



Paulo Roberto Machado Pereira Palma dos Reis

Licenciado em Ciências da Engenharia Mecânica

Geração de um escoamento pulsado em bombas cardíacas dinâmicas

Dissertação para obtenção do Grau de Mestre em
Engenharia Mecânica

Orientador: Professor Doutor Luís Miguel Chagas Gil,
Professor Auxiliar, FCT-UNL

Júri:

Presidente: Professor Doutor António José Freire Mourão

Vogais: Professor Doutor Nuno Manuel Barreiros Neuparth
Professor Doutor Luís Miguel Chagas Gil



FACULDADE DE
CIÊNCIAS E TECNOLOGIA
UNIVERSIDADE NOVA DE LISBOA

Setembro, 2017

Paulo Roberto Machado Pereira Palma dos Reis

Licenciado em Ciências da Engenharia em Mecânica

Geração de um escoamento pulsado em bombas cardíacas dinâmicas

Dissertação para obtenção do Grau de Mestre em Engenharia Mecânica

Orientador: Professor Doutor Luís Miguel Chagas Gil,

Professor Auxiliar, FCT-UNL

Setembro, 2017

Geração de um escoamento pulsado em bombas cardíacas dinâmicas

Copyright © Paulo Roberto Machado Pereira Palma dos Reis, Faculdade de Ciências e Tecnologia, Universidade Nova de Lisboa.

A Faculdade de Ciências e Tecnologia e a Universidade Nova de Lisboa têm o direito, perpétuo e sem limites geográficos, de arquivar e publicar esta dissertação através de exemplares impressos reproduzidos em papel ou de forma digital, ou por qualquer outro meio conhecido ou que venha a ser inventado, e de a divulgar através de repositórios científicos e de admitir a sua cópia e distribuição com objetivos educacionais ou de investigação, não comerciais, desde que seja dado crédito ao autor e editor.

Para o meu pai e em memória da minha mãe,

Agradecimentos

Esta dissertação representa o culminar de uma fase importante na minha vida, onde concluo o curso de Engenharia Mecânica obtendo o Grau de Mestre, o que não teria sido possível sem a participação direta ou indireta de muitas pessoas, às quais manifesto o meu profundo agradecimento.

Não podendo enumerar todos, agradeço particularmente:

Em primeiro lugar, ao Prof. Doutor Luís Gil, por toda a excelente orientação, disponibilidade total e pela oportunidade de desenvolver uma dissertação com simulações de sistemas hidráulicos.

Ao Prof. Doutor António Mourão, pela motivação transmitida e por ter acreditado no interesse do tema.

A todos os elementos do corpo docente da FCT-UNL, pela formação que me foi proporcionada.

À equipa da unidade de Cardiologia do Hospital Pulido Valente, pelo apoio em conceitos cardiológicos que me eram desconhecidos.

Ao meu pai por todo o apoio demonstrado ao longo do curso e, principalmente, por me manter focado naquilo que realmente é importante na vida.

À Lalinha pelo apoio incondicional.

À Sofia, pelo amor e compreensão.

E por último, aos colegas que me acompanharam em todos os momentos: Pedro Costa, Francisco Portugal, João Leão, José Guerreiro, Rui Vidal, Diogo Sousa, Tiago Barreto, Gonçalo Dionísio e muitos mais, com o desejo que o saudável companheirismo e amizade que nos foi agradável e profícuo até aqui, se prolongue por muitos anos.

Um grande bem-haja a todos vós!

Resumo

A evolução das bombas cardíacas artificiais nas últimas décadas tem sido no sentido de favorecer a sua implantação cirúrgica, promovendo a miniaturização dos seus componentes. Verificou-se, então, a necessidade de recorrer a bombas axiais ou centrífugas em detrimento das bombas volumétricas peristálticas. Esta opção permitiu uma melhor integração da bomba cardíaca na caixa torácica, mas fez com que se perdesse uma das características do escoamento das bombas peristálticas – a sua pulsatilidade.

Esta dissertação propõe o desenvolvimento de um processo que confira pulsatilidade, da pressão e do caudal, ao escoamento gerado por uma máquina de escoamento contínuo (bomba cardíaca de última geração), garantindo assim uma melhor preservação orgânica.

Através da modelação matemática dos escoamentos em regime transitório, utilizou-se uma modelação numérica que tem por base o método das características. Foram desenvolvidos modelos numéricos que permitiram simular os efeitos do acoplamento de uma válvula a uma bomba cardíaca em diferentes situações: em regime permanente e em regime transitório, ignorando a influência do coração, ou considerando que o seu débito é insuficiente, associado em paralelo à bomba cardíaca.

A partir de várias simulações obteve-se uma lei de fecho para a válvula de controlo que induz o efeito pretendido no escoamento, mantendo o escoamento dentro dos parâmetros hemodinamicamente aceitáveis, nomeadamente em caudal volúmico e pressão. Esta lei, inicialmente obtida para uma bomba axial, foi também testada com outra bomba cardíaca, do tipo centrífuga, cumprindo da mesma forma os requisitos pretendidos.

Assim, esta lei de fecho obtida apresentou uma boa versatilidade por poder ser aplicada a diferentes bombas cardíacas, nos seus diferentes regimes de funcionamento, mas também, potencialmente, em diferentes doentes.

O modelo desenvolvido revelou-se apto para simular o escoamento induzido por bombas cardíacas acopladas a uma válvula de controlo.

Palavras-chave: bomba cardíaca artificial, pulsatilidade, lei de fecho, regimes transitórios.

Abstract

In the last decades, cardiac pumps have evolved towards developing chirurgical implantability, promoting the miniaturization of its components. Therefore, the need to use axial or centrifugal pumps instead of volumetric pumps (peristaltic) emerged. This choice allowed better pump integration in the thoracic cage, but forced the loss of the flow's pulsatility.

This dissertation proposes de development of a process that provides pulsatility to the last generation cardiac pump's flow, providing better organ preservation.

Through mathematic modelling of the transient flow, numeric modelling was used, based on the method of characteristics. Numeric models were developed allowing to simulate the coupling effects in different situations: steady and transient state, ignoring the heart's influence, or considering its parallel association to a cardiac pump.

A closing valve law was obtained from several simulations, maintaining the flow within the hemodynamic parameters, namely pressure and flowrate.

This law was developed for an axial pump but was also tested with a centrifugal pump fulfilling the requested parameters.

Therefore, the obtained closing valve law performed well, showing great versatility for not only being applied to different cardiac pumps, working in different regimes, but also potentially applied to different patients.

The developed model was able to simulate the flow induced by cardiac artificial pumps coupled to a control valve.

Key-words: cardiac artificial pump, pulsatility, closing valve law, transient state

Índice

	Siglas e abreviaturas.....	xix
	Símbolos gregos.....	xix
	Índices.....	xx
	Símbolos latinos.....	xx
1	Introdução.....	1
	1.1. Motivação.....	1
	1.2. Objetivos.....	2
	1.3. Estrutura.....	3
2	Revisão Bibliográfica.....	5
	2.1. Enquadramento.....	5
	2.3. Hemodinâmica do ser humano saudável.....	15
	2.4. Conceitos de hidráulica.....	16
3	Evolução do modelo numérico e resultados.....	35
	3.1. Modelo 1 – Determinação do valor da perda de carga equivalente.....	35
	3.2. Modelo 2 – Geração de regime escoamento pulsado.....	38
	3.3. Modelo 3 – Associação em paralelo da bomba cardíaca com o coração.....	44
	3.4. Teste da lei de fecho obtida com bomba centrífuga.....	47
4	Conclusão.....	51
5	Bibliografia.....	55
6	Anexos.....	57

Índice de figuras

Figura 2-1 - Número de transplantes cardíacos feitos em Portugal.....	6
Figura 2-2 – Bomba DeBakey externa aplicada ao ventrículo esquerdo.	8
Figura 2-3 – Bomba cardíaca de segunda geração.	9
Figura 2-4 – Vista de corte de uma bomba de segunda geração.	10
Figura 2-5 – Bombas de terceira geração.....	11
Figura 2-6 – Diferentes designs de rolamentos existentes.	12
Figura 2-7 – Diagrama representativo da evolução das bombas cardíacas.	13
Figura 2-8 – Regime pulsado para <i>Heartmate III</i>	14
Figura 2-9 – Diagrama de Wiggers.	15
Figura 2-10 – Exemplo de bomba radial ou centrífuga.....	16
Figura 2-11 – Bomba axial vista em corte.	17
Figura 2-12 – Gráfico representativo da influência da viscosidade e pressão.....	18
Figura 2-13 – Bomba peristáltica de tubo flexível.	19
Figura 2-14 – Exemplo da variação de k e do correspondente valor C_Y	21
Figura 2-15 – Valve stroking para cumprir restrição piezométrica a montante.	22
Figura 2-16 – Leis de fecho.....	23
Figura 2-17 – Variação de pressão.....	23
Figura 2-18 – Representação da malha utilizada no método das características.....	26
Figura 3-1 – Modelo 1, à imagem do sistema circulatório.....	36
Figura 3-2 – Diagrama do modelo 1.	37
Figura 3-3 – Variação da pressão e caudal com a rotação da bomba.	37
Figura 3-4 – Diagrama do modelo 2.	40
Figura 3-5 – Lei de fecho linear aplicada a válvula D, modelo 2.	41
Figura 3-6 – Lei de fecho final.....	41
Figura 3-7 – Resultado da aplicação da lei de fecho.	42
Figura 3-8 – Variação pulsada da pressão ventricular	43
Figura 3-9 – Diagrama do modelo 3.	45
Figura 3-10 – Pressão pulsada obtida na associação em paralelo	46
Figura 3-11 – Variação de pressão obtida no troço 3, para uma bomba centrífuga.	48
Figura 3-12 – Variação de pressão e caudal.....	49

Índice de Tabelas

Tabela 2-1 – Características das bombas cardíacas.....	7
Tabela 2-2 – Tipos de bombas cardíacas atualmente disponíveis.....	13
Tabela 3-1 – Resumo dos resultados obtidos para o modelo 1.	38
Tabela 3-2 – Resumo dos resultados obtidos com o modelo 2.	42
Tabela 3-3 – Resultados obtidos com a associação em paralelo.	46
Tabela 3-4 – Resultados da aplicação do modelo 2.	47
Tabela 3-5 – Resultados obtidos através da aplicação do modelo 3.	48

Nomenclatura

Os símbolos, siglas e índices a ser utilizados nesta dissertação apresentam-se na lista que se segue, com uma breve descrição e, se adequado, a respetiva unidade SI. Os símbolos de grandezas que não apresentam unidades tratam-se de coeficientes adimensionais.

Siglas e abreviaturas

EPICA	Epidemiologia da Insuficiência Cardíaca e Aprendizagem
FCT	Faculdade de Ciências e Tecnologia
LVAD	<i>Left Ventricular Assist Device</i>
SI	Sistema Internacional
UNL	Universidade Nova de Lisboa

Símbolos gregos

α	Parâmetro de adimensionalização da velocidade de rotação
β	Parâmetro de adimensionalização do binário da bomba
ν	Parâmetro de adimensionalização do caudal escoado
ω	Velocidade de rotação [rpm]
η	Rendimento [%]
τ	Parâmetro adimensional da lei de fecho
ρ	Massa volúmica [kg/m ³]

Índices

<i>entrada</i>	Secção de entrada
<i>saída</i>	Secção de saída
<i>0</i>	Regime permanente
<i>i</i>	Passo de tempo
<i>i-1</i>	Passo de tempo anterior
<i>i+1</i>	Passo de tempo seguinte

Símbolos latinos

<i>A</i>	Área de secção transversal [m ²]
<i>a</i>	Celeridade [m/s]
<i>B</i>	Impedância característica do fluído
<i>C⁻</i>	Linha característica de jusante
<i>C⁺</i>	Linha característica de montante
<i>C_p</i>	Calor específico a pressão constante [J/kg K]
<i>C_v</i>	Coefficiente de vazão da válvula
<i>C_v</i>	Coefficiente de vazão volúmico da válvula [m ² /s]
<i>D</i>	Diâmetro interno da conduta [m]
<i>f</i>	Fator de atrito
<i>g</i>	Aceleração da gravidade [m/s ²]
<i>h</i>	Altura de perda de carga [m]
<i>H</i>	Cota piezométrica [m]
<i>H_A</i>	Cota piezométrica no ponto A [m]
<i>H_B</i>	Cota piezométrica no ponto B [m]
<i>H_f</i>	Cota piezométrica na válvula após o fecho [m]
<i>H_P</i>	Cota piezométrica no ponto P [m]
<i>H_{Res}</i>	Cota piezométrica na superfície livre do reservatório [m]
<i>H_{vmax}</i>	Restrição de cota piezométrica máxima [m]
<i>H_{vo}</i>	Cota piezométrica na válvula antes do fecho [m]
<i>k</i>	Coefficiente da perda de carga
<i>k₁</i>	Coefficiente de perda de carga localizada no reservatório
<i>L</i>	Comprimento da conduta [m]

N	Número de troços
p_v	Pressão na válvula [Pa]
Q	Caudal volúmico escoado [m^3/s]
Q_A	Caudal volúmico no ponto A [m^3/s]
Q_B	Caudal volúmico no ponto B [m^3/s]
Q_P	Caudal volúmico no ponto P [m^3/s]
Re	Número de Reynolds
R	Impedância característica de resistência da tubagem
t	Tempo [s]
v	Velocidade do escoamento [m/s]
V	Velocidade [m/s]
x	Ponto da secção da conduta [m]

1

Introdução

1.1. Motivação

O coração humano é uma bomba fantástica que não tem qualquer peça móvel e não necessita de qualquer tipo de manutenção. O nível de persistência, ritmo e atividade dinâmica do coração, facilmente provoca um sentimento de espanto ao engenheiro mecânico. Um músculo que pesa apenas cerca de 300-400g, produz uma pressão de 120 mmHg a 200 mmHg (1,6 a 2,7 mca) e ainda consegue fazer circular o sangue de 5 l/min a 20 l/min, a uma velocidade de 0,2 m/s, muitas vezes durante mais de 80 anos. Trata-se sem dúvida de uma excelente bomba. Para além disto, o coração tem de bombear sangue através de centenas de quilómetros de artérias interligadas, arteríolas e capilares. Tudo isto em paralelo, isto é, coração direito (sangue venoso) e coração esquerdo (sangue arterial).

Os avanços tecnológicos recentes já permitiram o alargamento da aplicabilidade de bombas cardíacas, na medida em que cada vez mais doentes sobrevivem às várias doenças cardíacas e chegam à insuficiência cardíaca terminal, havendo por isso cada vez mais candidatos elegíveis. A expectativa de vida para bombas cardíacas de segunda geração (as que estão correntemente aprovadas para aplicação) é curta, mas, muitas vezes, faz a diferença, enquanto o doente espera por um transplante cardíaco.

Havendo cada vez mais candidatos a transplante cardíaco e não havendo dadores em número suficiente, o futuro, previsivelmente, passa por aumentar o período de vida de doentes com insuficiência cardíaca recorrendo a bombas cardíacas com maior expectativa de vida, e que a sua aplicação deixe de ser uma “ponte para a transplantação” e passe a ser uma alternativa à transplantação. Para isto não bastará apenas ir melhorando sucessivamente as características das bombas de última geração de bombas, mas também ir introduzindo tecnologias emergentes nos novos projetos. Será também necessário criar modelos artificiais, sejam eles teóricos ou experimentais, onde seja possível fazer testes quanto aos caudais e pressões obtidos com

diferentes regimes de funcionamento, de forma a garantir que as necessidades variáveis do corpo humano são cumpridas.

Para além disto, com a enorme quantidade de bombas cardíacas disponíveis comercialmente, existe também a necessidade de criar um banco de ensaios para melhor compreender o funcionamento de cada bomba, a sua resposta a diferentes *inputs* e, sobretudo, poder comparar fisicamente, de forma idónea e independente, bombas cardíacas de diferentes fabricantes.

Tendo em conta que uma falha de funcionamento numa bomba cardíaca é geralmente fatal, faz sentido desenvolver procedimentos de teste exaustivos a estas bombas a nível laboratorial, ainda antes dos ensaios clínicos.

Com o grande investimento financeiro que é feito nesta área, novos sistemas são sucessivamente desenvolvidos, sempre com novos problemas a resolver.

Avanços recentes em dispositivos de controlo eletrónico, tornando-os mais acessíveis e disponíveis ao público em geral e a capacidade acrescentada da Engenharia na metrologia, são fatores que suscitam extraordinário interesse na análise dos problemas existentes na perspetiva da Engenharia Mecânica e, em particular, da Hidráulica.

Assim, outros fatores pessoais como o interesse pelo tema, a possibilidade de utilizar um modelo numérico onde se afigura o desafio de modelar condições típicas do corpo humano com leis matemáticas, surgem como as principais motivações à execução desta dissertação.

1.2. Objetivos

Pretende-se transformar o escoamento contínuo de uma bomba cardíaca dinâmica artificial num escoamento pulsado o mais próximo possível do natural. Para isso é necessário estudar o funcionamento das bombas cardíacas acopladas a uma válvula na perspetiva da Engenharia Mecânica e o escoamento resultante, por forma a retirar conclusões quanto ao regime ótimo de funcionamento do conjunto bomba-válvula para proporcionar os diferentes débitos necessários ao organismo humano.

Esta análise passa por testar diferentes regimes de funcionamento de forma a gerar o escoamento adequado, com as variações de pressão semelhantes às obtidas com um coração biológico saudável.

Dada a necessidade biológica do escoamento de sangue ser pulsado e, simultaneamente, originado por bombas não alternativas que permitam a miniaturização para implantação cirúrgica, levanta-se o problema de gerar um escoamento pulsátil de forma artificial.

Assim, os objetivos deste trabalho são, especificamente:

1. Modelar o funcionamento do conjunto bomba – válvula e definir uma lei e fecho que provoque um escoamento pulsado o mais aproximado possível à hemodinâmica de um coração saudável. Esta modelação será efetuada recorrendo ao método das características que permite simular escoamentos transitórios.
2. Caracterizar o escoamento pulsado obtido em dois casos distintos: em circunstâncias em que se ignora a influência do coração e considerando a associação em paralelo de um coração insuficiente com uma bomba cardíaca artificial.

1.3. Estrutura

A presente dissertação encontra-se organizada em quatro capítulos:

1. Introdução
2. Revisão bibliográfica
3. Evolução do modelo numérico e Resultados
4. Conclusão

No capítulo 1 faz-se uma breve introdução ao tema das bombas cardíacas identificando o problema a ser resolvido, com uma breve descrição da abordagem pretendida. São também apresentados os objetivos deste trabalho.

No capítulo 2 descreve-se o estado da arte das bombas cardíacas, desde a sua evolução recente, às características positivas e negativas das bombas comercialmente disponíveis, sempre de acordo com as necessidades impostas pela hemodinâmica humana. Em sequência com os tipos de bombas cardíacas existentes no mercado, introduz-se a perspetiva hidráulica sobre estes componentes e alguns outros a serem utilizados. Por último, apresentam-se as equações utilizadas associadas ao método numérico das características e o próprio método em si.

No capítulo 3 descreve-se o paralelismo entre o sistema circulatório e os modelos numéricos considerados. São também apresentados interpretados e discutidos os resultados obtidos de acordo com as limitações impostas pelas necessidades do corpo humano.

No capítulo 4 apresentam-se as conclusões resultantes da análise dos resultados e as perspetivas futuras no sentido da continuidade deste tema e das bombas cardíacas no geral.

2

Revisão Bibliográfica

2.1. Enquadramento

As doenças cardíacas, tais como a doença coronária, a hipertensão e as doenças valvulares, representam a principal causa de morte no mundo [1].

Fruto de terapêutica bem conseguida das várias doenças cardíacas, os doentes sobrevivem à doença aguda. Assim, após várias agressões e deteriorações do património miocárdico, muitos destes doentes terminam a sua doença na insuficiência cardíaca.

Nestas circunstâncias, a prevalência da insuficiência cardíaca, que consiste numa situação clínica em que o débito cardíaco é insuficiente para as necessidades metabólicas do organismo, tem vindo a aumentar.

Esta doença constitui um dos maiores problemas de saúde pública dos países industrializados [2]. Nas suas fases mais avançadas, até ao momento, nenhum tratamento médico ou cirúrgico tem uma eficácia semelhante à do transplante cardíaco sobre a qualidade de vida e a sobrevivência destes doentes.

Em Portugal, concretizaram-se em média 44,8 transplantes por ano entre 2004 e 2013 (Figura 2-1), e verificou-se um aumento no número de transplantes nos últimos anos, com uma variação de 26,67% de 2013/2009. Ainda assim, concretizar o transplante cardíaco em 45 pacientes por ano não é brilhante, sabendo que cerca de 80 pacientes esperavam por transplante [3]. Para além disto, o número de transplantes será manifestamente baixo se considerarmos que o número de doentes com insuficiência cardíaca em Portugal é cerca de 265000 (segundo o estudo EPICA em 2000) e prevê-se que este número venha a aumentar de 50% a 75% até 2030. Mesmo sabendo que nem todos estes doentes precisarão de transplante cardíaco, prevê-se que o número de candidatos a transplante também aumente de forma significativa.

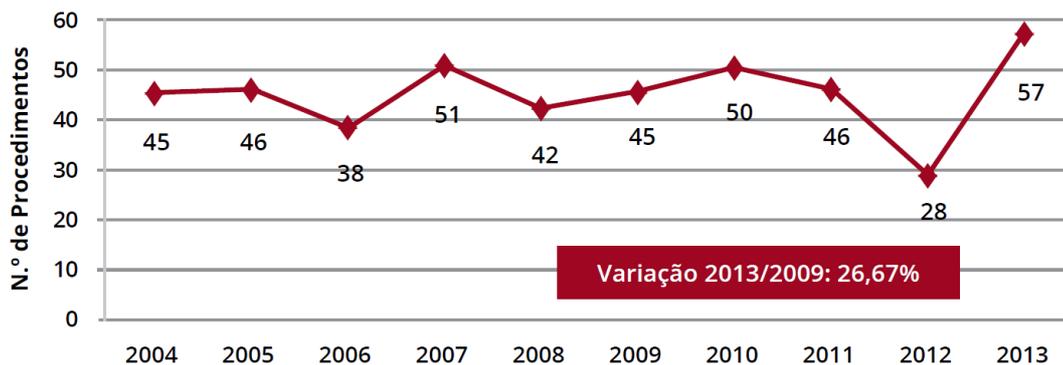


Figura 2-1 - Número de transplantes cardíacos feitos em Portugal entre 2004 e 2013, [25].

No entanto, o transplante apresenta variadas limitações, sendo a principal o número limitado de dadores. Acrescem a possibilidade de rejeição e a necessidade de compatibilização dador-recetor. Para além disto, estudos referem que a magnitude dos recursos associados a um programa de transplantação cardíaco à escala do programa americano, tornam-no incompatível com as atuais limitações organizativas Portuguesas [2].

Uma forma de resolver estes constrangimentos pode passar por uma bomba cardíaca, uma vez que, ao contrário dos dadores que são poucos para as necessidades, não há limite no número potencial de bombas fabricadas. Para além disso, a rejeição do órgão deixaria de ser um problema.

No entanto, a utilização de bombas cardíacas acarreta algumas dificuldades, tais como a longevidade da bomba de funcionamento ininterrupto, a miniaturização da bomba (tem que ser inserida no tórax), o carregamento ou entrega de energia, o respeito pelo sangue considerando todos os glóbulos sanguíneos e tendência coagulativa, e, por fim, a adaptação dos débitos às necessidades do organismo.

Recentes desenvolvimentos tecnológicos sugerem que as bombas cardíacas possam vir a ser a melhor alternativa à transplantação cardíaca, e ser aplicadas numa perspectiva de curar o doente e não apenas de servirem o período de transição até ao transplante. Ou seja, que a bomba artificial represente o destino final e não uma ponte até ao transplante.

2.2. Bombas cardíacas

As bombas cardíacas são sistemas mecânicos de suporte circulatório existentes e foram desenvolvidos para assistir ou substituir a função de um dos ventrículos ou de ambos. As características importantes destas bombas incluem:

- Localização da câmara de bombagem;
- Ventrículo suportado;
- Mecanismo de bombagem;
- Duração espectável do sistema (curta duração: de dias a semanas, longa duração: de meses a anos). Tipicamente os aparelhos de curta duração são externos (localizam-se fora do corpo), enquanto que aparelhos de longa duração são implantados.

Na Tabela 2-1 encontram-se resumidos as características dos equipamentos disponíveis. Note-se que esta tabela deve ser lida como uma lista em que a as colunas são independentes.

Tabela 2-1 – Características das bombas cardíacas (adaptado de [1]).

Localização da bomba	Ventrículo suportado	Duração	Mecanismo de bombagem
<ul style="list-style-type: none">• Externa• Interna• Externa, mas adjacente ao corpo• Ortotópica	<ul style="list-style-type: none">• Esquerdo• Direito• Biventricular	<ul style="list-style-type: none">• Curta• Longa	<ul style="list-style-type: none">• Pulsátil, de atuação pneumática ou elétrica• Bombas rotativas de escoamento contínuo:<ul style="list-style-type: none">○ Axiais ou centrífugas○ Suporte do veio do rotor com rolamentos ou por levitação magnética/escoamento do fluido

2.2.1 Tipos de bombas cardíacas existentes e respetiva evolução histórica

As bombas cardíacas evoluíram ao ritmo que a tecnologia e a medicina o permitiam. A cirurgia cardiotorácica abordou dificuldades suplementares em relação aos outros tipos de cirurgia por diferentes motivos. Em particular o coração, para além das dificuldades técnicas que a cirurgia a este órgão impunha, por se tratar de um órgão sempre em movimento, que não podia parar para ser intervencionado.

As primeiras cirurgias eram feitas com o coração fechado e em funcionamento. Em Portugal, destacam-se as mais de mil cirurgias valvulares em coração fechado (comissurotomia mitral) efetuadas a partir dos anos 50 por Décio Ferreira e colaboradores [4].

A partir da década de 50 realizaram-se cirurgias cardíacas onde existia uma máquina externa que desviava o sangue do coração, o filtrava e oxigenava, enquanto eram feitas intervenções cirúrgicas no coração exangue – as cirurgias com circulação extracorporeal.

Na década de 60 desenvolveram-se as primeiras bombas cardíacas que serviam apenas o ventrículo esquerdo (LVAD) [5]. Estas bombas têm uma câmara estanque com sangue, contígua a outra onde entra e sai ar comprimido. Esta alteração de volume provoca a contração da câmara sanguínea e conseqüentemente a bombagem do sangue, controlando a abertura e fecho de duas válvulas esféricas montadas na entrada e saída da bomba. A este tipo de bombas, onde o fluxo de sangue flui num reservatório controlado por válvulas de forma cíclica, e em que as bombas são atuadas por energia elétrica ou pneumática, é dada a designação de “bombas de primeira geração”[6].

Na Figura 2-2 apresenta-se um diagrama de uma das primeiras bombas cardíacas de primeira geração, implantada por DeBakey. Note-se que nesta aplicação também há a necessidade de controlar as válvulas mitral e aórtica para evitar o refluxo.

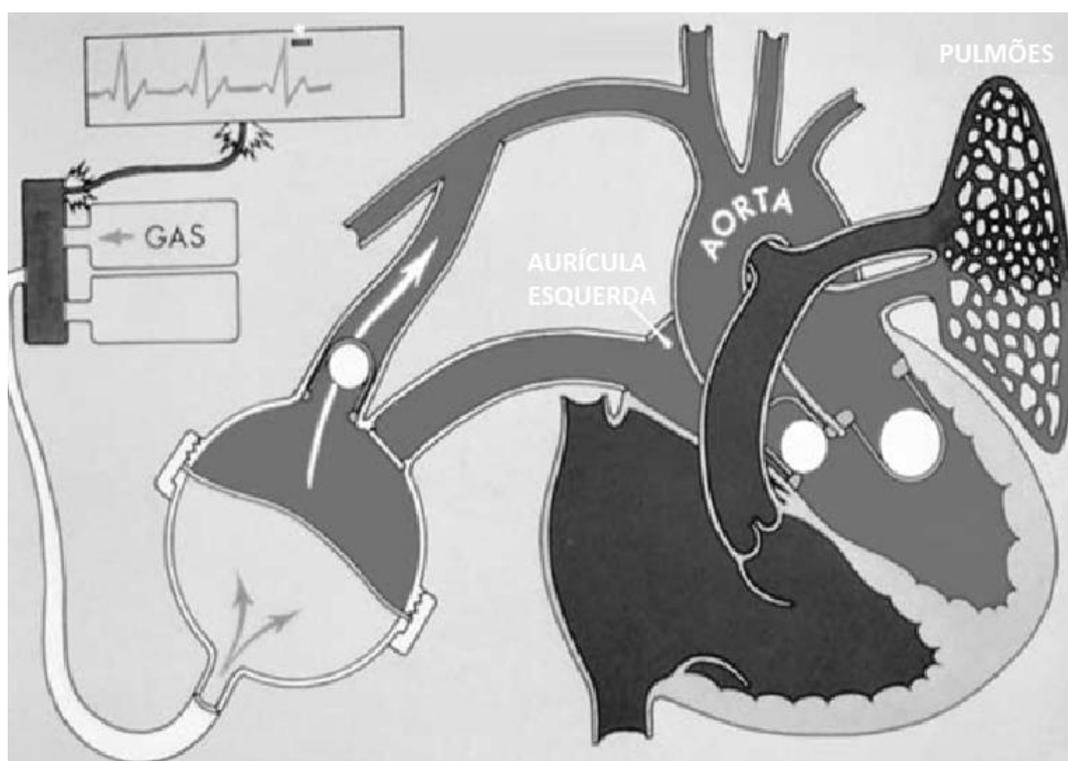


Figura 2-2 – Bomba DeBakey externa aplicada ao ventrículo esquerdo de um doente em 1966, [5].

Diferentes ensaios clínicos validaram a eficácia deste tipo de bombas sobretudo em aplicações de suporte hemodinâmico, o que não só aumentou a sobrevivência até ao transplante cardíaco, como foi utilizado com sucesso em doentes que não eram candidatos a transplante, por

terem muito mau estado geral. Entre as bombas de primeira geração encontram-se a *Heartmate IP1000*, *Heartmate VE*, ou *Heartmate XVE* (*Thoratec Corp.*), e *Novacor* (*World Heart Corp.*, *Oakland, CA*) [6].

Estas bombas de primeira geração, de funcionamento pulsátil, apresentaram algumas limitações, nomeadamente o seu grande tamanho - que obriga a uma cirurgia mais extensa e reservada apenas a candidatos com tórax de razoáveis dimensões. Para além disto, existe a necessidade de terem uma conexão com uma bomba exterior - que implica o maior risco de infeções. A maior deficiência apresentada foi uma grande incidência de avarias, resultando na morte de vários doentes ou que estes fossem submetidos a nova cirurgia para troca da bomba [6]. Estudos referem que até aos 2 anos de funcionamento, cerca de 65% dos pacientes necessitaram de substituição da bomba cardíaca [7].

Para evitar alguns destes problemas desenvolveram-se outro tipo de bombas, conhecidas como “bombas de segunda geração”, que se diferenciam por produzirem um escoamento contínuo. Na Figura 2-3 demonstra-se a portabilidade do sistema completo e o tamanho reduzido da bomba.

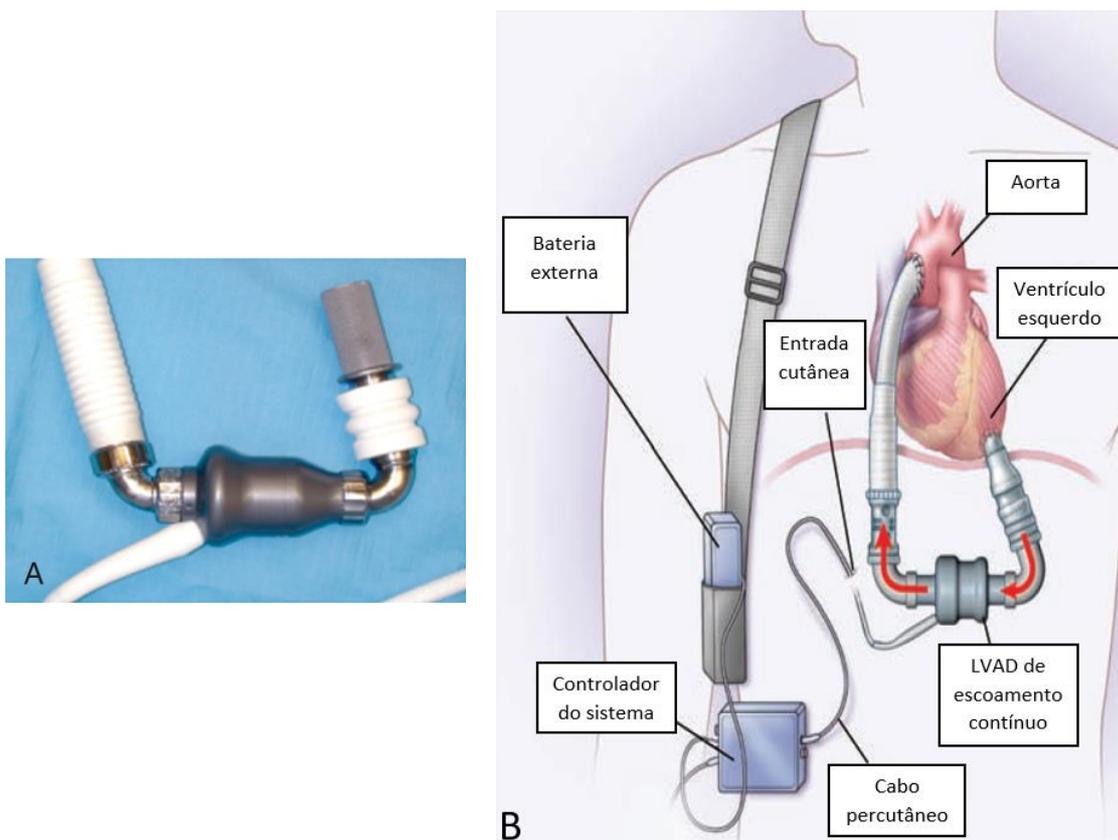


Figura 2-3 – Bomba cardíaca de segunda geração. A – Fotografia real do aparelho (*HeartMate II*) onde se apresenta a admissão em titânio. B – A mobilidade do paciente é garantida por um módulo de controlo (externo) e baterias portáteis, adaptado de [1], [8].

Este tipo de bombas substituiu as bombas de primeira geração e corresponde sobretudo a bombas do tipo axial, isto é, com o rotor a apoiar-se em dois rolamentos de contacto. Na Figura 2-4 apresenta-se um desenho em corte de uma destas bombas onde o rotor é apoiado em dois rolamentos a rosa e amarelo, que por sua vez são apoiados no estator de entrada ou saída (azul claro).

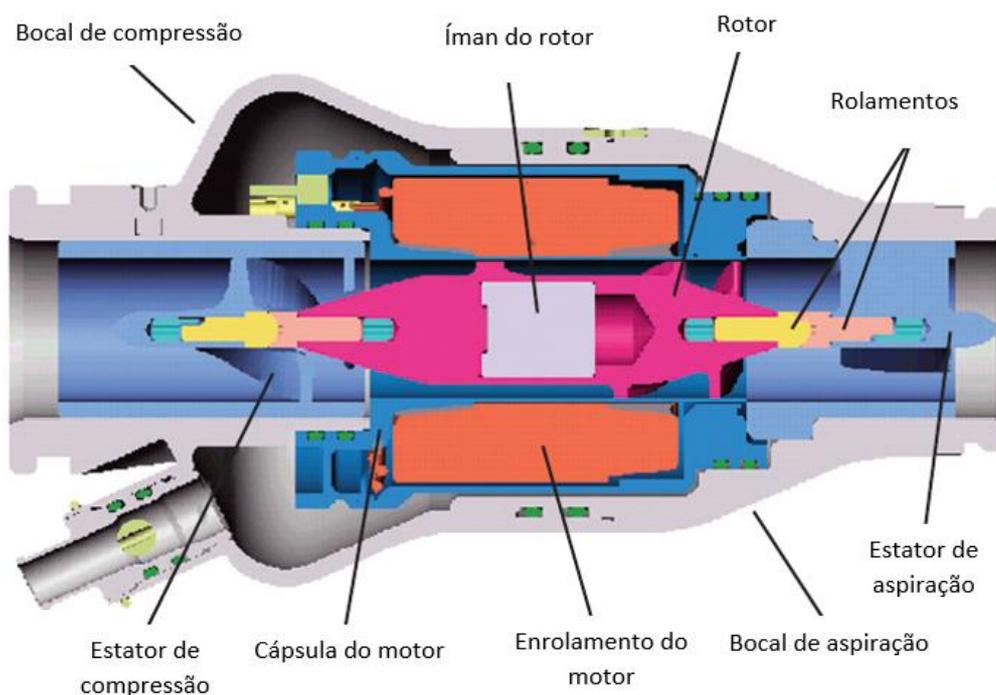


Figura 2-4 – Vista de corte de uma bomba de segunda geração, bomba axial de escoamento contínuo, adaptado de [1].

Esta bomba contém um rotor interno solidário com um veio central, com pás helicoidais, que está em contacto com o sangue. Quando o rotor gira em torno do seu eixo, é transmitida energia ao sangue. O estator de saída controla a turbulência no escoamento do fluído para que este chegue nas condições pretendidas a todo o sistema circulatório.

A utilização de rolamentos pode ser vista como uma desvantagem, uma vez que há relatos de coagulação do sangue nessa zona devido ao aumento da temperatura dos rolamentos que giram a alta velocidade. Por este motivo, estão a ser desenvolvidas e testadas em ensaios clínicos, bombas cardíacas em que o rotor fica suspenso no escoamento sanguíneo com a intenção de evitar qualquer fricção entre peças metálicas. Este novo tipo de bombas é conhecido por “terceira geração” e utiliza forças magnéticas e/ou hidrodinâmicas para garantir que o rotor se mantenha suspenso na posição adequada. Este *design* sem rolamentos favorece uma melhor passagem do sangue permitindo não só maiores caudais de sangue, mas também uma melhor lavagem das pás

do rotor diminuindo o risco de coagulação sanguínea. Com menor risco de trombose e menor necessidade de administrar anticoagulantes ao doente, diminui-se, por sua vez, o risco de hemorragias. As hemorragias têm grande incidência em doentes com bombas cardíacas de segunda geração (31% hemorragias que obrigaram a cirurgia, 53% necessitaram de duas ou mais unidades de glóbulos vermelhos [8]).

Na Figura 2.5 apresentam-se duas bombas de terceira geração, à esquerda uma bomba de escoamento contínuo centrífuga e à direita uma bomba de escoamento contínuo axial. De notar a miniaturização da bomba. Ambas utilizam campos magnéticos para suspender as pás da bomba.

Na perspetiva da engenharia, a melhor forma de se distinguirem duas bombas destes tipos é compreender que, nas bombas centrífugas, o fluído entra na zona central da pá, é acelerado pelo movimento da pá, até ser “atirado” tangencialmente e centrifugamente desde a ponta da pá. Por outro lado, na bomba axial, as pás “empurram” o fluído na direção do seu próprio eixo de rotação. Assim, distinguem-se rapidamente se for observado o formato das pás e imaginando o percurso do fluído, neste caso, do sangue.



Figura 2-5 – Bombas de terceira geração – escoamento contínuo. À esquerda uma bomba centrífuga (*Thoratec HeartMate III*), à direita uma bomba axial (*Hardware MVAD*), [1].

De notar que, uma vez que se trata de bombas de terceira geração, não pode existir contacto entre o veio do rotor e a caixa da bomba. Assim, os rolamentos usados nas bombas de segunda geração são substituídos por eletroímãs, controlados por uma unidade de comando que garante que o rotor se mantém suspenso. Para além disto, recorre-se a um desenho de perfil que favoreça forças hidrodinâmicas do escoamento para gerar uma elevação controlada. Na Figura 2-6 apresentam-se os diferentes tipos de rolamentos utilizados em bombas cardíacas. As bombas de segunda geração utilizam rolamentos apresentados em (A), são geralmente fabricados em materiais de elevada dureza, como diamante ou cerâmicos. Em (B) apresenta-se, visto em corte, a utilização de eletroímã para garantir a levitação do rotor, numa bomba cardíaca axial de terceira

geração. Em (C) e (D) estão duas formas distintas de aproveitar as propriedades hidrodinâmicas do fluido, por forças de película e de pressão, respectivamente. Em (E) apresenta-se a combinação da força de arrasto e ímã permanente, tecnologia utilizada na bomba cardíaca centrífuga *HeartWare HVAD*.

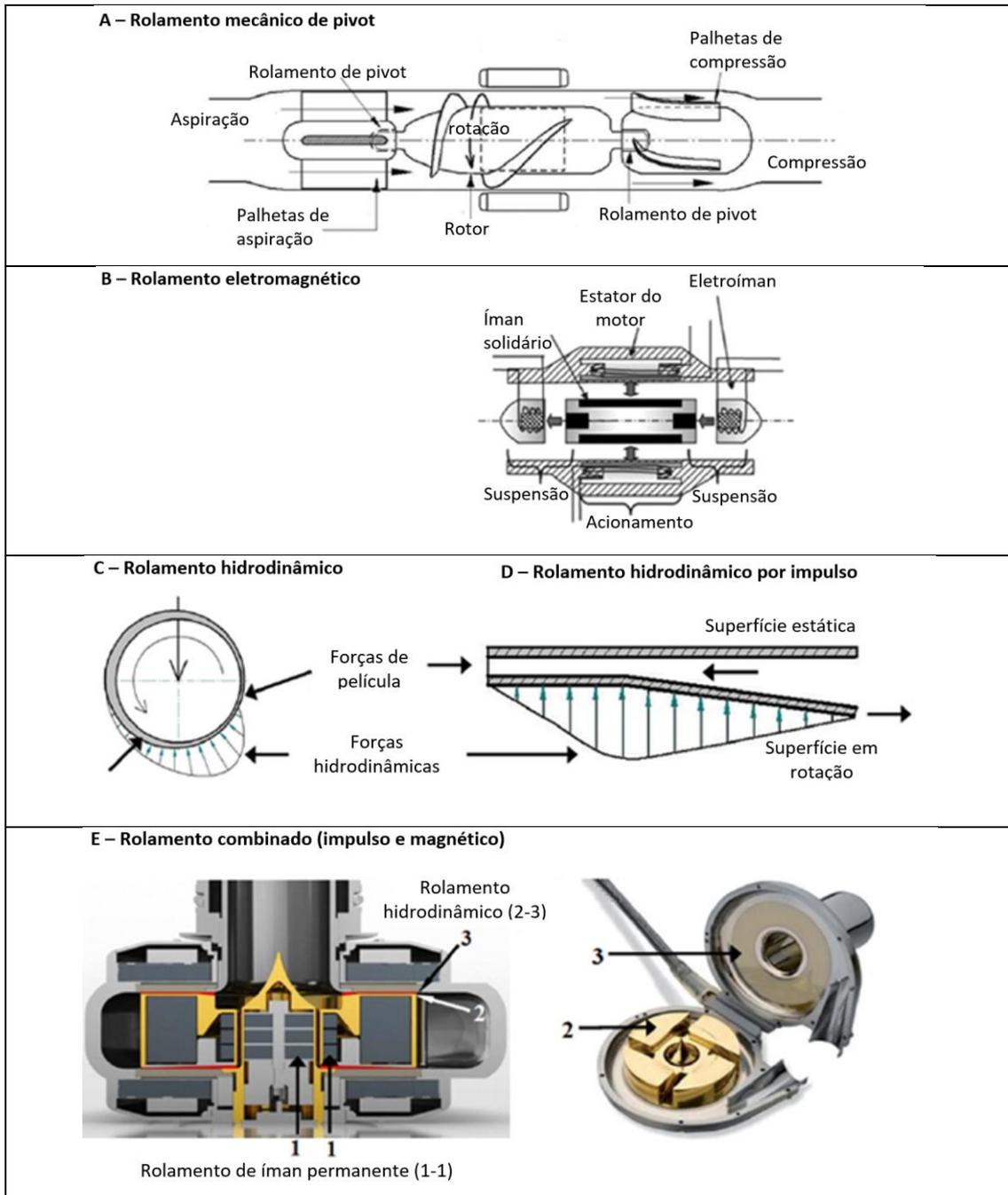


Figura 2-6 – Diferentes designs de rolamentos existentes. A – Bomba cardíaca axial de segunda geração, rolamentos mecânicos; B – Rolamentos eletromagnéticos em bomba axial (INCOR-Berlin Heart GmbH); C – Rolamento hidrodinâmico radial visto em corte; D – Rolamento hidrodinâmico por impulso; E – Rolamento combinado: impulso hidrodinâmico e ímã permanente, adaptado de [9].

Para melhor compreender, numa perspetiva geral, a evolução das bombas cardíacas, apresenta-se na Figura 2-7 um diagrama com as bombas comercialmente disponíveis de acordo com a respetiva geração.

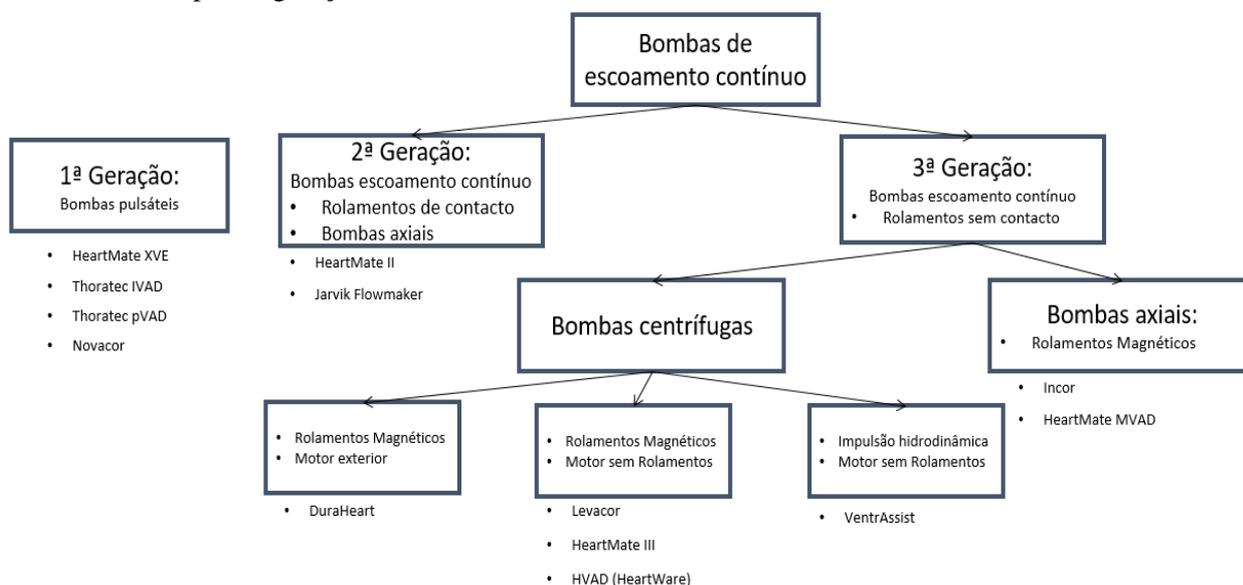


Figura 2-7 – Diagrama representativo da evolução das bombas cardíacas de assistência ao ventrículo esquerdo, adaptado de [6].

Na Tabela 2-2 apresentam-se os diferentes tipos de bomba cardíaca disponíveis comercialmente na atualidade. De referir que alguns dos sistemas ainda estão a ser submetidos a ensaios clínicos. Confirma-se a necessidade da passagem de cabos para uma unidade externa que sirva como fonte de energia (elétrica ou pneumática) e, em alguns casos, que sirva até de controlador.

Tabela 2-2 – Tipos de bombas cardíacas atualmente disponíveis, [1].

Aparelho	Mecanismo de bombagem	Fonte de energia	Ventrículo(s) suportado(s)
Thoratec pVAD	Pulsátil	Pneumática, com ligação a unidade portátil.	Direito, esquerdo ou ambos
Thoratec IVAD	Pulsátil	Pneumática, com ligação a unidade portátil.	Direito, esquerdo ou ambos
HeartMate II	Escoamento contínuo. Bomba axial	Motor elétrico, ligação a unidade externa.	Esquerdo
HVAD	Escoamento contínuo. Bomba centrífuga	Motor elétrico, ligação a unidade externa	Esquerdo
CardioWest TAH-t	Pulsátil	Pneumática, com ligação a unidade portátil.	Ambos

As bombas cardíacas peristálticas, apesar de proporcionarem um regime pulsado e baixos graus de hemólise, foram abandonadas devido ao:

- Fenómeno de *spallation* – deterioração das tubagens de silicone comprimido devido a tensões excessivas no interior do material. O sangue contaminado com silicone pode provocar embolismo [10] e problemas hepáticos em caso de exposição prolongada (como acontece com a hemodiálise);
- Risco de embolismo com ar é reduzido com bombas centrífugas mas não é totalmente eliminado.

Apesar de tudo isto, continuam a ser utilizados para circulação extracorporeal apesar de já terem passado mais de 60 anos.

Para tentar garantir pulso ao escoamento gerado por bombas cardíacas de terceira geração, alguns fabricantes introduziram nos seus últimos modelos, que ainda estão a ser submetidos a ensaios clínicos, modos de funcionamento pulsados.

Para um modelo em particular, este modo de funcionamento é acionado pelo utilizador ou automático e apresenta um funcionamento que se demonstra no gráfico da Figura 2-8.

Tal como é apresentado, o pulso gerado tem a frequência de 30 bpm, de forma assíncrona com o coração.

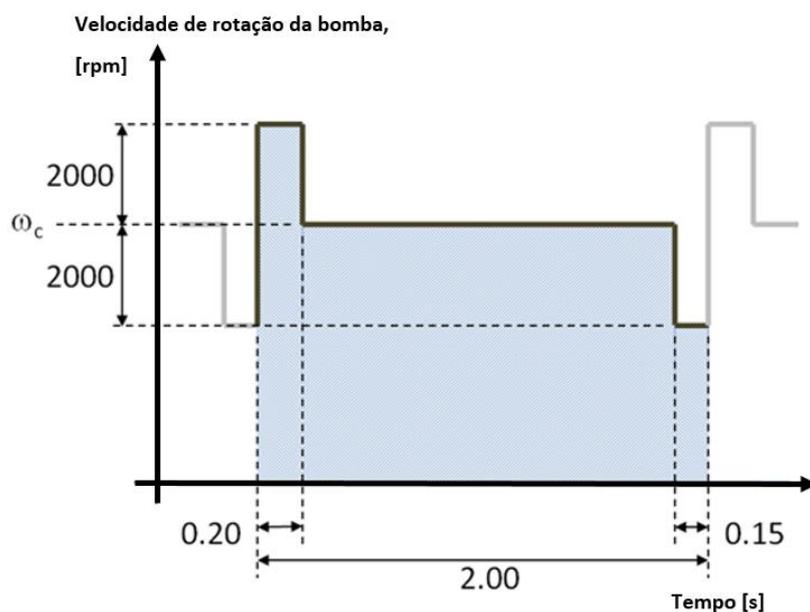


Figura 2-8 – Regime pulsado para Heartmate III, adaptado de [11].

Note-se que é apresentada uma variação na velocidade de rotação da bomba de 8000 rpm em menos de 0,35 segundos, mantendo uma amplitude de 4000 rpm). Este modo de funcionamento será objeto de uma breve análise na evolução do modelo numérico e resultados (Capítulo 3).

2.3. Hemodinâmica do ser humano saudável

O coração humano tem características difíceis de replicar. Permite um débito pulsátil de 5 a 20 l/min, com adaptação contínua às necessidades metabólicas. A frequência de pulsação, também adaptável, varia em repouso de 60 a 90 batimentos por minuto. Um sistema de válvulas assegura que não haja refluxo de sangue e a válvula aórtica assegura uma pressão positiva permanente nas artérias.

Durante a sístole, a pressão atinge em repouso valores da ordem dos 120 mmHg e, no esforço, pode ultrapassar os 200 mmHg (1,9 mca e 2,72 mca). Na Figura 2-9, apresenta-se a onda de pressão típica ventricular esquerda (V), aórtica (AO) e auricular (AU).

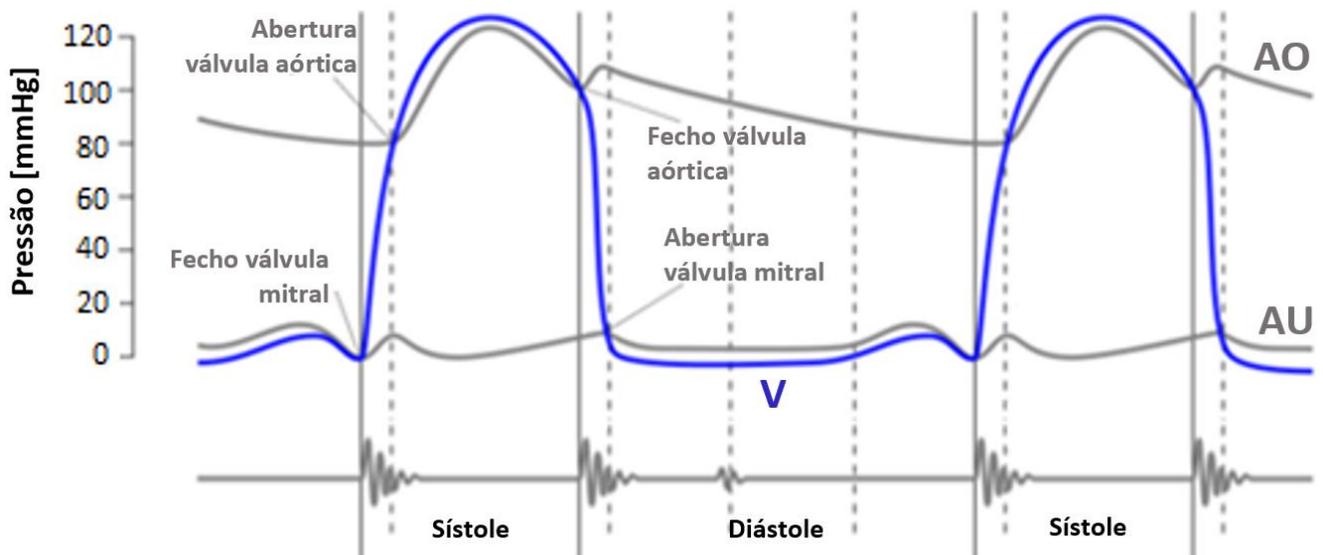


Figura 2-9 – Diagrama de Wiggers, adaptado de [1].

A adaptação da bomba cardíaca faz-se, a curto prazo, pelo sistema nervoso vegetativo - o simpático aumenta a frequência cardíaca e a força de contração, o parassimpático tem o efeito oposto.

Apesar do corpo humano tolerar um escoamento artificial contínuo de sangue, pelo menos temporariamente, estudos demonstram que existe melhor preservação orgânica em regime pulsado[10]. Verifica-se ainda a vantagem psicológica da existência de pulso.

É importante referir que, uma vez que o sistema considerado se restringe à simulação do conjunto coração – bomba cardíaca – válvula, a variação da pressão ventricular representada a azul na Figura 2-9, é a variação a jusante deste sistema.

2.4. Conceitos de hidráulica

O controlo preciso do caudal escoado em qualquer sistema hidráulico é indispensável para que se respeite a segurança e eficácia no transporte do fluído.

Nesta secção apresentam-se os conceitos e os dispositivos hidráulicos relevantes para esta dissertação.

2.4.1. Bombas radiais, axiais e peristálticas

Uma bomba é uma máquina hidráulica movida que tem como finalidade fornecer energia ao fluído, sob a forma de pressão, energia potencial ou cinética. Na Figura 2-10 representa-se uma bomba radial. Esta família de bombas é uma das mais comuns, sendo tipicamente constituídas por uma entrada central, um rotor e uma voluta de saída.

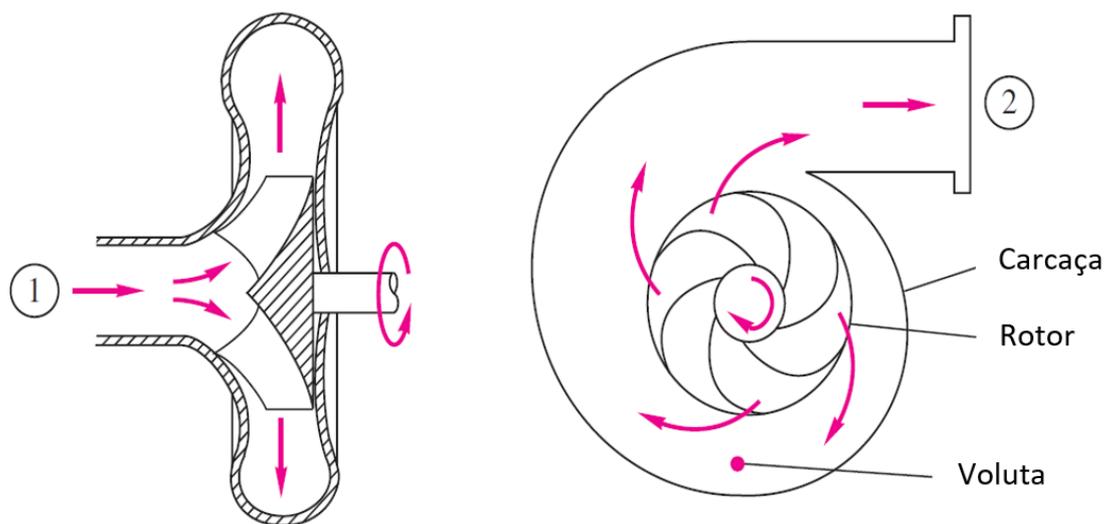
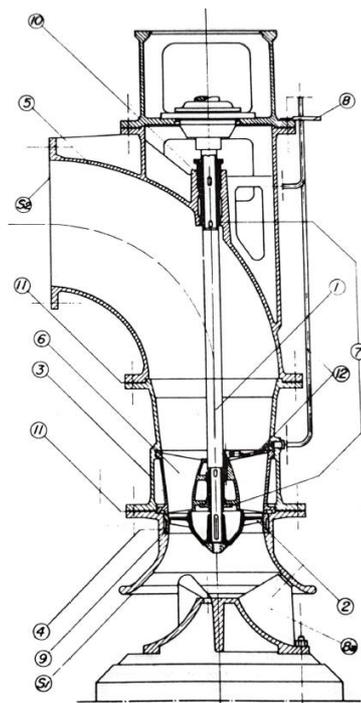


Figura 2-10 – Exemplo de bomba radial ou centrífuga, adaptado de [12][13].

Tal como se apresenta na Figura 2-10, o fluído entra pelo centro da bomba (1), é acelerado pelas pás centrifugamente e sai pela voluta (2). Este tipo de bomba pode ser classificado como uma bomba dinâmica radial de roda simples ou dupla consoante tenha um ou dois andares.

Por outro lado, uma bomba axial é também constituída por um rotor que, solidariamente com um veio, roda e impele axialmente o fluído. Como pode ser visto na Figura 2-11, o rotor pode ter aspeto de hélice de propulsão, com um número reduzido de pás (2 a 8).



Legenda	
1	veio
2	rotor
3	corpo
4	entrada
5	saída
6	coroa de guia axial
7	mancais
8	apoio
8a	apoio com guia de entrada
9	anéis de desgaste
10	vedantes
11	juntas
12	lubrificação

Figura 2-11 – Bomba axial vista em corte, adaptado de [12].

Este tipo de turbomáquina pode ser classificado como uma bomba dinâmica axial fechada, ou aberta de pás fixas ou ajustáveis. É reconhecida como a bomba adequada para elevar grandes descargas a pequenas alturas.

Ambos os tipos de bomba apresentados podem ser classificados como bombas rotodinâmicas que, essencialmente, funcionam de forma inversa a uma turbina – a energia mecânica é transferida de um rotor para o fluido.

No entanto, nestas turbomáquinas, o caudal fornecido ajusta-se à altura da instalação, ao contrário das bombas volumétricas, onde o caudal é fixo independentemente da altura (ou pressão).

Na Figura 2-12 apresenta-se um gráfico que compara a variação de caudal entre bombas volumétricas e dinâmicas. Para as bombas volumétricas, verifica-se que a sua curva característica é quase vertical no seu intervalo operacional recomendado, o que confirma que o caudal escoado é quase constante e independente da altura (ou perda de carga). Por outro lado, a influência da viscosidade do fluido tem um significado muito mais relevante nas bombas dinâmicas do que nas bombas volumétricas.

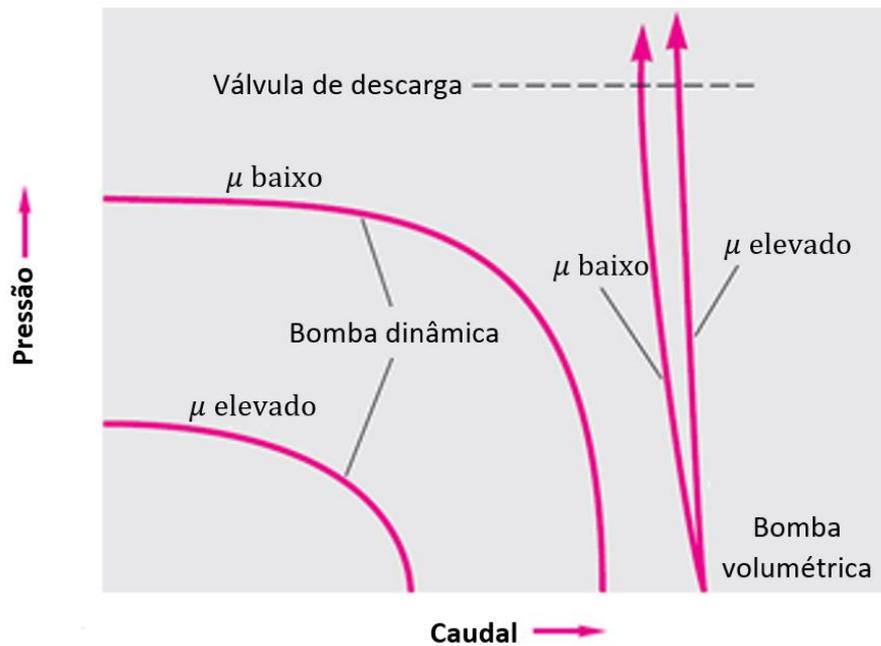


Figura 2-12 – Gráfico representativo da influência da viscosidade e pressão no caudal escoado por bombas volumétricas e dinâmicas, adaptado de [13].

Uma bomba volumétrica ou de deslocamento positivo, após uma rotação do seu eixo, desloca um volume fixo de fluido independentemente das condições de pressão na saída, mantendo assim um caudal definido. Para isso, o fluido escoar-se naturalmente para um volume em expansão a jusante. De seguida, o fluido é empurrado à medida que esse volume se contrai a montante.

Existem diferentes tipos de bombas volumétricas, que se distinguem essencialmente pelo mecanismo que confere a referida variação de volume. A bomba peristáltica de tubo flexível apresentada na Figura 2-13, comprime o tubo com pequenas polias, de uma forma que se assemelha ao movimento peristáltico do esófago ou intestino, onde músculos se contraem em onda, desempenhando a mesma função[14].

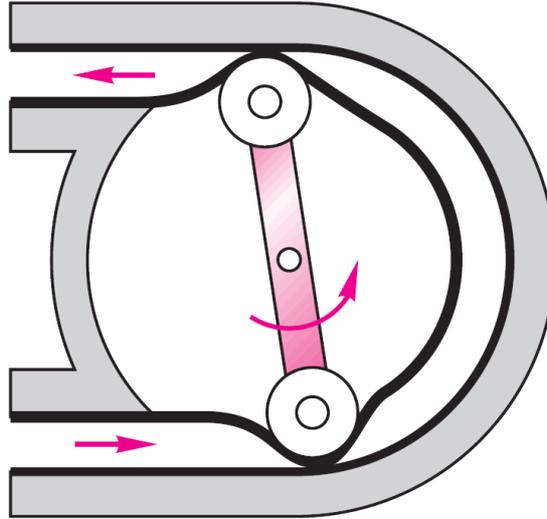


Figura 2-13 – Bomba peristáltica de tubo flexível, [13].

Este tipo de bomba é ideal para aplicações de média pressão onde quantidades fixas de fluído devem ser bombadas com precisão. As tensões de corte induzidas num fluído de elevada viscosidade e sensibilidade como o sangue, são reduzidas. Por tudo isto se considera que este tipo de máquina seria o ideal para aplicação como bomba cardíaca [14].

Por último, este tipo de bomba pode fornecer naturalmente um escoamento pulsado, o que tornaria a aplicação de outros componentes e respetiva perda de carga desnecessários para criar esta pulsação artificial. Assim, para atingir o objetivo proposto, bastaria regular a rotação da bomba peristáltica de forma a garantir o escoamento pulsado pretendido, o que poderia ser feito experimentalmente recorrendo a um motor de passo.

No entanto, tal como já foi referido na secção 2.2 (pp14), estas bombas foram abandonadas devido ao risco de embolismo e ao fenómeno de *spallation* do tubo flexível.

2.4.2. Válvulas hidráulicas

As válvulas são componentes vulgarmente utilizados no projeto de instalações hidráulicas sempre que se pretende interromper o escoamento ou alterar o caudal. De acordo com a função pretendida, existem diferentes tipos de válvulas. Podem classificar-se de acordo com o tipo de movimento do veio solidário com o obturador, que pode ser linear ou angular.

2.4.2.1 Coeficiente de perda de carga

Qualquer escoamento limitado a uma conduta ou vaso sanguíneo sofre uma influência do efeito do atrito das paredes internas, dissipando energia. Esta energia perdida manifesta-se numa diminuição da pressão total do fluido ao longo do escoamento e é conhecida como perda de carga. Para facilitar a análise de sistemas hidráulicos, considera-se que existem dois tipos de perda de carga distintos, a perda de carga distribuída (associada a uma diminuição gradual ao longo do comprimento da tubagem) e a perda de carga localizada (provocada por perturbações bruscas no escoamento, como válvulas, curvas e reduções).

Genericamente, a perda de carga pode ser dada por:

$$h = k \frac{v^2}{2g} \quad (2.1)$$

onde h é a altura de perda de carga, k o coeficiente de perda de carga, v a velocidade do escoamento e g a aceleração da gravidade.

Para uma válvula, o valor de k é função da posição do obturador, da sua geometria e dimensões, da própria instalação e, em alguns casos, do número de Reynolds (Re) [15].

2.4.2.1. Coeficiente de vazão e característica hidráulica

O caudal escoado através de uma válvula pode ser dado por:

$$Q = C_v A \sqrt{2g\Delta H} \quad (2.2)$$

Onde o coeficiente de vazão da válvula, C_v (adimensional) é:

$$C_v = \frac{1}{\sqrt{k}} \quad (2.3)$$

e A é a área de secção transversal da tubagem onde está montada a válvula. O coeficiente de vazão varia com cada posição de fecho, ou seja, com a posição do obturador. Esta variação é uma forma de traduzir a característica hidráulica de uma válvula – a relação entre o coeficiente de vazão e o ângulo ou percentagem de abertura da válvula.

Por outro lado, também surge recorrentemente a expressão:

$$Q = C_Y \sqrt{\Delta p_v} \quad (2.4)$$

Onde Δp_v é a diferença de pressão na válvula e C_Y o caudal escoado para uma variação unitária de pressão. O valor de C_Y depende da massa volúmica do líquido e do diâmetro da conduta. Na Figura 2-14 apresenta-se a variação de C_Y e de K em função do grau de abertura da válvula.

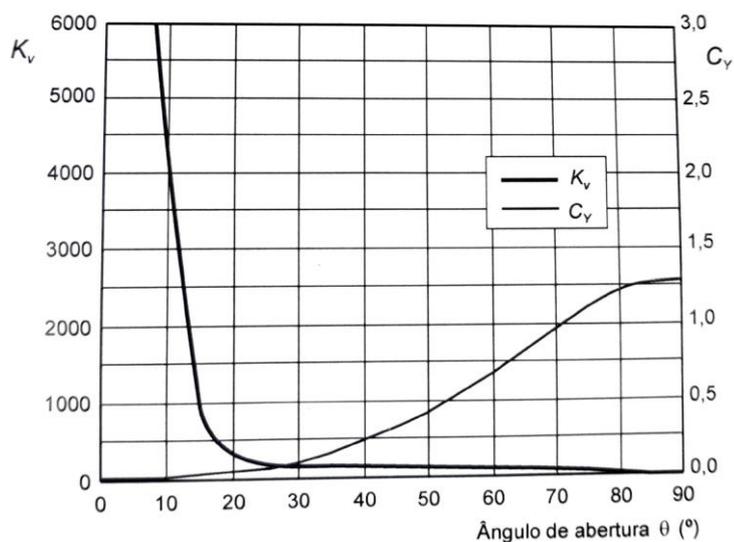


Figura 2-14 – Exemplo da variação de k e do correspondente valor C_Y , [15].

2.4.2.2. Cavitação em válvulas

É necessário algum cuidado com a possibilidade de ocorrência de cavitação na zona de válvulas, uma vez que a convergência das linhas de corrente até à secção contraída do escoamento provoca um aumento da velocidade do escoamento, que se traduz numa queda de pressão. Esta depressão provoca uma expansão de volume do líquido, pode evaporar e formar bolhas. Após a saída da secção contraída da válvula geram-se vórtices que favorecem o transporte das bolhas para jusante. Por fim, com a normalização do escoamento na conduta a jusante e deslocamento das bolhas, dá-se um aumento da pressão. Com esta sobrepressão, as bolhas colapsam e, assim, fecha-se o ciclo da cavitação [15].

Este fenómeno para além de limitar as condições de vazão da válvula, provoca erosão destruindo parcialmente os componentes de uma instalação hidráulica.

Por estes motivos e por existir o risco de embolia gasosa, considera-se que a cavitação numa bomba cardíaca artificial deve ser evitada.

2.4.2.3. Manobras para controlo da pressão e lei otimizada de fecho

Como foi referido, podem existir efeitos danosos ou contraproducentes devido à variação de pressão causada pela operação de uma válvula.

Como tal, na hidráulica, as leis de fecho de válvulas são objeto de estudo com o intuito de controlar a pressão máxima e mínima provocada pela variação de caudal.

Assim, foram sendo definidos diferentes métodos para garantir que os valores limite de pressão máximos e mínimos não são atingidos. Esta técnica, que ficou conhecida como “*valve stroking*”, foi otimizada ao longo dos tempos e permite que um fecho parcial e controlado do obturador cumpra restrições de pressão a montante. Na Figura 2-15 apresenta-se um exemplo de “*valve stroking*” aplicado de forma a cumprir a altura piezométrica, H_{vmax} , a montante.

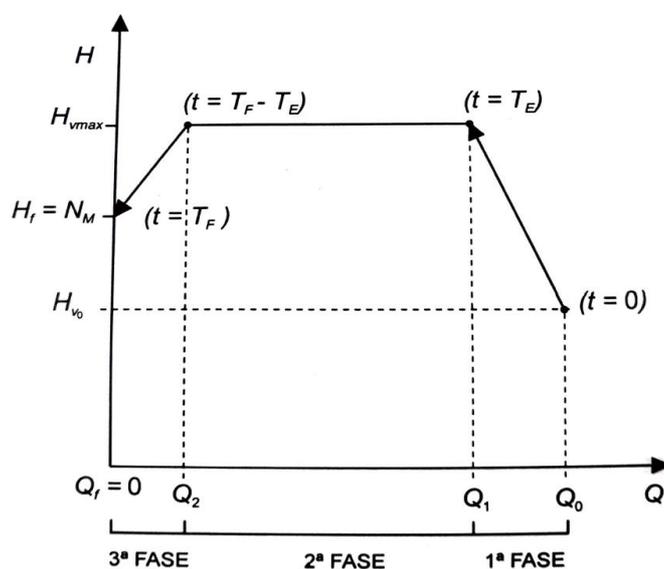


Figura 2-15 – *Valve stroking* para cumprir restrição piezométrica a montante. No eixo dos xx está representado o caudal escoado(Q) e no eixo dos yy a altura de piezométrica H , [15].

Recorrendo a métodos numéricos e em particular ao método das características, é possível determinar, para uma dada instalação, a lei ótima de fecho que apresenta a menor variação de pressão possível. Neste contexto em [16] foram obtidos os resultados aqui apresentados nas Figura 2-16 e Figura 2.17, para cada lei de fecho teórica – lei uniforme, lei de igual percentagem e lei parabólica e para a lei de fecho ótima determinada – obteve-se a respetiva variação de pressão.

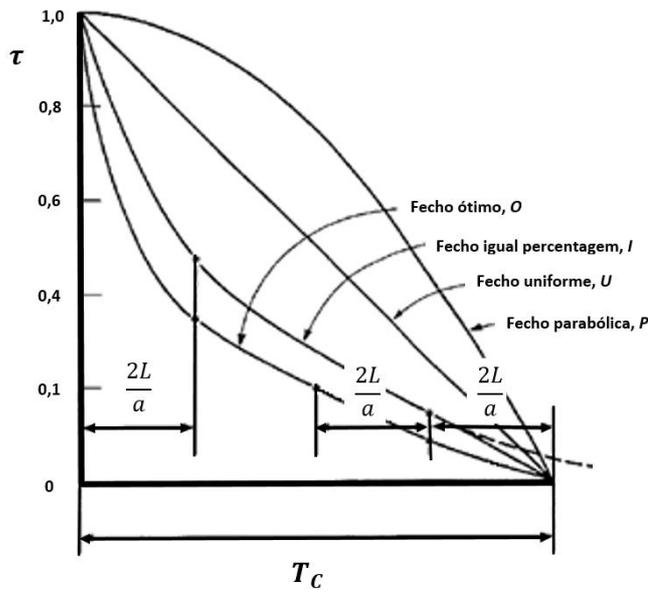


Figura 2-16 – Leis de fecho, adaptado de [16].

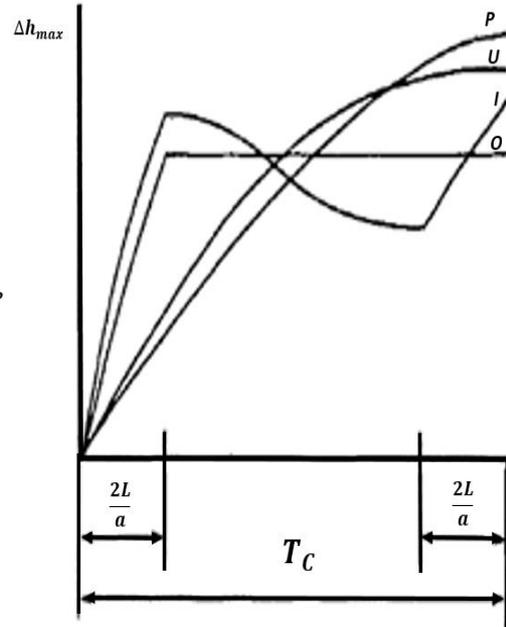


Figura 2-17 – Variação de pressão, adaptado de [16].

Para a definição de uma lei ótima de fecho, diferentes métodos podem ser utilizados, opta-se neste trabalho pela utilização do método das características.

2.5. Modelação matemática de regimes transitórios

O comportamento de qualquer componente hidráulico depende não só das suas características, mas também do sistema em que se insere. Para uma análise de múltiplos componentes em regime transitório é essencial a utilização de modelos matemáticos de simulação.

Na modelação matemática de sistemas hidráulicos, a caracterização de um sistema é feita a partir do estabelecimento das equações fundamentais do escoamento, para cada um dos componentes. Para isso, relacionam-se as grandezas fundamentais em estudo, tais como a massa volúmica, pressão e velocidade do escoamento, com as características específicas da instalação.

O estudo de escoamentos transitórios é feito com base em dois modelos analíticos distintos, o modelo de coluna rígida e o modelo de coluna elástica.

As principais diferenças entre ambos consistem nas simplificações consideradas. O método da coluna rígida assume que o fluido é incompressível, que as condutas são indeformáveis, que o

meio é contínuo e que o escoamento é unidimensional. A celeridade (velocidade de propagação da onda de pressão) é, portanto, infinita.

Estas hipóteses simplificativas tornam o modelo de coluna rígida um pouco mais distante da realidade física, mas mais simples e imediato de aplicar. Este modelo pode ser aplicado quando o sistema hidráulico considerado tem tubos de pequeno comprimento podendo desprezar os efeitos elásticos. No entanto, com a capacidade de cálculo computacional atual, não se justifica a utilização deste modelo para caracterização de sistemas.

Na presente dissertação, uma vez que o objeto em estudo é um transitório rápido, o método da coluna elástica permite uma maior aproximação à realidade. Assim, dadas as características singulares do sistema circulatório do corpo humano e a impossibilidade de utilizar dados que são de fácil obtenção em instalações hidráulicas (como a elasticidade das condutas, diâmetro, fator de atrito), o método proposto consiste na utilização das equações e estrutura do modelo elástico, fazendo algumas simplificações posteriores que normalmente estão associadas ao modelo rígido, nomeadamente ao definir celeridades muito grandes.

2.5.1. Equações fundamentais e método das características

O escoamento de fluídos rege-se pelos princípios conhecidos da conservação da massa ou continuidade e conservação de quantidade do movimento ou dinâmica. Estas equações são basilares no estudo de dinâmica dos fluídos.

Para o caso em estudo considera-se o escoamento através de uma conduta, aplicando as referidas equações a um elemento infinitesimal de fluído.

Na hidráulica é comum utilizar-se a cota piezométrica, H , em vez da pressão. Para isso transforma-se a pressão através da equação $p = \rho * g * H$, considerando, assim a massa específica constante. Note-se que, com esta simplificação, não se considera que o fluído é incompressível, uma vez que a sua compressibilidade é introduzida pela velocidade de propagação da onda.

Desta forma, admite-se que o escoamento no interior das condutas retilíneas é unidimensional e axissimétrico. Assume-se também que a tubagem tem secção transversal circular e está completamente cheia de fluído, tendo variações suaves de secção transversal e de inclinação do seu eixo.

Como se representa de seguida, estas equações são descritas de forma a que t represente o instante de tempo, Q o caudal no instante de cálculo, x a distância ao longo da tubagem e f o fator de atrito de Darcy-Weisback. A dedução das equações de 2.5 e 2.6 é feita a partir das equações de Navier-Stokes e pode ser consultada em [17].

Assim, tem-se:

- Equação da continuidade

$$\frac{\partial H}{\partial t} + \frac{a^2}{g} * \frac{\partial V}{\partial x} = 0 \quad (2.5)$$

- Equação da quantidade de movimento

$$\frac{\partial V}{\partial t} + g * \frac{\partial H}{\partial x} + \frac{f * V * |V|}{2 * D} = 0 \quad (2.6)$$

Onde as variáveis dependentes em ambas as equações são a cota piezométrica H (acima de um plano de referência fixo), e a velocidade média, V na secção transversal. As variáveis independentes são, x , a distância ao longo da conduta deste a extremidade a montante e o tempo, t .

Na equação da continuidade (2.5) introduz-se a celeridade da onda de pressão, a , que é função das características elásticas do fluido e da tubagem. Para estimar o valor deste parâmetro, diferentes métodos podem ser utilizados, entre os quais se inclui a equação de Allievi que se apresenta de seguida.

$$a = \frac{9900}{\sqrt{48.3 + K * \frac{D}{e}}} \quad (2.7)$$

Onde K é um coeficiente relacionado com o material da conduta e D o seu diâmetro hidráulico. E representa o módulo de elasticidade do material.

O processo de integração das equações (2.5) e (2.6) não é trivial, uma vez que estas equações diferenciais são do tipo hiperbólico (não são integráveis analiticamente).

No entanto, é possível concretizar a integração destas equações discretizando-as sobre as suas linhas características $a+$ e $a-$, respetivamente [18].

Assim, surge:

$$H_P - H_A + \frac{a}{g * A} * (Q_P - Q_A) + \frac{f * \Delta x}{2 * g * D * A^2} * Q_P * |Q_A| = 0 \quad (2.8)$$

$$H_P - H_B + \frac{a}{g * A} * (Q_P - Q_B) + \frac{f * \Delta x}{2 * g * D * A^2} * Q_P * |Q_B| = 0 \quad (2.9)$$

Onde as variáveis com índices P B e A correspondem aos parâmetros já apresentados mas no ponto da malha da Figura 2-18, a que corresponde a referida letra.

A discretização das equações é feita segundo as variáveis independentes (x,t) , dividindo uma conduta de comprimento L por N troços de comprimento Δx .

Desta forma, tem-se:

$$\Delta x = \frac{L}{N} \quad (2.10)$$

Geram-se, portanto, $N+1$ nós que correspondem às sucessivas seções de tubagem.

A discretização temporal ou passo de tempo tem de assegurar a convergência do método e satisfazer a igualdade:

$$\Delta t = \frac{\Delta x}{a} \quad (2.11)$$

Este modelo computacional pode então ser representado no plano, utilizando uma malha de cálculo escalonada que se apresenta na Figura 2-18. A origem do gráfico corresponde ao início da tubagem no instante $t=0$ e as diagonais as linhas características $C+$ e $C-$.

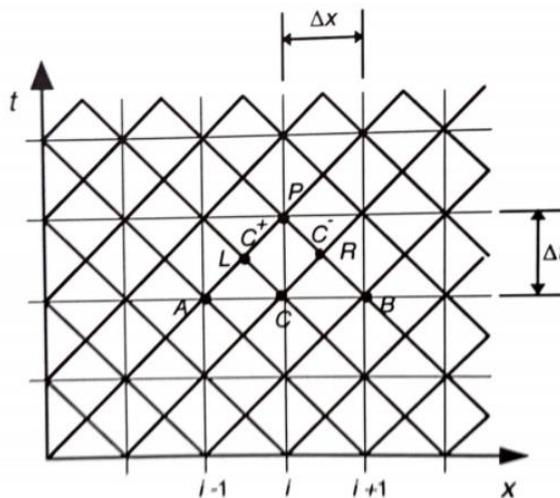


Figura 2-18 – Representação da malha utilizada no método das características, adaptado de [15].

A solução encontrada propaga-se de um nó para o seguinte à velocidade a , por forma a que a pressão e velocidade em todos os nós interiores seja conhecida por migração do passo de tempo anterior.

Ainda na mesma figura, os pontos que unem as linhas são os nós da malha onde ambas as equações definidas de seguida são válidas.

Resolvendo as equações (2.8) e (2.9) em ordem à cota piezométrica no ponto P, tem-se:

$$C^+: H_P = H_A - B * (Q_P - Q_A) - R * Q_P * |Q_A| \quad (2.12)$$

$$C^-: H_P = H_B - B * (Q_P - Q_B) - R * Q_P * |Q_A| \quad (2.13)$$

Onde B é a impedância característica da tubagem dependendo das propriedades físicas da tubagem e do fluído e R é o coeficiente de resistência da tubagem. Estas variáveis são dadas por:

$$B = \frac{a}{g * A} \quad (2.14)$$

$$R = \frac{f * \Delta x}{2 * g * D * A^2} \quad (2.15)$$

Considerando o passo de tempo anterior, $i-1$ e o passo de tempo de cálculo i , as equações (2.12) e (2.13) podem ser apresentadas de forma a obter um esquema explícito [19] [20] [21]:

$$C^+: H_i = C_P - B_P * Q_i \quad (2.16)$$

$$C^-: H_i = C_M + B_M * Q_i \quad (2.17)$$

Onde:

$$C_P = H_{i-1} + B * Q_{i-1} \quad (2.18)$$

$$B_P = B + R * |Q_{i-1}| \quad (2.19)$$

$$C_M = H_{i+1} + B * Q_{i+1} \quad (2.20)$$

$$B_M = B + R * |Q_{i+1}| \quad (2.19)$$

É importante assinalar que, por análise dos índices presentes nas igualdades, C_P , B_P , C_M e B_M são conhecidos, porque dependem do passo transato, $i-1$, e das constantes B e R .

Desta forma, desde que sejam conhecidas as variáveis do passo de tempo anterior e as condições de fronteira, é possível resolver as equações 2.16 e 2.17 e obter o caudal, Q_i , e a cota piezométrica, H_i .

Resolvendo as referidas equações em ordem ao caudal e à cota piezométrica, tem-se:

$$H_i = \frac{C_P * B_M + C_M * B_P}{B_P + B_M} \quad (2.20)$$

$$Q_i = \frac{C_P - C_M}{B_P + B_M} \quad (2.21)$$

Para a condição inicial, onde se assume regime permanente, tendo sido calculados os valores de caudal e cota piezométrica, este esquema numérico permite obter os valores dos caudais e das cotas piezométricas em todos os nós interiores da conduta.

Por outro lado, nos nós situados nos extremos da conduta, as mesmas equações não têm validade. Para $x=0$ utiliza-se a equação 2.16 e para $x=L$ a equação 2.17. Nestes nós extremos, são introduzidas as condições fronteira, de caudal e de pressão que vão compatibilizar o escoamento do exterior e interior da tubagem.

2.5.2. Condições de fronteira

Como referido na secção anterior, existe a necessidade de definir condições de fronteira nos extremos dos elementos tubo, impondo assim determinadas relações de pressão e caudal durante os regimes permanente e transientes nas fronteiras. Estas condições são, na prática, relações entre o caudal e pressão consoante o tipo de elemento a que correspondem.

De seguida apresentam-se as condições fronteira associadas a cada elemento hidráulico a ser utilizado em modelos de simulação numérica nesta dissertação.

É importante relembrar que, tal como anteriormente, a equação característica C^+ é utilizada para secções de montante e a equação C^- para a secção de jusante.

i) Reservatórios

A condição de fronteira que corresponde a um reservatório, consiste na imposição de uma pressão constante na entrada da tubagem.

Para reservatórios, de acordo com outros estudos [19] [21] [20], e considerando a perda de carga localizada, a cota piezométrica na secção extrema da tubagem, H_i , pode ser dada por:

$$H_i = H_{Res} + k_1 * Q_i * |Q_i| \quad (2.22)$$

Onde H_{Res} é a cota piezométrica à superfície livre do reservatório e k_1 a perda de carga localizada. Geralmente a perda de carga relativa à junção tubo-reservatório é desprezável quando comparada com as perdas totais da instalação.

Para se obter a condição fronteira de caudal, combina-se a equação anterior com as equações de compatibilidade 2.16 e 2.17, consoante o reservatório esteja, respetivamente, a montante ou a jusante da conduta.

Assim, para um reservatório a montante, é conhecida a pressão na secção a montante da tubagem e tem-se:

$$Q_{P_i} = \frac{H_i - C_P}{B_M} \quad (2.23)$$

De forma homóloga, para um reservatório na extremidade a jusante, é conhecida a pressão na extremidade por onde sai o fluído:

$$Q_{P_i} = -\frac{H_i - C_P}{B_P} \quad (2.24)$$

ii) Válvulas

A manobra de válvulas introduz regimes transitórios que implicam variações de caudal e pressão ao longo de todo o sistema hidráulico, dependendo, nomeadamente, da lei de fecho aplicada.

Em regime permanente, uma válvula representa uma perda de carga localizada, ΔH_0 , que é dada pela expressão:

$$\Delta H_0 = \frac{K_0}{A^2} * \frac{Q_0^2}{2 * g} \quad (2.25)$$

Onde K_0 e Q_0 representam, respetivamente, o coeficiente de perda de carga e o caudal escoado.

O caudal pode ser apresentado com base na equação anterior como:

$$Q_0 = \pm \frac{A}{\sqrt{K_0}} * \sqrt{2 * g * \Delta H_0} \quad (2.26)$$

Se for considerado que as equações anteriores também são válidas em regime transitório, utilizando o parâmetro adimensional, $\tau = \sqrt{\frac{K_0}{K}}$, pode-se caracterizar o funcionamento da válvula.

A manobra de válvula definida no tempo pela função $\tau(t)$, é a lei de fecho ou de abertura da válvula. Se $\tau=0$ a válvula encontra-se fechada, se $\tau=1$ a válvula está completamente aberta.

Então, para regime transitório, pode-se relacionar o caudal instantâneo com o caudal em regime permanente pela expressão:

$$Q = \frac{Q_0}{\sqrt{\Delta H_0}} * \tau * \sqrt{\Delta H} \quad (2.27)$$

A condição fronteira de uma válvula depende da sua posição no sistema hidráulico. É comum a aplicação de válvulas de descarga para atmosfera, mas no caso em estudo, essa aplicação não existe.

Por outro lado, para a presente dissertação serão utilizadas válvulas entre dois troços de tubo. Assim, é necessário introduzir uma condição de fronteira dupla, pois, naturalmente, têm de ser respeitadas em simultâneo as condições de fronteira imediatamente a montante e jusante da válvula.

Portanto, pela conservação da massa e perda de carga na válvula tem-se:

$$Q_{i,entrada} = Q_{i,saída} = Q_{válvula} \quad (2.28)$$

$$(H_{entrada} - H_{saída})_i = \frac{(H_{entrada} - H_{saída})_0}{(Q_0 * \tau)^2} \quad (2.29)$$

Recorrendo novamente às equações das linhas características 2.16 e 2.17, constrói-se uma equação onde são substituídas as cotas piezométricas, $H_{entrada}$ e $H_{saída}$ instantâneas, cuja solução é a condição de fronteira pretendida:

$$Q_i = -C_v * (B_P + B_M) + \sqrt{C_V^2 * (B_P + B_M)^2 - 2 * C_V * (C_P - C_M)} \quad (2.30)$$

Onde:

$$C_v = \frac{(Q_0 * \tau)^2}{2 * (H_{entrada} - H_{saída})_0} \quad (2.31)$$

Para um escoamento no sentido inverso, tem-se analogamente,

$$Q_i = C_v * (B_P + B_M) - \sqrt{C_V^2 * (B_P + B_M)^2 - 2 * C_V * (C_P - C_M)} \quad (2.32)$$

Obtendo-se por esta via o valor do caudal escoado no passo de tempo i , é também possível obter os valores das cotas piezométricas $H_{entrada,i}$ e $H_{saída,i}$ recorrendo às equações 2.16 e 2.17.

iii) Bombas

Tal como nas condições de fronteira anteriores, pretende-se determinar a relação entre o caudal e a cota piezométrica numa bomba hidráulica.

Para fazer a representação matemática de uma bomba define-se o caudal fornecido pela bomba, Q , a partir de três variáveis, a sua velocidade de rotação, ω , a altura de elevação, H_{el} , e M , o binário exercido pelas massas girantes. Esta última variável é apenas utilizada em regime transitório, cuja modelação é particularmente difícil uma vez que a informação sobre o comportamento dinâmico de bombas é limitada.

Para caracterizar uma bomba em regime transitório é necessário começar por adimensionalizar a altura de elevação, o binário, o caudal, e a velocidade de rotação, dividindo-os pelos respetivos valores na condição de rendimento máximo.

Assim, tem-se:

$$h = \frac{H_{el}}{H_{el} \eta_{max}} \quad (2.33)$$

$$\beta = \frac{M}{M \eta_{max}} \quad (2.34)$$

$$v = \frac{Q}{Q_{\eta_{max}}} \quad (2.35)$$

$$\alpha = \frac{\omega}{\omega_{\eta_{max}}} \quad (2.36)$$

Em regime permanente, os parâmetros adimensionais definidos são positivos. No entanto, em regime transitório podem ser negativos individualmente, ou em grupos. Para melhor definir a interdependência destes parâmetros e poderem ser tratados numericamente, foram introduzidos os parâmetros de Suter, $W_H(x)$ e $W_B(x)$:

$$W_H(x) = \frac{h}{\alpha^2 + v^2} \quad (2.37)$$

$$W_B(x) = \frac{\beta}{\alpha^2 + v^2} \quad (2.37)$$

Assim, de acordo com estudos prévios que abordaram a modelação de bombas [19], define-se a altura de elevação, H_{el} , a partir da seguinte expressão:

$$H_{el} = h * H_{el \eta_{max}} = H_{el \eta_{max}} (\alpha^2 + v^2) * W_H(x) \quad (2.38)$$

Para a equação anterior poder ser aplicada numericamente é necessário discretizar a função $W_H(x)$. Assim, linearizando cada troço da função em cada passo de tempo i e recorrendo a dois parâmetros, A_0 e A_1 , obtem-se:

$$A_0 = W_H(i + 1) - i * A_1 * \Delta x \quad (2.39)$$

$$A_1 = \frac{W_H(i + 1) - W_H(i)}{\Delta x} \quad (2.39)$$

Desta forma, a equação 2.38 passa a ser apresentada como:

$$H_{el \eta_{max}} (\alpha^2 + v^2) * [A_0 + A_1 * x] - H_{el} = 0 \quad (2.38)$$

A partir desta equação é possível determinar altura de elevação, H_{el} , em função dos parâmetros α e v . Substituindo esta equação nas equações da conduta 2.16 e 2.17, tem-se:

$$(C_p - B_p * Q_i) - (C_M + B_M * Q_i) + H_{el\eta max} * (\alpha^2 + v^2) * \left[A_0 + A_1 * \left[\pi + \tan^{-1} \frac{v}{\alpha} \right] \right] = 0 \quad (2.39)$$

Caso existam válvulas a jusante da bomba para seccionamento ou retenção, é necessário incorporar estes dispositivos na condição fronteira da bomba. Nesta dissertação apenas se pretende testar modelos numéricos com uma bomba simples, pelo que este caso não será abordado.

No capítulo 3 desenvolve-se um modelo que simule o conjunto coração-válvula utilizando o método das características e as condições de fronteira que lhe são subjacentes e foram atrás apresentadas.

3

Evolução do modelo numérico e resultados

Para atingir o objetivo proposto foi necessário construir modelos numéricos, que foram iterativamente melhorados, por forma a obter o caudal e pressão dentro de uma gama hemodinamicamente aceitável. Chegar ao resultado final sem passar por este processo seria impossível e apresentar apenas o resultado final seria redutor. Por este motivo, apresentam-se de seguida os passos principais que foram efetuados para se atingir a solução pretendida.

É importante também frisar que em todos os modelos desenvolvidos apenas se pretende simular as condições fronteira do escoamento à entrada e saída do coração. Os efeitos transitórios gerados artificialmente pela válvula, na verdade, fazem-se sentir em todo o sistema circulatório, mas apenas são simuladas as variações temporais das condições fronteira à saída dos ventrículos, pelo que a pressão pulsada continua a ser a pressão ventricular apresentada na secção 2.3.

Como consequência desta velocidade de propagação elevada, verificou-se que não existe desfasamento significativo entre a pressão e o caudal escoado, o que confirma que os modelos foram desenvolvidos de acordo com as simplificações assumidas.

3.1. Modelo 1 – Determinação do valor da perda de carga equivalente ao sistema circulatório

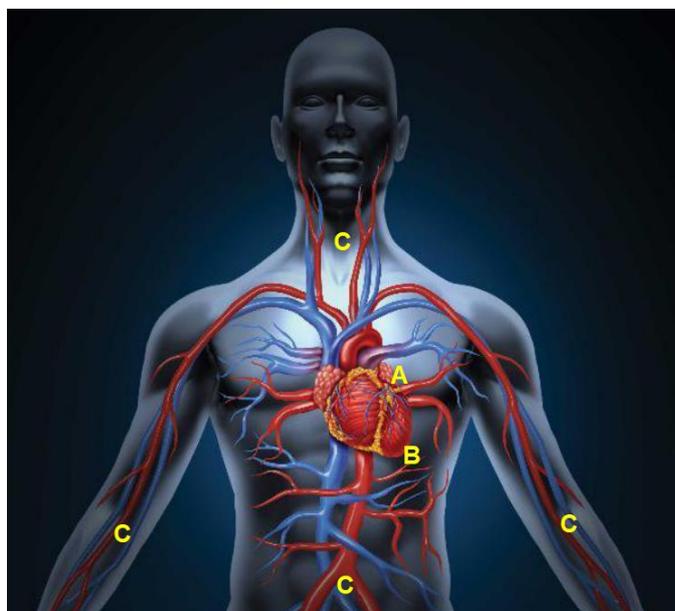
Nesta primeira fase pretende-se escolher a rotação da bomba e determinar a perda de carga a impor no sistema, para que este funcione na gama de pressão e de caudal semelhante à encontrada tipicamente no corpo humano. Para isso, considera-se o circuito que se apresenta na Figura 3-1.

Neste modelo, cada componente pretende simular determinada característica ou órgão do corpo humano. É importante frisar que, não se pretende simular toda a circulação sanguínea, mas criar um sistema equivalente que imponha a mesma condição de fronteira à entrada e saída da bomba cardíaca.

Assim sendo, a bomba B trata-se da bomba cardíaca axial (*Heartmate II*), e é aplicada no ventrículo esquerdo. A condição de fronteira referente à pressão mínima é imposta pelo reservatório A, que tem a mesma função que a aurícula esquerda. A jusante da bomba encontra-se a artéria aorta, fazendo-se assim uma associação em paralelo ao ventrículo e válvula mitral. Por fim, a válvula C representa a perda de carga imposta por todo o sistema circulatório, desde a entrada na aorta até ao retorno à aurícula direita.

Em relação aos troços 1, 2 e 3 da Figura 3-2, considera-se que não têm perda de carga e que todos têm o mesmo comprimento, sendo curtos e rígidos. Assim, toda a perda de carga do sistema está concentrada numa perda de carga singular, imposta na válvula C, a calcular.

Impõe-se também que todo o sistema se encontra à mesma cota, que todas as tubagens sejam do mesmo comprimento, secção e o mais rígidas possível, desprezando-se os seus efeitos elásticos. Desta forma, os efeitos dos regimes transitórios propagam-se instantaneamente desprezando os efeitos elásticos do golpe de ariete. Na verdade, estes efeitos transitórios de regime elástico fazem-se apenas sentir no sistema circulatório que não é simulado neste trabalho. No entanto, a variação temporal das condições fronteira será corretamente simulada.



Legenda:	
A	Reservatório
B	Bomba
C	Perda de carga
1	1º troço
2	2º troço
3	3º troço

Figura 3-1 – Modelo 1, à imagem do sistema circulatório, adaptado de [22].

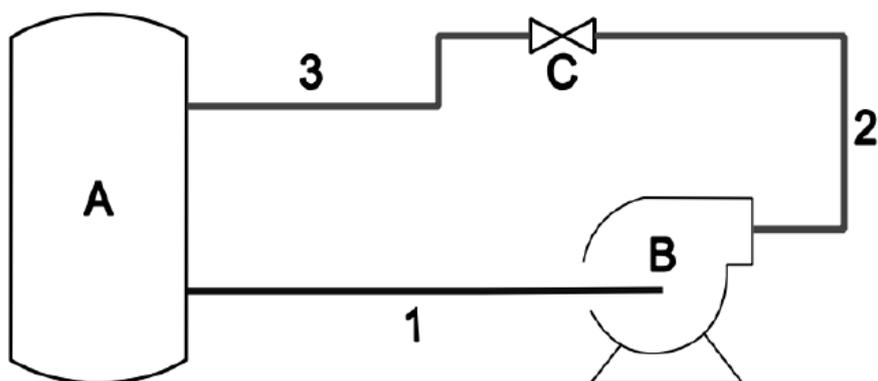


Figura 3-2 – Diagrama do modelo 1.

Neste modelo utiliza-se uma bomba axial *Heartmate II*, cujas curvas características estão disponíveis no Anexo 1. A solução iterativa inicia-se com a escolha da rotação intermédia de 11 mil rotações por minuto (rpm).

Então, é feita uma bateria de testes de forma a determinar iterativamente o valor de k para o qual os valores de pressão convergem para os hemodinamicamente aceitáveis (130 mmHg e 0 mmHg). Após mais de mais de vinte iterações, obtém-se, para o modelo considerado, o valor de $k=10$ (adimensional).

Para verificar que este valor de k é aceitável, repete-se a simulação para cada curva característica da bomba a determinada rotação, obtendo-se os resultados apresentados na Figura 3-3. A pressão máxima, a azul, é atingida no troço 2 de compressão, a pressão mínima, a verde, é obtida no troço 1.

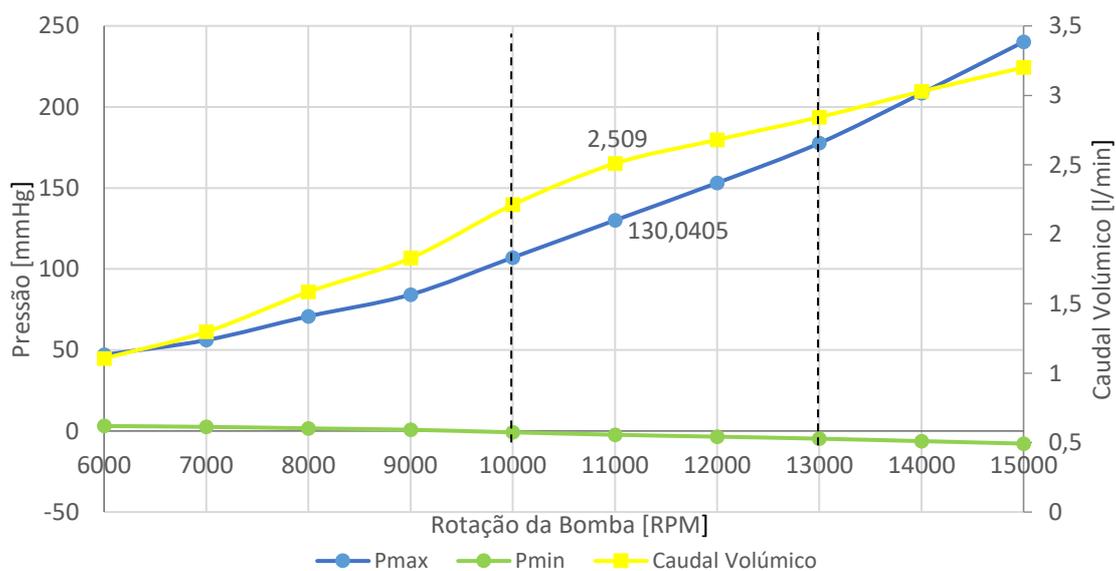


Figura 3-3 – Variação da pressão e caudal com a rotação da bomba.

Assim, em regime permanente a velocidade de rotação da bomba de 11 mil rpm permite obter as pressões sistólicas e diastólicas nas gamas pretendidas. Verifica-se também que mantendo o valor de k constante, as velocidades de rotação desta bomba que permitem um valor fisiológico de pressão estão entre as 10 mil rpm e 13 mil rpm. Por outro lado, o caudal escoado é cerca de 2,5 litros por minuto, um valor que, por si só, não é o suficiente para garantir os processos vitais. Na Tabela 3-1, resumem-se os resultados obtidos à entrada e saída da bomba cardíaca.

Tabela 3-1 – Resumo dos resultados obtidos para o modelo 1.

<i>Troço</i>	<i>Caudal volúmico (l/min)</i>	<i>Velocidade (m/s)</i>	<i>Pressão Max (mm Hg)</i>	<i>Pressão Min (mm Hg)</i>
<i>1 - entrada</i>	2,509	1,14	-0,1705	-2,3253
<i>2 - saída</i>	2,509	1,14	130,0405	127,8857

O modelo 1 é desenvolvido para regime permanente, mas pode ser interpretado como um passo intermédio. Este modelo tem como principal função simular o funcionamento da bomba cardíaca artificial escolhida em circunstâncias normais de teste, sem a influência do coração. É essencial fazer esta iteração para poder identificar as variáveis em falta e fixar alguns parâmetros. Os modelos subsequentes 2 e 3 são baseados neste.

Verifica-se que este modelo permite obter a pressão sistólica, diastólica e um débito circulante. No entanto, tal como é referido na secção 2.3, este modo é insatisfatório por não apresentar pulsatilidade ou batimento, que será introduzido na próxima secção com a lei de fecho.

Ainda em relação aos resultados obtidos com o modelo 1, é relevante referir que o valor para o qual k converge em 10 (adimensional), é apenas um valor indicativo, pois a perda de carga do sistema circulatório não é, na realidade, constante. O valor de k depende não só da idade e condição física do doente, como, para um determinado doente, varia com o regime de funcionamento, pois existem situações de dilatação e constrição dos vasos sanguíneos, que se ajustam constantemente às necessidades e à pressão e caudal gerado pelo coração. Desta forma, revela-se não só a importância de fazer outros testes com dados específicos de doentes de grupos etários e pesos diferentes, mas também a necessidade posterior de afinar a aplicação doente a doente de forma a garantir os efeitos pretendidos.

3.2. Modelo 2 – Geração de regime escoamento pulsado

Na secção 2.2 (Figura 2-8) apresentou-se a forma como o regime pulsado é, segundo o fabricante, gerado pela a bomba centrífuga *Heartmate III*. A abordagem ao problema é questionável, uma vez que a variação da velocidade de rotação da bomba é muito abrupta para um intervalo de tempo tão reduzido. A redução instantânea da velocidade de rotação da bomba de 2 mil rpm seguida de um aumento de 4 mil rpm e posterior redução de 2 mil rpm - tudo isto num intervalo de tempo de 0,35s é pouco credível. Acresce que, esta variação é repetida indefinidamente a cada 2s. Mesmo sendo uma bomba de pequenas dimensões, a ser possível fazer esta variação de velocidade, há que considerar também os efeitos inerciais do fluído que provocariam picos de pressão o que aumentaria, por conseguinte, o risco de hemólise.

À partida, a solução mais eficaz para gerar um escoamento pulsado, passaria pela utilização de uma bomba volumétrica peristáltica. No entanto, pelos motivos já referidos na secção 2.4.1, esta opção não será estudada nesta dissertação.

Surge então a ideia de colocar uma válvula de controlo a jusante de uma bomba cardíaca existente e, definindo a sua lei de fecho, obter-se o regime pulsado pretendido.

À semelhança da válvula aórtica, a válvula a ser aplicada é colocada imediatamente após a bomba cardíaca ou coração. No entanto, a válvula aórtica tem como principal função evitar o retorno sanguíneo reagindo à contração cardíaca e ao próprio escoamento, ao invés de provocar por si só, o regime pulsado.

A aplicação de mais uma válvula neste local também terá as suas consequências negativas, nomeadamente induzir uma maior perda de carga no sistema e, portanto, ter influência no caudal escoado. Assim, explica-se a importância de simular a aplicabilidade desta válvula com modelos, onde é essencial estudar a influência que esta válvula tem nas características do escoamento transitório.

Assim, neste modelo pretende-se obter um regime pulsado de batimento artificial introduzindo no modelo anterior uma válvula de fecho controlado, cuja lei de fecho será determinada para induzir o regime pulsado ou de batimento.

Estando definido um valor aproximado k , pretende-se incluir no sistema anterior uma válvula de fecho controlado. Tal como se apresenta na Figura 3-4, coloca-se em série com a perda de carga fixa do sistema circulatório uma válvula D, cuja lei de fecho se pretende determinar por forma a introduzir o batimento. Idealiza-se que esta válvula sem retorno se encontre montada imediatamente a jusante da bomba, ainda antes do troço de ligação à artéria aorta.

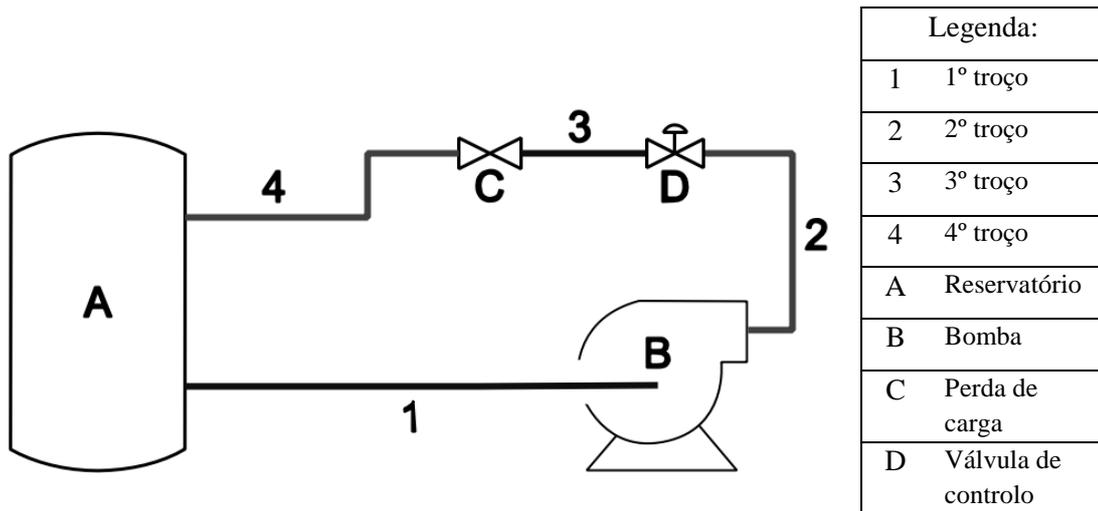


Figura 3-4 – Diagrama do modelo 2.

Pretende-se obter uma resposta de pressão pulsada típica do coração humano, com uma frequência de 60 batimentos por minuto (1 Hz) e uma amplitude de pressão de aproximadamente 130 mmHg.

Desta forma, recorrendo a uma metodologia iterativa, determina-se uma lei de fecho que proporcione uma resposta dentro dos parâmetros desejados, isto é, com a resposta correta em frequência e amplitude de pressão e que garanta o caudal desejado.

A lei de fecho obtém-se através de simulações numéricas introduzindo pontos discretos correspondendo à manobra da válvula. Assim, numa primeira abordagem, propõem-se três estágios lineares distintos, uma rampa de fecho, a manutenção de algum caudal e abertura em rampa (Figura 3-5).

De forma iterativa, ajusta-se a lei de fecho ponto a ponto até que a variação de pressão na saída do troço 3 seja pulsada e dentro dos valores hemodinamicamente aceitáveis – correspondentes aos da pressão ventricular apresentados na Figura 2-9.

Após a realização de uma bateria de ensaios, apresenta-se na Figura 3-5 a lei de fecho composta por rampas lineares que melhor cumpriu os requisitos acima referidos.

De referir que esta lei é repetida indefinidamente no tempo, a cada segundo, para gerar o efeito de pressão pulsado pretendido.

Para evitar picos de pressão exagerados suaviza-se a rampa de fecho com três declives diferentes, mantendo sempre algum caudal residual (0,1% do coeficiente de vazão, C_v) mesmo durante o fecho máximo (0,6 s) e suavizar a rampa de abertura com dois declives diferentes.

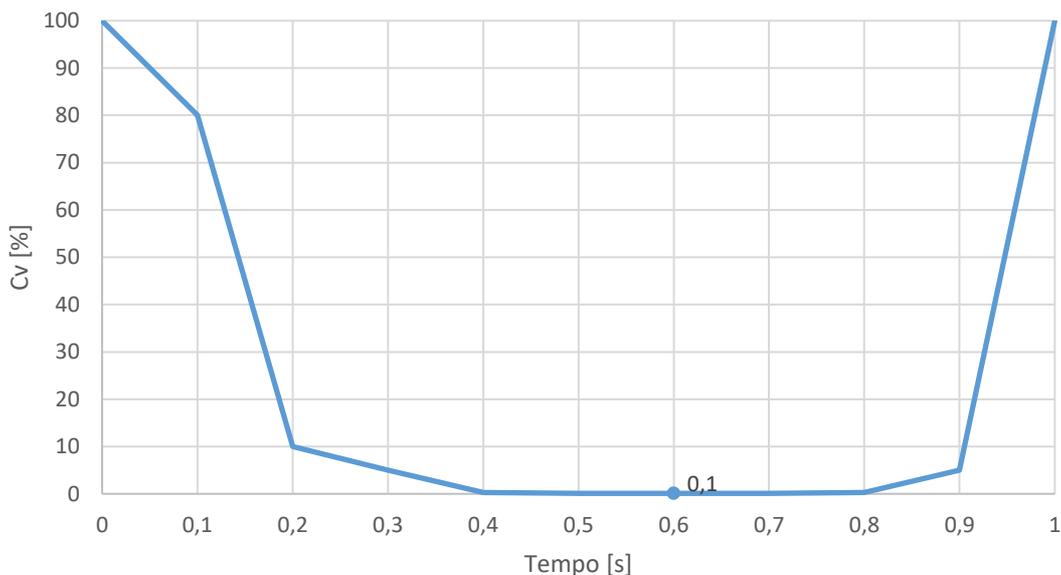


Figura 3-5 – Lei de fecho linear aplicada a válvula D, modelo 2.

Para evitar as transições entre rampas e para promover uma identificação analítica da lei de fecho, procede-se à aproximação desta lei por um polinómio de sexto grau. Obtendo-se a seguinte expressão, que é representada na Figura 3-6:

$$\tau(t) = 2354,4t^6 - 4011,2t^5 + 1997,2t^4 - 701,38t^3 + 903,13t^2 - 545,4t + 100$$

Onde t é o tempo em segundos e τ a variação percentual do coeficiente de vazão C_v .

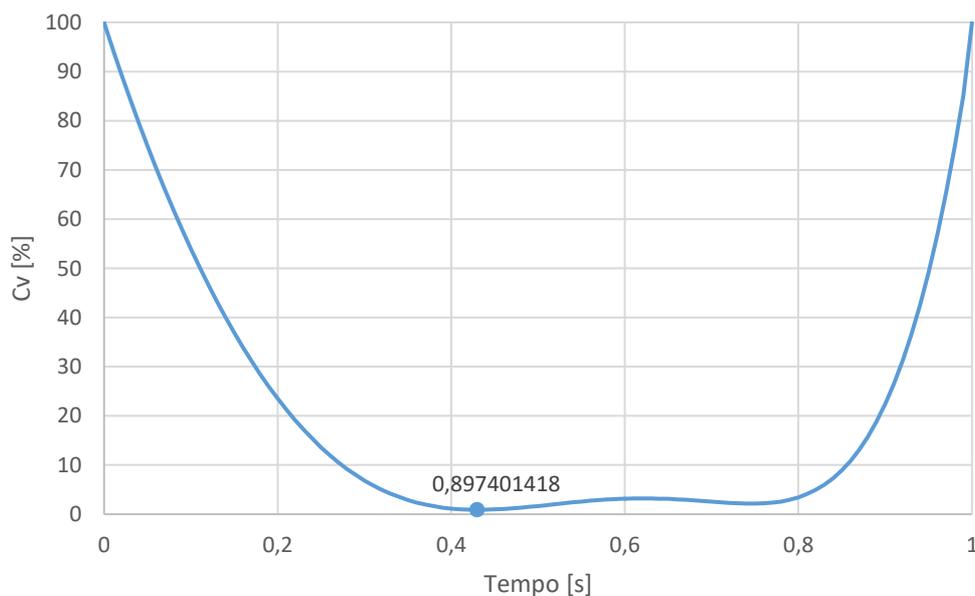


Figura 3-6 – Lei de fecho final.

Quando a válvula D cumpre a lei de fecho anterior, verifica-se que a variação de pressão no troço 3 se apresenta muito aproximada do resultado pretendido para a pressão ventricular. Para visualizar este resultado e facilitar a sua análise, na Figura 3-7, compara-se a pressão pulsada obtida, a laranja, com a pressão ventricular típica, a azul.

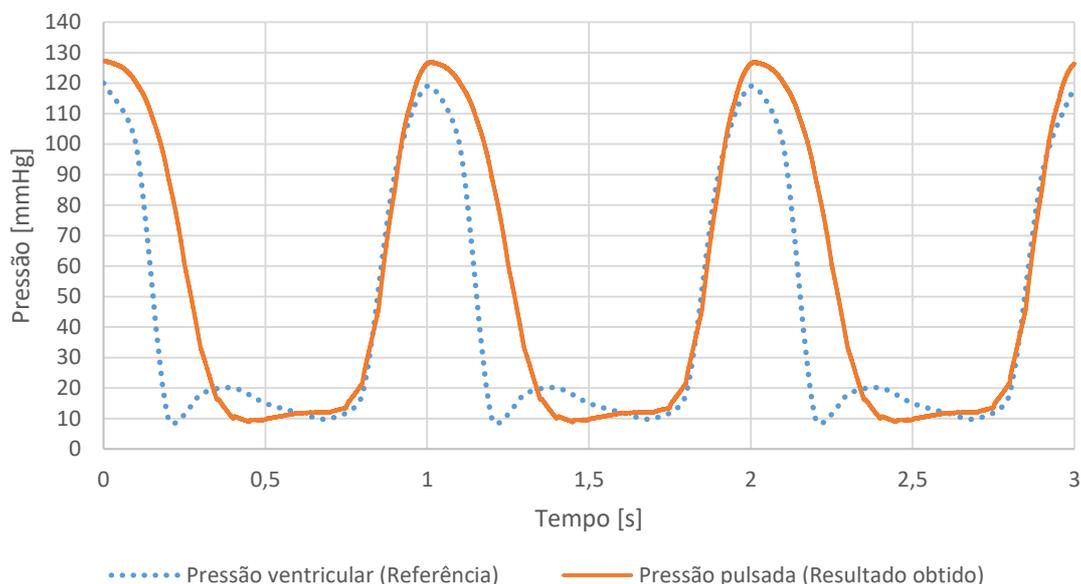


Figura 3-7 – Resultado da aplicação da lei de fecho. Comparação da pressão ventricular de referência com a pressão ventricular artificial obtida.

Na Tabela 3-2 apresentam-se os resultados obtidos com este modelo. Como seria previsível, o caudal escoado diminuiu com a introdução da válvula controlada, pois do ponto de vista hidráulico, introduziu-se mais perda de carga no sistema.

Tabela 3-2 – Resumo dos resultados obtidos com o modelo 2.

Troço	Caudal volúmico (l/min)	Velocidade (m/s)	Pressão Max (mm Hg)	Pressão Min (mm Hg)
1 - entrada	2,229	1,013	0,919	-0,9043
3 - saída	2,229	1,013	129,0815	127,2582

Para melhor compreender o funcionamento do modelo hidráulico desenvolvido, apresenta-se de seguida na Figura 3-8 a variação de caudal e pressão ao longo do tempo. Trata-se, portanto, da variação de caudal volúmico (a laranja) e de pressão (a azul) à saída do ventrículo esquerdo.

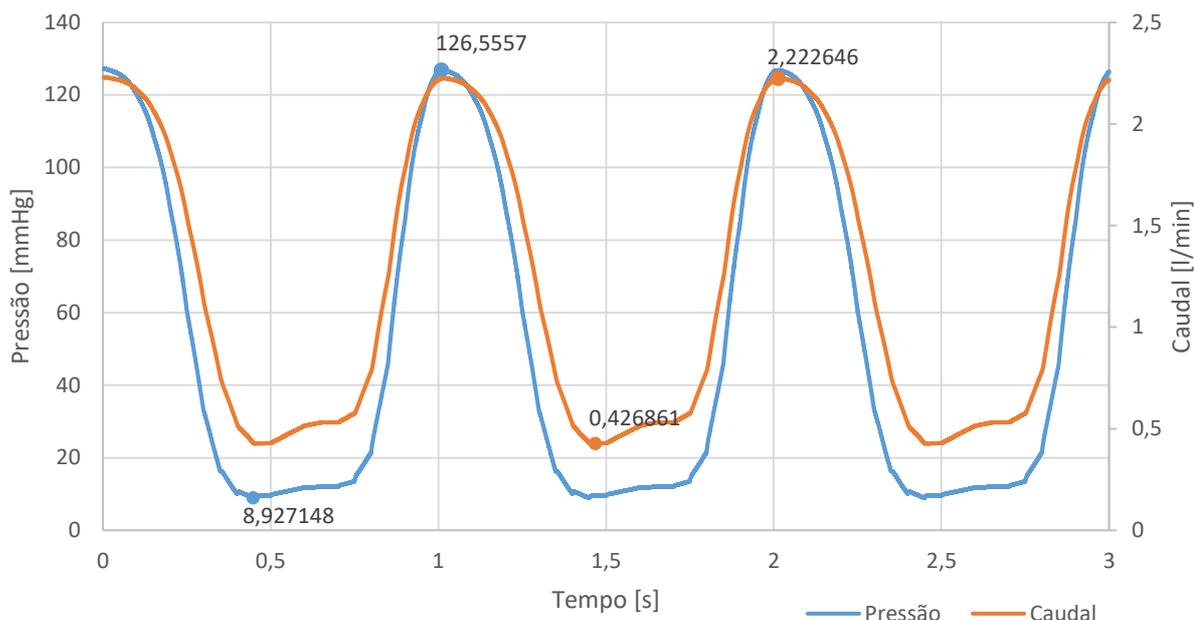


Figura 3-8 – Variação pulsada da pressão ventricular e do caudal obtida pelo modelo 2.

O modelo 2 é em tudo semelhante ao modelo 1, com a diferença de ter sido adicionada uma válvula de controlo onde se impõe uma lei de fecho definida. Esta lei de fecho é um polinómio de sexto grau que lineariza a lei de fecho obtida iterativamente. Durante estas inúmeras iterações sucessivas, verificou-se que o sistema apresentava uma grande sensibilidade à variação do coeficiente de vazão, C_v , da válvula. Para além disto, caso a lei de fecho apresentasse uma descontinuidade demasiado acentuada, surgiam picos de pressão de valores que não são compatíveis com as características do sistema circulatório.

Constata-se assim, que os valores determinados pelo modelo 1 para k e pelo modelo 2 para C_v , são valores que estão apenas validados para esta simulação numérica, e que, em estudos ou aplicações posteriores terão que ser adaptados ao sistema a ser utilizado.

Por outro lado, a lei de fecho obtida que representa o principal resultado que se pretendia atingir, relevou um bom desempenho mesmo quando se altera qualquer outro parâmetro do sistema.

Este resultado reflete o funcionamento da bomba cardíaca de forma independente do coração. No entanto, a bomba *Heartmate II* é montada em paralelo com o ventrículo esquerdo, isto é, o caudal total que é transportado para o sistema circulatório é garantido pelo paralelo entre um coração em insuficiência cardíaca e a referida bomba. Assim, levanta-se a necessidade do estudo desta associação.

3.3. Modelo 3 – Associação em paralelo da bomba cardíaca com o coração

É essencial estudar a resposta destes modelos e lei de fecho em relação ao parâmetro caudal volúmico por ser crítico para o funcionamento biológico. Como já foi referido, a aplicação de uma válvula induz um incremento na perda de carga do sistema, o que, por sua vez, provoca uma diminuição do caudal escoado. Segundo a bibliografia consultada, e tal como foi apresentado na secção 2.3, assume-se um caudal mínimo aceitável de 5 litros/minuto (para regime basal). É notório que este valor não é atingido com o modelo 1 nem com o modelo 2, mas este facto não significa necessariamente qualquer incorreção por vários motivos: em primeiro lugar alguns parâmetros do modelo poderiam ser ajustados com o intuito de aumentar o caudal (como reduzir o valor da perda de carga do sistema, ou aumentar a rotação da bomba), mas sobretudo porque esta bomba cardíaca *Heartmate II* é associada em paralelo com um coração com débito insuficiente e o caudal realmente escoado deverá ser a soma do caudal gerado pela bomba e o caudal bombado pelo coração.

De qualquer forma, verifica-se que a diminuição do caudal escoado do modelo 1 para o modelo 2 é da ordem dos 11%, o que deixa de ser relevante se a velocidade de rotação for aumentada ligeiramente. Note-se que, à semelhança de outros mecanismos que promovem a pulsatilidade, pode existir um modo de funcionamento pulsátil que é acionado por opção, sendo a válvula totalmente aberta em circunstâncias em que o caudal máximo é a prioridade, e só aplicando a lei de fecho a outros regimes.

Levanta-se, então, a questão da associação em paralelo de duas bombas: a bomba cardíaca até agora estudada, e o coração humano. Para uma simulação mais realista do efeito da lei de fecho nesta associação em paralelo, considera-se que o caudal imposto por cada bomba seja semelhante. Nestas condições, obteve-se uma resposta dentro de valores hemodinamicamente aceitáveis, como se verificou na Figura 3-11. No entanto, devido às características singulares das bombas volumétricas, com o modelo proposto, houve situações em que havia refluxo ou picos de pressão. Este resultado poderia ser minimizado com uma diferente definição das condições fronteira relativas à elasticidade dos vasos sanguíneos e revelou a importância de a válvula controlada não ter retorno. Para além disto, verificou-se que é importante manter ambos os escoamentos em fase, senão, ocorre facilmente refluxo sanguíneo o que pode provocar danos nas válvulas orgânicas, quebras no caudal e turbulência no escoamento.

Para simular a eficácia da lei de fecho obtida em condições mais próximas da realidade é necessário desenvolver um novo modelo que integre a condição fronteira que represente o coração, associado em paralelo ao modelo desenvolvido anteriormente.

A insuficiência cardíaca, na prática, significa que o coração não fornece por si só o caudal necessário ao organismo humano para garantir as funções vitais. Assim, sabendo que o caudal mínimo garantido pode ser cerca de 5 l/min, assume-se que o coração do doente de insuficiência cardíaca em estudo apenas garante metade desse valor, mesmo sabendo que este valor varia de caso para caso, consoante o estado do doente.

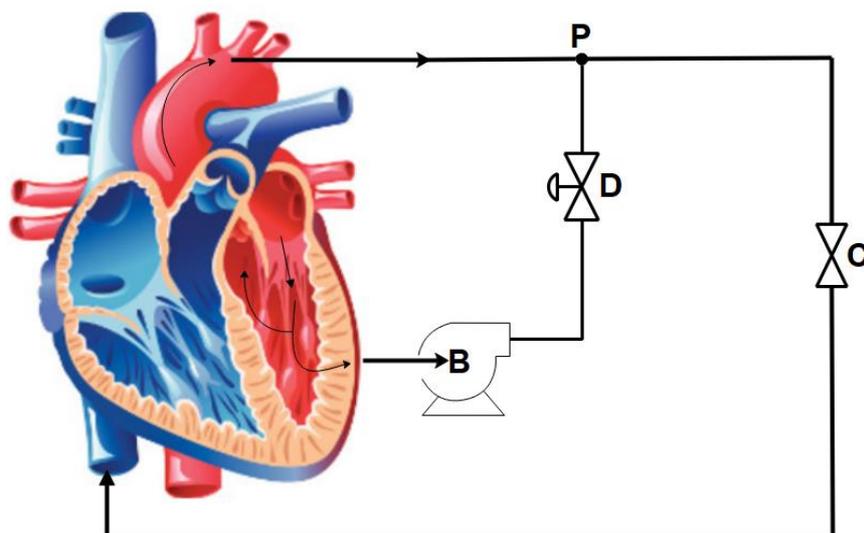


Figura 3-9 – Diagrama do modelo 3. Onde B representa a bomba cardíaca artificial, D a válvula de controlo, C a perda de carga do sistema circulatório e P a junção do paralelo, adaptado de [23].

Desta forma, para inserir a condição fronteira do coração (ventrículo esquerdo) integra-se uma bomba volumétrica pulsátil, que garante um caudal de 2,5l/min pulsado sinusoidalmente. A aurícula esquerda é, à semelhança do modelo 2, simulada por um reservatório pressurizado. De resto, tal como é visível na figura anterior, em paralelo com o ventrículo, assume-se a bomba axial *Heartmate II* e a jusante de ambas, a válvula de controlo D e a perda de carga pontual de todo o restante sistema circulatório (válvula C).

O ponto P representa a junção da bomba cardíaca artificial ao coração, onde se assume que a pressão de cada ramal é igualada e que não existe perda de carga.

As bombas cardíacas são em geral aplicadas em doentes com insuficiência cardíaca grave, por isso deve-se considerar que o caudal garantido pelo coração é inferior ao caudal fornecido pela bomba cardíaca. Assim, considerou-se que a rotação da bomba cardíaca deveria ser aumentada de 11 mil rpm para 12 000 rpm, utilizando as curvas características disponíveis em anexo.

Por último, mantém-se a perda de carga constante no mesmo valor que o determinado pelo modelo 1 e a mesma lei de fecho definida pelo modelo 2.

Com estas definições, tal como apresentado na Tabela 3-3, verifica-se que o modelo 3 permitiu obter uma resposta de caudal dentro dos parâmetros hemodinamicamente aceitáveis.

Tabela 3-3 – Resultados obtidos com a associação em paralelo da bomba cardíaca com o coração.

Troço	Caudal volúmico (l/min)	Velocidade (m/s)	Pressão Máx (mm Hg)	Pressão Min (mm Hg)
entrada	4,021	0,5442	3,823	3,619
saída	6,521	0,8824	122,363	121,715

É interessante frisar que o caudal fornecido pela bomba cardíaca artificial é de cerca de 4,02 l/min, o caudal fornecido pelo coração (simulado por bomba volumétrica) é, naturalmente, o imposto de 2,5 l/min e o caudal médio escoado no sistema circulatório é de 6,521 l/min. Verifica-se, portanto, que não houve refluxo sanguíneo.

A variação adequada pulsada, na associação em paralelo da bomba cardíaca axial com uma bomba volumétrica, foi obtida e apresenta-se na Figura 3-10 (onde a azul pontilhado se apresenta a variação de pressão ventricular típica, a amarelo a pressão ventricular obtida e a cinza a variação de caudal obtida no mesmo local).

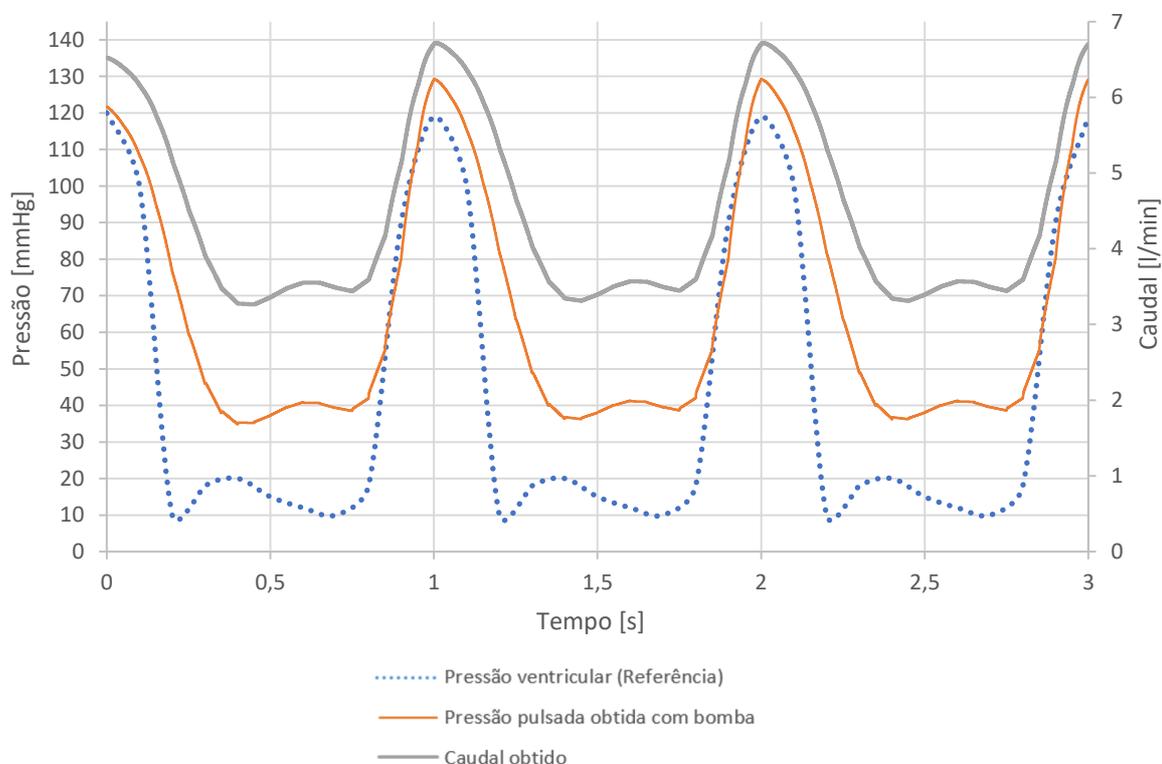


Figura 3-10 – Pressão pulsada obtida na associação em paralelo da bomba cardíaca axial *HeartmateII* com o coração.

Tal como se pode observar na Figura 3-10, o resultado obtido com o modelo da Figura 3-10, onde a válvula é acoplada a jusante da bomba cardíaca artificial, estando por sua vez associadas em paralelo com um coração insuficiente, é muito aceitável, com variações suaves de pressão com uma amplitude inferior a 100 mmHg, mantendo a pressão máxima inferior a 130 mmHg e garantindo um caudal escoado acima dos 5 l/min.

3.4. Teste da lei de fecho obtida com bomba centrífuga

Verificou-se nas secções anteriores (3.2 e 3.3) a aplicabilidade da lei de fecho determinada no caso da bomba cardíaca axial considerada (*Heartmate II*) ser associada a um coração que tenha um caudal muito baixo (modelo 2), ou a um coração que ainda debite um caudal razoável (modelo 3).

Torna-se então relevante testar esta lei de fecho em outras condições, tais como a utilização de outra bomba. Assumindo a utilização da bomba centrífuga *Heartmate III* a 7000 rpm e não considerando a influência do coração, o modelo utilizado é em tudo semelhante ao modelo 2, diferindo apenas na curva característica da bomba, que se apresenta no anexo 2.

Tabela 3-4 – Resultados da aplicação do modelo 2 e respetiva lei de fecho a outra bomba cardíaca (*Heartmate III*).

Troço	Caudal volúmico (l/min)	Velocidade (m/s)	Pressão Max (mm Hg)	Pressão Min (mm Hg)
1 - entrada	2,731	1,241	-1,126	-3,056
3 - saída	2,731	1,241	152,565	150,636

A resposta pulsada da pressão deste teste apresenta-se na Figura 3-11. Tal como é claro nesta figura, a pressão máxima é ligeiramente superior à obtida anteriormente com a bomba axial, sendo cerca de 150mmHg. Como seria de esperar, a resposta em frequência não é afetada pela alteração na bomba, uma vez que se manteve a mesma lei de fecho.

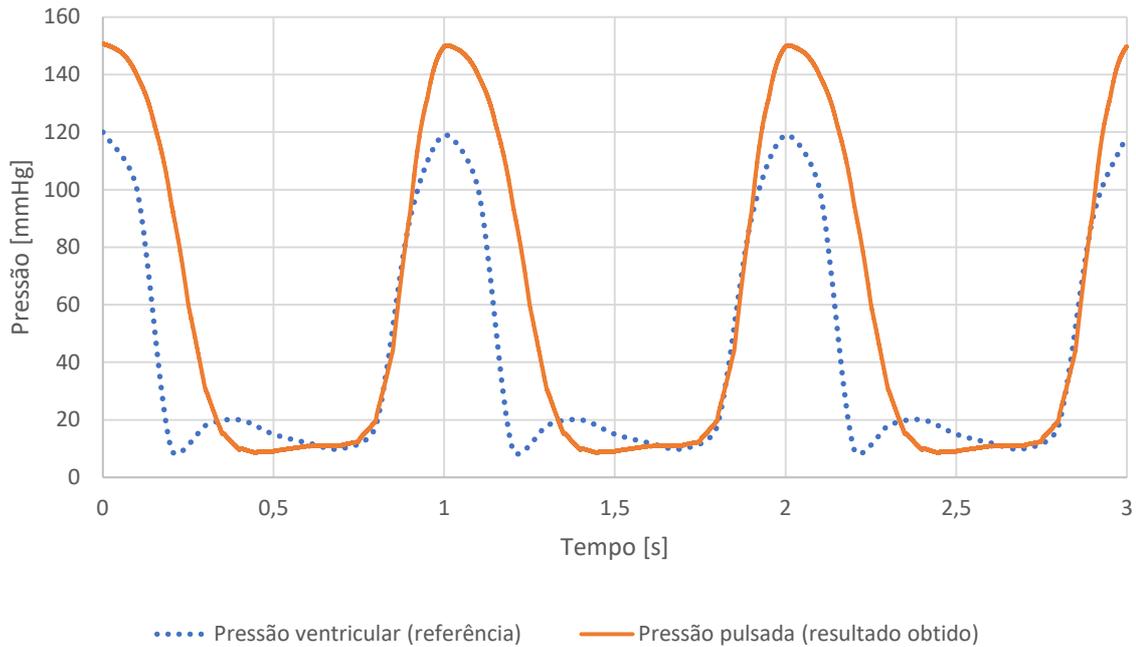


Figura 3-11 – Variação de pressão obtida no troço 3 correspondente ao abastecimento de sangue periférico, para uma bomba centrífuga, utilizando o modelo 2.

É essencial também estudar o funcionamento da lei de fecho com uma bomba centrífuga considerando o efeito de um coração insuficiente. À semelhança da secção 3.4 e utilizando o mesmo modelo, obtêm-se os resultados que se apresentam na Tabela 3-5 e Figura 3-12.

Tabela 3-5 – Resultados obtidos através da aplicação do modelo 3 e respetiva lei de fecho com outra bomba cardíaca (*Heartmate III*).

Troço	Caudal volúmico (l/min)	Velocidade (m/s)	Pressão Max (mm Hg)	Pressão Min (mm Hg)
1 - entrada	4,175	0,565	3,731	3,519
3 - saída	6,675	0,9033	127,879	127,187

Neste teste, à semelhança do sucedido na simulação da Figura 3-10, não existe desfasagem entre a variação de caudal e de pressão. A variação pulsada de pressão (a laranja) até se apresenta mais próxima da referência (a azul), sobrepondo-se no valor da pressão máxima, mas com uma amplitude ligeiramente inferior.

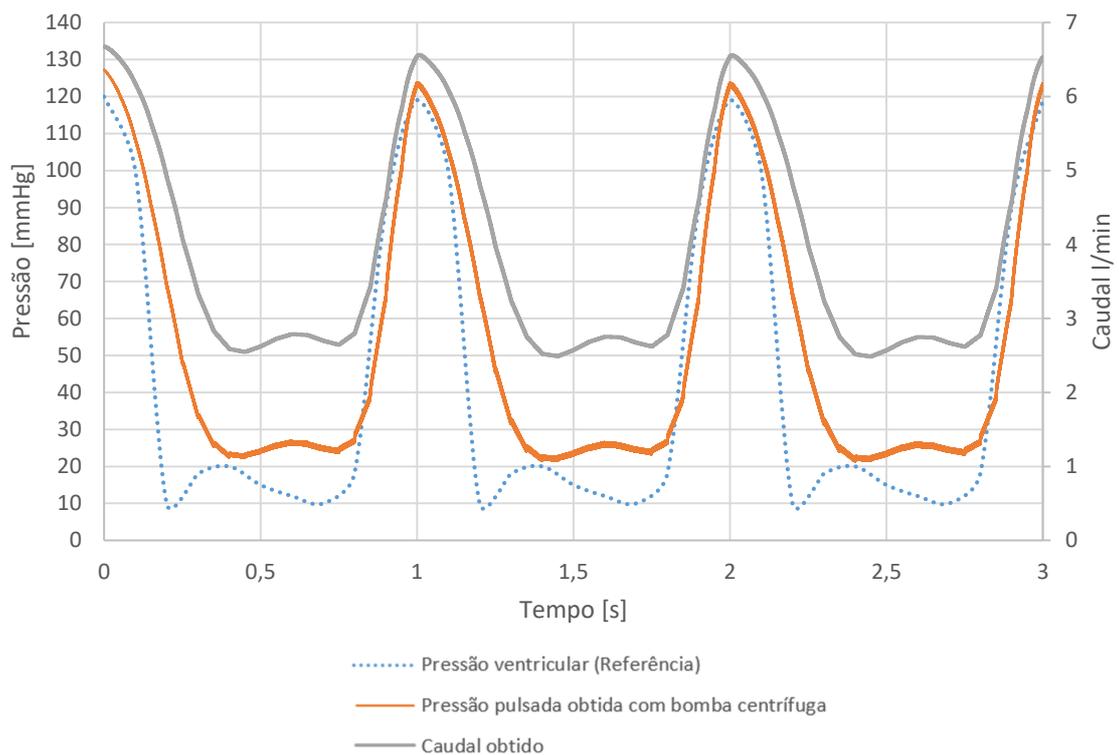


Figura 3-12 – Variação de pressão e caudal no abastecimento periférico obtidos com uma bomba cardíaca centrífuga associada em paralelo a um coração insuficiente.

Tal como se verifica nesta secção, a lei de fecho definida e os modelos 2 e 3, apresentam uma resposta muito aceitável e dentro da gama de valores hemodinamicamente aceitáveis, sem ter sido alterado qualquer outro parâmetro para além da curva característica da bomba.

Assim, a utilização de um *software* de simulação hidráulica para criar modelos numéricos apresenta-se como um método válido para uma primeira aproximação ao problema.

4

Conclusão

A evolução das bombas cardíacas das últimas décadas tem sido no sentido de favorecer a sua implantação cirúrgica. Assim, tem havido uma miniaturização com o intuito de tornar o doente móvel e evitando o mais possível, a utilização de componentes exteriores ao corpo. Houve, portanto, a necessidade de utilizar turbomáquinas como bombas axiais ou centrífugas, em detrimento dos primeiros aparelhos auxiliares de circulação sanguínea - bombas volumétricas.

Com utilização de bombas de escoamento contínuo, quer axiais, quer centrífugas, o escoamento gerado deixa de ter uma variação de pressão pulsada o que representa um desvio daquilo que é natural ao organismo humano e pode representar problemas na manutenção orgânica no longo termo. Num contexto em que a longevidade da aplicação de bombas cardíacas é essencial, existe a necessidade de resolver este problema, de tal forma que algumas bombas de terceira geração já são apresentadas com regimes de funcionamento pulsado por variação da velocidade de rotação da bomba.

Nesta dissertação desenvolveu-se uma lei de fecho aproximada por um polinómio de sexto grau, para transformar o escoamento contínuo gerado por uma bomba cardíaca, num escoamento pulsado semelhante ao fisiológico:

$$\tau(t) = 2354,4t^6 - 4011,2t^5 + 1997,2t^4 - 701,38t^3 + 903,13t^2 - 545,4t + 100$$

Onde t é o tempo em segundos e τ a variação percentual do coeficiente de vazão C_v .

Após os testes realizados nos modelos apresentados, conclui-se que a aplicação da referida lei de fecho cumpre os requisitos de pressão pretendidos - uma variação pulsada de pressão ventricular dos 2 aos 130 mmHg à frequência de 1 Hz ou 60 pulsos por minuto.

O valor do caudal obtido foi menor que o desejado pois introduziu-se uma perda de carga adicional, com a inclusão da válvula de controlo. No entanto, esta diminuição pode ser compensada por um aumento da rotação da bomba ou desativando o modo pulsado (em caso de necessidade), mantendo, nestas circunstâncias, a válvula em causa totalmente aberta.

Para validar a lei de fecho obtida, foram desenvolvidos diferentes modelos de teste, nomeadamente o modelo 2 onde se ignora o efeito do coração e o modelo 3 onde a bomba é associada em paralelo com um coração insuficiente que apenas debita 2,5 l/min. Em ambas as situações a lei de fecho cumpriu os parâmetros pretendidos atingindo-se pressões sistólicas da ordem de 120 a 150 mmHg, moduladas pelo aumento da rotação da bomba e, mantendo o valor previamente definido para perda de carga. Para além disto, testou-se também a mesma lei de fecho com a bomba centrífuga *Heartmate III* e verificou-se que os resultados também foram aceitáveis.

Os resultados obtidos nas secções 3.3 e 3.4, permitem afirmar que a lei de fecho obtida é válida nos diferentes modelos utilizados, tanto num coração gravemente insuficiente, como associado em paralelo a uma bomba centrífuga ou axial que produz sensivelmente o mesmo caudal que o coração insuficiente. Esta consistência de resultados confere confiança à lei de fecho obtida, que foi o objetivo nevrálgico desta dissertação.

Conclui-se, portanto, que a lei de fecho desenvolvida é eficaz tanto para a bomba axial *Heartmate II* como para a bomba centrífuga *Heartmate III*. No entanto, sabe-se que uma bomba axial apresenta uma curva característica mais plana, o que lhe confere maior estabilidade de resposta quando se pretende garantir determinado caudal ou pressão. Por este motivo a bomba axial *Heartmate II* foi escolhida para os modelos iniciais.

Como perspetivas futuras, identifica-se a necessidade de resolver os problemas existentes com as bombas atuais ou desenvolver um outro tipo de máquina hidráulica que, à semelhança das bombas peristálticas, produza o escoamento pulsado no seu regime natural de funcionamento, isto é, sem ter de recorrer a variações abruptas de velocidade de rotação ou à utilização de uma válvula para induzir pulsatilidade.

Outros problemas de interessante resolução passam pela miniaturização dos componentes de controlo e baterias de forma a manter todos os componentes dentro da caixa torácica, diminuindo o risco de infeções. Nesse caso, naturalmente, haveria a necessidade de recarregar as baterias recorrendo, idealmente, a um sistema de indução.

Não obstante os objetivos propostos terem sido atingidos com sucesso, a utilização de um *software* fechado de simulação hidráulica nesta dissertação não permitiu um perfeito controlo sobre as condições de fronteira impostas. Levanta-se então o interesse de simular regimes transitórios impostos pela lei de fecho obtida diretamente a partir das equações discretizadas apresentadas na secção 2.5. A introdução de condições de fronteira do tipo reservatório elástico permitiriam simular com melhor rigor o efeito elástico da aorta.

De qualquer forma, a presente dissertação consegue estabelecer um mecanismo que, recorrendo a uma válvula de controlo e respetiva lei de fecho, pode conferir pulsatilidade a qualquer bomba cardíaca.

Espera-se que esta dissertação seja um modesto contributo no sentido de abrir novas perspetivas na pulsatilidade das bombas cardíacas artificiais.

5

Bibliografia

- [1] D. Mann, D. Zipes, P. Libby, and R. Bonow, *Braunwald's Heart Disease*, 10th ed. Elsevier, 2015.
- [2] J. Silva Cardoso, C. Fonseca, M. J. Rebocho, R. Palma Reis, A. Norton de Matos, and J. Martins Correia, "Transplantação cardíaca em Portugal: Realidade e Perspectivas," *Rev. Port. Cardiol.*, vol. 21, no. 10, pp. 1077–1097, 2001.
- [3] A. B. Ferreira, "500 Portugueses vivem com corações de outros," *D.N.*, 2009. [Online]. Available: <http://www.dn.pt/portugal/interior/500-portugueses-vivem-com-coracoes-de-outros--1373058.html>. [Accessed: 01-Feb-2017].
- [4] Palma Reis, Ferreira, and Correia, "The natural history of closed mitral commissurotomy -a 20 year follow-up," *Rev. Port. Cardiol.*, vol. 18, no. 12, pp. 1139–43, 1999.
- [5] O. H. Frazier, "Prologue: Ventricular assist devices and total artificial hearts: A historical perspective," *Cardiol. Clin.*, vol. 21, no. 1, pp. 1–13, 2003.
- [6] F. D. Pagani, "Continuous-Flow Rotary Left Ventricular Assist Devices with '3rd Generation' Design," *Semin. Thorac. Cardiovasc. Surg.*, vol. 20, no. 3, pp. 255–263, 2008.
- [7] O. H. Frazier *et al.*, "Multicenter clinical evaluation of the HeartMate vented electric left ventricular assist system in patients awaiting heart transplantation," *J. Thorac. Cardiovasc. Surg.*, vol. 122, no. 6, pp. 1186–1195, 2001.
- [8] L. W. Miller *et al.*, "Use of a continuous-flow device in patients awaiting heart transplantation," *N. Engl. J. Med.*, vol. 357, no. 9, pp. 885–896, 2007.
- [9] N. Moazami *et al.*, "Axial and centrifugal continuous-flow rotary pumps: A translation from pump mechanics to clinical practice," *J. Hear. Lung Transplant.*, vol. 32, no. 1, pp. 1–11, 2013.
- [10] H. H. Weitkemper, H.-D. Nordrhein-westfalen, W. Boettcher, F. Merkle, and H. Weitkemper, "History of Extracorporeal Circulation : The Invention and Modification of Blood Pumps," no. October 2003, 2014.
- [11] Thoratec Corporation, "Heartmate III Left Ventricular Assist System: Instructions for use," p. 446, 2015.
- [12] A. J. Macintyre, *Bombas e instalações de bombeamento*, 2^a. Santuário, 1997.
- [13] F. M. White, *Fluid Mechanics*, 7th ed. New York: Mc Graw Hill, 2009.
- [14] Y. A. Çengel and J. M. Cimbala, *Mecânica dos fluídos: fundamentos e aplicações*, 3. ed. Porto Alegre: AMGH, 2015.
- [15] A. B. de Almeida and S. de C. Martins, *Controlo Hidráulico - Operacional de Sistemas Adutores*. Lisboa: EPAL, 1999.
- [16] W. Karney, "Charts for water hammer in pipelines resulting from valve closure from full opening only," 1985.
- [17] M. H. Chaudry, *Applied Hydraulic Transients*, Second Edi. Pullman, Washington: Van

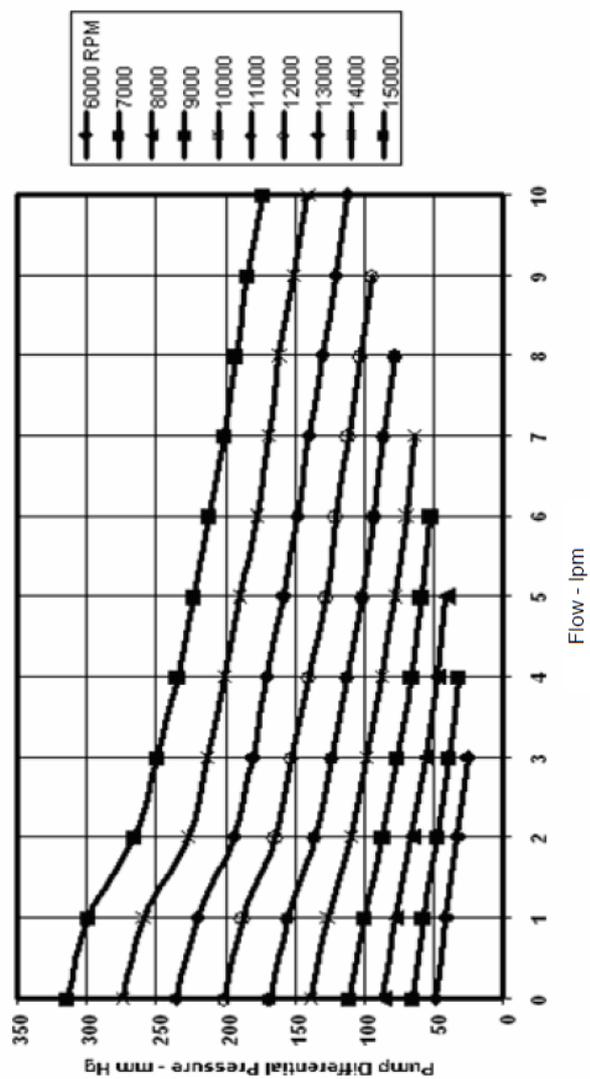
- Nostrand Reinhold Company, 1987.
- [18] E. B. Wylie and V. Streeter, *Fluid Transients*, 1st ed. Michigan: McGraw-Hill, 1978.
 - [19] D. Dabadie, “Simulação numérica de regimes transitórios numa estação de elevação,” Universidade Nova de Lisboa - Faculdade de Ciências e Tecnologia, 2016.
 - [20] D. Lousa, “Estudo do Comportamento Dinâmico de um Reservatório Hidropneumático,” Universidade Nova de Lisboa - Faculdade de Ciências e Tecnologia, 2011.
 - [21] J. Isabel, “Avaliação do Comportamento Dinâmico de uma Chaminé de Equilíbrio,” Universidade Nova de Lisboa - Faculdade de Ciências e Tecnologia, 2015.
 - [22] Divers Alert Network, “Effects of Diving on Health and Circulatory System,” 2015. [Online]. Available: <http://subseaworldnews.com/2015/04/22/effects-of-diving-on-health-and-circulatory-system-study/>. [Accessed: 23-Sep-2017].
 - [23] P. Shreffler, “NCLEX-PN Medication Review: Antidysrhythmics,” 2016. [Online]. Available: <http://www.scrubninja.com/nclex-pn-medication-review-antidysrhythmics/>. [Accessed: 23-Sep-2017].
 - [24] Thoratec Corporation, “HeartMate II LVAS, Operating Manual,” no. 103538 Rev. B. California, pp. 5–118, 2007.
 - [25] R. C. Ferreira *et al.*, “Doenças Cérebro-Cardiovasculares em Números - 2015,” 2016.

6

Anexos

Nesta secção incluem-se as curvas características das bombas cardíacas *Heartmate II* (axial - A) e *Heartmate III* (centrifuga - B).

- **Anexo 1:**
Heratmate II [24]



- **Anexo 2:**
Heartmate III, [11].

