 e 55 e maiores que 55 anos, respectivamente. Cada grupo foi enumerado de I a III, de acordo com a idade crescente. Aumentando o valor do

módulo de elasticidade, isso equivaleria à perda de elasticidade pela síntese de colágeno devido ao envelhecimento da pessoa. Outras propriedades utilizadas para a simulação foram o coeficiente de Poisson com valor de 0,4 e densidade igual a $1,1 \text{ kg/m}^3$. O trabalho simulou somente a sístole a partir da diferença de pressões transientes antes e depois da válvula. Os resultados encontrados mostraram que tensões maiores ocorreram no modelo com maior módulo de elasticidade, como era esperado, e que as válvulas mais rígidas levaram um tempo maior para chegar na posição de abertura máxima, sendo que o deslocamento máximo da ponta das cúspides também foi menor, criando uma área total de abertura menor com o aumento da idade (FIG 2.13.A). Os resultados concordam com o fato de que uma idade mais avançada implica em um desempenho cardíaco menor. Em relação ao fenômeno de *flutter*, é possível verificar nos gráficos de deslocamento por tempo na Figura 2.13.B que ele ocorreu nas cúspides durante a sístole, mantendo uma frequência constante após o tempo de 0,1 s. Embora os autores não tenham se aprofundado nesse efeito, não medindo quantitativamente a frequência das oscilações, é possível observar por seus resultados gráficos que houve uma redução na frequência e amplitude conforme a elasticidade diminuiu, mostrando que válvulas mais rígidas podem ser menos suscetíveis à oscilações sob as mesmas condições de escoamento.

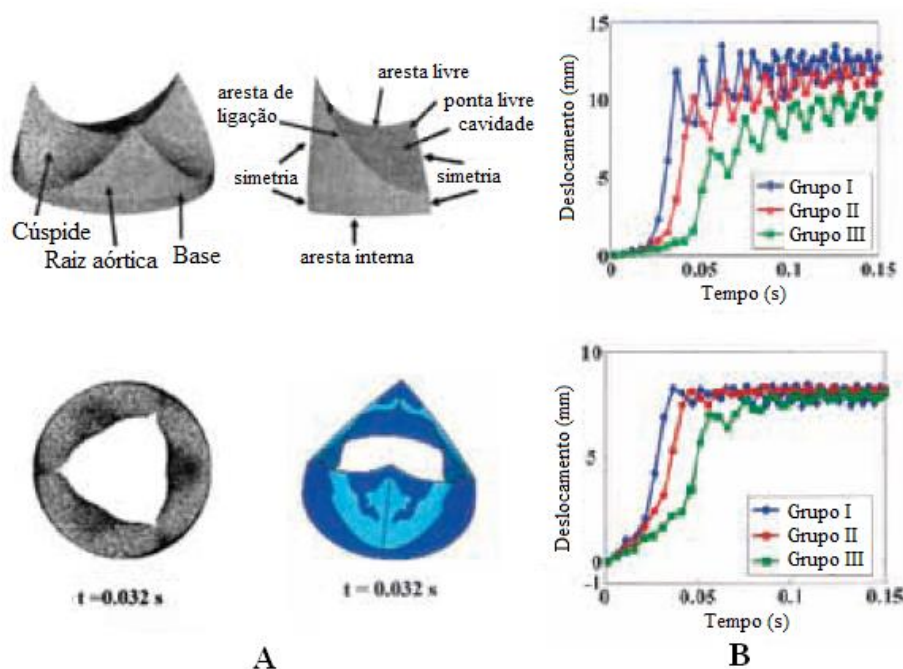


FIGURA 2.13 – Simulação com válvulas isotrópicas (adaptado de SINGH, *et al.*, 2008). A) Geometria e distribuição de tensões na válvula. B) Deslocamento da ponta da cúspide radial (cima) e axial (baixo), mostrando a ocorrência de *flutter* na simulação.

Um dos trabalhos que mais se aprofundou no estudo do *flutter* em válvulas foi o de Condurache *et al.* (2009), em que os autores detalham as várias formas de medição de contorno das cúspides durante a abertura de uma válvula no ciclo cardíaco, com o objetivo de encontrar o melhor método para obtenção de uma base de dados para, posteriormente, utilizar uma Transformada Rápida de Fourier, capaz de extrair as frequências de um dado sinal, para quantificar as oscilações. Entre os vários algoritmos discutidos no trabalho, eles compararam métodos baseados no tempo, espaço e a combinação entre eles, chegando à conclusão que o método misto dá uma resposta mais detalhada dos contornos das cúspides. A Figura 2.14 mostra os contornos das cúspides com o tempo. Embora o foco do trabalho tenha sido o fenômeno de *flutter* em válvulas cardíacas, os autores se concentraram em discutir qual o melhor método de obtenção de dados, não fornecendo resultados concretos de seus algoritmos, logo não se aprofundaram no resultado da quantificação das oscilações. O estudo ainda falha ao estudar somente um único ciclo cardíaco, sendo que a captura de dados de vários ciclos seria essencial para melhorar a coleta de dados. Em relação à quantificação do *flutter*, os autores focaram nos casos em que há falhas na construção das válvulas, em que ocorre uma oscilação da cúspide com frequência acima de 10 Hz. Os autores afirmam que, embora também prejudicial, vibrações abaixo de 6,0 Hz são oscilações devido à frequência natural das cúspides, sendo uma questão que eles não analisaram e optaram por filtrar esses valores de seus resultados de pós-processamento. O único momento em que Condurache *et al.* (2009) quantificam as oscilações é quando afirmam que encontraram um valor de 60 Hz para um caso extremo de *flutter* para cada cúspide de uma válvula, mas essa resposta deve ser vista com descrença pelo fato de os autores afirmarem que utilizaram uma fonte de luz oscilante. Além disso, em um artigo anterior de Condurache *et al.* (2007), eles afirmaram ser um fato comum a oscilação da luz ser possível de ser confundida com a ocorrência de *flutter*.

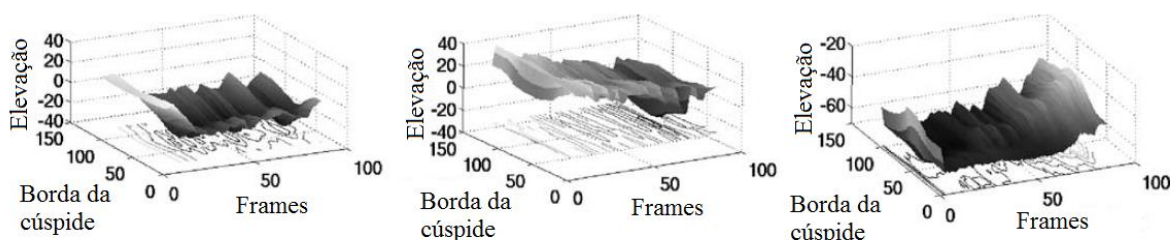


FIGURA 2.14 – Contornos de três cúspides em vários instantes de tempo (adaptado de CONDURACHE *et al.*, 2009)

Em relação a trabalhos que deram resultados concretos de quantificação de *flutter*, pode-se citar o estudo de Stein *et al.* (1982) que analisou dois casos de válvulas bioprostéticas defeituosas que causavam um barulho audível para os pacientes, chamando-os de “murmúrio musical”, também conhecido como sopro. Os pacientes foram submetidos a cirurgia para substituição das válvulas e foi possível observar que as cúspides apresentavam rigidez e tinham desgastes em suas bases. Em seguida elas foram testadas em um duplicador de pulsos cardíacos para determinar a causa dos barulhos, apresentando as mesmas vibrações e ruídos que ocorriam quando estavam funcionais nos pacientes no momento da sístole. Análises com uma câmera de alta velocidade mostraram que, na primeira válvula, vibrações em uma das cúspides na faixa de 145 Hz durante a sístole eram os responsáveis pelo som; ainda foi possível verificar por anemômetro de fio quente que as oscilações não causaram modificações no escoamento, não alterando intensidade de turbulência no fluido. Na segunda válvula, os ruídos ocorriam em frequências variando de 20 a 500 Hz e foi descoberto que a causa era devido a uma variação rápida de pressão durante a sístole, causando turbulências de diferentes intensidades; não foi encontrada ocorrência de *flutter* nessa válvula. Em conclusão, embora o “murmúrio musical” possa ter várias causas, um ruído em uma frequência mais restrita mostrou ser causado pelas oscilações da cúspide.

Outro trabalho que quantificou oscilações de válvulas cardíacas foi o de Van Steenhoven *et al.* (1981) em que válvulas caninas foram testadas em uma bancada para estudar a área de abertura, tempo para abertura total, regurgitação, entre outros. Os pesquisadores utilizaram quatro válvulas caninas, escoamento pulsátil em vazões fisiológicas caninas e um fluido conhecido como Solução de Tyrode, que é uma solução salina transparente que possui sais e minerais encontrados no sangue. Com uma câmera realizando vídeos a 200 frames por segundo para cinco ciclos cardíacos e experimentos com soluções de alta e baixa viscosidade, foram encontradas oscilações nas cúspides variando de 50 a 100 Hz com amplitudes de até 0,6 mm. Embora não tenham entrado em detalhes, é dito que não foi verificado diferença nas frequências ou amplitudes na mudança do fluido menos e mais viscoso, assim como não foram dados valores de viscosidade para os fluidos.

Peacock (1990) realizou o estudo de maior visibilidade encontrado na literatura em relação a oscilações de válvulas prostéticas. O autor fez uma pesquisa *in vitro* focada na formação de vórtices e início de turbulência na região do seio aórtico em diferentes válvulas, sendo uma delas feita do material Teflon, três de Látex com comprimentos de folhetos diferentes, uma de

pericárdio bovino e outra com material não especificado. A bancada utilizou água como fluido de trabalho com um escoamento em que um pulsador mecânico forneceu uma vazão de formato senoidal em conjunto com um escoamento contínuo de forma que fosse possível controlar parâmetros como os números de Reynolds e de Womersley. Foram utilizados anemômetros de fio quente em três locais diferentes e o escoamento foi filmado por uma câmera em 50 fps. Foi possível verificar que o escoamento passou de laminar para o surgimento de vórtices e uma transição para o regime turbulento na região do seio e logo à jusante. O fenômeno de *flutter* foi observado em todas as válvulas de Látex e na de pericárdio bovino, com oscilações com frequências de 15 a 30 Hz e amplitudes de até 2,0 mm. O autor verificou que *flutter* ocorreu somente nas válvulas de menor módulo de elasticidade, acreditando que sua ocorrência foi devido aos vórtices criados durante o escoamento. Embora Peacock tenha feito diversas medições para vários escoamentos, a maior limitação de seu estudo foi a filmagem a somente 50 fps, o que impossibilitou a captura de frequências mais altas, o que outros estudos mostraram que ocorrem. De todo modo, o trabalho foi um dos que mais deu atenção ao *flutter* em válvulas cardíacas, discutindo como a oscilação de folhetos pode ser a causa para a redução da vida útil de válvulas prostéticas, citando casos em que a ponta de cúspides se rasgaram após o uso em pacientes e que o *flutter* pode ter sido a causa disso.

Em trabalho mais recente, Moore e Dasi (2014) utilizaram Velocimetria por Imagens de Partículas (PIV) em uma bancada experimental para analisar os vórtices criados pelo escoamento do fluido na seção do seio aórtico em escoamentos a 60 e 120 bpm. O PIV é uma técnica de visualização de escoamentos a partir da injeção de partículas no fluido a ser estudado e, com uso de laser e câmeras de alta velocidade, é possível obter perfis de velocidade no local escolhido. Com o uso de um PIV de alta frequência, os pesquisadores usaram uma válvula porcina com dois tipos de fluido, água com solução salina e água com glicerina, para comparar os resultados (FIG 2.15). Além disso, foi quantificado o *flutter* de uma das cúspides de forma manual a partir das imagens obtidas pelo PIV. Devido a resolução temporal alta, foi possível verificar pequenos vórtices secundários que são criados perto do seio aórtico, além de um vórtice principal que se desloca para o centro do seio. Em relação ao *flutter*, no experimento com solução salina, foi medida uma vibração de 200 Hz e baixa amplitude durante a sístole, reduzindo a oscilação para 50 a 100 Hz e alta amplitude durante a diástole. Frequências similares foram encontradas no escoamento de 60 e 120 bpm, porém maiores amplitudes foram verificadas durante o experimento a 60 bpm. Entretanto, com a

solução de água e glicerina, não foi encontrado nenhuma oscilação das cúspides durante os experimentos, com os autores justificando esse fato devido à maior viscosidade do fluido. Os autores destacam como o *flutter* é o responsável por criar os vórtices secundários e menores, sendo que esse comportamento hemodinâmico pode afetar a calcificação das cúspides em válvulas prostéticas.

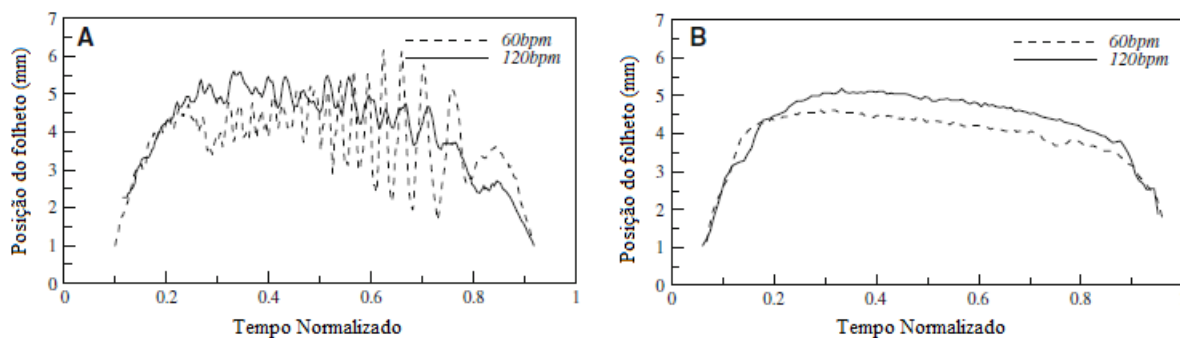


FIGURA 2.15 – Comportamento da cúspide em escoamento a 60 bpm e 120 bpm. A) Solução salina. B) Solução de água e glicerina (adaptado de MOORE e DASÍ, 2014).

2.5. Bancadas de Simulação de Fluxo Cardíaco

Diversas bancadas foram construídas ao longo dos anos, se dividindo basicamente naquelas com escoamentos em regime contínuo ou pulsátil, sendo que o tipo de escoamento e a forma de visualização dependem do objetivo do experimento (DI LORENZO, 2003).

Entre as bancadas de testes de fluxo contínuo desenvolvidas, pode-se citar o trabalho de Morsi *et al.* (1999), que realizaram um estudo experimental com o objetivo de determinar os campos de velocidade, magnitude das forças cisalhantes e regiões de estagnação em válvulas cardíacas usando anemometria a laser Doppler (FIG 2.16). Os experimentos foram realizados com vazão volumétrica constante de 15 e 26 l/min, representando o pico sistólico; comparando duas válvulas, uma mecânica da marca St Vincent com um disco e uma válvula de estilo água-viva, feita com polímeros, em que a abertura do folheto ocorre pelas laterais, com uma estrutura segurando o oclisor no centro. Os principais resultados mostraram uma assimetria no escoamento à jusante para ambas as válvulas e ambas velocidades testadas, além de regiões de estagnação perto do oclisor. No plano de medição de 0,5 D, encontraram-se elevados valores de tensões cisalhantes, além de um grande gradiente de tensões para ambas as válvulas. O melhor resultado encontrado foi na queda de pressão, em que a válvula

de água-viva teve uma redução menor, tendo uma hemodinâmica melhor que a válvula de disco. Os autores concluíram que, embora as válvulas testadas apresentem resultados nocivos ao sangue, a válvula de água-viva mostrou-se superior, perturbando menos o escoamento e com menor chance de uma futura falha nos folhetos e menor índice de hemólise.

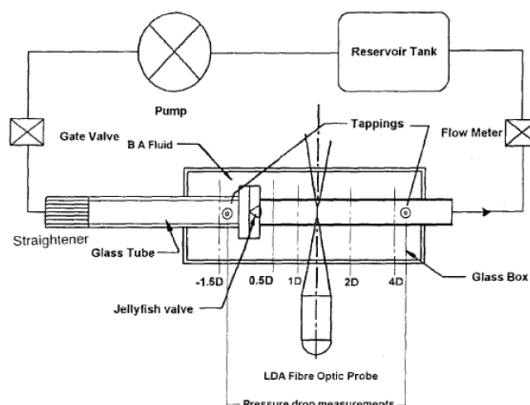


FIGURA 2.16 – Esquema da bancada e os planos de medição (MORSI *et al.*, 1999)

Vermette *et al.* (1998) trabalharam em um projeto para se criar uma bancada de testes para ambos os tipos de escoamento (FIG 2.17). Ela possuía capacidade de gerar escoamento pulsante com amplitude e frequência variável. A unidade de controle pneumática é dividida em quatro partes: um pulsador com cilindro móvel, um contador de frequência, um controlador de pulsações e um regulador de pressão. O ajuste da velocidade do cilindro para esquerda ou para direita é feito de forma independente das outras partes. A grande vantagem do sistema é que foi um dos primeiros modelos a utilizar uma bomba centrífuga para uso em uma bancada experimental que podia fazer os escoamentos contínuos e pulsáteis, não necessitando de sistemas de diafragmas que dificultam a adaptação para outros escoamentos.

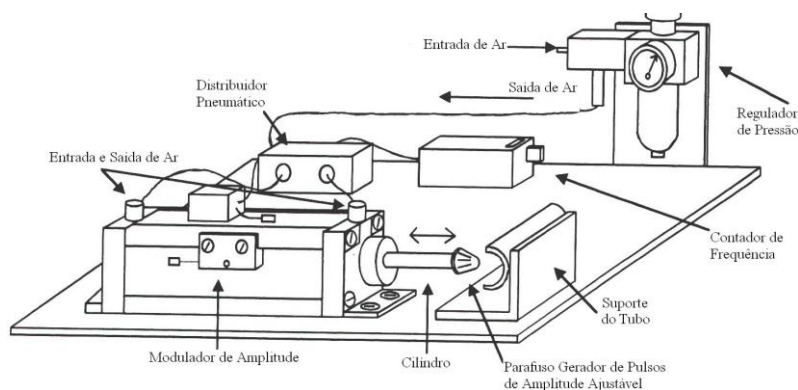


FIGURA 2.17 – Desenho esquemático da bancada experimental capaz de produzir escoamento contínuo e pulsátil (VERMETTE *et al.* 1998)

Uma bancada de testes especialmente projetada para empregar o sistema PIV na análise de fluxo em válvulas cardíacas artificiais foi desenvolvida por Marassi *et al.* (2004). Entre suas características estão a alta reprodutibilidade da vazão desenvolvida, a versatilidade em controlar e alterar os parâmetros de escoamento, como taxa média e frequência dos batimentos cardíacos, bom acesso óptico para as medições em PIV e a geração de um escoamento variável no tempo usando um controlador para o atuador. Diferentes câmeras e condições de escoamento foram empregadas para executar testes em PIV 2D e 3D. O objetivo dos testes era estudar as características dinâmicas fluidas de próteses cardíacas mecânicas e biológicas, bem como avaliar os procedimentos usados para reduzir incertezas da medição devido aos componentes 3D do escoamento pulsátil através das próteses de válvulas cardíacas. Também foi possível observar a evolução completa do distúrbio do fluxo em 2D e 3D induzido pela prótese de válvula para cada fase de seu ciclo nos volumes a jusante e montante. A Figura 2.18 mostra a câmara de testes e uma vista esquemática da bancada.

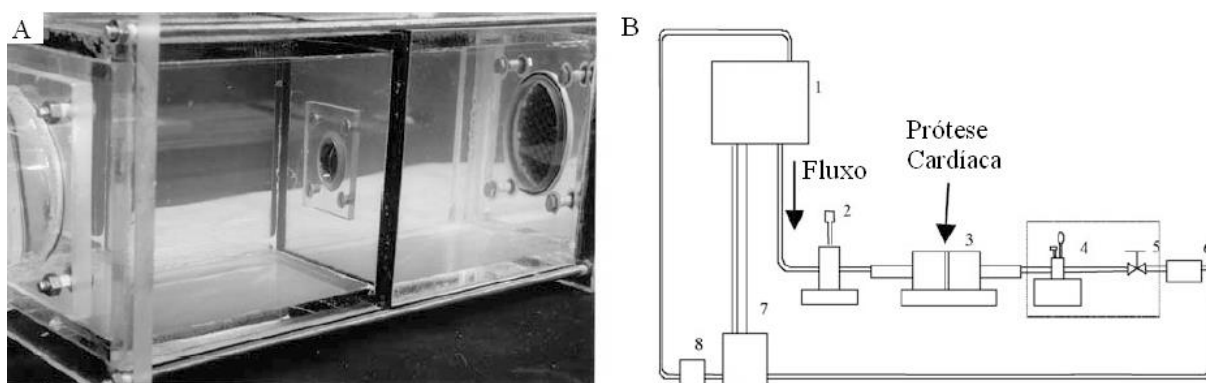


FIGURA 2.18 – Bancada cardíaca para uso em PIV. A) Detalhe da câmara de testes utilizada.

B) Desenho esquemático da bancada: 1 reservatório; 2 duplicador de pulsos; 3 câmara de testes; 4 complacência; 5 resistência hidráulica; 6 sensor de vazão; 7 tanque de descarte; 8 bomba (adaptado de MARASSI *et al.*, 2004)

Um recente estudo de válvulas cardíacas foi o trabalho de Falahatpisheh e Kheradvar (2012), em que uma bancada de silicone que simula o ventrículo esquerdo foi estudada com o sistema de PIV para verificar as diferenças em perfis de velocidade dentro do coração e suas tensões de cisalhamento com o uso de diferentes válvulas biológicas prostéticas (FIG 2.19). Foram usadas partículas de 60 a 80 μm de diâmetro em água destilada e foram testadas válvulas porcinas de mesmo diâmetro, mas com diferentes comprimentos de cúspides. O PIV utilizado foi o de baixa frequência, sendo capaz somente de fazer uma imagem por batimento. Os

resultados mostraram que a válvula com cúspides maiores causa menos vórtices no escoamento e tensões cisalhantes menores nos fluidos, embora ainda tenham a possibilidade de um alto índice de hemólise no sangue.

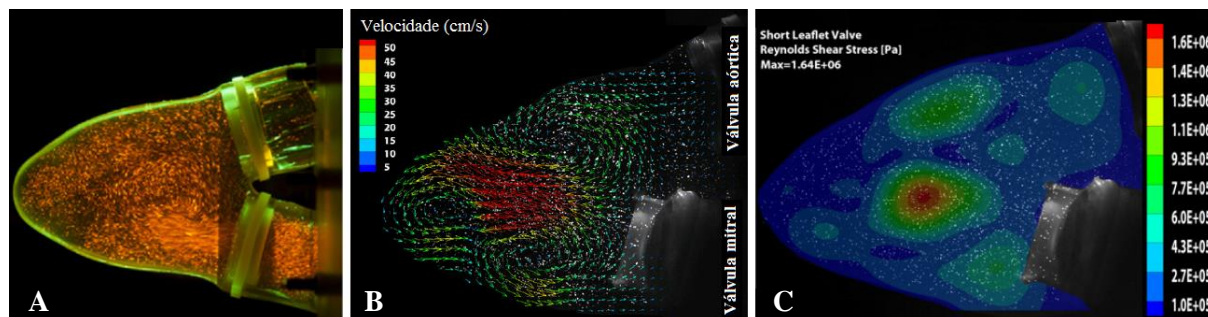


FIGURA 2.19 – Resultados do PIV em bancada que simula um coração. A) Bancada durante escoamento. B) Perfis de velocidade durante escoamento. C) Tensão de cisalhamento durante escoamento (adaptado de FALAHATPISHEH e KHERADVAR, 2012)

3. MATERIAIS E MÉTODOS

O trabalho consistiu em diversas seções para a compreensão do efeito de *flutter* em válvulas cardíacas, sendo divididas em partes teóricas e experimentais com a bancada. De forma a realizar um trabalho conciso e padronizado, foram utilizadas oito válvulas biológicas prostéticas que estão disponíveis no Labbio. Suas características e dimensões serviram de base para a criação do estudo analítico e adequada análise dos dados experimentais.

A partir de uma parceria com a empresa Braile Biomédica em 2015, foram doadas quatro válvulas biológicas: duas porcinas e duas de pericárdio bovino, de diferentes diâmetros; todas recém-saídas de fábrica e em perfeito estado. Outras quatro são válvulas porcinas da marca Biocor™ da St. Jude Medical e possuem alguns sinais de desgaste após anos de uso no laboratório. A Tabela 3.1 mostra as especificações das válvulas disponíveis. Ao longo do trabalho, ao se citar as válvulas, elas são nomeadas a partir de seu diâmetro anular, estando essa dimensão sempre disposta em outras tabelas.

TABELA 3.1 – Especificações das válvulas bioprostéticas disponíveis

Modelo	Material	Tipo	Qtde	Diâmetro anular (mm)	Diâmetro interno (mm)	Altura de prot. (mm)	Origem
A-8316	Pericárdio Bovino	Aórtica	1	19,0	14,0	7,0	Braile Biomédica
A-8431	Porcina	Aórtica	1	19,0	15,0	9,0	Braile Biomédica
B100-21A	Porcina	Aórtica	2	21,0	19,0	9,0	St. Jude Medical
B100-27A	Porcina	Aórtica	2	27,0	25,0	11,0	St. Jude Medical
M-8390	Pericárdio Bovino	Mitral	1	33,0	28,0	13,0	Braile Biomédica
M-8556	Porcina	Mitral	1	33,0	29,0	13,0	Braile Biomédica

3.1. Estudo Analítico

O fenômeno de *flutter* é estudado profundamente em modelos estruturais, em placas planas e tubulações (BILLAH e SCANLAN, 1991; BLEVINS, 2001; PAÏDOUSSIS, 2014; PAÏDOUSSIS, 2016), porém as teorias mais avançadas foram desenvolvidas para asas de aviões com vários graus de liberdade (DOWELL, 2015; WRIGHT e COOPER, 2007). A

teoria desenvolvida para uma cúspide é uma modelagem analítica com várias simplificações, mas que ainda assim pode fornecer valiosos resultados na compreensão das causas das oscilações e o momento em que se iniciam.

3.1.1. Parametrização do Sistema

Uma cúspide cardíaca possui uma geometria complexa e de difícil parametrização. Exemplos de simplificações encontradas na literatura para o formato da válvula aberta podem ser vistas na Figura 3.1. Elas assumem que a válvula aberta possui um formato cilíndrico, com cada cúspide tendo um comprimento de um terço da circunferência para uma válvula tricúspide (FIG 3.1.A e 3.1.B) e metade da circunferência para a válvula bicúspide (FIG 3.1.C).

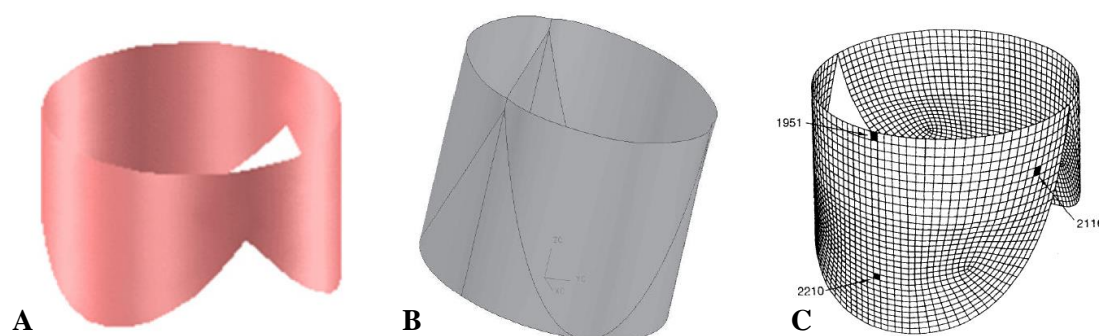


FIGURA 3.1 – Exemplos de simplificações para uma válvula aberta. A) Válvula tricúspide (HAMMER *et al.*, 2012). B) Outro exemplo de válvula tricúspide completamente aberta (KOENS, 2004). C) Válvula bicúspide (PATTERSON *et al.*, 1996).

Dessa forma, a válvula estudada foi parametrizada a partir das dimensões das válvulas especificadas na Tabela 3.1. A Figura 3.2 mostra um desenho esquemático com o diâmetro interno (D) e a altura de protrusão (H) para as válvulas porcina e de pericárdio bovino, respectivamente.

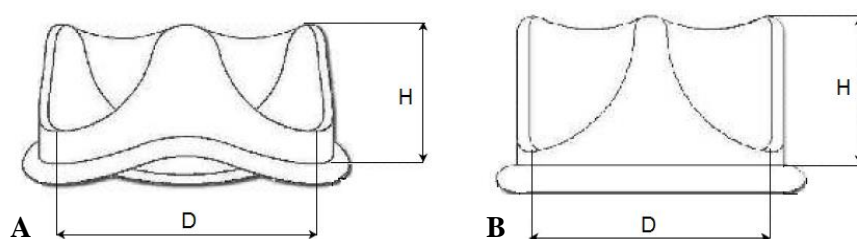


FIGURA 3.2 – Desenho esquemático das válvulas prostéticas biológicas. A) Válvula porcina. B) Válvula de pericárdio bovino (BRAILE BIOMÉDICA, 2016).

O desenho da cúspide foi realizado com o programa Solidworks a partir do estudo da geometria de válvulas de Swanson e Clark (1974), que afirma que a linha de fixação da cúspide no suporte é um plano que corta das pontas do anel de fixação da cúspide até sua base. A Figura 3.3 mostra que, a partir de uma seção de um cilindro (FIG 3.3.A), o plano de corte é selecionado (FIG 3.3.B) e a cúspide aberta é criada. A Figura 3.3.C mostra o desenho esquemático da cúspide espelhada para a criação do modelo da válvula tricúspide aberta.

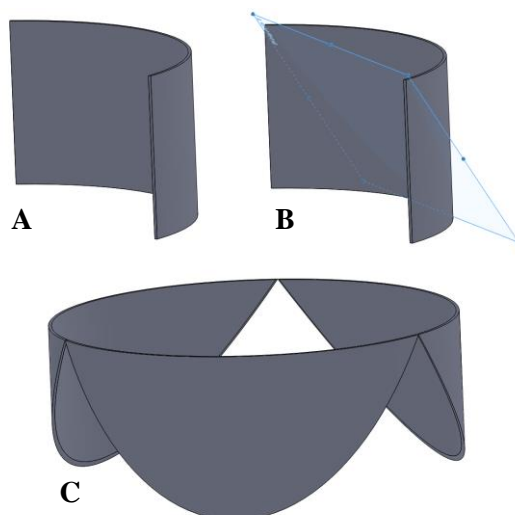


FIGURA 3.3 – Desenho esquemático das cúspides. A) Seção de um cilindro. B) Plano de corte. C) Cúspide cortada e espelhada para o modelo da válvula aberta.

Em seguida, a cúspide foi planificada para facilitar sua parametrização (FIG 3.4.A). A Figura 3.4.B mostra as dimensões da cúspide planificada.

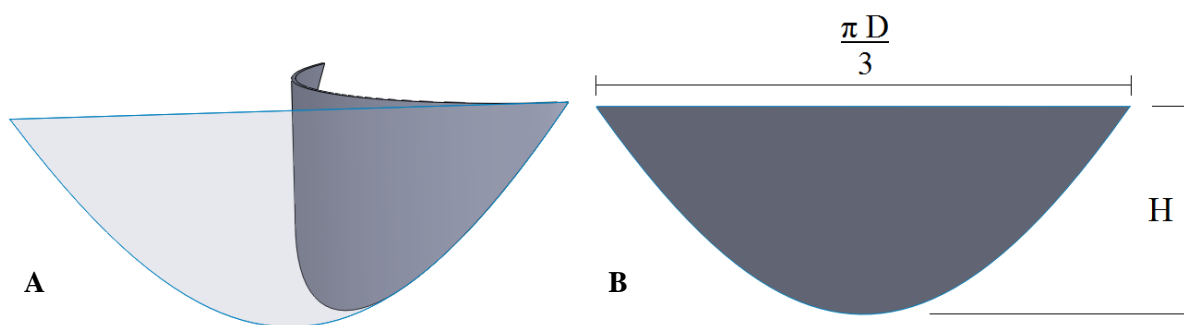


FIGURA 3.4 – Cúspide planificada. A) Planificação da cúspide aberta. B) Dimensões da cúspide planificada.

Com essas informações, foi criada uma relação polinomial de 2º grau entre as variáveis, como mostra a Figura 3.5.A. A linha cheia mostra o contorno da cuspide planificada e a linha tracejada é seu ajuste polinomial. O coeficiente de determinação (R^2) ficou em 99,7%, mostrando que a aproximação utilizada é satisfatória. O eixo x foi escolhido na vertical por ser comumente utilizado para a direção do escoamento (DOWELL, 2015; KORNECKI *et al.*, 1976), como mostrado na Figura 3.5.B.

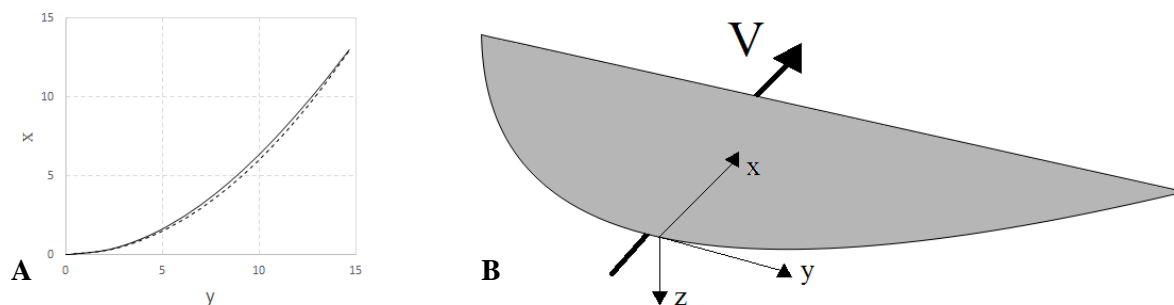


FIGURA 3.5 - Aproximação polinomial da cuspide. A) Comparação entre contorno da cuspide e curva polinomial. B) Cuspide com os eixos cartesianos e o vetor velocidade do escoamento.

A curva polinomial pode ser escrita como:

$$x = \frac{36H}{\pi^2 D^2} y^2 \quad (3.1)$$

A área da cuspide (A_c) pode ser calculada considerando duas integrais duplas definidas, mostradas pelas seguintes equações:

$$A_c = \int_{-\frac{\pi D}{6}}^{\frac{\pi D}{6}} \int_0^{H - \frac{36H}{\pi^2 D^2} x^2} dx dy = \frac{2\pi DH}{9} \quad (3.2)$$

$$A_c = \int_0^H \int_{-\frac{\pi D}{6} \sqrt{\frac{x}{H}}}^{\frac{\pi D}{6} \sqrt{\frac{x}{H}}} dy dx = \frac{2\pi DH}{9} \quad (3.3)$$

A Equação 3.3 possui limites de integração mais fáceis de serem empregados nos subsequentes cálculos, tendo sido escolhidos para uso nas próximas seções.

3.1.2. Equações Lagrangianas

Um método muito utilizado para a análise de *flutter* aeroelástico é a mecânica lagrangiana, sendo comumente utilizada no estudo da instabilidade de sistemas dinâmicos (DOWELL, 2015; PAÏDOUSSIS, 2016; WATANABE *et al.*, 2002b; WRIGHT e COOPER, 2007). As equações de lagrange têm a capacidade de combinar as equações de conservação da quantidade de movimento com as equações de conservação de energia, utilizando uma matemática escalar, não entrando na matemática vetorial da mecânica newtoniana, criando a vantagem de ser um método mais simples de resolver sistemas complexos (THORNTON e MARION, 2011).

As equações lagrangianas partem do Princípio de Hamilton, que afirma que um sistema dinâmico se move de um ponto ao outro em um intervalo de tempo seguindo um caminho que minimiza a integral de tempo da diferença entre as energias cinéticas e potenciais, ou seja, todo sistema físico tende a minimizar sua variação de energia ao realizar um movimento (THORNTON e MARION, 2011). Essa afirmação pode ser descrita como mostrada na equação:

$$\delta \int_{t_1}^{t_2} (T - U) dt = 0 \quad (3.4)$$

Onde T denota a energia cinética, U a energia potencial e t_1 e t_2 são instantes no tempo. A Equação 3.4 pode ser expandida e escrita do seguinte modo:

$$\frac{d}{dt} \left(\frac{\partial T}{\partial \dot{q}_n} \right) - \frac{\partial T}{\partial q_n} + \frac{\partial U}{\partial q_n} = 0 \quad (3.5)$$

Onde q_n denotam as coordenadas generalizadas do sistema e \dot{q}_n correspondem às taxas de variação das coordenadas generalizadas.

As equações lagrangianas podem ainda ser modificadas para serem mais abrangentes a diferentes sistemas físicos, podendo-se adicionar perdas por amortecimentos, com termos de dissipação de energia, e forças e restrições externas que agem sobre eles, adicionando energia

no sistema. Dessa forma, é então possível expandir a Equação 3.5 e descrever um sistema físico como:

$$\frac{d}{dt} \left(\frac{\partial T}{\partial \dot{q}_n} \right) - \frac{\partial T}{\partial q_n} + \frac{\partial \zeta}{\partial \dot{q}_n} + \frac{\partial U}{\partial q_n} = Q_{q_n} = \frac{\partial (\delta W)}{\partial (\delta q_n)} \quad (3.6)$$

Onde ζ representa uma função dissipativa e Q_q corresponde a uma força externa generalizada. Essa força externa é descrita como a variação de um trabalho virtual (δW) aplicado no sistema.

3.1.3. Cálculo dos Termos Lagrangianos

Para se calcular os termos das equações lagrangianas é necessário criar uma relação entre as coordenadas cartesianas e as coordenadas generalizadas. Para isso, foi escolhido o estudo de dois primeiros modos de vibração na cúspide, que se referem à flexão e torção, sendo comum o estudo de um sistema binário em que os modos de vibração se acoplam de forma desfavorável, iniciando o *flutter* (PRABHU e HWANG, 1988; WRIGHT e COOPER, 2007). A Figura 3.6 mostra a geometria dos modos de vibração.

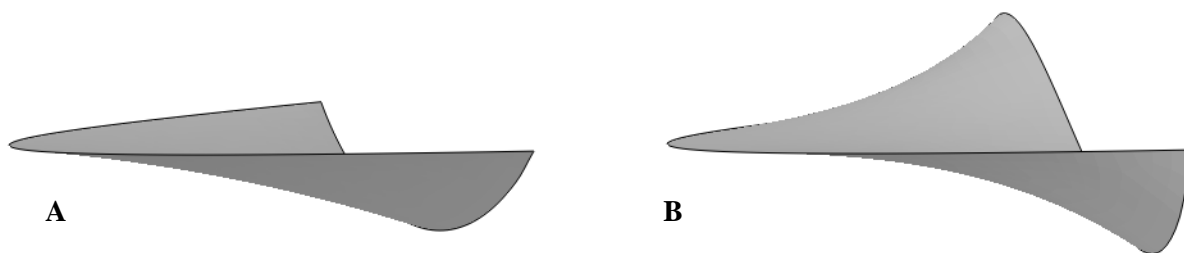


FIGURA 3.6 – Modos de vibração da cúspide. A) Primeiro modo de vibração. B) Segundo modo de vibração.

Para o cálculo dos modos de vibração, foi utilizado o Método de Rayleigh-Ritz que tem o objetivo de aproximar os modos de vibração do sistema por uma série finita que se aproxima às deformações reais do corpo estudado (WRIGHT e COOPER, 2007). A vantagem do método é que ele só requer que as condições de contorno geométricas sejam satisfeitas (DOWELL, 1975; PAÏDOUSSIS, 2014; WRIGHT e COOPER, 2007). Dessa forma, seguindo

a parametrização feita na Equação 3.1, foram escolhidos os seguintes valores para os modos de vibração:

$$z(x, y) = x \left(x - \frac{36H}{\pi^2 D^2} y^2 \right) q_1 + \frac{16}{\pi D} xy \sqrt{\frac{H}{x}} \left(x - \frac{36H}{\pi^2 D^2} y^2 \right) q_2 \quad (3.7)$$

Onde q_1 e q_2 correspondem às coordenadas generalizadas para o primeiro e o segundo modo de vibração, respectivamente.

Os modos de vibração da Equação 3.7 garantem a condição de contorno geométrica em que não há deslocamento na curva parabólica das linhas de fixação. Foi assumido uma deformação polinomial de 2º grau na direção y para o primeiro modo de vibração, uma deformação de 3º grau na direção y para o segundo modo de vibração e uma deformação de 2º grau na direção x para ambos os modos.

Com essa relação determinada, podem ser obtidos os termos das equações lagrangianas. A energia cinética é dada como:

$$T = \int_{A_c} \frac{1}{2} dm_a \dot{z}^2 \quad (3.8)$$

$$T = \frac{m_a}{2} \int_0^H \int_{-\frac{\pi D}{6} \sqrt{\frac{x}{H}}}^{\frac{\pi D}{6} \sqrt{\frac{x}{H}}} \left[x \left(x - \frac{36H}{\pi^2 D^2} y^2 \right) \dot{q}_1 + \frac{16}{\pi D} xy \sqrt{\frac{H}{x}} \left(x - \frac{36H}{\pi^2 D^2} y^2 \right) \dot{q}_2 \right]^2 dy dx \quad (3.9)$$

Onde m_a representa a massa por área da cúspide, também calculada como:

$$m_a = \rho_v t \quad (3.10)$$

Onde ρ_v representa a densidade da cúspide e t a espessura da cúspide.

A energia potencial foi calculada a partir da energia de deformação de placas, retirada da equação de Timoshenko e Woinowsky-Krieger (1959):

$$U = \int_A \frac{S}{2} \left[\left(\frac{d^2 z}{dx^2} \right)^2 + \left(\frac{d^2 z}{dy^2} \right)^2 + 2\nu \frac{d^2 z}{dx^2} \frac{d^2 z}{dy^2} \right] + S(1-\nu) \left(\frac{d^2 z}{dx dy} \right)^2 dx dy \quad (3.11)$$

Onde ν representa o coeficiente de Poisson e S a rigidez flexural do corpo, dada pela equação:

$$S = \frac{Et^3}{12(1-\nu^2)} \quad (3.12)$$

Onde E representa o módulo de elasticidade do material.

A partir das energias cinética e potencial, é possível calcular os primeiros termos da equação de lagrange. Para os termos relacionados à variação da energia cinética, tem-se:

$$\begin{aligned} \frac{dT}{dt} \left(\frac{\partial T}{\partial \dot{q}_1} \right) &= \frac{m_a}{2} \int_0^H \int_{-\frac{\pi D}{6} \sqrt{\frac{x}{H}}}^{\frac{\pi D}{6} \sqrt{\frac{x}{H}}} 2x^2 \left(x - \frac{36H}{\pi^2 D^2} y^2 \right)^2 \ddot{q}_1 + \\ &+ \frac{32}{\pi D} x^2 y \sqrt{\frac{H}{x}} \left(x - \frac{36H}{\pi^2 D^2} y^2 \right)^2 \ddot{q}_2 dy dx \end{aligned} \quad (3.13)$$

$$\frac{dT}{dt} \left(\frac{\partial T}{\partial \dot{q}_1} \right) = m_a \left[\frac{16\pi DH^5}{495} \ddot{q}_1 + \frac{8\pi DH^5}{297} \ddot{q}_2 \right] \quad (3.14)$$

$$\begin{aligned} \frac{dT}{dt} \left(\frac{\partial T}{\partial \dot{q}_2} \right) &= \frac{m_a}{2} \int_0^H \int_{-\frac{\pi D}{6} \sqrt{\frac{x}{H}}}^{\frac{\pi D}{6} \sqrt{\frac{x}{H}}} \frac{32}{\pi D} x^2 y \sqrt{\frac{H}{x}} \left(x - \frac{36H}{\pi^2 D^2} y^2 \right)^2 \ddot{q}_1 + \\ &+ \frac{1024H}{\pi^2 D^2} x y^2 \left(x - \frac{36H}{\pi^2 D^2} y^2 \right)^2 \ddot{q}_2 dy dx \end{aligned} \quad (3.15)$$

$$\frac{dT}{dt} \left(\frac{\partial T}{\partial \dot{q}_2} \right) = m_a \left[\frac{8\pi DH^5}{297} \ddot{q}_1 + \frac{1024\pi DH^5}{31185} \ddot{q}_2 \right] \quad (3.16)$$

$$\frac{\partial T}{\partial q_1} = \frac{\partial T}{\partial q_2} = 0 \quad (3.17)$$

Com esses termos, é possível montar a matriz de inércia estrutural do sistema (A_a), dada como:

$$A_a \ddot{q}_n = m_a \begin{bmatrix} \frac{16\pi DH^5}{495} & \frac{8\pi DH^5}{297} \\ \frac{8\pi DH^5}{297} & \frac{1024\pi DH^5}{31185} \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \ddot{q}_1 \\ \ddot{q}_2 \end{Bmatrix} \quad (3.18)$$

Para os termos relacionado à variação da energia potencial tem-se:

$$\begin{aligned} \frac{\partial U}{\partial q_1} = S \int_0^H \int_{-\frac{\pi D}{6}\sqrt{\frac{x}{H}}}^{\frac{\pi D}{6}\sqrt{\frac{x}{H}}} & \left(\frac{10368H^2}{\pi^4 D^4} x^2 + 8 - \frac{288H}{\pi^2 D^2} x + \frac{28512H^2}{5\pi^4 D^4} y^2 \right) q_1 + \\ & + \sqrt{\frac{H}{x}} \left(\frac{497664H^2}{\pi^5 D^5} x^2 y + \frac{48}{\pi D} y + \frac{576H}{\pi^3 D^3} \frac{y^3}{x} - \frac{10368H^2}{\pi^5 D^5} y^3 - \frac{7776H}{\pi^3 D^3} x y + \right. \\ & \left. + \frac{342144H^2}{5\pi^5 D^5} y^3 - \frac{9504H}{5\pi^3 D^3} x y \right) q_2 dy dx \end{aligned} \quad (3.19)$$

$$\begin{aligned} \frac{\partial U}{\partial q_1} = S \left[\left(\frac{777600H^5 - 16128\pi^2 D^2 H^3 + 1400\pi^4 D^4 H}{1575\pi^3 D^3} \right) q_1 + \right. \\ \left. + \left(\frac{9331200H^5 - 237006\pi^2 D^2 H^3 + 2450\pi^4 D^4 H}{4725\pi^3 D^3} \right) q_2 \right] \end{aligned} \quad (3.20)$$

$$\begin{aligned} \frac{\partial U}{\partial q_2} = S \int_0^H \int_{-\frac{\pi D}{6}\sqrt{\frac{x}{H}}}^{\frac{\pi D}{6}\sqrt{\frac{x}{H}}} & \sqrt{\frac{H}{x}} \left(\frac{497664H^2}{\pi^5 D^5} x^2 y + \frac{48}{\pi D} y + \frac{576H}{\pi^3 D^3} \frac{y^3}{x} - \frac{10368H^2}{\pi^5 D^5} y^3 + \right. \\ & - \frac{7776H}{\pi^3 D^3} x y + \frac{342144H^2}{5\pi^5 D^5} y^3 - \frac{9504H}{5\pi^3 D^3} x y \Big) q_1 + \left(\frac{23887872H^3}{\pi^6 D^6} x y^2 + \right. \\ & + \frac{288H(\pi^2 D^2 x y + 12H y^3)^2}{\pi^6 D^6 x^3} - \frac{82944H^2 y^2 (\pi^2 D^2 x + 12H x^2)}{\pi^6 D^6 x} + \\ & \left. + \frac{3168H(\pi^2 D^2 x - 36H x^2)^2}{5\pi^6 D^6 x} \right) q_2 dy dx \end{aligned} \quad (3.21)$$

$$\frac{\partial U}{\partial q_2} = S \left[\left(\frac{9331200H^5 - 237006\pi^2 D^2 H^3 + 2450\pi^4 D^4 H}{4725\pi^3 D^3} \right) q_1 + \left(\frac{149299200H^5 - 145152\pi^2 D^2 H^3 + 6080\pi^4 D^4 H}{14175\pi^3 D^3} \right) q_2 \right] \quad (3.22)$$

Combinando os termos das Equações 3.20 e 3.22, pode-se criar a matriz de rigidez estrutural do sistema (B_a), escrita como:

$$B_a q_n = S \begin{bmatrix} \frac{777600H^5 - 16128\pi^2 D^2 H^3 + 1400\pi^4 D^4 H}{1575\pi^3 D^3} & \frac{9331200H^5 - 237006\pi^2 D^2 H^3 + 2450\pi^4 D^4 H}{4725\pi^3 D^3} \\ \frac{9331200H^5 - 237006\pi^2 D^2 H^3 + 2450\pi^4 D^4 H}{4725\pi^3 D^3} & \frac{149299200H^5 - 145152\pi^2 D^2 H^3 + 6080\pi^4 D^4 H}{14175\pi^3 D^3} \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} q_1 \\ q_2 \end{Bmatrix} \quad (3.23)$$

Para a matriz da função dissipativa (C_a), foi utilizada uma teoria linear para o amortecimento estrutural do sistema, sendo considerada uma aproximação numérica quando não há valores experimentais (WILSON, 2002). Ela pode ser calculada a partir das matrizes de inércia e rigidez, como mostrado na Equação 3.24:

$$C_a = \alpha A_a + \beta B_a \quad (3.24)$$

Onde α e β correspondem aos coeficientes dissipativos, também chamados de coeficientes de Rayleigh. Para o cálculo dos coeficientes α e β , deve-se utilizar as seguintes equações:

$$\alpha = \frac{2\omega_1\omega_2(\zeta_1\omega_2 - \zeta_2\omega_1)}{\omega_1^2\omega_2^2} \quad (3.25)$$

$$\beta = \frac{2(\zeta_1\omega_1 - \zeta_2\omega_2)}{\omega_2^2 - \omega_1^2} \quad (3.26)$$

Onde ζ_1 e ζ_2 denotam os coeficientes de amortecimento para cada modo de vibração e ω_1 e ω_2 denotam as frequências naturais para cada modo de vibração. As frequências ω_1 e ω_2 podem ser estimadas a partir dos coeficientes das matrizes de inércia e rigidez (WILSON, 2002; WRIGHT e COOPER, 2007), sendo:

$$\omega_1 = \frac{A_a(1,1)}{B_a(1,1)} \quad (3.27)$$

$$\omega_2 = \frac{A_a(2,2)}{B_a(2,2)} \quad (3.28)$$

Devido à dificuldade de encontrar valores de amortecimentos estruturais para materiais biológicos, foi considerado um valor de 5% para os coeficientes de amortecimento ζ_1 e ζ_2 , estando dentro dos limites considerados em estudos de *flutter* (HIGUCHI e DOWELL, 1992; WRIGHT e COOPER, 2007).

Com esses termos, tem-se então equações de movimento para a cúspide sem as forças fluidodinâmicas atuantes, sendo até o momento:

$$\frac{d}{dt} \left(\frac{\partial T}{\partial \dot{q}_n} \right) - \frac{\partial T}{\partial q_n} + \frac{\partial \zeta}{\partial \dot{q}_n} + \frac{\partial U}{\partial q_n} = A_a \ddot{q}_n + C_a \dot{q}_n + B_a q_n = 0 \quad (3.29)$$

O próximo passo é o cálculo das forças externas Q_q atuantes no sistema. A primeira força considerada é a pressão de perturbação (P_p) que age sobre a cúspide pelo movimento do fluido. Païdoussis (2016) e Dowell (1975) afirmam que a seguinte equação pode ser utilizada para o cálculo da pressão sobre uma placa sob escoamento axial:

$$P_p = \frac{\rho_f V^2}{k} \left(\frac{\ddot{z}}{V^2} + \frac{2}{V} \frac{d\dot{z}}{dx} + \frac{d^2 z}{dx^2} \right) \quad (3.30)$$

Onde ρ_f denota a densidade do fluido, V a velocidade do escoamento e k um termo relativo ao comprimento de onda da vibração da cúspide, dado por:

$$k = \frac{2\pi}{\psi} \quad (3.31)$$

Onde ψ corresponde ao comprimento de onda. Para o cálculo de k , foi considerado que na direção do escoamento, o comprimento de onda é equivalente ao comprimento do primeiro

modo de vibração de uma viga engastada em uma das pontas, sendo considerado 4 vezes seu comprimento (BLEVINS, 1979), como mostrado na Figura 3.7.

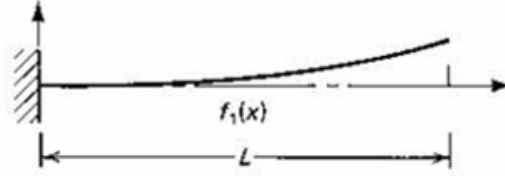


FIGURA 3.7 – Primeiro modo de vibração de uma viga (BALACHANDRAN e MAGRAB, 2009).

Dessa forma, o comprimento de onda para o sistema da cúspide pode ser escrito como:

$$\psi = 4H \quad (3.32)$$

Para encontrar a força resultante sobre a cúspide, é necessário calcular a pressão de perturbação sobre a área do folheto. Em seguida, pode-se calcular o trabalho virtual a partir de uma deformação incremental (δz) para o cálculo das forças generalizadas do sistema, ficando:

$$\delta W_p = \int P_p \delta z dA \quad (3.33)$$

A força generalizada para cada grau de liberdade pode ser escrita como:

$$\begin{aligned} \frac{\partial(\delta W_p)}{\partial(\delta q_1)} = & \frac{2\rho_f V^2 H}{\pi} \int_0^H \int_{-\frac{\pi D}{6}\sqrt{\frac{x}{H}}}^{\frac{\pi D}{6}\sqrt{\frac{x}{H}}} -x \left(x - \frac{36H}{\pi^2 D^2} y^2 \right) \left[x \left(x - \frac{36H}{\pi^2 D^2} y^2 \right) \frac{\ddot{q}_1}{V^2} + \right. \\ & + \frac{16}{\pi D} xy \sqrt{\frac{H}{x}} \left(x - \frac{36H}{\pi^2 D^2} y^2 \right) \frac{\ddot{q}_2}{V^2} + \left(4x - \frac{72H}{\pi^2 D^2} y^2 \right) \frac{\dot{q}_1}{V} + \sqrt{\frac{H}{x}} \left(\frac{48}{\pi D} xy - \frac{576H}{\pi^3 D^3} y^3 \right) \frac{\dot{q}_2}{V} \\ & \left. + 2x q_1 + \sqrt{\frac{H}{x}} \left(\frac{12}{\pi D} y + \frac{144H}{\pi^3 D^3} \frac{y^3}{x} \right) q_2 \right] dy dx \end{aligned} \quad (3.34)$$

$$\begin{aligned} \frac{\partial(\delta W_p)}{\partial(\delta q_1)} = & -\rho_f V^2 \left[\frac{8DH^6}{495} \frac{\ddot{q}_1}{V^2} + \frac{4DH^6}{297} \frac{\ddot{q}_2}{V^2} + \frac{4DH^5}{45} \frac{\dot{q}_1}{V} + \frac{16DH^5}{243} \frac{\dot{q}_2}{V} \right. \\ & \left. + \frac{4DH^4}{63} q_1 + \frac{5DH^4}{189} q_2 \right] \end{aligned} \quad (3.35)$$

$$\begin{aligned}
\frac{\partial(\delta W_p)}{\partial(\delta q_2)} = & \frac{2\rho_f V^2 H}{\pi} \int_0^H \int_{-\frac{\pi D}{6}\sqrt{\frac{x}{H}}}^{\frac{\pi D}{6}\sqrt{\frac{x}{H}}} \frac{16}{\pi D} xy \sqrt{\frac{H}{x}} \left(x - \frac{36H}{\pi^2 D^2} y^2\right) \left[x \left(x - \frac{36H}{\pi^2 D^2} y^2\right) \frac{\ddot{q}_1}{V^2} + \right. \\
& + \frac{16}{\pi D} xy \sqrt{\frac{H}{x}} \left(x - \frac{36H}{\pi^2 D^2} y^2\right) \frac{\ddot{q}_2}{V^2} + \left(4x - \frac{72H}{\pi^2 D^2} y^2\right) \frac{\dot{q}_1}{V} + \sqrt{\frac{H}{x}} \left(\frac{48}{\pi D} xy - \frac{576H}{\pi^3 D^3} y^3\right) \frac{\dot{q}_2}{V} + \\
& \left. + 2x q_1 + \sqrt{\frac{H}{x}} \left(\frac{12}{\pi D} y + \frac{144H}{\pi^3 D^3} \frac{y^3}{x}\right) q_2 \right] dy dx
\end{aligned} \quad (3.36)$$

$$\begin{aligned}
\frac{\partial(\delta W_p)}{\partial(\delta q_2)} = & \rho_f V^2 \left[\frac{4DH^6}{297} \frac{\ddot{q}_1}{V^2} + \frac{512DH^6}{31185} \frac{\ddot{q}_2}{V^2} + \frac{20DH^5}{243} \frac{\dot{q}_1}{V} + \frac{256DH^5}{2835} \frac{\dot{q}_2}{V} + \right. \\
& \left. + \frac{4DH^4}{63} q_1 + \frac{256DH^4}{6615} q_2 \right]
\end{aligned} \quad (3.37)$$

Combinando os termos das Equações 3.35 e 3.37, pode-se montar a matriz da pressão de perturbação (Q_{pp}):

$$\begin{aligned}
Q_{p_p} = \frac{\partial(\delta W_p)}{\partial(\delta q_n)} = & \rho_f \begin{bmatrix} -\frac{8DH^6}{495} & -\frac{4DH^6}{297} \\ \frac{4DH^6}{297} & \frac{512DH^6}{31185} \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \ddot{q}_1 \\ \ddot{q}_2 \end{Bmatrix} + \rho_f V \begin{bmatrix} -\frac{4DH^5}{45} & -\frac{16DH^5}{243} \\ \frac{20DH^5}{243} & \frac{256DH^5}{2835} \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \dot{q}_1 \\ \dot{q}_2 \end{Bmatrix} + \\
& + \rho_f V^2 \begin{bmatrix} -\frac{4DH^4}{63} & -\frac{5DH^4}{189} \\ \frac{4DH^4}{63} & \frac{256DH^4}{6615} \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} q_1 \\ q_2 \end{Bmatrix}
\end{aligned} \quad (3.38)$$

É importante ressaltar que os termos relacionados ao primeiro grau de liberdade são negativos, pois a força de reação relacionado à flexão é feita na direção negativa do eixo z, enquanto a reação da torção é considerada na direção positiva. Essa consideração é comumente aplicada nos estudos aeroelásticos e de instabilidade na interação fluido-estrutura, seja no estudo de asas, placas planas e outros (DOWELL, 2015; WRIGHT e COOPER, 2007).

A segunda força externa considerada é a pressão exercida sobre o folheto no lado em que não há escoamento. Païdoussis (2016) afirma que a pressão sobre o lado de uma placa sob um fluido em repouso (P_r) pode ser escrita como:

$$P_r = -\rho_v t \sigma \gamma \ddot{z} \quad (3.39)$$

Onde σ corresponde a uma razão de massa entre o fluido e o corpo, podendo ser escrita como:

$$\sigma = \frac{\rho_f a}{\rho_v t} \quad (3.40)$$

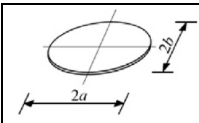
O valor de a é uma dimensão característica do corpo, sendo considerado como o comprimento H do folheto.

O coeficiente γ da Equação 3.39 é considerado como uma massa adicional de fluido sobre o corpo que tem efeito direto nos modos de vibração, reduzindo as frequências naturais (KANEKO *et al.*, 2014; PAÏDOUSSIS, 2016). O valor do coeficiente de massa adicional depende da geometria do corpo e é influenciado pela distância do corpo a uma parede, sendo calculado pela equação:

$$\gamma = k_1 \cdot k_2 \quad (3.41)$$

Onde k_1 denota o coeficiente relacionado à geometria do corpo e k_2 depende da distância do corpo a uma parede sólida. Para k_1 foi considerado um valor para uma geometria elíptica, sendo calculado de acordo com a Tabela 3.2:

TABELA 3.2 – Valores de k_1 para um corpo de geometria elíptica (KANEKO *et al.*, 2014)

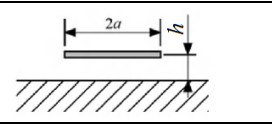
	b/a	0,2	0,4	0,6	0,8	1,0
	k₁	3,9874	3,6404	3,2819	2,9538	2,6667

Considerando as dimensões da cúspide, k_1 foi calculado como:

$$k_1 = \frac{b}{a} = \frac{H}{\frac{\pi D}{6}} = \frac{6H}{\pi D} \quad (3.42)$$

O coeficiente k_2 foi calculado de acordo com a Tabela 3.3:

TABELA 3.3 – Valores de k_2 para um corpo próximo a uma parede (KANEKO *et al.*, 2014)

	h/2a	1,0	5,0	25,0	∞
	k₁	1,204	1,165	1,030	1,0

Considerando as dimensões da cúspide, k_2 foi calculado como:

$$k_2 = \frac{h}{2a} = \frac{h}{2H} \quad (3.43)$$

Onde h representa a distância da cúspide até uma parede.

Dessa forma, a força generalizada para cada grau de liberdade pode ser escrita como:

$$\begin{aligned} \frac{\partial(\delta W_{P_r})}{\partial(\delta q_1)} = & -\rho_f \gamma H \int_0^H \int_{-\frac{\pi D}{6} \sqrt{\frac{x}{H}}}^{\frac{\pi D}{6} \sqrt{\frac{x}{H}}} x^2 \left(x - \frac{36H}{\pi^2 D^2} y^2 \right)^2 \ddot{q}_1 + \\ & + \frac{16}{\pi D} x y \sqrt{\frac{H}{x}} \left(x - \frac{36H}{\pi^2 D^2} y^2 \right)^2 \ddot{q}_2 dy dx \end{aligned} \quad (3.44)$$

$$\frac{\partial(\delta W_{P_r})}{\partial(\delta q_1)} = \rho_f \gamma \left[\frac{8\pi D H^6}{825} \ddot{q}_1 + \frac{4\pi D H^6}{495} \ddot{q}_2 \right] \quad (3.45)$$

$$\begin{aligned} \frac{\partial(\delta W_{P_r})}{\partial(\delta q_2)} = & -\rho_f \gamma H \int_0^H \int_{-\frac{\pi D}{6} \sqrt{\frac{x}{H}}}^{\frac{\pi D}{6} \sqrt{\frac{x}{H}}} \frac{16}{\pi D} x y \sqrt{\frac{H}{x}} \left(x - \frac{36H}{\pi^2 D^2} y^2 \right)^2 \ddot{q}_1 + \\ & + \left(\frac{16}{\pi D} x y \sqrt{\frac{H}{x}} \right)^2 \left(x - \frac{36H}{\pi^2 D^2} y^2 \right)^2 \ddot{q}_2 dy dx \end{aligned} \quad (3.46)$$

$$\frac{\partial(\delta W_{P_r})}{\partial(\delta q_1)} = -\rho_f \gamma \left[\frac{4\pi D H^6}{495} \ddot{q}_1 + \frac{512\pi D H^6}{51975} \ddot{q}_2 \right] \quad (3.47)$$

Combinando os termos das Equações 3.45 e 3.47, pode-se montar a matriz da pressão de repouso (Q_{pr}):

$$Q_{p_r} = \frac{\partial(\delta W_{p_r})}{\partial(\delta q_n)} = -\rho_f \gamma \begin{bmatrix} \frac{16\pi DH^6}{495} & \frac{8\pi DH^6}{297} \\ \frac{8\pi DH^6}{297} & \frac{1024\pi DH^6}{31185} \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \ddot{q}_1 \\ \ddot{q}_2 \end{Bmatrix} \quad (3.48)$$

É interessante notar como a teoria até agora não considerou termos viscosos nas forças externas. Isso é devido ao fato de que a maioria dos estudos de interação fluido-estrutura serem baseados em domínios em que o fluido atinge velocidades supersônicas, em que os efeitos viscosos são desprezíveis. Entretanto, em trabalhos que estudam os efeitos viscosos na instabilidade de sistemas, é comumente considerado uma teoria invíscida com a adição de um termo viscoso para se obter resultados mais próximos dos experimentais (DOWELL, 2015; PAÏDOUSSIS, 2014).

Dessa forma, a última força externa considerada foi o arrasto por atrito na cúspide realizado devido à viscosidade do fluido. Watanabe *et al.* (2002b) formula essa tensão (T_a) como:

$$T_a = b \frac{d\tau}{dx} \frac{dz}{dx} \quad (3.49)$$

Onde b denota a largura da cúspide, que varia ao longo do eixo x , e τ representa a tensão de cisalhamento na parede, sendo escrita pela resposta exata de Blasius como:

$$\tau = \frac{0,332\rho_f V^2}{\sqrt{Re_x}} = 0,332V \sqrt{\frac{\rho_f \mu V}{x}} \quad (3.50)$$

Onde Re_x corresponde ao número de Reynolds e μ a viscosidade dinâmica.

Dessa forma, a força generalizada pode escrita como:

$$\frac{\partial(\delta W_{T_a})}{\partial(\delta q_1)} = -\frac{83\pi DV}{1500} \sqrt{\frac{\rho_f \mu V}{H}} \int_0^H \int_{-\frac{\pi D}{6}\sqrt{\frac{x}{H}}}^{\frac{\pi D}{6}\sqrt{\frac{x}{H}}} \frac{2}{x} \left[-x \left(x - \frac{36H}{\pi^2 D^2} y^2 \right) \left(2x - \frac{36H}{\pi^2 D^2} y^2 \right) q_1 + \right. \\ \left. - x \left(x - \frac{36H}{\pi^2 D^2} y^2 \right) \left(\frac{24}{\pi D} xy \sqrt{\frac{H}{x}} - \frac{288H}{\pi^3 D^3} y^3 \sqrt{\frac{H}{x}} \right) q_2 \right] dy dx \quad (3.51)$$

$$\frac{\partial(\delta W_{T_a})}{\partial(\delta q_1)} = -V \sqrt{\frac{\rho_f \mu V}{H}} \left[-\frac{83\pi^2 D^2 H^3}{13125} q_1 - \frac{332\pi^2 D^2 H^3}{70875} q_2 \right] \quad (3.52)$$

$$\frac{\partial(\delta W_{T_a})}{\partial(\delta q_2)} = -\frac{83\pi DV}{1500} \sqrt{\frac{\rho_f \mu V}{H}} \int_0^H \int_{-\frac{\pi D}{6}\sqrt{\frac{x}{H}}}^{\frac{\pi D}{6}\sqrt{\frac{x}{H}}} \frac{2}{x} \left[\frac{16}{\pi D} xy \sqrt{\frac{H}{x}} \left(x - \frac{36H}{\pi^2 D^2} y^2 \right) \left(2x - \frac{36H}{\pi^2 D^2} y^2 \right) q_1 + \right. \\ \left. + \frac{16}{\pi D} xy \sqrt{\frac{H}{x}} \left(x - \frac{36H}{\pi^2 D^2} y^2 \right) \left(\frac{24}{\pi D} xy \sqrt{\frac{H}{x}} - \frac{288H}{\pi^3 D^3} y^3 \sqrt{\frac{H}{x}} \right) q_2 \right] dy dx \quad (3.53)$$

$$\frac{\partial(\delta W_{T_a})}{\partial(\delta q_2)} = -V \sqrt{\frac{\rho_f \mu V}{H}} \left[\frac{83\pi^2 D^2 H^3}{14175} q_1 + \frac{5312\pi^2 D^2 H^3}{826875} q_2 \right] \quad (3.54)$$

Combinando os termos das Equações 3.52 e 3.54, pode-se montar a matriz da tensão de arrasto pela viscosidade (Q_{T_a}):

$$Q_{T_a} = \frac{\partial(\delta W_{T_a})}{\partial(\delta q_n)} = V \sqrt{\frac{\rho_f \mu V}{H}} \begin{bmatrix} \frac{83\pi^2 D^2 H^3}{13125} & \frac{332\pi^2 D^2 H^3}{70875} \\ -\frac{83\pi^2 D^2 H^3}{14175} & -\frac{5312\pi^2 D^2 H^3}{826875} \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} q_1 \\ q_2 \end{Bmatrix} \quad (3.55)$$

Dessa forma, o sistema físico estudado escrito com as equações lagrangianas fica:

$$\frac{d}{dt} \left(\frac{\partial T}{\partial \dot{q}_n} \right) - \frac{\partial T}{\partial q_n} + \frac{\partial \zeta}{\partial \dot{q}_n} + \frac{\partial U}{\partial q_n} = Q_{P_p} + Q_{P_r} + Q_{T_a} \quad (3.56)$$

Substituindo os termos calculados nas equações anteriores e separando-os de acordo com os termos temporais dos graus de liberdade, o sistema pode ser escrito como:

$$(A_a - F_{p1} - F_r)\ddot{q}_n + (C_a - F_{p2})\dot{q}_n + (B_a - F_{p3} - F_T)q_n = 0 \quad (3.57)$$

Onde F_{p1} , F_{p2} e F_{p3} representam as matrizes particionadas relacionadas à pressão de perturbação, F_r denota o termo da pressão de repouso e F_T o termo da tensão viscosa.

3.1.4. Resolução das Equações

Para resolver a equação de fluidoelasticidade 3.57 foi utilizada uma abordagem de cálculo de autovalores para se determinar a estabilidade do sistema para várias velocidades de escoamento do fluido. Utilizando a expressão trivial:

$$I_a \dot{q} - I_a \dot{q} = 0 \quad (3.58)$$

Onde I_a denota a matriz identidade 2 x 2 para esse caso. Combinando a Equação 3.58 com a 3.57, pode-se escrevê-las da seguinte forma:

$$\begin{bmatrix} I_a & 0 \\ 0 & A_a - F_{p1} - F_r \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \dot{q} \\ \ddot{q} \end{Bmatrix} - \begin{bmatrix} 0 & I_a \\ -(B_a - F_{p3} - F_T) & -(C_a - F_{p2}) \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} q \\ \dot{q} \end{Bmatrix} = \begin{Bmatrix} 0 \\ 0 \end{Bmatrix} \quad (3.59)$$

Finalmente, pode-se então reescrevê-la como:

$$\begin{Bmatrix} \dot{q} \\ \ddot{q} \end{Bmatrix} - \begin{bmatrix} 0 & I_a \\ -(A_a - F_{p1} - F_r)^{-1} (B_a - F_{p3} - F_T) & -(A_a - F_{p1} - F_r)^{-1} (C_a - F_{p2}) \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} q \\ \dot{q} \end{Bmatrix} = \begin{Bmatrix} 0 \\ 0 \end{Bmatrix} \quad (3.60)$$

Calculando-se os autovalores da matriz principal, é possível obter a estabilidade do sistema. Os resultados aparecem em autovalores conjugados complexos na forma:

$$\lambda_j = -\xi_j \omega_j \pm i \omega_j \sqrt{1 - \xi_j^2} \quad (3.61)$$

Onde λ_j representam os autovalores, ω_j correspondem às frequências naturais e ξ_j aos amortecimentos.

O fato dos autovalores conterem uma parte imaginária demonstra que o sistema é oscilatório e, enquanto a parte real dos autovalores conjugados permanecer com valores negativos, o sistema permanece estável. Entretanto, no momento em que a parte real fica positiva, isso significa que o amortecimento se tornou negativo, logo todo o sistema se desestabiliza, se tornando auto-excitante, iniciando então o processo de *flutter* (MOOSAVI *et al.*, 2004; OGATA, 2003).

3.1.5. Algoritmo para Resolução das Equações Fluidoelásticas

Para se descobrir a velocidade crítica para o início do *flutter*, há várias formas de calculá-la diretamente (BLEVINS, 1990; WRIGHT e COOPER, 2007; DOWELL, 2015), porém para este trabalho, foi escolhido um modo em que se calcula os autovalores para diversos valores de velocidade. Para isso, foi desenvolvido um código em MatLab que utiliza as variáveis necessárias para o cálculo do amortecimento do sistema. A Figura 3.8 mostra um fluxograma de seu funcionamento. Inicialmente, escolhe-se a válvula que vai ser estudada, em seguida o algoritmo utiliza as dimensões de diâmetro interno, altura de protrusão, espessura e módulo de elasticidade como dados de entrada. O próximo passo é a escolha do fluido de trabalho, que utiliza a densidade e viscosidade dinâmica do fluido como dados de entrada. Os últimos dados de entrada são a velocidade inicial (V_0), o incremento de velocidade (V_{inc}) e a velocidade final de cálculo (V_f). É feito então o cálculo das matrizes estruturais do sistema e o cálculo das matrizes devido as forças fluidodinâmicas. Com essas matrizes é possível extrair os autovalores da velocidade inicial. Em seguida, as matrizes das forças fluidodinâmicas são recalculadas com a velocidade acrescida de seu incremento, para então serem refeitas as extrações dos autovalores conjugados. Esse processo é feito até o momento em que a velocidade se iguale ao valor da velocidade final. Para cada cálculo dos autovalores, é verificado se o amortecimento do sistema é positivo, em caso negativo, o algoritmo dá como resposta que a velocidade atual é a velocidade crítica de início instabilidade do sistema e do fenômeno de *flutter*.

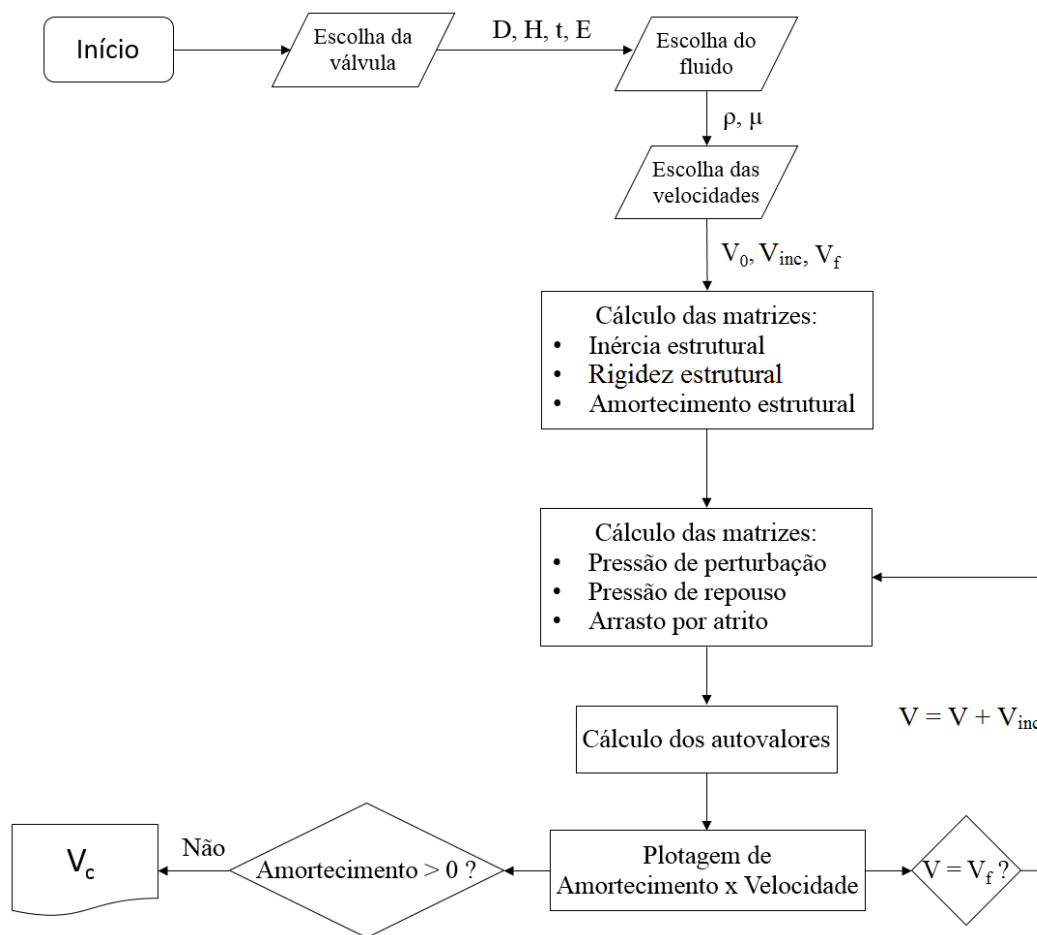


FIGURA 3.8 – Fluxograma do algoritmo para resolução das equações fluidoelásticas

Com o valor da velocidade crítica, é possível calcular a vazão de fluido que escoar pela válvula para se comparar com valores fisiológicos. Utilizando a equação:

$$Q_c = V_c A_v \quad (3.62)$$

Onde Q_c representa a vazão crítica, V_c a velocidade crítica e A_v a área de abertura da válvula, sendo calculada a partir do diâmetro interno considerando uma abertura completa.

Dados da literatura mostram que o pico de fluxo sistólico pode alcançar valores de até 25,0 l/min (MANHKEN *et al.*, 2006; ZEIDAN *et al.*, 2003; ZHU *et al.*, 2015), de modo que valores maiores que esse encontrados no estudo analítico para início de *flutter* foram considerados como se a cúspide fosse incapaz de apresentar oscilações em vazões fisiológicas.

3.1.6. Considerações sobre a Modelagem Analítica

A teoria é capaz de calcular os autovalores para cada velocidade de teste, sendo possível prever a velocidade do fluido que desestabiliza o sistema para o início do *flutter*. Inicialmente ela foi testada com válvulas de dimensões reais, especificadas na Tabela 3.1.

A partir da modelagem também é possível fazer uma análise de sensibilidade ao modificar as variáveis para verificar como elas alteram a velocidade crítica de *flutter*. Com isso foi possível criar considerações de como alterar parâmetros no projeto de confecção das válvulas prostéticas biológicas para reduzir ou evitar o *flutter*. Foi escolhida uma válvula genérica com dimensões que se assemelham às reais. Suas especificações estão mostradas na Tabela 3.4.

TABELA 3.4 – Especificações da válvula genérica escolhida

Diâm. Int. (mm)	Alt. de prot. (mm)	Espessura (mm)	Mód. Elast. (MPa)	Densidade (kg/m³)	Visc. Din. (mPa.s)
24,0	12,0	0,15	5,0	1099,3	3,72

Cada uma das variáveis, especificadas na Tabela 3.4, foi modificada de -50% até +50% de seu valor inicial em incrementos de 10%, com as outras sendo mantidas fixas.

Enfim, para a validação do estudo analítico, é necessário verificar experimentalmente se as velocidades críticas coincidem com as de válvulas prostéticas biológicas reais. Os resultados de velocidade foram então comparados com os obtidos de forma experimental.

Como a abertura das válvulas reais não é completa, foram utilizados dados dos fabricantes das válvulas de suas áreas de orifício efetivo (AOE) para comparar os dados da vazão crítica analítica com a vazão crítica experimental.

3.2. Bancada Experimental

A bancada de testes que simula o batimento cardíaco foi desenvolvida no ano de 2007 no Laboratório de Bioengenharia com uma parceria com a empresa St. Jude Medical do Brasil. Sabendo que uma maior demora nos testes de validação das válvulas cardíacas desenvolvidas por eles muitas vezes era um problema para a produção, a empresa tinha como objetivo

substituir sua antiga bancada que operava em malha aberta utilizando elementos sensores e atuadores antigos e sem um sistema de aquisição de dados integrado por uma nova bancada com componentes mais modernos, maior nível de automação para agilizar os testes, controle em malha fechada e um sistema de aquisição de dados por computador (NOGUEIRA, 2011). A Figura 3.9 mostra a bancada montada.



FIGURA 3.9 – Bancada de teste de válvulas cardíacas

A bancada de testes satisfaz a norma ISO 5840-2005. Ela é capaz de fazer três testes, em fluxo contínuo direto, contínuo reverso e pulsátil. No modo contínuo é possível modificar a vazão de 5,0 a 30 l/min. No modo pulsátil é possível modificar a frequência do pulso cardíaco de 30,0 a 120,0 bpm. A bancada possui uma gaveta para o posicionamento da válvula. O encaixe é feito por um suporte de polieterimida (PEI) com diâmetro adequado para cada tamanho de válvula, como pode ser visto na Figura 3.9.

Dois fluidos foram utilizados nos testes. O primeiro foi uma solução de água com glutaraldeído diluído a 0,2% a 25 °C, seu uso é justificado por ser usado para esterilização das válvulas biológicas (PIZA, 1997); além disso, essa substância auxilia na esterilização de toda

a bancada. O outro fluido é uma mistura de água e 40% de glicerina em massa; essa solução foi escolhida por apresentar, a uma temperatura de 20 °C, viscosidade cinemática similar ao sangue a 37 °C, que varia de 2,8 a 3,7 cSt (MOORE e DASI, 2014). A solução de glicerina também teve glutaraldeído diluído para a esterilização da bancada. A temperatura do ambiente foi controlada por ar condicionado para manter as propriedades adequadas. A Tabela 3.5 mostra as propriedades dos fluidos escolhidos para teste.

TABELA 3.5 – Propriedades dos fluidos utilizados na bancada (GLYCERINE PRODUCERS' ASSOCIATION, 1963)

Fluido	Densidade (kg/m³)	Viscosidade dinâmica (mPa.s)	Viscosidade cinemática (cSt)
Água (25°C)	997,0	0,89	0,89
Água e glicerina (20 °C)	1099,3	3,72	3,38

A solução de água e glicerina foi misturada e sua densidade foi verificada a partir da medição de volume e massa a partir de um Becker e uma balança de precisão, marca Shimadzu modelo AY220 e precisão de 1,0 mg, medidas dez vezes a partir da equação:

$$\rho = \frac{m}{V} \quad (3.63)$$

Onde m denota a massa e V o volume.

Um desenho esquemático da bancada está mostrado na Figura 3.10. Uma válvula manual e quatro válvulas pneumáticas são abertas ou fechadas para que um dos três modos de teste possa ser utilizado. Para o fluxo contínuo, as válvulas 1 e 2 devem estar abertas com as restantes fechadas, em seguida a bomba centrífuga é acionada e o fluido é bombeado do reservatório até retornar a ele. Para o fluxo contínuo reverso, as válvulas 3 e 4 devem estar abertas com as restantes fechadas, em seguida a bomba centrífuga é acionada fazendo o ciclo com o fluido de testes. Para o fluxo pulsátil, as válvulas 2 e 5 devem estar abertas com as demais fechadas, em seguida o motor trifásico é acionado colocando em movimentação o pulsador mecânico, simulando então o escoamento pulsátil.

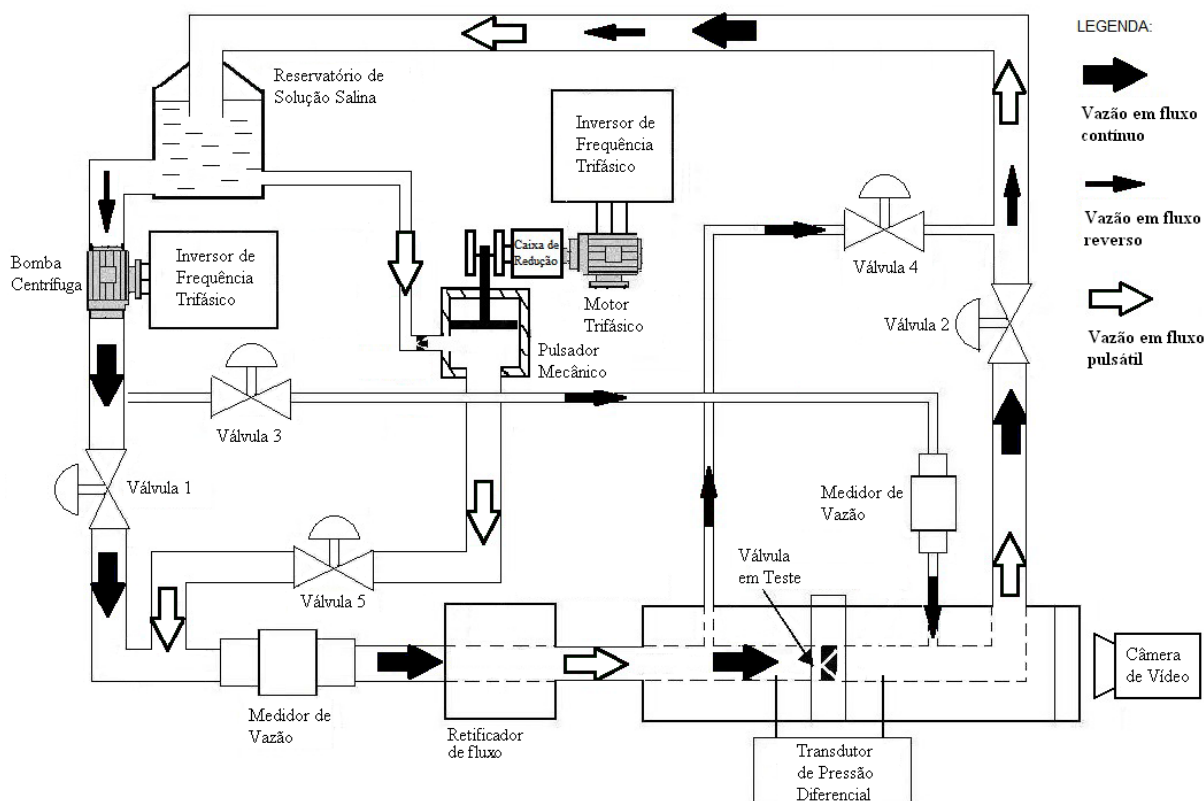


FIGURA 3.10 – Desenho esquemático da bancada de testes para válvulas cardíacas

Os elementos sensores da bancada de testes são o transdutor de pressão Valydine modelo P55 com precisão de 0,25% de fundo de escala, e os medidores de vazão 1 e 2 da marca Bürkert modelo DS8051 com precisão de 0,2% de leitura que são responsáveis, respectivamente, pelas medições de queda de pressão na prótese, do modo em fluxo contínuo direto e do fluxo contínuo reverso. Os elementos atuadores são quatro válvulas pneumáticas Bürkert modelo DS2030 e uma válvula manual (válvula 5), responsáveis pelo redirecionamento da vazão de acordo com o modo de funcionamento da bancada, o subsistema constituído pelo inversor de frequência 1 e a bomba centrífuga que atuam nos modos contínuo direto e reverso, e o subsistema constituído pelo inversor de frequência 2, o motor trifásico, a caixa de redução e o pulsador mecânico que atuam no modo pulsátil.

Para o funcionamento do circuito hidráulico, atua um circuito elétrico que integra todos os elementos que servem de interface entre a bancada e o sistema de controle e aquisição de dados. As placas de aquisição de dados da National Instruments® recebem os sinais elétricos gerados pelos sensores que são processados pela lógica de controle e aquisição de dados implementada em programas feitos no LabView® que, a partir dos dados adquiridos, geram

os sinais de comando para os atuadores da bancada. A Figura 3.11 mostra o esquema elétrico da bancada experimental.

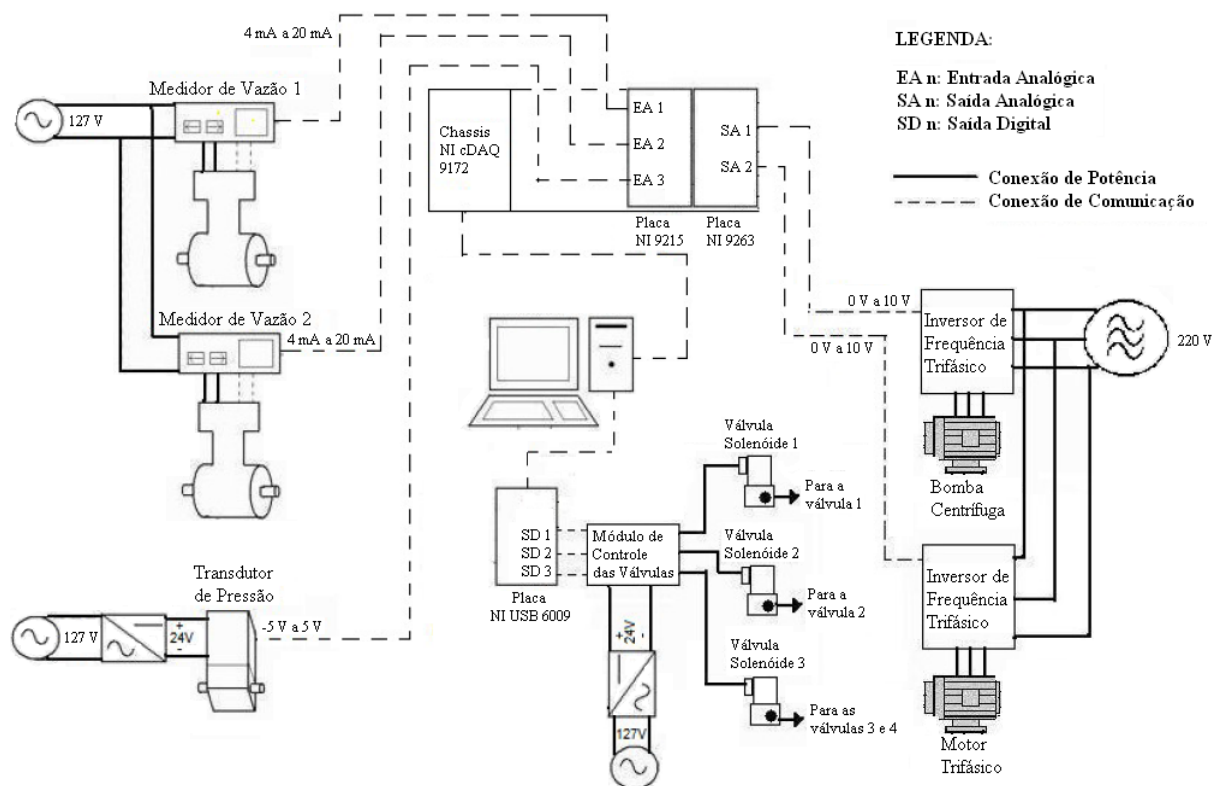


FIGURA 3.11 – Desenho esquemático do circuito elétrico da bancada (NOGUEIRA, 2011)

Há três válvulas solenóides com alimentação de 24,0 V e 8,0 W que atuam abrindo ou fechando a alimentação de ar das válvulas pneumáticas que é fornecida por um compressor com pressão variando entre 6,0 bar e 8,0 bar. Um dos solenóides atua sobre duas válvulas pneumáticas que funcionam em conjunto quando a bancada está em modo contínuo reverso, enquanto as outras duas válvulas pneumáticas possuem controles independentes, pois atuam de forma diferenciada entre os modos contínuo direto e pulsátil. O módulo de controle das válvulas, constituído por relés de estado sólido, é responsável por fornecer a alimentação dos solenóides e isola, utilizando acopladores óticos, os solenóides da placa de aquisição de dados.

A bomba centrífuga é uma bomba própria para aplicações da indústria farmacêutica e de alimentos. A principal diferença dela para uma bomba centrífuga comum é que a câmara em que passa o líquido bombeado é mecanicamente isolada do eixo do rotor do motor para evitar possíveis contaminações com lubrificantes. O acoplamento entre esse eixo e o conjunto de pás

é feito por meio de ímãs permanentes colocados no eixo e no suporte das pás. O motor trifásico do pulsador fica acoplado a uma caixa de redução de 20:1 e essa é acoplada ao mecanismo do pulsador.

3.2.1. Modos de Funcionamento da Bancada

No modo de funcionamento contínuo direto, as válvulas 1 e 2 da Figura 3.10 são abertas direcionando a vazão de forma que ela passe pelo medidor de vazão 1 e pela prótese no sentido de abertura da mesma. A norma ISO 5840-2005 estabelece que as medidas de queda de pressão devem possuir incerteza de 0,26 kPa (2 mmHg) e que as medidas de vazão devem possuir incerteza de 5,0 % do fundo de escala. A norma também estabelece que a bancada deve ser capaz realizar testes na faixa de 5,0 l/min a 30,0 l/min com incrementos de, no mínimo, 5,0 l/min.

O medidor de vazão utilizado é do tipo eletromagnético e capaz de fazer medições na faixa de 0,5 l/min a 50,0 l/min com resolução de 0,2 % do fundo de escala. O transdutor de pressão, nessa situação, é utilizado apenas para medição de queda de pressão da prótese quando ela está aberta. Ele é do tipo diferencial com diafragma e funciona pelo princípio de relutância variável, com faixa de medição de 22,0 kPa (165 mmHg) e resolução de 0,25 % do fundo de escala.

No modo contínuo reverso as válvulas 3 e 4 são abertas revertendo a vazão pela prótese em teste sem a necessidade de inverter a rotação da bomba centrífuga e fazendo com que o fluido passe pelo medidor de vazão 2, que é o responsável pela medição da vazão de regurgitação. A norma estabelece que a vazão de regurgitação deve ser medida com uma incerteza de ml/s e que as medições de queda de pressão devem ter incerteza de 5 % do fundo de escala. A norma também especifica que os testes devem ser realizados com uma faixa de queda de pressão entre 5,2 kPa a 26,0 kPa (40 mmHg a 200 mmHg). O medidor de vazão de regurgitação também é do tipo eletromagnético sendo capaz de fazer medições na faixa de 0,04 l/min a 4,00 l/min com resolução de 0,2 % do fundo de escala.

No modo pulsátil, as válvulas 2 e 5 são abertas, direcionando a vazão de forma que ela passe pelo medidor de vazão 1 e pela prótese no sentido de abertura da mesma e ao contrário no retorno. A norma estabelece que as medições de pressão devem possuir precisão de 0,26 kPa

(2 mmHg) para uma frequência natural de 20 Hz; que o volume de regurgitação medido deve ter uma incerteza de 2,0 ml e que quaisquer outras medidas devem ter incertezas de 5 % do fundo de escala. Na atual bancada, um controle simples em malha aberta cria uma frequência de pulsação na faixa de 30 bpm a 120 bpm.

Entretanto, o modo pulsátil da bancada funciona a partir de um sistema de malha aberta, enquanto o modo contínuo possui malha fechada. Dessa forma, enquanto o modo contínuo possui alta precisão nas medições, o modo pulsátil é somente utilizado para experimentos qualitativos, com sua vazão e pressão não obtendo valores dentro dos limites fisiológicos. Devido a isso, no trabalho foi utilizado somente o modo contínuo para obter dados com alta confiabilidade e ser possível ter um controle mais rígido dos resultados e incertezas.

3.3. Quantificação do *Flutter*

Para a medição do *flutter* foram utilizadas as válvulas biológicas prostéticas definidas na Tabela 3.1 juntamente com algoritmos computacionais para o processamento dos vídeos de forma a quantificar as frequências de oscilação das cúspides.

3.3.1. Coleta de Dados

Para a coleta de dados, foi utilizado o modo contínuo em vários escoamentos com incrementos de 5,0 l/min, de modo a obter uma considerável quantidade de dados de diferentes momentos do ciclo cardíaco. A vazão máxima foi de 25,0 l/min, valor consistente com o pico de fluxo sistólico (MANHKEN et al., 2006; ZEIDAN et al., 2003; ZHU et al., 2015).

Para se filmar a bancada em funcionamento, foi utilizada uma câmera de alta velocidade Phantom v7.3 que possui capacidade de fazer vídeos coloridos com resolução máxima de 800 x 600 pixels e cadência máxima de 6688 fps.

Ao se posicionar a câmera em frente à bancada de testes, é possível obter uma vista frontal da válvula acoplada, como mostrado na Figura 3.12, podendo-se então obter o comportamento das cúspides durante seu escoamento.

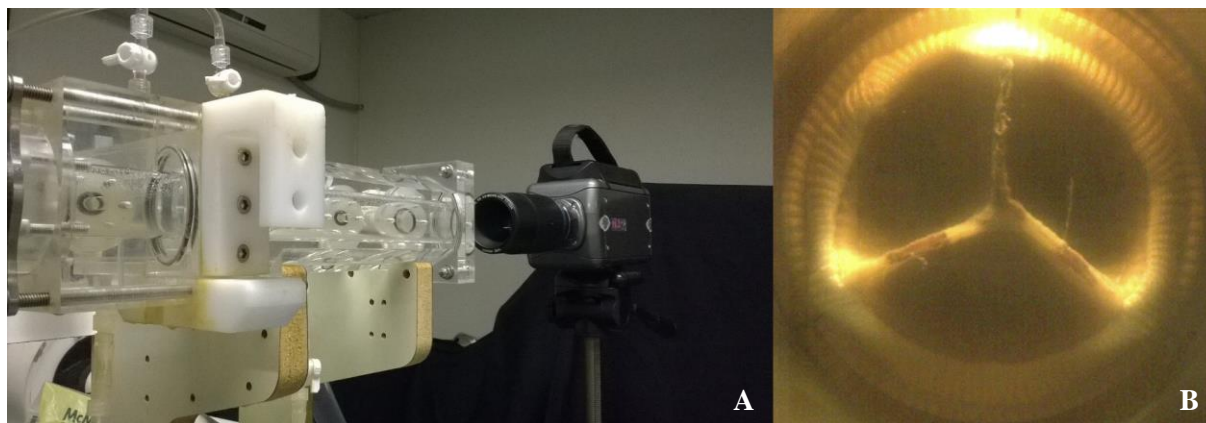


FIGURA 3.12 – Montagem da câmera de alta velocidade para filmar a bancada em funcionamento. A) Posicionamento da câmera. B) Imagem capturada da válvula

Para se obter uma iluminação adequada, foram instaladas quatro lâmpadas de LEDs de 12,0 Volts. LEDs são a iluminação ideal para o experimento por serem uma luz de corrente contínua e fria, não atrapalhando o experimento como a luz elétrica de corrente alternada de 60 Hz que poderia afetar a filmagem em alta velocidade. Devido a intensidade de luz máxima disponível pelos LEDs, foi possível fazer filmagens com a resolução de 800 x 600 pixels a 2000 fps, sendo que uma velocidade maior de captura não produz uma imagem com luminosidade suficiente para uma apropriada coleta de dados.

3.3.2. Processamento de Sinais

Para a quantificação do *flutter*, foi criado de forma conjunta com diversos membros do Labbio um algoritmo em linguagem C++ para acompanhar os contornos das cúspides em cada frame dos vídeos. Ele utiliza um método de mensuração de comprimento de linhas para o cálculo de vários graus de liberdade em cada cúspide. Primeiramente, uma região de interesse circular é escolhida correspondente ao diâmetro anular da válvula (FIG 3.13.A), em seguida são marcados os três pontos onde as cúspides se encontram na borda do anel de sustentação (FIG 3.13.B). Então, o programa une o centro do círculo com esses pontos e divide a região para cada cúspide. Um filtro de *threshold*, ou limiar, é utilizado para delimitar as bordas das cúspides (FIG 3.13.C), e em seguida linhas são traçadas do centro do círculo até as bordas e o comprimento dessas linhas é medido para cada frame, sendo possível medir a variação desse parâmetro para todo o vídeo (FIG 3.13.D). Nove linhas para cada cúspide igualmente espaçadas de forma angular são traçadas com o objetivo de conseguir medir vários graus de liberdade para cada cúspide.

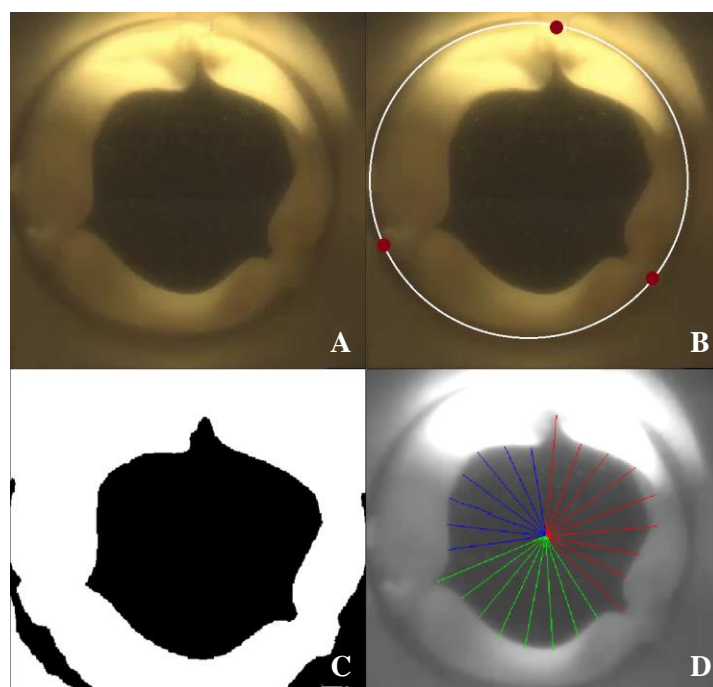


FIGURA 3.13 – Programa para processamento de sinais. A) Vídeo original. B) Demarcação dos pontos de análise. C) Filtro para distinção das bordas. D) Linhas criadas para medir as oscilações

É possível fazer um ajuste fino para auxiliar na detecção das bordas das cúspides, de modo que seja possível analisar vídeos com diferentes luminosidades e qualidades. O programa oferece os ajustes de enevoar a imagem, ajustar o brilho e o contraste, modificar os limites do *threshold* e a opção de remover pixels dos limites encontrados. A Figura 3.14 mostra o programa com as opções de ajuste fino disponíveis.



FIGURA 3.14 – Ajuste fino do programa de análise de dados

Os dados de cada linha são armazenados em arquivos .txt em colunas separadas com o correspondente número do frame do vídeo. Os comprimentos das linhas armazenados são dados em pixels. A calibração para milímetros foi feita posteriormente em um editor de imagens a partir da medição do diâmetro do suporte de encaixe da válvula que é visível nos vídeos. O diâmetro interno de cada suporte foi medido dez vezes com um paquímetro de 0,01 mm de resolução. O número de pixels de cada imagem foi medido dez vezes, considerando um erro de operador de 2 pixels. Com esse diâmetro de referência, é possível encontrar o fator de escala linear:

$$f_l = \frac{D_s}{n_p} \quad (3.64)$$

Onde f_l denota o fator de escala linear, D_s o diâmetro do suporte de encaixe e n_p o número de pixels.

Dessa forma, pode-se calcular o comprimento das linhas pela fórmula:

$$L_L = f_l n_p \quad (3.65)$$

Onde L_L representa o comprimento da linha em milímetros.

Para se descobrir as frequências de oscilação dos comprimentos das linhas, é então necessário fazer uma Transformada Rápida de Fourier (FFT) no sinal obtido. A FFT converte dados na variável de tempo para dados em frequência, calculando rapidamente tais transformações ao fatorizar a matriz da Transformada Discreta de Fourier (DFT) num produto de fatores esparsos. A DFT pode ser escrita matematicamente como:

$$F_k = \sum_{n=0}^{N-1} f_n e^{-i2\pi k \frac{n}{N}} \quad (3.66)$$

Onde F denota a função transformada, f a função original e N corresponde aos dados na variável tempo. Sua resolução direta necessita de $O(N^2)$ operações matemáticas, enquanto um

algoritmo para a FFT necessita de $O(N\log(N))$ operações, de forma que, para uma quantidade de dados muito grande, uma FFT pode fazer uma análise com um número de operações de várias ordens de magnitude menores (OPPENHEIM e WILLSKY, 2010).

Foi desenvolvido um algoritmo em MatLab para se fazer o cálculo da FFT. Nele é possível gerar um arquivo .txt com os dados de tempo e comprimento das linhas, independentemente da quantidade de valores, e fazer o cálculo das frequências.

3.4. Análise Adimensional

Análise adimensional foi utilizada para estudar o comportamento das cúspides para encontrar uma relação entre a velocidade crítica do fluido com o início das oscilações e as propriedades mecânicas e dimensionais das válvulas. Baseando-se em trabalhos que estudaram o fenômeno de *flutter* em placas elásticas, bandeiras e folhas de papel (DOARÉ *et al.*, 2011; VIROT *et al.*, 2013; WATANABE *et al.*, 2002a), foram utilizados os adimensionais definidos pelas equações 3.67 e 3.68:

$$\mu^* = \frac{\rho_v t}{\rho_f H} \quad (3.67)$$

O valor de μ^* é a razão de massa do corpo pela massa do fluido, usando a densidade da cúspide (ρ_v) e sua espessura (t) dividida pela densidade do fluido (ρ_f) e comprimento da cúspide, que foi considerado como sua altura de protrusão (H).

$$V^* = \frac{V_c}{\sqrt{\frac{S}{\rho_f H^3}}} \quad (3.68)$$

$$S = \frac{Et^3}{12(1-\nu^2)} \quad (3.69)$$

O valor de V^* é a velocidade adimensional de *flutter*, em que V_c é a velocidade crítica do fluido em que o *flutter* se inicia, S é a rigidez flexural que leva em conta o módulo de

elasticidade (E) do corpo e sua rigidez flexional, essa em função da espessura (t) e do coeficiente de Poisson (ν) do material.

A velocidade crítica V_c foi aceita como o primeiro resultado em que se encontrou um pico de frequência pelos algoritmos utilizados.

O estudo das equações adimensionais foi usado para criar uma relação entre μ^* e V^* para ser possível prever o aparecimento de vibrações em válvulas de outros materiais e dimensões em diferentes condições experimentais, além das feitas nesse trabalho.

O valor de 1100 kg/m^3 foi atribuído para a densidade das cúspides porcina e de pericárdio, visto que o mesmo valor é comumente utilizado em outros trabalhos (SINGH *et al.*, 2008; XIONG *et al.* 2010). Foi considerado o coeficiente de Poisson de 0,45 para levar em conta o efeito quase incompressível dos tecidos (LI *et al.*, 2001; XIONG *et al.*, 2010).

A espessura média de cada cúspide foi medida por um micrômetro Mitutoyo com resolução de $1,0 \mu\text{m}$, com dez medições para cada cúspide. Os valores encontrados estão mostrados na Tabela 3.6.

TABELA 3.6 – Espessuras das cúspides das válvulas prostéticas

Material da válvula	Diâmetro anular (mm)	Espessura 1 (mm)	Espessura 2 (mm)	Espessura 3 (mm)	Média (mm)
Pericárdio Bovino	19,0	0,238	0,213	0,212	0,221
Porcina	19,0	0,129	0,217	0,114	0,154
Porcina	21,0	0,162	0,172	0,155	0,163
Porcina	21,0	0,139	0,163	0,172	0,158
Porcina	27,0	0,104	0,119	0,130	0,118
Porcina	27,0	0,220	0,182	0,207	0,203
Pericárdio Bovino	33,0	0,505	0,362	0,374	0,414
Porcina	33,0	0,225	0,220	0,219	0,221

Embora os tecidos das cúspides apresentem um comportamento ortotrópico e não linear, foi utilizado um valor linear e isotrópico para os módulos de elasticidade. Essa escolha pode ser justificada por evidências de que, sob altas tensões, as fibras de colágeno dominam o

comportamento do material porcino, apresentando deformação linear no sentido radial da válvula (DE HART *et al.*, 2004). No caso do pericárdio, estudos mostram que ele se comporta como um material homogêneo e isotrópico após o processo de fixação (XIONG *et al.*, 2010). Dessa forma, foi utilizado um valor médio de módulo de elasticidade retirado de vários trabalhos, sendo um valor de 4,88 MPa para a válvula porcina (KALEJS *et al.*, 2009; LI *et al.*, 2001; ROUSSEAU *et al.*, 1983) e 7,50 MPa para a válvula de pericárdio bovino (PATTERSON *et al.*, 1996; XIONG *et al.*, 2010).

Para a obtenção da velocidade média do escoamento, foi utilizada a relação de vazão volumétrica (Q) dividida pela área de abertura (A_v):

$$V = \frac{Q}{A_v} \quad (3.70)$$

A área foi medida manualmente a partir dos frames dos vídeos com o editor de imagens Gimp 2.8 ao adquirir a quantidade de pixels da abertura das válvulas. Cada frame foi medido cinco vezes. Como em escoamentos que ocorrem *flutter* nas cúspides a área de abertura é modificada, foram usadas várias imagens do mesmo escoamento para se obter uma área média, como mostrado na Figura 3.15.

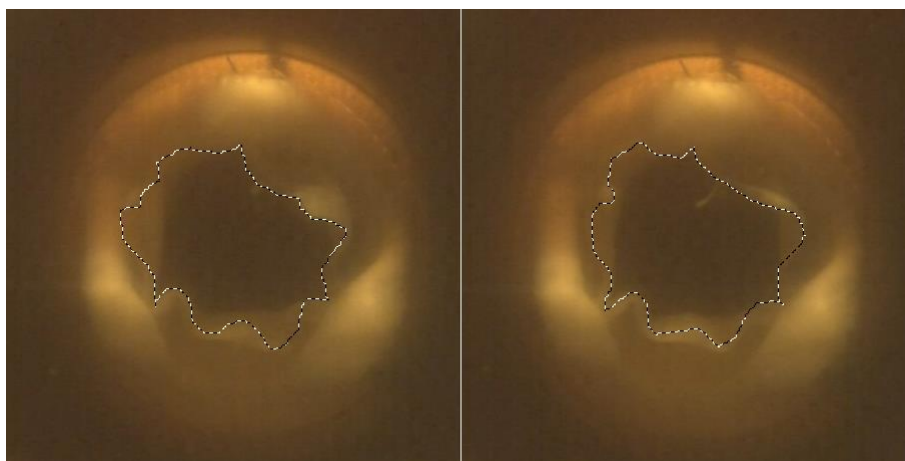


FIGURA 3.15 – Diferentes áreas de abertura da válvula para um mesmo escoamento

A transformação da área em pixels para mm^2 foi feita de modo similar ao cálculo do comprimento das linhas. O fator de escala linear pode ser transformado em um fator de escala de área (f_a) pela fórmula:

$$f_a = f_l^2 \quad (3.71)$$

Dessa forma, é possível encontrar a área A_v a partir da equação:

$$A_v = f_a n_p \quad (3.72)$$

3.4.1. Incertezas da Análise Adimensional

As incertezas para os experimentos com a bancada podem ser divididas em dois tipos: o erro sistemático devido às incertezas do sistema para se fazer as medições e o erro aleatório devido ao desvio padrão do número de amostras.

Algumas das incertezas não são facilmente disponíveis, nesses casos foi utilizada a resolução (Res) do sistema de medição. Considerando que esses casos possuem uma distribuição de probabilidade retangular (ALBERTAZZI e SOUZA, 2008), pode-se utilizar a seguinte relação para a incerteza padrão (u):

$$u = \frac{Res}{2\sqrt{3}} \quad (3.73)$$

Para o erro do sistema, pode-se utilizar a teoria de variáveis não relacionadas e derivar suas respectivas equações para se achar a incerteza padrão. Dessa forma, pode-se calcular as diversas incertezas do sistema a partir da equação geral:

$$u_f^2 = \left(\frac{\partial f}{\partial x_1} u_{x_1} \right)^2 + \left(\frac{\partial f}{\partial x_2} u_{x_2} \right)^2 + \left(\frac{\partial f}{\partial x_3} u_{x_3} \right)^2 + \dots \quad (3.74)$$

Onde f corresponde a uma grandeza qualquer, u_f a incerteza padrão dessa grandeza e u_{x_1} , u_{x_2} e u_{x_3} denotam as fontes de incertezas que compõem as equações para cálculo da primeira grandeza.

A incerteza expandida (U_e) pode ser calculada com a multiplicação da incerteza padrão com seu respectivo t de student (t_e). O valor de t_e é tabelado a partir do número de graus de liberdade efetivo do sistema, que pode ser calculado como:

$$\frac{u_f^4}{v_{ef}} = \frac{u_{x_1}^4}{v_{x_1}} + \frac{u_{x_2}^4}{v_{x_2}} + \frac{u_{x_3}^4}{v_{x_3}} + \dots \quad (3.75)$$

Onde v corresponde ao número de graus de liberdade de cada variável. Ele é calculado como:

$$v = n_m - 1 \quad (3.76)$$

Onde n_m denota o número de medições da grandeza mensurada.

O cálculo de incertezas focou nos ensaios experimentais e a análise adimensional. Dessa forma, foi explicado a obtenção das incertezas expandidas dos parâmetros de μ^* e V^* e de todas as variáveis para se chegar até elas.

A incerteza padrão da densidade do fluido (u_{ρ_f}) pode ser calculada como:

$$u_{\rho_f} = \rho_f \sqrt{\left(\frac{u_m}{m}\right)^2 + \left(\frac{u_v}{V}\right)^2} \quad (3.77)$$

Onde m denota a massa do fluido, u_m a incerteza da massa, considerada pela Equação 3.70, sendo que a balança de precisão utilizada possui resolução de 1,0 mg. A incerteza do volume u_v foi calculada a partir da resolução do Becker utilizado que era de 5,0 ml.

Para as incertezas da área de abertura da válvula (u_{A_v}), é necessário calcular as incertezas dos fatores de escala linear (u_{f_l}) e de área (u_{f_a}), sendo:

$$u_{f_l} = f_l \sqrt{\left(\frac{u_{D_s}}{D_s}\right)^2 + \left(-\frac{u_{n_p}}{n_p}\right)^2} \quad (3.78)$$

Onde u_{D_s} representa a incerteza dos diâmetros internos do suporte de encaixe e u_{np} denota a incerteza padrão do número de pixels.

Com isso, é possível encontrar a incerteza do fator de escala de área:

$$u_{f_a} = f_a \sqrt{\left(\frac{u_{f_e}}{2f_e}\right)^2} \quad (3.79)$$

Assim, pode-se calcular a incerteza da área de abertura da válvula:

$$u_{A_v} = A_v \sqrt{\left(\frac{u_{f_a}}{f_a}\right)^2 + \left(-\frac{u_{n_p}}{n_p}\right)^2} \quad (3.80)$$

A incerteza padrão da velocidade média do escoamento (u_v) então pode ser encontrada como:

$$u_v = V \sqrt{\left(\frac{u_Q}{Q}\right)^2 + \left(\frac{u_{A_v}}{A_v}\right)^2} \quad (3.81)$$

Onde u_Q corresponde à incerteza da vazão.

Com essas incertezas calculadas, pode-se calcular a incerteza padrão dos adimensionais, sendo para μ^* :

$$u_{\mu^*} = \mu^* \sqrt{\left(\frac{u_{\rho_v}}{\rho_v}\right)^2 + \left(\frac{u_t}{t}\right)^2 + \left(\frac{u_{\rho_f}}{\rho_f}\right)^2 + \left(\frac{u_H}{H}\right)^2} \quad (3.82)$$

Onde u_{μ^*} representa a incerteza padrão da razão de massa adimensional, u_{ρ_v} a incerteza padrão da densidade da cúspide, u_t a incerteza padrão da espessura da cúspide e u_H a incerteza padrão da altura de protrusão da válvula. Como o valor de ρ_v foi retirado da literatura, que não dá detalhes sobre sua incerteza, e os valores de H foram retirados das folhas de dados das válvulas, suas incertezas foram desconsideradas.

Para V^* , pode ser calculado como:

$$u_{V^*} = V^* \sqrt{\left(\frac{u_V}{V}\right)^2 + \left(\frac{u_E}{2E}\right)^2 + \left(\frac{3u_t}{2t}\right)^2 + \left(\frac{u_{\rho_f}}{2\rho_f}\right)^2} \quad (3.83)$$

Onde u_{V^*} representa a incerteza padrão da velocidade adimensional de *flutter* e u_E denota a incerteza padrão do módulo de elasticidade da cúspide. A incerteza do módulo de elasticidade foi calculada a partir do desvio padrão obtido pela média dos valores encontrados na literatura.

A Tabela 3.7 mostra as incertezas utilizadas para os cálculos com suas considerações. Algumas das incertezas não se encontram na tabela por variarem de acordo com a válvula estudada.

TABELA 3.7 – Incertezas padrão da análise adimensional

Variável	Consideração	Incerteza
u_m	Resolução da balança de precisão – 1,0 mg	$\pm 0,289$ mg
u_v	Resolução do Becker – 5,0 ml	$\pm 1,443$ ml
u_{ρ_f}	Equação 3.77	$\pm 0,084$ kg/m ³
u_{Ds}	Resolução do paquímetro – 0,01 mm	-
u_{np}	Erro do operador	± 2 pixels
u_{fl}	Equação 3.78	-
u_{fa}	Equação 3.79	-
u_{Av}	Equação 3.80	-
u_Q	Resolução de 0,2 % do fundo de escala	-
u_v	Equação 3.81	-
u_t	Resolução do micrômetro – 1,0 μ m	-
u_{μ^*}	Equação 3.82	-
u_E (1)	Desvio padrão da cúspide porcina da literatura	$\pm 1,50$ MPa
u_E (2)	Desvio padrão da cúspide de pericárdio da literatura	$\pm 0,71$ MPa
u_{V^*}	Equação 3.83	-

3.5. Validação do Programa e Calibração dos Equipamentos

O programa utilizado para a quantificação de *flutter* foi validado a partir da medição de círculos de tamanho conhecido e verificando se o centro foi identificado corretamente e se todas as linhas dos dados de saída possuíam o mesmo comprimento (FIG 3.16). Em seguida, foi utilizado um vídeo em que o círculo possuía uma redução de raio constante no tempo e foi verificado que as linhas reduziram seu comprimento na mesma proporção.

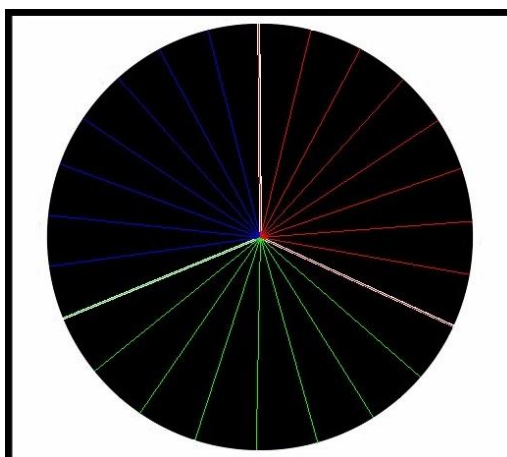


FIGURA 3.16 – Círculo utilizado para validação do software

O transdutor de pressão marca Validyne, modelo P55, foi calibrado com uma coluna d'água, mostrada na Figura 3.17, que possui diversas marcações para diferentes pressões. O transdutor é acoplado à coluna e, a partir de um programa de Labview, mede-se a pressão resultante em mmHg. O transdutor possui dois parafusos que são ajustados para medir o valor zero e a variação. O procedimento a se fazer é medir o zero, ajustar seu valor, em seguida medir o maior valor da coluna d'água que é de 45 mmHg, ajustar seu valor e medir o zero novamente por ele se desregular. Essa operação deve ser feita várias vezes até esses valores estarem devidamente calibrados.



FIGURA 3.17 – Coluna d'água utilizada para calibração

Para a calibração do sistema de medição de vazão, da marca Bükert, modelo DS8051, foi utilizado o modo da bancada de fluxo contínuo direto para permitir uma vazão constante e o uso de um balde com marcações e um cronômetro. Foi feito um total de 10 testes para cada vazão, para as vazões 5,0, 10,0, 15,0, 20,0 e 25,0 l/min. Os medidores de vazão possuem um sistema similar do transdutor de pressão com parafusos para sua calibração.

A balança de precisão marca Shimadzu, modelo AY220, foi calibrada utilizando pesos padrão, como mostrado na Figura 3.18. O equipamento possui um sistema de tara para zerar o indicador e é possível ajustar a curva de calibração com um sistema de configuração automático ao se colocar uma massa padrão de 50,0 g e 100,0 g e a balança verifica se as massas estão dentro dos desvios permitidos. A balança foi previamente calibrada e possui uma curva de erros atualizada para auxiliar nas medições.



FIGURA 3.18 – Calibração da balança de precisão. A) Balança utilizada. B) Corpos de massas padrão

4. RESULTADOS E DISCUSSÃO

Os resultados deram respostas satisfatórias sobre a previsão de início do fenômeno de *flutter* e o comportamento das cúspides. A seção está inicialmente dividida entre os resultados analíticos e experimentais. Na última subseção, a comparação entre os dois estudos é feita com suas limitações e concordâncias.

4.1. Estudo Analítico

A partir dos dados de entrada das válvulas, foi possível encontrar os autovalores do sistema dinâmico. Os dados de diâmetro interno e altura de protrusão foram obtidos de folhas de dados das válvulas disponíveis no Labbio e as espessuras foram obtidas das medições realizadas. As propriedades mecânicas foram retiradas da literatura. O fluido utilizado inicialmente foi a solução de água e glicerina, com suas propriedades retiradas da Tabela 3.5.

Todos os casos obtiveram resultados semelhantes ao da Figura 4.1. O primeiro grau de liberdade, referente à flexão, aumenta o amortecimento do sistema com o aumento de velocidade do fluido até atingir um pico, e então ele inicia uma redução do amortecimento até o momento em que ele se torna negativo. Pelo cálculo do autovalor, isso significa que sua parte real se tornou positiva e o sistema fica então auto excitante, o que se caracteriza como o início do *flutter*.

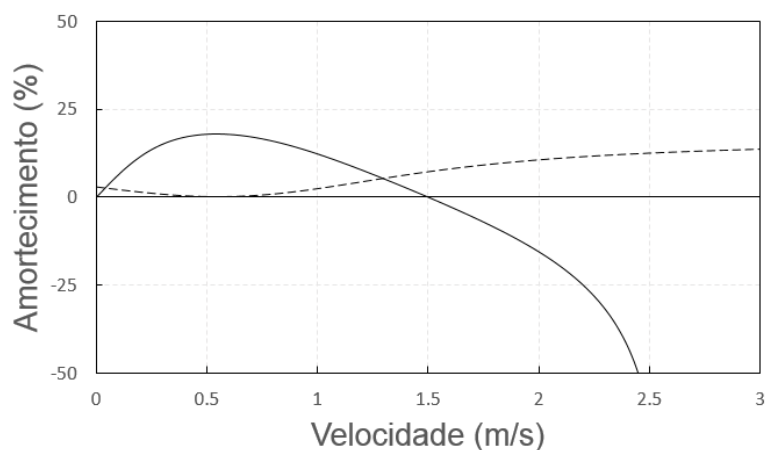


FIGURA 4.1 – Amortecimento por velocidade do sistema dinâmico. Linha cheia é referente ao primeiro grau de liberdade, linha tracejada é referente ao segundo grau de liberdade

O segundo grau de liberdade, referente à torção, se inicia como um valor positivo e reduz com o aumento da velocidade, até um momento em que ele atinge um mínimo e começa a aumentar, atingindo uma estabilidade em altas velocidades.

A Tabela 4.1 mostra os valores de início de *flutter* para as válvulas testadas, considerando uma espessura média para as três cúspides. A vazão crítica foi calculada a partir da abertura completa das válvulas.

TABELA 4.1 – Velocidades e vazões críticas de início de *flutter* pelo estudo analítico

Material	D. Anular (mm)	D. Interno (mm)	H (mm)	t (mm)	V_c (m/s)	Q_c (l/min)
Pericárdio Bovino	19,0	14,0	7,0	0,221	3,61	33,3
Porcina	19,0	15,0	9,0	0,154	1,71	18,1
Porcina	21,0	19,0	9,0	0,163	1,14	19,4
Porcina	21,0	19,0	9,0	0,158	1,08	18,4
Porcina	27,0	25,0	11,0	0,118	0,45	13,3
Porcina	27,0	25,0	11,0	0,203	0,99	29,2
Pericárdio Bovino	33,0	28,0	13,0	0,414	3,10	114,5
Porcina	33,0	29,0	13,0	0,221	0,91	36,1

A primeira consideração é que, pelo estudo analítico, as vazões críticas para se iniciar o *flutter* em válvulas de pericárdio bovino e duas das válvulas porcina de maior diâmetro estão acima do pico de fluxo sistólico de 25,0 l/min encontrado na literatura, então essas válvulas possuem características de que não ocorreriam oscilações em suas cúspides. As demais válvulas possuem vazões críticas para a ocorrência de *flutter* dentro dos limites de vazão sistólica.

Essa menor suscetibilidade ao *flutter* nas válvulas de pericárdio está de acordo com os estudos de Ionescu (2014) e Rainer *et al.* (1979) em que oscilações não foram encontradas nesse tipo de válvula. Isso pode ser explicado devido principalmente ao maior módulo de elasticidade comparado ao tecido porcino e uma maior espessura de suas cúspides, como pode ser verificado na Tabela 4.1.

Entre as válvulas porcinas, pode-se verificar que válvulas de maior diâmetro e altura de protrusão possuem menor suscetibilidade ao *flutter*. Entretanto, a espessura das cúspides tem

maior influência na velocidade crítica. Entre as duas válvulas porcina de 27 mm, a única característica dimensional que varia é a espessura média das cúspides, sendo que aquela com menor espessura possui valores de vazão crítica dentro dos limites fisiológicos. Outra comparação entre as espessuras pode ser feita entre as válvulas porcina de 21 mm, sendo que aquela com maior espessura possui velocidade crítica maior.

É importante verificar na Tabela 4.1 que a válvula porcina de 19 mm, mesmo possuindo menor diâmetro interno entre as de mesmo material, não possui a menor velocidade crítica. Embora sua espessura média seja ligeiramente menor que uma das válvulas porcina de 21 mm, as outras variáveis como material, altura de protrusão e fluido são iguais, podendo-se observar que a proporção entre altura de protrusão e diâmetro pode afetar a velocidade crítica.

Ao se considerar os resultados gerais até o momento, a principal conclusão que se pode obter é a superioridade da válvula de pericárdio bovino em resistir ao *flutter* em relação a válvula porcina. Além do módulo de elasticidade, a espessura média das cúspides também é maior quando comparada às porcinas. Logo, em relação somente ao fenômeno de *flutter*, na escolha de uma válvula protética para sua substituição cirúrgica, a válvula de pericárdio pode ser priorizada por um médico.

Os resultados encontrados pelo estudo analítico mostram que a teoria desenvolvida pode ser utilizada como uma primeira forma de se prever o *flutter* em válvulas cardíacas, sendo uma importante ferramenta que mostra como diferentes variáveis podem modificar o início da instabilidade. Detalhes como a proporção entre diâmetro e altura de protrusão mostram como a previsão do início das oscilações não é uma análise simples e objetiva, sendo necessário um estudo aprofundado de suas variáveis e como elas alteram a resposta de forma isolada e em conjunto com outras.

4.1.2. Análise de Sensibilidade

Para uma análise mais detalhada, variáveis foram modificadas para se verificar como elas alteram a velocidade crítica de *flutter*. Foi testada uma válvula genérica com dimensões semelhantes às aquelas pertencentes ao Labbio e o fluido foi considerado como a solução de glicerina. A velocidade crítica foi calculada como sendo 0,85 m/s e vazão crítica obteve o valor de 19,4 l/min, estando dentro dos limites fisiológicos.

Cada uma das variáveis foi modificada de -50% até +50% de seu valor inicial em incrementos de 10%, com as outras sendo mantidas fixas. Dessa forma foi possível verificar como cada uma delas altera a velocidade crítica e vazão crítica e qual seu impacto na instabilidade do sistema. A Figura 4.2 mostra como a velocidade crítica de início de *flutter* é afetada com a modificação de cada uma das variáveis, enquanto a Figura 4.3 mostra a variação da vazão crítica, sendo que a vazão foi novamente calculada com a abertura total da válvula.

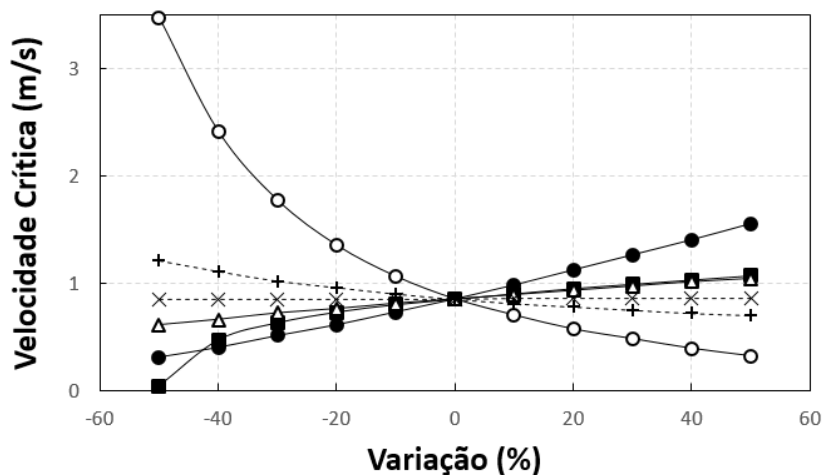


FIGURA 4.2 – Gráfico de velocidade crítica por variação das variáveis do estudo analítico. \circ diâmetro interno (D); \blacksquare altura de protrusão (H); \bullet espessura (t); Δ módulo de elasticidade (E). Linhas tracejadas se referem às propriedades do fluido de trabalho: + densidade (ρ); \times viscosidade dinâmica (μ)

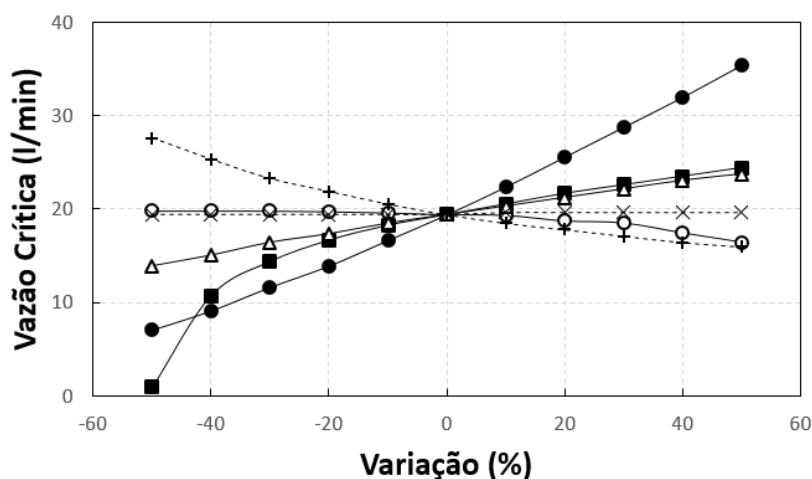


FIGURA 4.3 – Gráfico de vazão crítica por variação das variáveis do estudo analítico. \circ diâmetro interno (D); \blacksquare altura de protrusão (H); \bullet espessura (t); Δ módulo de elasticidade (E). Linhas tracejadas se referem às propriedades do fluido de trabalho: + densidade (ρ); \times viscosidade dinâmica (μ)

É possível notar na Figura 4.2 que a variável que mais modifica a velocidade crítica é o diâmetro interno da válvula, sendo que uma variação negativa de 50% em sua dimensão aumenta em mais de 300% a velocidade de início de *flutter*. Além disso, ao se aumentar o diâmetro em 50%, a velocidade reduz em 60% do valor inicial.

Entretanto, a variação do diâmetro está diretamente ligada ao fato de que uma modificação em seu valor muda a área de abertura da válvula e conseqüentemente altera sua vazão. Ao se verificar então como a vazão crítica se modifica com a variação do diâmetro interno (FIG 4.3), pode-se notar que uma redução de 50% no diâmetro aumenta em somente 2% a vazão crítica inicial, enquanto o aumento de 50% reduz em 15% o valor da vazão. Ao se estudar os dois gráficos, verifica-se então que o diâmetro não é a variável de maior impacto no resultado final, embora ainda tenha considerável importância.

Como as outras variáveis não modificam a área de abertura da válvula, elas possuem o mesmo impacto na modificação da velocidade e vazão críticas, não alterando a resposta de maneira tão brusca quanto o diâmetro interno.

A altura de protrusão é uma variável que altera significativamente a velocidade e vazão críticas, em que uma redução de 50% em sua dimensão altera negativamente em 95% a resposta do sistema, enquanto uma variação positiva altera de forma quase linear a velocidade crítica, chegando a aumentar em 25% a resposta.

Verifica-se que a espessura da cúspide tem considerável peso na velocidade e vazão críticas, sendo que o valor decresce 63,5% para uma redução de 50% e se eleva de forma quase linear em 82% para um aumento de 50% da variável. Considerando somente a vazão crítica, a espessura do folheto é a dimensão de maior importância na resposta final.

O módulo de elasticidade do material é a última variável que depende somente da válvula para modificar as velocidades e vazões críticas, sendo que ele altera de -28 a +22% a resposta do cálculo analítico para uma variação de -50% a +50%, respectivamente. É importante destacar que o valor do módulo de elasticidade para a válvula genérica utilizada nessa seção é próximo à do material porcino, enquanto um aumento de 50% equivale ao valor do material de pericárdio bovino utilizado neste trabalho.

A combinação dos fatores da espessura e módulo de elasticidade auxilia na explicação da razão de se ter encontrado valores maiores de velocidade e vazão críticas para as válvulas de pericárdio bovino, como mostrado na Tabela 4.1. Para válvulas de dimensões semelhantes, aquelas de pericárdio, por possuírem maior espessura e maior módulo de elasticidade, possuem valores críticos muito maiores que as de material porcino, estando de acordo com estudos que não encontraram *flutter* em válvulas de pericárdio (RAINER *et al.*, 1978; IONESCU, 2014).

A mudança nas propriedades do fluido de trabalho também modificou a velocidade e vazão críticas para a válvula. Um aumento em 50% na densidade reduz a velocidade e vazão críticas em 18%, enquanto uma redução de 50% aumenta a resposta em 42%. A variação da viscosidade altera pouco a resposta, variando de 0 a +1% para a alteração de -50% a +50%, respectivamente. Como a densidade tem impacto muito maior na resposta final do que a viscosidade, pode-se perceber que uma mudança de fluido, em que ambas as propriedades são modificadas, a alteração da densidade será o principal fator para a variação da velocidade e vazão críticas.

Esse resultado implica que uma mudança do fluido de solução de glicerina para solução de água aumenta a velocidade crítica de *flutter*, o que vai contra o trabalho de Moore e Dasi (2014) em que oscilações em cúspides foram detectadas em solução aquosa e não foram detectadas em uma solução de glicerina semelhante.

Entretanto, o fato de maiores valores de densidade reduzirem a velocidade crítica está de acordo com outras teorias analíticas para o cálculo do *flutter*. Bendiksen (2009) e Kornecki *et al.* (1976) argumentam que uma densidade maior do fluido aumenta sua pressão dinâmica e a energia transferida para o corpo, desestabilizando-o mais cedo. O trabalho de Wright e Cooper (2007), que oferece um algoritmo para calcular a velocidade crítica de asas de aviões, mostra o mesmo comportamento ao se aumentar a densidade do ar, como pode ser visto na Figura 4.4.

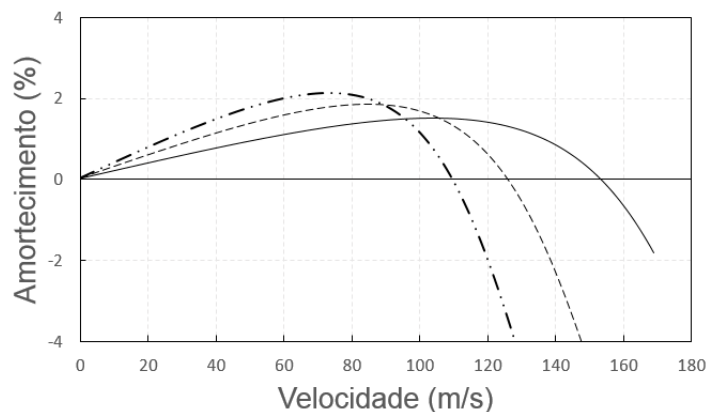


FIGURE 4.4 – Gráfico de amortecimento por velocidade do ar da teoria analítica de Wright e Cooper (2007). Linha cheia se refere a fluido de ar com densidade a 15 °C, linha tracejada se refere a densidade 50% maior e linha traço-ponto se refere a densidade 100% maior.

A maioria dos estudos desenvolvidos sobre *flutter* se concentram na área aeronáutica, trabalhando com velocidades de fluido próximas ou acima da velocidade do som, isso faz com que considerações de que o fluido é invíscido sejam comuns (DOWELL, 2015; DUGUNDJI *et al*, 1963; PAÏDOUSSIS, 2016). Porém essa consideração não pode ser feita em escoamentos de baixa velocidade em que efeitos viscosos tem maior importância, o que pode justificar a discordância dos resultados de Moore e Dasi (2014).

Trabalhos como o de Argentina e Mahadevan (2005) afirmam que a viscosidade do fluido tende a atrasar o início do efeito de *flutter*. Païdoussis (2016), por outro lado, afirma que os efeitos viscosos ainda não são muito bem compreendidos no cálculo numérico de instabilidade de sistemas com interação fluido-estrutura, citando trabalhos em que, ao se comparar teorias invíscidas com teorias viscosas, os termos viscosos foram os responsáveis por criar uma instabilidade no sistema e iniciar as oscilações de placas e cascas.

O termo viscoso da teoria analítica deste trabalho está de acordo com o argumento de Argentina e Mahadevan (2005), pois, ao ignorá-lo nos cálculos, a velocidade crítica fica menor do que com sua adição. A válvula genérica, por exemplo, tem sua velocidade crítica reduzida de 0,85 m/s para 0,83 m/s, uma redução de cerca de 2%, se o termo viscoso é desconsiderado. Resultados semelhantes são encontrados nos cálculos com as válvulas disponíveis no Labbio.

Uma desvantagem do termo viscoso utilizado é o fato de ele possuir poucos trabalhos para se basear, sendo ele retirado do trabalho de Watanabe *et al.* (2002b). Mesmo que os estudos de Argentina e Mahadevan (2005) e Watanabe *et al.* (2002b) considerem as forças viscosas, eles não modificam o fluido de trabalho, dificultando uma análise comparativa entre fluidos de diferentes densidades e viscosidades. Além disso, como o trabalho de Moore e Dasi (2014) é majoritariamente experimental, não se pode aprofundar nas razões de porque seus resultados destoam das teorias analíticas.

Uma razão para essa diferença pode ser que o termo viscoso esteja subestimado e sua importância no cálculo da velocidade crítica no *flutter* seja maior que a estipulada. Dessa forma, é possível que a viscosidade na verdade possua mais impacto do que a densidade ao se alterar o fluido de trabalho.

De forma geral, a análise de sensibilidade mostrou a importância das diversas variáveis da teoria analítica na velocidade e vazão críticas. Uma avaliação aprofundada mostra primeiramente que o módulo de elasticidade e espessura de uma válvula de pericárdio bovino, por serem maiores que os de uma válvula porcina, tem um forte impacto na menor suscetibilidade ao *flutter*, sendo interessante de se levar em consideração ao se escolher uma válvula próstética para um implante.

Entretanto, dependendo das dimensões da válvula, ela pode sofrer *flutter* independente do material. Dessa forma, é possível focar em outras variáveis durante o projeto de fabricação de uma bioprótese que seja menos suscetível às oscilações das cúspides. Embora o diâmetro tenha forte impacto na velocidade crítica, sua importância diminui ao se considerar a vazão, então um projetista deve levar em conta que uma redução no diâmetro aumenta a vazão crítica até certo ponto, mas que ainda é possível aumentar a resistência ao início do flutter ainda mais ao se aumentar a altura de protrusão da prótese.

Outra consideração que um projetista deve levar em conta é que a espessura da cúspide possui grande valor na resistência de início das oscilações. Estudos podem ser feitos para que haja uma triagem mais rígida na seleção do material da prótese para que espécimes de maior espessura sejam escolhidos para a confecção. Por outro lado, tecidos de menor espessura podem ser utilizados em válvulas que possuam outras variáveis que compensem a redução à

resistência ao início de *flutter* pela espessura, como uma maior altura de protrusão e menor diâmetro interno.

Ao se analisar os resultados encontrados pela teoria analítica, eles têm se mostrado de acordo com vários resultados de outros estudos, embora eles ainda devem ser comparados com outros resultados experimentais, o que foi feito nas seções subsequentes. Ainda assim, a modificação das variáveis deu importantes resultados que podem contribuir para se encontrar métodos que reduzam ou até evitem o efeito de *flutter* em válvulas biológicas.

4.2. Quantificação do *Flutter*

O algoritmo utilizado foi capaz de mensurar a oscilação das cúspides. As oito válvulas disponíveis no Labbio foram testadas em dois fluidos diferentes em cinco vazões. Foram analisados cerca de 1200 gráficos de frequência para se ter um estudo amplo do *flutter* em válvulas cardíacas prostéticas biológicas.

A Figura 4.5 mostra exemplos das oscilações das cúspides, com a distância das linhas até o centro da válvula e as frequências encontradas. Diversos tipos de vibrações foram detectados, algumas cúspides tiveram oscilações de altas amplitudes e de forma muito ordenada (FIG 4.5.A), enquanto outras tiveram diferentes períodos e altas amplitudes (FIG 4.5.B); houve também casos de baixa ordenação e baixa amplitude (FIG 4.5.C).

As frequências variaram de 20 a 430 Hz, com a maioria dos valores se encontrando na magnitude de 200 Hz; as amplitudes variaram de 0,1 a 2,5 mm, com uma média de 0,4 mm. Foi observado que houve casos em que mais de uma frequência foi encontrada em uma cúspide, como mostra a Figura 4.5.B.

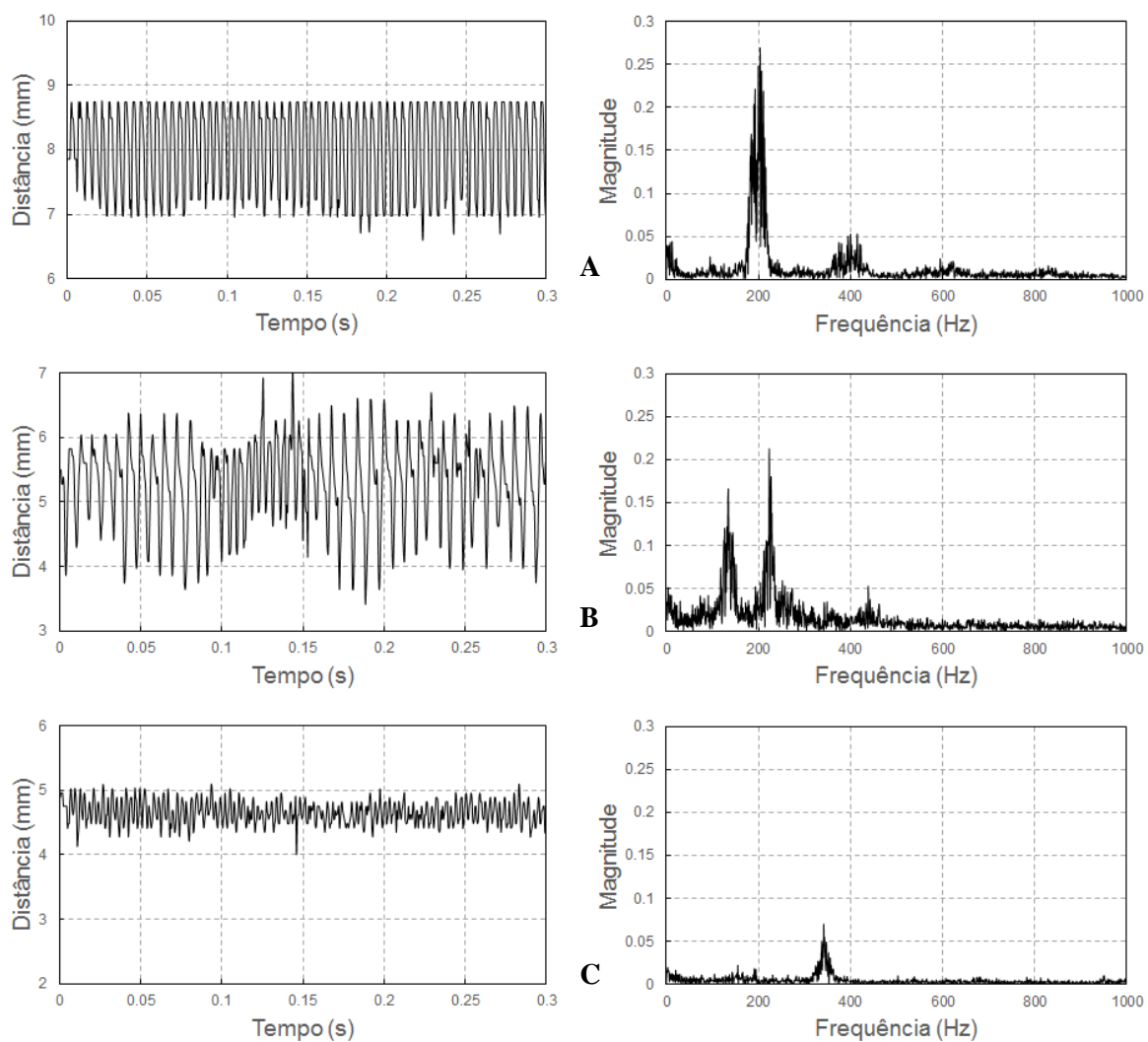


FIGURA 4.5 - Oscilações e frequências medidas de diferentes cúspides dos escoamentos do experimento. A) Oscilação ordenada e alta amplitude. B) Oscilação desordenada, com diferentes períodos e altas amplitudes. C) Oscilação de baixa ordenação e baixa amplitude

A Tabela 4.2 mostra a vazão e velocidade crítica para as válvulas estudadas para pelo menos uma cuspide. A análise dos dados foi dividida entre as válvulas de diâmetros anulares de 19 e 21 mm e as válvulas de 27 e 33 mm, visto que as maiores diferenças de comportamento ocorreram entre elas.

TABELA 4.2 – Vazões e velocidades críticas experimentais de início de *flutter* das válvulas biológicas para as soluções de água e de glicerina

Material	Diâmetro Anular (mm)	Vazão Crítica (l/min)		Velocidade Crítica (m/s)	
		Água	Glicerina	Água	Glicerina
Pericárdio Bovino	19,0	15,0	15,0	2,58	2,91
Porcina	19,0	5,0	15,0	2,07	4,29
Porcina	21,0	10,0	10,0	2,71	2,65
Porcina	21,0	5,0	15,0	1,34	4,00
Porcina	27,0	15,0	15,0	1,54	1,44
Porcina	27,0	20,0	20,0	2,79	3,27
Pericárdio Bovino	33,0	25,0	-	1,60	-
Porcina	33,0	15,0	25,0	1,51	2,18

Para a solução de água, *flutter* se iniciou pelo menos para uma das cúspides em escoamentos de 10 l/min para as válvulas menores, com um caso da válvula porcina de 19 mm possuindo vibrações na vazão de 5 l/min; as válvulas de diâmetros maiores apresentaram *flutter* a partir de escoamentos de 15 e 20 l/min, com a válvula de pericárdio de 33 mm iniciando *flutter* na vazão de 25 l/min.

Para a solução de glicerina, *flutter* se iniciou mais tarde pelo menos para uma das cúspides em escoamentos de 15 l/min, com uma única cúspide na válvula porcina de 19 mm possuindo vibrações na vazão de 10 l/min; as válvulas de diâmetros maiores apresentaram *flutter* a partir de escoamento de 20 e 25 l/min, com uma válvula porcina de 27 mm iniciando oscilações a 15 l/min, a válvula de pericárdio bovino de 33 mm não apresentou *flutter* em nenhuma cúspide.

Em ambos os fluidos de trabalho observou-se que todas cúspides das válvulas menores apresentaram *flutter* em pelo menos uma vazão, enquanto houve cúspides das válvulas maiores que não apresentaram movimentos irregulares até mesmo na vazão máxima. A velocidade crítica média para início do *flutter* na água foi de $2,54 \pm 0,82$ m/s e na solução de glicerina foi de $3,67 \pm 1,34$ m/s.

As válvulas de maiores diâmetros apresentaram frequências e amplitudes menores que as demais. Nas válvulas de 27 e 33 mm, as frequências variaram de 23 a 218 Hz e amplitudes variaram de 0,2 a 0,8 mm para as vazões máximas no escoamento de água; a válvula porcina de 27 mm apresentou os maiores valores de frequência e amplitude e a válvula de pericárdio

de 33 mm obteve as menores frequências, com valores de amplitude similares às demais. As válvulas de menores diâmetros apresentaram frequências e amplitudes altas, variando de 78 a 434 Hz e amplitudes de 0,2 a 2,5 mm para vazão máxima na água; os maiores valores de frequência foram observados na válvula porcina de 19 mm e a maior amplitude na válvula porcina de 21 mm, a válvula de pericárdio de 19 mm obteve as menores frequências com valores de amplitude abaixo da média das demais.

A Tabela 4.3 mostra os valores médios de frequências e amplitudes obtidos para a vazão máxima de 25 l/min para as válvulas prostéticas. As válvulas maiores tiveram valores médios de frequência e amplitude menores que as válvulas menores. Ao se comparar entre as válvulas de diâmetros menores, a válvula de pericárdio bovino apresentou valores menores; na comparação entre as válvulas maiores, a válvula de pericárdio novamente teve valores menores, com destaque para o fato de não terem sido encontrados movimentos irregulares em nenhuma das cúspides na solução de glicerina. Em geral, encontraram-se valores menores de frequência e amplitude nos escoamentos com solução de glicerina em comparação com a água para a maioria das válvulas.

TABELA 4.3 - Frequências e amplitudes médias das válvulas bioprostéticas para a vazão máxima de 25 l/min.

Material	Diâmetro Anular (mm)	Frequência Média (Hz)		Amplitude Média (mm)	
		Água	Glicerina	Água	Glicerina
Pericárdio Bovino	19,0	109,3	152,2	0,28	0,33
Porcina	19,0	327,2	254,0	1,05	0,85
Porcina	21,0	275,0	240,7	0,96	0,46
Porcina	27,0	107,8	90,5	0,32	0,22
Pericárdio Bovino	33,0	43,8	-	0,21	-
Porcina	33,0	45,2	26,2	0,16	0,11

A Figura 4.6 mostra a relação da frequência e amplitude do *flutter* com a vazão de fluido. Na maioria dos casos, as frequências das cúspides e suas amplitudes aumentaram com o aumento da vazão de escoamento, chegando ao seu valor máximo no escoamento de 25 l/min. *Flutter* se iniciou subitamente a partir de uma velocidade crítica e sua frequência já se inicia em uma alta ordem de magnitude, não iniciando de um valor baixo para um alto.

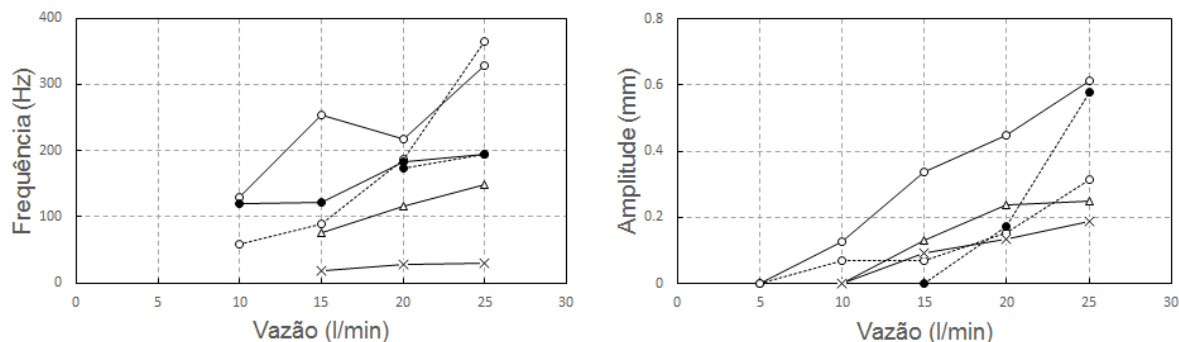


FIGURA 4.6 – Relação das frequências e amplitudes do *flutter* com a vazão. Δ pericárdio bovino 19 mm; \bullet porcina 19 mm; \circ porcina 21 mm; \times porcina 33 mm.

A Figura 4.7 mostra a relação da frequência e amplitude com a viscosidade cinemática dos fluidos de trabalho. Para as mesmas cúspides, houve diferença nas respostas para cada fluido; as frequências tiveram o mesmo valor ou apresentaram uma leve redução quando submetidos ao escoamento da solução de glicerina. As amplitudes das oscilações tiveram reduções na comparação entre a soluções, com as maiores amplitudes tendo reduções drásticas e as menores amplitudes reduziram ou cessaram, como no caso da válvula de pericárdio bovino de 33 mm.

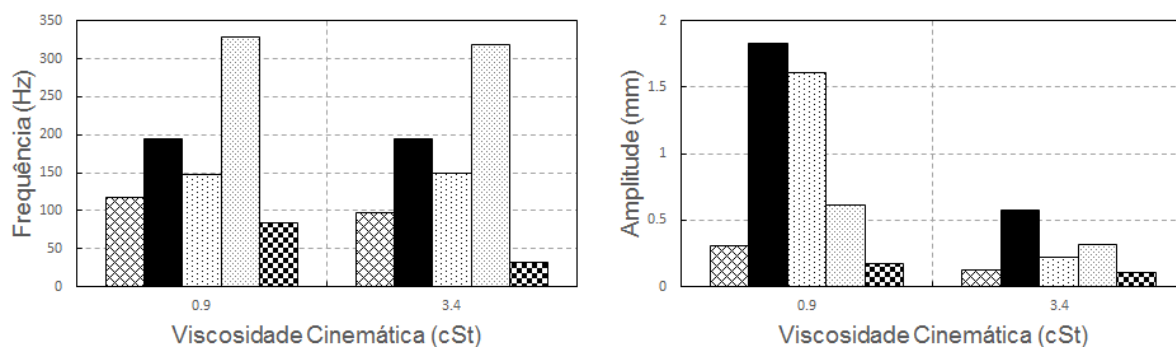


FIGURA 4.7 – Relação das frequências e amplitudes do *flutter* com a viscosidade cinemática. Respectivamente, pericárdio bovino 19 mm; porcina 19 mm (1); porcina 19 mm (2); porcina 21 mm; porcina 27 mm

O *flutter* em válvulas prostéticas biológicas acontece de forma geral e em velocidades consistentes com o pico de fluxo sistólico, apresentando um problema real para a vida útil de válvulas biológicas. Até na vazão máxima de 25 l/min, frequências mais baixas foram encontradas nas válvulas de 27 e 33 mm, isso pode ser explicado porque, para a mesma vazão, as válvulas maiores possuem uma velocidade média menor que as de 19 e 21 mm por

possuírem uma maior área de orifício. Como as frequências e amplitudes aumentam com o aumento da vazão, mesmo as válvulas grandes que oscilaram menos tem a tendência de adquirir maiores frequências e amplitudes com uma vazão maior, entretanto seriam valores acima do pico de fluxo sistólico, reduzindo as chances de alcançarem grandes valores. Dessa forma, o pico de vazão sistólica deve ser considerado ao se estimar a intensidade do *flutter* em um implante de válvula prostética.

Os resultados mostraram que há diferenças nas frequências e amplitudes das oscilações das cúspides ao modificar o fluido de trabalho. A solução de água e glicerina, por possuir uma viscosidade cinemática mais próxima à do sangue tem consequentemente um número de Reynolds similar e um resultado mais fiel ao que aconteceria no corpo humano. Dessa forma pode-se verificar que o *flutter* possui uma velocidade crítica maior na glicerina sendo ela mais dinamicamente semelhante do que a água e com frequências e amplitudes menores. Isso está de acordo com os resultados de Moore e Dasi (2014) que argumentam que a escolha do fluido fisiologicamente não análogo ao sangue pode ter significativas consequências nos resultados. De toda forma, o estudo com o uso de água se mostra válido por obter uma quantidade maior de dados para a análise adimensional.

4.3. Análise Adimensional

A partir de 22 cúspides que tiveram *flutter* nos experimentos em um ou ambos os fluidos, foi obtida a relação entre os parâmetros adimensionais μ^* e V^* . Um total de 39 pontos, juntamente com a incerteza expandida calculada, foram utilizados para a criação do gráfico da Figura 4.8. Nela é possível observar que a razão de massa tem relação com a velocidade crítica de *flutter*. Enquanto as válvulas porcinas tiveram os menores valores de μ^* e maiores valores de V^* , as válvulas de pericárdio tiveram relativamente uma maior razão de massa e um menor valor de velocidade de *flutter* adimensional.

A maioria dos valores de μ^* das válvulas porcinas se concentraram em $0,018 \pm 0,009$, enquanto as cúspides de pericárdio bovino obtiveram valores de razão de massa em volta de $0,033 \pm 0,003$, exceto por uma cúspide do pericárdio de 33 mm que obteve o valor 0,043.

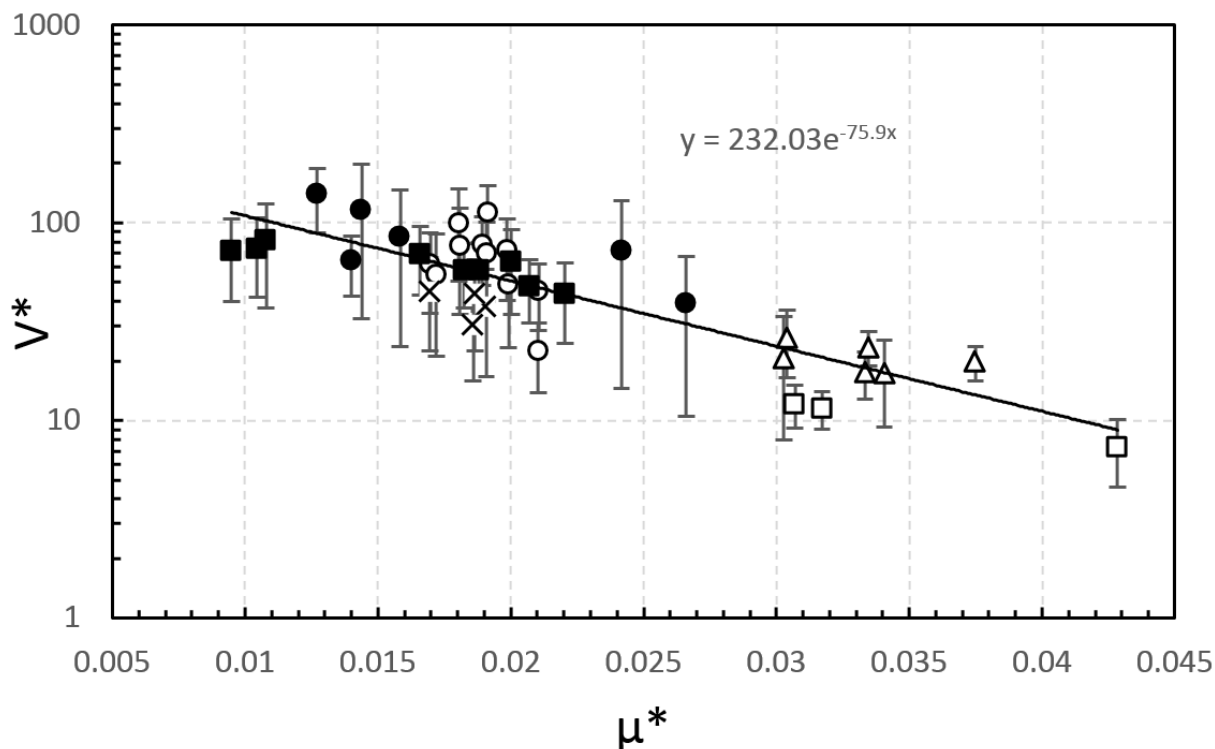


FIGURA 4.8 – Relação entre a razão de massa e a velocidade crítica de *flutter* adimensional.

Δ pericárdio bovino 19 mm; ● porcina 19 mm; ○ porcina 21 mm; ■ porcina 27 mm; □ pericárdio bovino 33 mm, × porcina 33 mm.

Utilizando o método dos mínimos quadrados, obteve-se um ajuste de curva de formato exponencial que possibilita relacionar as variáveis adimensionais μ^* e V^* . A Equação 4.1 foi obtida com um coeficiente de determinação (R^2) de 0,73 e variância residual (ϕ) de 0,13, sendo:

$$V^* = 232,03e^{-75,9\mu^*} \quad (4.1)$$

O gráfico obtido na Figura 4.8 pela análise adimensional dá a possibilidade de prever a velocidade crítica do início do *flutter* a partir de informações que podem ser obtidas na literatura, folhas de dados e medidas durante a fabricação da válvula. Além disso, é possível obter uma grande gama de informações sobre o início do fenômeno de *flutter*. Maiores valores de μ^* estão relacionados a uma maior resistência à flexão da cúspide e menos suscetibilidade ao início do *flutter*. A inclinação negativa da curva pode ser explicada pelas propriedades mecânicas e dimensionais das cúspides. O aumento da espessura aumenta o valor de μ^* e, embora a razão de massa aumente a velocidade crítica V_c , a espessura aumenta na potência de 1,5 a rigidez flexional da estrutura, reduzindo assim o valor de V^* . A mesma

analogia é feita para o comprimento do folheto, o valor de H reduz μ^* , o que faz V_c diminuir, mas o comprimento aumenta na potência de 1,5, aumentando assim o valor de V^* . O módulo de elasticidade também tem influência significativa no *flutter*, pois embora a velocidade crítica aumente V_c , a magnitude do módulo é muito maior, reduzindo o valor de V^* . A densidade da glicerina, embora reduza μ^* , tem maior influência na redução da velocidade crítica de início de *flutter*.

Os resultados mostram como características geométricas tem grande influência no *fluttering* das válvulas, com os maiores valores de razão de massa pertencentes às válvulas prostéticas de pericárdio bovino, tendo altas velocidades críticas de *flutter* e frequências e amplitudes baixas. A Tabela 4.3 mostra como, entre as válvulas de menores diâmetros, aquelas de pericárdio bovino possuem frequências e amplitudes menores que as porcinas; o mesmo pode ser observado na comparação entre as válvulas de maiores diâmetros. Essa resistência ao início do fenômeno de *flutter* está de acordo com outros estudos da literatura que não verificaram oscilações nesse tipo de válvulas em diversos escoamentos (IONESCU, 2014; RAINER *et al.*, 1979) ou encontraram vibrações de baixa frequência, porém de alta amplitude (PEACOCK, 1990). Além disso, essa constatação demonstra novamente que as válvulas prostéticas de pericárdio bovino se mostram como opções a serem fortemente consideradas no momento da escolha da válvula a ser implantada em um paciente, possuindo uma menor suscetibilidade às oscilações de suas cúspides e, conseqüentemente, um tempo de vida útil possivelmente mais prolongado.

4.4. Considerações do Estudo Analítico e Experimental

Foi realizada a comparação entre os resultados obtidos pelo estudo analítico e os dados experimentais com as válvulas disponíveis. Eles estão mostrados nas Tabela 4.4 e 4.5, sendo que, nesse caso, a vazão crítica analítica foi calculada a partir da área de orifício efetivo (AOE) retirado das folhas de dados de seus respectivos fabricantes (BRAILE BIOMÉDICA, 2016; ST. JUDE MEDICAL, 2016).

TABELA 4.4 – Comparação entre o estudo analítico e experimental para velocidade crítica

Material	Diâmetro anular (mm)	V _c - água (m/s)		V _c - glicerina (m/s)	
		Analítico	Experim.	Analítico	Experim.
Pericárdio Bovino	19,0	3,76	2,58	3,61	2,91
Porcina	19,0	1,78	2,07	1,71	4,29
Porcina	21,0	1,18	2,71	1,14	2,65
Porcina	21,0	1,12	1,34	1,08	4,00
Porcina	27,0	0,46	1,54	0,45	1,44
Porcina	27,0	1,03	2,79	0,99	3,27
Pericárdio Bovino	33,0	3,23	1,60	3,10	-
Porcina	33,0	0,95	1,51	0,91	2,18

TABELA 4.5 – Comparação entre o estudo analítico e experimental para vazão crítica

Material	Diâmetro anular (mm)	AOE (mm ²)	Q _c - água (l/min)		Q _c - glicerina (l/min)	
			Analítico	Experim.	Analítico	Experim.
Pericárdio Bovino	19,0	110,0	24,8	15,0	23,8	15,0
Porcina	19,0	122,0	13,0	5,0	12,5	15,0
Porcina	21,0	130,0	9,2	10,0	8,9	10,0
Porcina	21,0	130,0	8,7	5,0	8,4	15,0
Porcina	27,0	190,0	5,2	15,0	5,1	15,0
Porcina	27,0	190,0	11,7	20,0	11,3	20,0
Pericárdio Bovino	33,0	388,0	75,2	25,0	72,2	-
Porcina	33,0	344,0	21,3	15,0	20,4	25,0

As velocidades analíticas ficaram abaixo das experimentais para a maioria dos casos, sendo que elas ficaram menores para todas as válvulas porcinas e maiores para as válvulas de pericárdio bovino. Resultados abaixo dos valores experimentais são comuns em teorias analíticas de *flutter* (HUANG e ZHANG, 2013; PAÏDOUSSIS, 2016), mas devido à sensibilidade das variáveis de módulo de elasticidade e espessura nas velocidades críticas, as respostas para as válvulas de pericárdio bovino ficaram acima do esperado, embora estejam de acordo com o fato de serem maiores que as válvulas porcinas. As diferenças para as válvulas porcinas ficaram entre -70% a -14% e para as válvulas de pericárdio ficaram entre +24% e +102%.

A comparação das vazões possui mais dificuldades devido à área de orifício escolhida. A consideração de abertura completa é irreal, embora tenha sido utilizada na seção da análise somente da teoria analítica devido a análise de sensibilidade, em que não é possível

especificar uma AOE para uma válvula genérica inexistente e nem para suas variações em que o diâmetro foi modificado. Mesmo ao se utilizar os valores de área de orifício efetiva das folhas de dados das válvulas reais, isso ainda é uma aproximação, pois os valores de AOE são considerados para a abertura no pico sistólico, e não necessariamente a velocidade crítica encontrada equivale a velocidade máxima do pico sistólico.

Ao se analisar os dados da Tabela 4.5, pode-se verificar que, com os valores de AOE, as únicas válvulas que possuem uma vazão crítica acima do pico de vazão sistólica são as de pericárdio bovino. Esse resultado está de acordo com a válvula de pericárdio de 33 mm para o escoamento de glicerina, em que não foram detectadas oscilações das cúspides. Entretanto, os demais resultados não estão de acordo, visto que *flutter* foi detectado em pelo menos uma cúspide em vazões abaixo de 25 l/min, embora vazões críticas mais altas tenham sido encontradas para as válvulas de pericárdio. As diferenças para as válvulas de pericárdio ficaram entre +58% e +200%.

Ao se comparar os resultados das válvulas porcinas, alguns valores analíticos obtiveram resultados próximos do experimental, como as válvulas de 19 e 21 mm. Para a vazão, as diferenças variaram de valores menores e maiores que os experimentais, ficando entre -65% e +160%.

Outra relação que pode ser verificada é o comportamento da velocidade e vazão críticas em relação à mudança do fluido. Enquanto a velocidade e vazão críticas reduzem na modificação de água para glicerina no estudo analítico, elas aumentam no estudo experimental. Embora essa redução esteja de acordo com as teorias analíticas de *flutter*, como afirmam os trabalhos de Bendixsen (2009), Kornecki (1976) e Wright e Cooper (2007), esse resultado não só difere dos achados experimentais, como também não está de acordo com o trabalho de Moore e Dasi (2014), sendo esse o único outro estudo encontrado na literatura que tratou do fenômeno de *flutter* em válvulas em diferentes fluidos. O resultado experimental também concorda com o argumento de Argentina e Mahadevan (2005) em que afirmam que a viscosidade do fluido auxilia na estabilidade do sistema atrasando o início do *flutter*. Essa discordância de resultados pode estar relacionada ao termo viscoso do estudo analítico que, além de ser ignorado em várias teorias invíscidas, parece estar subestimado para escoamentos de baixas velocidades em que as forças viscosas têm grande importância.

discordâncias nas respostas encontradas, e um foco nesses itens em futuros trabalhos pode auxiliar em uma melhor convergência.

Para os resultados experimentais, um maior número de ensaios, com maior número de válvulas de diversos fabricantes e uso de diferentes fluidos, pode dar uma maior precisão para o gráfico adimensional, alterando sua fórmula final. Além disso, pode-se verificar como as barras de incerteza expandida tem valores muito altos em determinados dados. A utilização de equipamentos com maior precisão pode auxiliar na redução dessas incertezas. Entretanto, a maior fonte das incertezas provém dos dados dos módulos de elasticidade das cúspides, visto que os dados diferem muito na literatura, além da simplificação utilizada em que tecido porcino e de pericárdio foram considerados como elásticos e isotrópicos. Outra fonte de incerteza a ser considerada é que os testes foram feitos a 20 °C e 25 °C, o que pode modificar o comportamento das cúspides, visto que as válvulas são fabricadas para operarem na temperatura do corpo humano, de 37 °C. Um líquido incolor a 37 °C com propriedades semelhantes à do sangue seria o fluido ideal para o trabalho.

Em relação à teoria analítica, pode-se citar entre suas limitações as simplificações utilizadas na geometria inicial da cúspide, que foi planificada e considerada com perfil parabólico. O amortecimento do sistema também foi uma simplificação, visto que a teoria linear é apenas uma aproximação numérica que é utilizada em casos em que não há valores experimentais (WILSON, 2002). Além disso, maior atenção deve ser dada ao termo viscoso da teoria para que seja possível encontrar maiores velocidade críticas em fluidos mais viscosos. De toda forma, a teoria ainda é válida por ter sido a primeira teoria de *flutter* voltada especificamente para válvulas cardíacas, servindo de base para trabalhos futuros que tenham interesse em aprimorá-la. O estudo analítico também é válido por ter se aprofundado em uma análise de sensibilidade que pôde dar os primeiros indícios do que pode ser feito para reduzir o *flutter* em válvulas biológicas. Mais experimentos com diferentes válvulas devem ser feitos para validar que as variáveis encontradas possam dar diferentes respostas de velocidade e vazão críticas.

Ademais, outras considerações podem ser feitas comparando-se o estudo analítico e experimental. A primeira delas é que a teoria analítica pode auxiliar no projeto de válvulas prostéticas que, embora ainda possam sofrer *flutter*, podem ter uma vida útil maior que outras mais antigas. Isso ocorre porque, como foi mostrado anteriormente, a frequência e amplitude

das vibrações tende a aumentar com o acréscimo da vazão, logo uma válvula um pouco menos suscetível ao *flutter*, possuirá menores frequências e amplitudes para as mesmas vazões que válvulas que não foram projetadas para suportar as oscilações, podendo sofrer menos fadiga e ter uma vida útil maior.

Outra consideração é que teoria e experimento concordam que as válvulas de pericárdio bovino possuem maior resistência ao início do fenômeno de *flutter* que as válvulas porcinas. Esse fato dá mais argumento a superioridade da prótese de pericárdio em relação ao fenômeno de *flutter* e como ela pode ser considerada como uma opção preferencial do que a válvula porcina. Embora não haja consenso em relação a qual válvula biológica é melhor, com vários estudos verificando que elas possuem performances estatisticamente semelhantes em relação a tempo de vida útil, tromboembolismo, entre outros (GAO *et al.*, 2004; YAP *et al.*, 2013), um estudo que leva em consideração a suscetibilidade dessas próteses ao *flutter* e suas consequências no longo prazo ainda deve ser realizado.

5. CONCLUSÕES

O fenômeno de *flutter* em válvulas cardíacas é conhecido há décadas na literatura, mas foi muito pouco abordado em pesquisas, sendo, em sua maioria das vezes, apenas notado que ocorre. Embora haja consenso de que ele seja prejudicial ao tempo de vida de válvulas prostéticas, estando relacionado à calcificação, regurgitação e falha por fadiga, pouca pesquisa sobre o assunto foi feita para quantificá-lo e tentar reduzi-lo.

O objetivo desse trabalho foi estudar o fenômeno de forma analítica e experimental, visando compreender como essas oscilações nas cúspides surgem e criar uma base científica para modificar parâmetros que possam reduzi-las e até evitá-las por completo.

Foi criada uma teoria analítica para o cálculo de *flutter* em válvulas que resultam em valores verossímeis para a velocidade crítica de início das oscilações. Ela foi capaz de demonstrar como as dimensões de diâmetro interno e espessura possuem significativa importância na velocidade crítica de *flutter*, além de demonstrar a possibilidade de combinar parâmetros para otimizar a resistência de válvulas ao início das oscilações. Embora necessite de aprimoramentos, ela é o primeiro modelo analítico focado em *flutter* em válvulas cardíacas biológicas, dando valiosos resultados para entender a sensibilidade de cada variável e como elas afetam o desempenho das cúspides. Essa resposta pode auxiliar nos próximos passos para o projeto de novas biopróteses menos suscetíveis ao *flutter*.

Um algoritmo, juntamente com o uso de uma bancada experimental e uma câmera de alta velocidade, foi capaz de quantificar as frequências e amplitudes de diferentes válvulas prostéticas de diferentes tamanhos e materiais. Foram encontradas frequências em um amplo intervalo de valores, variando de 20 a 430 Hz e as amplitudes variaram de 0,1 a 2,5 mm. Com isso foi possível verificar como frequência e amplitude aumentam com a vazão e comparar seus valores de acordo com a válvula testada e o fluido de trabalho.

Com o resultado também foi possível criar um gráfico adimensional que relaciona as dimensões e propriedades mecânicas das válvulas com sua velocidade crítica de *flutter*. Embora possua limitações de incertezas e necessite de aprimoramentos, ele possibilita prever experimentalmente o início das oscilações e pode servir como outra ferramenta de auxílio no projeto de válvulas prostéticas menos suscetíveis ao *flutter*. Em última análise, essa

informação pode vir a auxiliar na previsão da válvula escolhida antes de uma operação, em que, ao se obter os dados médicos de débito cardíaco e pico de velocidade sistólica de um paciente, pode-se prever se uma certa válvula prostética pode vir a sofrer *flutter* e, conseqüentemente, ter uma vida útil menor, sendo mais uma variável a ser considerada.

O trabalho verificou como, analítica e experimentalmente, a válvula de pericárdio bovino é menos suscetível ao *flutter* em comparação com a válvula porcina, sendo esse um argumento a mais no momento da escolha da válvula para implante. Entretanto, com a análise de sensibilidade, é possível também criar critérios para aperfeiçoar a válvula porcina para que possua performance similar.

Embora o estudo atual possua várias limitações, como as simplificações da teoria analítica, falta de um estudo de fadiga das válvulas e pelo fato do experimento ter sido feito em escoamento contínuo, trata-se de um primeiro passo para outras pesquisas focadas em *flutter* em válvulas cardíacas que, futuramente, possam aumentar suas durabilidades e chegar mais perto da válvula prostética ideal.

6. SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS

O trabalho apresentou um estudo inédito dentro da literatura consultada do fenômeno de *flutter* em válvulas cardíacas prostéticas biológicas, com resultados analíticos e experimentais. Entretanto, novos trabalhos podem ser feitos para se aprofundar no estudo e auxiliar na redução do *flutter* em válvulas e aumentar o tempo de vida útil de biopróteses. Abaixo segue algumas sugestões para trabalhos futuros.

- Aprimorar a teoria analítica para se encontrar resultados com maior concordância com os experimentais;
- Realizar experimentos em escoamento pulsátil para comparar os resultados de frequência e amplitude de *flutter*;
- Realizar mais experimentos com outras válvulas e a modificação das variáveis da teoria analítica para verificar a análise de sensibilidade;
- Realizar mais experimentos com um maior número de válvulas biológicas e menores intervalos de vazão para aprimorar a precisão do gráfico adimensional;
- Realizar experimentos de fadiga com válvulas que possuem e não possuem *flutter* para verificar se há mudança na vida útil de biopróteses;
- Comparar em experimentos de fadiga se as válvulas de pericárdio bovino são superiores às porcina por serem menos suscetíveis ao *flutter*;
- Utilizar PIV para verificar como a tensão de cisalhamento no fluido é modificada quando ocorre *flutter* em válvulas;
- Simular numericamente o escoamento através de uma válvula instalada na bancada experimental para estudar outros aspectos do *flutter* em válvulas cardíacas.
- Verificar as consequências clínicas do *flutter* em pacientes com válvulas em que ocorrem o fenômeno.

REFERÊNCIAS

ALBERTAZZI, A.; SOUSA, A. R. *Fundamentos de metrologia científica e industrial*. São Paulo: Manole, 2008.

ARGENTINA, M.; MAHADEVAN, L. Fluid-flow-induced flutter of a flag. *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America*, Washington , v. 102, n. 6, p. 1829-1834, 2005.

BALACHANDRAN, B; MAGRAB, E. N. *Vibrations*. 2nd ed. Toronto: Cengage Learning, 2009.

BENDIKSEN, O. O. High-altitude limit cycle flutter of transonic wings. *Journal of Aircraft*, Reston, USA, v. 46, n. 1, p. 123-136, 2009.

BILLAH, K. Y.; SCANLAN, R. H. Resonance, tacoma narrows bridge failure and undergraduate physics textbooks. *American Journal of Physics*, New York, v. 59, n. 2, p. 118-124, 1991.

BLEVINS, R. D. *Flow-induced vibration*. 2nd ed. Malabar, USA: Krieger Publishing, 2001.

BLEVINS, R. D. *Formulas for natural frequency and mode shape*. New York: Van Nostrand Reinhold, 1979.

BRAILE BIOMÉDICA IND. Prótese valvular orgânica biológica de pericárdio bovino. *Catálogo de Produtos*. São José do Rio Preto, São Paulo: 2016.

BRAILE BIOMÉDICA IND. Prótese valvular orgânica biológica porcina. *Catálogo de Produtos*. São José do Rio Preto, São Paulo: 2016.

BOESTAN, I. N.; SARVASTI, D. Choosing a prosthetic heart valve. *Folia Medica Indonesiana*, Surabaya, v. 41, n. 2, p. 169-181, 2005.

CARPENTIER A.; LEMAIGRE, G.; ROBERT, L.; CARPENTIER, S. DUBOST, C. Biological factors affecting long-term results of valvular heterografts. *The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery*, St. Louis, USA, v. 58, n. 4, p. 467-483, 1969.

CHAN, W. S.; ANAND, S.; GINSBERG, J. S. Anticoagulation of pregnant women with mechanical heart valves. *Archives of Internal Medicine*, Chicago, v. 160, p. 191-196, 2000.

CLAIRBORNE, T. E.; SLEPIAN, M. J.; HOSSAINY, S.; BLUESTEIN, D. Polymeric trileaflet prosthetic heart valves: evolution and path to clinical reality. *Expert Review of Medical Devices*, London, v. 9, n. 6, p. 577-594, 2012.

CONDURACHE, A. P.; HAHN, T.; HOFMANN, U. G.; SCHARFSCHWERDT, M.; MISFELD, M.; AACH, T. Automatic measuring of quality criteria for heart valves. In: *Medical Imaging*. Bellingham, USA: International Society for Optics and Photonics, 2007. p. 65122Q1-65122Q11.

CONDURACHE, A. P.; HAHN, T.; SCHARFSCHWERDT, M.; MERTINS, A.; AACH, T. Video-based measuring of quality parameters for tricuspid xenograft heart valve implants. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, New York, v. 56, n. 12, p. 2868-2878, 2009.

DAEBRITZ, S. H.; FAUSTEN, B.; HERMANN, B.; SCHROEDER, J.; GROETZNER, J.; AUTSCHBACH, R.; MESSMER, B. J.; SACHWEH, J. S. Introduction of a flexible polymeric heart valve prosthesis with special design for aortic position. *European Journal of Cardio-thoracic Surgery*, Heidelberg, v. 25, p. 946-952, 2004.

DASI, L. P.; SIMON, H. A.; SOTIROPOULOS, F.; YOGANATHAN, A. P. Vorticity dynamics of a bileaflet mechanical heart valve in an axisymmetric aorta. *Physics of Fluids*, New York, v. 19, p. 067105-1–067105-17, 2007.

DASI, L. P.; SIMON, H. A.; SUCOSKY, P.; YOGANATHAN, A. P. Fluid mechanics of artificial heart valves. *Clinical and Experimental Pharmacology and Physiology*, Oxford, UK, v. 36, n. 2, p. 225-237, 2009.

DE HART, J.; PETERS, G. W. M.; SCHREURS, P. J. G.; BAAIJENS, F. P. T. Collagen fibers reduce stresses and stabilize motion of aortic valve leaflets during systole. *Journal of Biomechanics*, New York, v. 37, p. 303–311, 2004.

DI LORENZO, V. M. S. *Metodologia para obtenção do campo tridimensional de velocidade em uma prótese de válvula cardíaca utilizando a técnica de velocimetria por imagem de partículas*. 2003. Tese (Doutorado) – Escola de Engenharia, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, 2003.

DOARÉ, O.; SAUZADE, M.; ELOY, C. Flutter of an elastic plate in a channel low: confinement and finite-size effects. *Journal of Fluids and Structures*, London, v. 27, p. 76-88, 2011.

DOUGLAS, J. E.; WILLIAMS, G. D. Echocardiography evaluation of the bjork-shiley prosthetic valve. *Circulation*, Dallas, v. 50, n. 1, p. 52-57, 1974.

DOWELL, E. H. *A modern course in aeroelasticity*. 5th ed. Cham, Switzerland: Springer, 2015.

DOWELL, E. H. *Aeroelasticity of plates and shells*. Leyden, Netherlands: Noordhoff, 1975.

DUGUNDJ, J.; DOWELL, E. H.; PERKIN, B. Subsonic flutter of panels on continuous elastic foundations. *The American Institute of Aeronautics and Astronautics Journal*, Reston, USA, v. 1, n. 5, p. 1146-1154, 1963.

EDWARDS, J. W.; BREAKWELL, J. V.; BRYSON, A. E. Active flutter control using generalized unsteady aerodynamic theory. *Journal of Guidance and Control*, New York, v. 1, n. 1, p. 32-40, 1978.

EDWARDS LIFE SCIENCES. *Our history*. Disponível em: <<http://www.edwards.com/sharedpages/Pages/ourhistory.aspx>> Acesso em: 29 jun. 2014.

FALAHATPISHEH, A.; KHERADVAR, A. High-speed particle image velocimetry to assess cardiac fluid dynamics in vitro: from performance to validation. *European Journal of Mechanics B/Fluids*, Paris, v. 35, p. 2-8, 2012.

GAO, G.; WU, Y.; GRUNKEMEIER, G. L.; FURNARY, A. P.; STARR, A. Durability of pericardial versus porcine aortic valves. *Journal of the American College of Cardiology*, New York, v. 44, n. 2, p. 384-388, 2004.

GLYCERINE PRODUCERS' ASSOCIATION. *Physical properties of glycerine and its solutions*. Catálogo, 1963.

GLOECKNER, D. C.; BIHIR, K. L.; SACKS, M. S. Effects of mechanical fatigue on the bending properties of the porcine bioprosthetic heart valve. *ASAIO Journal*, Philadelphia, v. 45, p. 59-63, 1999.

GRIGIONI, M.; DANIELE, C.; D'AVENIO, G.; BARBARO, V. Laser doppler anemometry study of bidimensional flows downstream of three 19 mm bileaflet valves in the mitral position, under kinematic similarity. *Annals of Biomedical Engineering*, New York, v. 28, p. 194-203, 2000.

HAMMER, P. E.; CHEN, P. C.; NIDO, P. J.; HOWE, R. D. Computational model of aortic valve surgical repair using grafted pericardium. *Journal of Biomechanics*, New York, v. 45, p. 1199-1204, 2012.

HASAN, A.; RAGAERT, K.; SWIESZKOWKI, W.; SELIMOVIĆ, Š.; PAUL, A.; CAMCIUNAL, G.; MOFRAD, M. R.; KHADEMHOSEINI, A. Biomechanical properties of native and tissue engineered heart valve constructs. *Journal of Biomechanics*, New York, v. 47, p. 1949-1963, 2014.

HIGUCHI, K.; DOWELL, E. H. Effect of structural damping on flutter of plates with a follower force. *The American Institute of Aeronautics and Astronautics Journal*, Reston, USA, v. 30, n. 3, p. 820-825, 1992.

HSU, C.H. Numerical study and dynamic behavior analysis of mechanical heart valve. *Biomedical Engineering: Applications, Basis and Communications*, Taipei, Taiwan, v. 13, n. 6, p. 283-295, 2001.

HUANG, L.; ZHANG, C. Modal analysis of cantilever plate flutter. *Journal of Fluids and Structures*, London, v. 38, p. 273-289, 2013.

HUFNAGEL, C.A.; HARVEY, W. P.; RABIL, P. J.; McDERMOTT, T. F. Surgical correction of aortic insufficiency. *Surgery*, St. Louis, USA, v. 35, n. 5, p. 673-683, 1954.

IONESCU, M. I. In the beginning: conception, construction and clinical use of the first pericardial valve. In: SOCIETY OF CARDIOTHORACIC SURGERY IN GREAT BRITAIN AND IRELAND. *The Pericardial Heart Valve, the odyssey of a continuously evolving concept*. London: CPL Associates, 2014. cap. 1, p. 1-35.

IONESCU, M. I.; WOOLER, G. H.; SMITH, D. R.; GRIMSHAW, V. A. Mitral valve replacement with aortic heterografts in humans. *Thorax*, London, v. 22, p. 305–313, 1967.

ISO 5840:2005(E) INTERNATIONAL STANDARDS ORGANIZATION, *Cardiovascular Implants – Cardiac valve prosthesis*. 4th ed. Geneva, Switzerland: 2005.

KAISER, G. A.; HANCOCK, W. D.; LUKBAN, S. B.; LITWAK, R. S. Clinical use of a new design stented xenograft heart valve prosthesis. *Surgical Forum*, Chicago, v. 20, p. 137-138, 1969.

KALEJS, M.; STRADINS, P.; LACIS, R.; OZOLANTA, I.; PAVARS, J.; KASYANOV, V. St Jude Epic heart valve bioprostheses versus native human and porcine aortic valves - comparison of mechanical properties. *Interactive Cardiovascular and Thoracic Surgery*, Amsterdam, v. 8, p. 553-557, 2009.

KANEKO, S.; NAKAMURA, T.; INADA, F.; KATO, M.; ISHIHARA, K.; NISHIHARA, T.; MUREITHI, N. W.; LANGTHJEM, M. A. (Eds.) *Flow-induced vibrations: classifications and lessons from practical experiences*. 2nd ed. Amsterdam: Elsevier/Academic Press, 2014.

KAUFMAN, J.; PALMAZ, J.; WEINSHELBAUM, A.; WOODRUF, D. The Hulfnagel valve: a forgotten entity. *American Journal of Roentgenology*, Leesburg, USA, v. 139, p. 1010-1012, 1982.

KHERADVAR, A.; ALAVI, S. H. A novel hybrid self regenerative heart valve. *Biennial Congress of The Heart Valve Society of America & Society of Heart Valve Disease*, 7., 2013, Venice, Italy.

KOENS, M. J. W. Part I: From a parameterized computer model of the aortic valve to a stentless 3D scaffold and functional evaluation. *Internal Report*, 2004.

KORNECKI, A.; DOWELL, E. H.; O'BRIEN, J. On the aeroelastic instability of two-dimensional panels in uniform incompressible flow. *Journal of Sound and Vibration*, London, v. 47, n. 2, p. 163-178, 1976.

LI, J.; LUO, X. Y.; KUANG, Z. B. A nonlinear anisotropic model for porcine aortic heart valves. *Journal of Biomechanics*, New York, v. 34, p. 1279-1289, 2001.

LOUIE, E.K.; MASON, T.J.; SHA, R.; BIENARZ, T.; MOORE, A.M. Determinants of anterior mitral leaflet fluttering in pure aortic regurgitation from pulsed doppler study of the early diastolic interaction between the regurgitant jet and mitral inflow. *The American Journal of Cardiology*, New York, v. 61, p. 1085-1091, 1988.

MAHNKEN A. H.; MÜHLENBRUCH G.; KOOS R.; STANZEL S.; BUSCH P. S.; NIETHAMMER, M.; GÜNTHER, R. W.; WILDBERGER, J. E.. Automated vs. manual assessment of left ventricular function in cardiac multidetector row computed tomography: comparison with magnetic resonance imaging. *European Radiology, Berlin*, v. 16, p. 1416–1423, 2006.

MARASSI, M.; CASTELLINI, P.; PINOTTI, M.; SCALISE, L. Cardiac valve prosthesis flow performances measured by 2D and 3D-stereo particle image velocimetry. *Experiments in Fluids*, Berlin, v. 36, p. 176–186, 2004.

MEDTRONIC. *A legacy of improving lives*. Disponível em: <<http://www.medtronic.com/about-us/company-profile/medtronic-history/timeline/index.htm>>. Acesso em: 29 jun. 2014.

MINTZ, G. S.; CARLSON, E. B.; KOTLER, M. N. Comparison of noninvasive techniques in evaluation of the nontissue cardiac valve prosthesis. *The American Journal of Cardiology*, New York, v. 49, p. 39-44, 1982.

MOHAMMADI, H.; MEQUANINT, K. Prosthetic aortic heart valves: modeling and design. *Medical Engineering & Physics*, London, v. 33, p.131-147, 2011.

MOORE, B.; DAS, L. P. Spatiotemporal complexity of the aortic sinus vortex. *Experiments in Fluids*, Berlin, v. 55, n. 7, p. 1-12, 2014.

MOOSAVI, M. R.; OSKOUEI, A. R. N.; KHELIL, A. Flutter of subsonic wing. *Thin-Walled Structures*, Essex, UK, v. 43, p. 617-627, 2005.

MORSI, Y. S.; SAKHAEIMANESH, A.; CLAYTON, B. R. Measurements of steady flow velocity and turbulent stress downstream from jellyfish and St. Vincent aortic heart valves. *Journal of Artificial Organs*, Tokyo, v. 2, p. 176-183, 1999.

NOGUEIRA, R. G. *Sistema de controle e aquisição de dados de uma bancada de testes hidrodinâmicos de próteses de válvulas cardíacas*. 2011. Monografia (graduação) – Escola de Engenharia, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, 2011.

OGATA, K. *Engenharia de controle moderno*. 4. ed. São Paulo: Pearson Prentice Hall, 2003.

OPPENHEIM, A. V.; WILLSKY, A. S. *Sinais e Sistemas*. 2. ed. São Paulo: Pearson Prentice Hall, 2010.

PAÏDOUSSIS, M. P. *Fluid-structure interactions: slender structures and axial flow. Volume 1*. 2nd ed. London: Academic Press, 2014.

PAÏDOUSSIS, M. P. *Fluid-structure interactions: slender structures and axial flow Volume 2*. 2nd ed. London: Academic Press, 2016.

PATTERSON, E. A.; HOWARD, I. C.; THORNTON, M. A. A comparative study of linear and nonlinear simulations of the leaflets in a bioprosthetic heart valve during the cardiac cycle. *Journal of Medical Engineering & Technology*, Abingdon, UK, v. 20, n. 3, p. 95-108, 1996.

PEACOCK, J. A. An in vitro study of the onset of turbulence in the sinus of valsalva. *Circulation Research*, Dallas, v. 67, p. 448-460, 1990.

PINTO, E. R.; DAMANI, P. M.; STERNBERG, C. N.; LIEDTKE, A. J. Fine flutterings of the aortic valve as demonstrated by aortic valve echocardiograms. *American Heart Journal*, St. Louis, USA, v. 95, n. 6, p. 807-808, 1978.

PIZA, M. A. *Reticulação de pericárdio bovino com glutaraldeído: efeito da temperatura, tempo de reação e concentrações*. 1997. Dissertação (mestrado) – Interunidades de Ciências e Engenharia de Materiais, Universidade de São Paulo, São Paulo, 1997.

PRABHU, A. A.; HWANG, N. H. C. Dynamic analysis of flutter in disk type mechanical heart valve prostheses. *Journal of Biomechanics*, New York, v. 21, n. 7, p. 585-590, 1988.

PUIG, L. B.; VERGINELLI, G.; KAWABE, L.; ANDRADE E SILVA, U. ; BELLOTI, G.; PILLEGI, F.; ZERBINI, E. J. Experiência em 776 pacientes portadores de valva de duramáter. *Arquivos Brasileiros de Cardiologia*, São Paulo, v. 29, p. 501-507, 1976.

RAINER, W. G.; CHRISTOPHER, R. A.; SADLER, T. R.; HILGENBERG, A. D. Dynamic behavior of prosthetic aortic tissue as viewed by high-speed cinematography. *The Annals of Thoracic Surgery*, Boston, v. 28, n. 3, p. 274-280, 1979.

RIPPEL, R. A.; GHANBARI, H.; SEIFALIAN, A. M. Tissue-engineered heart valve: future of cardiac surgery. *World Journal of Surgery*, New York, v. 36, p. 1581-1591, 2012.

ROSE, J. C.; HUFNAGEL, C.A.; FREIS, E. D.; HARVEY, W. P.; PARTENOPE, E. A. The hemodynamic alterations produced by a plastic valvular prosthesis for severe aortic insufficiency in man. *Journal of Clinical Investigation*, New York, v. 33, p. 891-900, 1954.

ROUSSEAU, E. P. M.; SAUREN, A. A. H. J.; VAN HOUT, M. C.; VAN STEENHOVEN, A. A. Elastic and viscoelastic material behaviour of fresh and glutaraldehyde-treated porcine aortic valve tissue. *Journal of Biomechanics*, New York, v. 16, n. 5, p. 339-348, 1983.

SACKS, M. S.; SMITH, D. B. Effects of accelerated testing on porcine bioprosthetic heart valve fiber architecture. *Biomaterials*, Surrey, UK, v. 19, p. 1027-1036, 1998.

SACKS, M. S. The biomechanical effects of fatigue on the porcine bioprosthetic heart valve. *Journal of Long-Term Effects of Medical Implants*, New York, v. 11, p. 231-247, 2001.

SALADIN, K. S. *Anatomy and physiology: the unity of form and function*. 3rd ed. Columbus, USA: McGraw-Hill Higher Education, 2003.

SINGH, R.; STROM, J. A.; ONDROVIC, L.; JOSEPH, B.; VANAUKER, M. D. Age-related changes in the aortic valve affect leaflet stress distributions: implications for aortic valve degeneration. *The Journal of Heart Valve Diseases*, Middlesex, U.K., v. 17, n. 3, p. 290-299, 2008.

SILVA, A. R.; HERDY, G. V. H.; VIEIRA, A. A.; SIMÕES, L. C. Plastia mitral cirúrgica em crianças com febre reumática. *Arquivos Brasileiros de Cardiologia*, São Paulo, v. 92, n. 6, p. 433-438, 2009.

SOTIROPOULOS F.; LE, T. B.; GILMANOV, A. Fluid mechanics of heart valves and their replacements. *Annual Review of Fluid Mechanics*, Palo Alto, USA, v. 48, p. 259-283, 2016.

ST. JUDE MEDICAL. Biocor stented tissue valve. *Product Catalog*. St. Paul, Minnesota, USA: 2016.

ST. JUDE MEDICAL. *Substituição de válvula cardíaca*. Disponível em: <<http://www.valvulascardiacas.com.br/valvulas/opcoes-de-tratamento/substituicao-da-valvula-cardiaca/>> Acesso em: 29 jun. 2014.

STARR, A. The artificial heart valve. *Nature Medicine*, New York, v. 13, p. 1160-1164, 2007.

STEIN, P. D.; SABBAH, H. N.; MAGILLIGAN, D. J.; LAKIER, J. B. Mechanism of a musical systolic murmur caused by a degenerated porcine bioprosthetic valve. *The American Journal of Cardiology*, New York, v. 49, p. 1874-1882, 1982.

STRUTT, J. W. On the stability of jets. *Proceedings of the London Mathematical Society*, Oxford, UK, v. 10, p. 4-13, 1878.

SWANSON, W. M.; CLARK, R. E. Dimensions and geometric relationships of the human aortic valve as a function of pressure. *Circulation Research*, Dallas, v. 35, p. 871-882, 1974.

THORNTON, S. T.; MARION, J. B. *Dinâmica clássica de partículas e sistemas*. São Paulo: Cengage Learning, 2011.

TIMOSHENKO, S.; WOINOWSKY-KRIEGER S. *Theory of plates and shells*. 2nd ed. Columbus, USA: McGraw-Hill, 1959.

VERLANGIERI, R. M. C.; BRAILE, D. M. Avaliação in vitro de bioprótese cardíaca de córnea de atum modificada. *X ECIF Encontro Científico da FAMERP*, São José do Rio Preto: Faculdade de Medicina de São José do Rio Preto, 2005.

VERMETTE, P.; THIBAUT, J.; LAROCHE, G. A continuous and pulsatile flow circulation system for evaluation of cardiovascular devices. *Artificial Organs*, Cleveland, USA, v.22, n. 9, p. 746-752, 1998.

VIROT, E.; AMANDOLESE, X.; HÉMON, P. Fluttering flags: an experimental study of fluid forces. *Journal of Fluids and Structures*, London, v. 43, p. 385-401, 2013.

VOGEL-CLAUSSEN, J.; PANNU, H.; SPEVAK, P. J.; FISHMAN, E. K.; BLUEMKE, D. A. Cardiac valve assessment with MR Imaging and 64-Section Multi-Detector Row CT. *Radiographics*, Easton, USA, v. 26, p. 1769-1784, 2006.

WATANABE, Y.; SUZUKI, S.; SUGIHARA, M.; SUEOKA, Y. An experimental study of paper flutter. *Journal of Fluids and Structures*, London, v. 16, n. 4, p. 529–542, 2002a.

WATANABE, Y.; ISOGAI, K.; Y.; SUZUKI, S.; SUGIHARA, M. A theoretical study of paper flutter. *Journal of Fluids and Structures*, London, v. 16, n.4, p. 553–560, 2002b.

WILSON, E. L. *Three-dimensional static and dynamic analysis of structures*. 3rd ed. Berkeley, USA: Computers and Structures, Inc., 2002.

WRIGHT, J. R.; COOPER, J. E. *Introduction to aircraft aeroelasticity and loads*. West Sussex, England: John Wiley & Sons, 2007.

XIONG, F. L.; GOETZ, W. A.; CHONG, C. K.; CHUA, Y. L.; PFEIFER, S.; WINTERMANTEL, E; YEO, J. H. Finite element investigation of stentless pericardial aortic valves: relevance of leaflet geometry. *Annals of Biomedical Engineering*, New York, v. 38, n. 5, p. 1908-1918, 2010.

YAP, K. H.; MURPHY, R.; DEVBHANDARI, M.; VENKATESWARAN, R. Aortic valve replacement: is porcine or bovine valve better? *Interactive Cardiovascular and Thoracic Surgery*, Amsterdam, v. 13, p. 361-374, 2013.

YAP, C. H.; SAIKRISHNAN, N.; YOGANATHAN, A. Experimental measurement of dynamic fluid shear stress on the ventricular surface of the aortic valve leaflet. *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology, Berlin*, v. 11, p. 231-244, 2012.

YOGANATHAN, A. P.; HE, Z.; JONES, S. C. Fluid mechanics of heart valves. *Annual Review of Biomedical Engineering*, Palo Alto, USA, v. 6, p. 331-362, 2004.

ZEIDAN, Z.; ERBEL, R.; BARKHAUSEN, J.; HUNOLD, P.; BARTEL, T.; BUCK, T. Analysis of global systolic and diastolic left ventricular performance using volume-time

curves by real-time three-dimensional echocardiography. *Journal of the American Society of Echocardiography*, St. Louis, USA, v. 16, n. 1, p. 29-37, 2003.

ZHU, X.; SCHWAB, F.; MARCUS, R.; HETTERICH, H.; THEISEN, D.; KRAMER, H; NOTOHAMIPRODJO, M.; SCHLETT, C. L.; NIKOLAOU, K.; REISER, M. F.; BAMBERG, F. Feasibility of free-breathing, GRAPPA-based, real-time cardiac cine assessment of left-ventricular function in cardiovascular patients at 3T. *European Journal of Radiology*, Stuttgart, UK, v. 84, p. 849-855, 2015.