

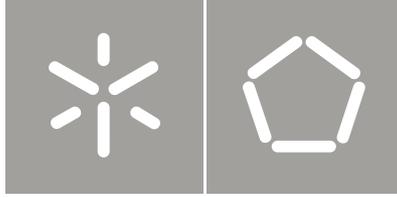


Universidade do Minho
Escola de Engenharia

Diogo Gonçalves Lemos

Desenvolvimento de um protótipo para
a simulação do sistema cardíaco humano

Diogo Gonçalves Lemos Desenvolvimento de um protótipo para
a simulação do sistema cardíaco humano



Universidade do Minho
Escola de Engenharia

Diogo Gonçalves Lemos

Desenvolvimento de um protótipo para
a simulação do sistema cardíaco humano

Tese de Mestrado
Ciclo de Estudos Integrados Conducentes ao
Grau de Mestre em Engenharia Mecânica

Trabalho efectuado sob a orientação do
Professor Doutor José Machado

e coorientação da
Professora Doutora Graça Minas

RESUMO

O sistema cardiovascular é um dos sistemas mais importantes do corpo humano e tem sido alvo de vários estudos biomédicos. A simulação de diferentes sistemas fisiológicos pode ser muito útil quando utilizada como ferramenta pedagógica, pois permite uma melhor observação e compreensão dos papéis desempenhados por cada mecanismo em vários processos. O desenvolvimento de um simulador do sistema cardiovascular possibilita reinterpretar todo o sistema fisiológico, com a vantagem de se usar os mesmos transdutores e sensores que, normalmente, são utilizados para monitorizar vários parâmetros hemodinâmicos, durante o diagnóstico e tratamento de doenças cardiovasculares.

A presente dissertação tem como objetivo o desenvolvimento de um protótipo capaz de simular o sistema cardiovascular humano, também denominado como duplicador de pulsos, e de reproduzir os diversos parâmetros fisiológicos envolvidos no processo.

Este trabalho divide-se em duas partes. Inicialmente, descreve-se a simulação do sistema cardiovascular realizada com recurso ao software *Automation Studio*TM, geralmente utilizado em projetos de circuitos hidráulicos. A segunda parte refere-se ao projeto mecânico do protótipo do simulador cardiovascular, englobando o dimensionamento, seleção e modelação de todos os componentes deste sistema. O projeto de ambos os simuladores engloba vários componentes hidráulicos e electro-hidráulicos, tais como, válvulas, cilindros, bombas e transdutores de pressão, pressóstatos (sensores de pressão) e fluxómetros. Tanto a simulação como o projeto mecânico reproduzem com elevada precisão o processo mecânico, os diferentes parâmetros e o comportamento fisiológico do sistema cardiovascular, em particular, da circulação sistémica, que pode ser descrita em termos das suas variáveis hemodinâmicas.

Finalmente, apresenta-se uma estimativa do custo de aquisição deste equipamento, que comparado com outros disponíveis no mercado, apresenta um valor significativamente reduzido.

A partir deste projeto, é possível construir, de uma maneira mais fácil e económica, um simulador do sistema cardiovascular. Quando usado como ferramenta pedagógica, permite não só uma melhor perceção do funcionamento deste complexo sistema anatómico como também possibilita uma melhor visualização da influência das diversas variáveis na regulação do fluxo sanguíneo humano.

ABSTRACT

The cardiovascular system is one of the most important systems of the human body and has been the target of many biomedical studies. The simulation of different physiological systems may be useful when used as a pedagogical tool, as it allows a better visualization and understanding of the role of each mechanism in the different processes.

The development of a cardiovascular system simulator allows to reintrepretate the whole anatomical system, with the advantage of using the same transducers and sensors, which are typically used to monitor various hemodynamic parameters during diagnosis and treatment of cardiovascular diseases.

This dissertation aims to develop a prototype able to simulate the human cardiovascular system, and to reproduce several physiologic parameters involved in the cardiovascular process.

This work is divided in two parts. Initially, it describes the hydraulic simulation of the left side of the heart, using the Automation Studio™ software usually used in hydraulic circuits projects. The second part concerns the detailed mechanical design of the cardiovascular simulator, which includes the sizing, selection and modeling of all components of this system. In both cases, the design includes several hydraulic and electro-hydraulic components, such as valves, cylinders, pumps, pressure transducers, flowmeters and pressure switches.

Both simulation and mechanical design reproduce, with high precision, the mechanical process, the different parameters and the physiological behavior of the cardiovascular system, specifically the systemic circulation, which can be described in terms of its hemodynamic variables.

Finally, it is presented an appraisal of this equipment acquisition cost, which compared to the ones available in the market, presents a meaningfully lower value.

Based on this project, it is possible to build, in an easy and cheap way, a cardiovascular simulator. When used as a pedagogical tool, it allows not only a better insight of this complex anatomical system functioning but also a better visualization of its influence in the diverse variables of the human blood flow regulation.

AGRADECIMENTOS

Ao Professor Doutor José Machado e Professora Doutora Graça Minas pela disponibilidade e orientação prestadas, bem como pelas suas numerosas sugestões e críticas, que levaram à consolidação de conhecimentos científicos e à realização desta dissertação.

A todos os elementos da equipa do projeto RePhyS, pela partilha de conhecimento e sugestões, que permitiram superar todas as dificuldades sentidas na realização deste trabalho.

À Carla pela disponibilidade e paciência prestadas na parte fisiológica e anatómica deste projeto.

Ao Professor Doutor Amaral Nunes pelo apoio na validação da simulação hidráulica.

À minha namorada Sara pela paciência, compreensão, apoio, motivação e inspiração.

Aos meus amigos, pela ajuda e pelos bons momentos que passamos juntos.

Aos meus pais, por me terem ensinado a ser dedicado em todas as tarefas que executo e principalmente, pelo apoio incondicional.

A todos que contribuíram direta ou indiretamente para esta dissertação. Um muito obrigado!

ÍNDICE

RESUMO	i
ABSTRACT	iii
AGRADECIMENTOS	v
ÍNDICE	vii
LISTA DE FÍGURAS	xi
LISTA DE TABELAS	xiii
NOMENCLATURA	xiii
1 INTRODUÇÃO	1
1.1 Objetivos	1
1.2 Estrutura da dissertação	1
2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	3
2.1 Simuladores existentes	4
2.2 Norma ISO 5840	11
3 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	13
3.1 Coração	13
3.2 Anatomia Cardíaca	14
3.2.1 Aurículas Direita e Esquerda	14
3.2.2 Ventriculos Direito e Esquerdo.....	15
3.2.3 Válvulas Auriculo-ventriculares.....	15
3.2.4 Válvulas Semilunares	15
3.3 Ciclo Cardíaco	16
3.4 Curvas de Pressão	17
3.5 Circulação cardiovascular	18
3.5.1 Constituintes da circulação cardiovascular.....	19
3.5.2 Teoria básica da circulação	20
3.6 Sangue	21
3.7 Hemodinâmica	22
3.7.1 Pressão sanguínea e débito cardíaco.....	22
3.7.2 Resistência Periférica	24
3.7.3 Viscosidade.....	25
3.7.4 Lei de Frank – Starling.....	27

3.7.5	Viscoelasticidade.....	28
4	SIMULAÇÃO HIDRÁULICA.....	33
4.1	<i>Automation Studio</i>TM.....	34
4.2	Constituintes.....	36
4.3	Parte de Comando.....	37
4.4	Parte operativa.....	43
4.5	Validação do Circuito Hidráulico.....	44
4.5.1	Análise dimensional.....	44
4.5.2	Critério da semelhança.....	49
4.6	Resultados.....	53
5	PROJETO MECÂNICO.....	55
5.1	Esquema Geral.....	56
5.2	Sistema de Bombeamento.....	58
5.2.1	Came-Seguidor.....	59
5.2.2	Cilindro.....	66
5.3	Electroválvulas.....	67
5.4	Válvulas Unidireccionais.....	68
5.5	Válvula de sequência.....	69
5.6	Pressóstatos.....	69
5.7	Autómato.....	70
5.8	Bomba de Enchimento.....	71
5.9	Câmara Viscoelástica.....	71
5.10	Câmara Auricular.....	73
5.11	Resistência Periférica.....	74
5.12	Acessórios de ligação.....	74
5.13	Acionamento.....	75
5.13.1	Motor de passo.....	76
5.13.2	Driver de controlo do motor de passo.....	77
5.13.3	Controlador.....	77
5.13.4	Potenciómetro.....	78
5.13.5	Ecrã LCD.....	79
5.14	Fonte de alimentação.....	79

5.15	Fluido	80
5.16	Transdutores.....	81
5.16.1	Fluxómetro.....	81
5.16.2	Transmissor de pressão.....	81
5.17	Materiais	82
5.18	Análise de Custos	83
6	CONCLUSÕES	85
7	REFERÊNCIAS.....	87
ANEXO A – CÁLCULO DO DESLOCAMENTO DO SEGUIDOR		91
ANEXO B – ESPECIFICAÇÕES TÉCNICAS DE DIVERSOS COMPONENTES USADOS NO PROJETO MECÂNICO		99
ANEXO C - CÓDIGO ARDUINO CC.....		109

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Diagrama esquemático do simulador projetado por Yoganathan [2].	4
Figura 2 – Diagrama esquemático do simulador projetado por Reul et al. [3].	5
Figura 3 – Diagrama esquemático do simulador pela Universidade de Sheffield [1].	6
Figura 4 – Duplicador de pulso <i>Vitro</i> desenvolvido pela marca <i>Vitro Labs Inc</i> [4].	7
Figura 5 – Duplicador de pulso <i>MP3</i> desenvolvido pela marca <i>Dynatek Delta Scientific Instruments</i> [5].	8
Figura 6 – Simulador mecânico do sistema cardiovascular projetado por Zannoli et al. [8].	9
Figura 7 – Simulador mecânico do sistema cardiovascular projetado por Oliveira [9].	9
Figura 8 – Simulador mecânico do sistema cardiovascular projetado por Reddy: (a) Sistema de acionamento, (b) Base de suporte, (c) Sistema cardiovascular [5].	10
Figura 9 – Anatomia cardíaca (adaptado de Seeley et al. [11]).	14
Figura 10 – Eventos do ciclo cardíaco durante a função ventricular esquerda. Curvas de pressão aórtica, auricular e ventricular esquerda. Curva de volume ventricular esquerdo (adptado de Guyton [6]).	16
Figura 11 – Circulação Cardiovascular (adaptado de Seeley et al [11]).	18
Figura 12 – Distribuição do sangue ao longo da rede arterial (adaptado de Guyton [6]).	20
Figura 13 – Gráficos de caudal e de pressão na aorta ascendente (adaptado de Davies et al. [12]).	23
Figura 14 – Resistências periféricas A (série) e B (paralelo) [6].	25
Figura 15 – Tipos de escoamentos [15].	26
Figura 16 – Transição de escoamento sanguíneo laminar para turbulento, como forma de medir a pressão sanguínea [15].	27
Figura 17 – Transição de escoamento sanguíneo laminar para turbulento [15].	27
Figura 18 – (A) Modelo Maxwell (B) Curva da tensão-tempo [9].	29
Figura 19 – (A) Modelo Voigt-Maxwell (B) Curva da tensão-tempo [9].	30
Figura 20 – Sistema hidráulico desenvolvido por Martins [17].	30
Figura 21 – Esquema do simulador da circulação sistêmica humana desenvolvido no software <i>Automation Studio™</i> .	35
Figura 22 – Diagramas Grafcet desenvolvido para a parte de comando.	38
Figura 23 – Recetividade, após sequências simultâneas [22].	39
Figura 24 – Etapa [22].	40
Figura 25 – Circuito elétrico desenvolvido no software <i>Automation Studio™</i> .	42
Figura 26 – Diagrama esquemático do circuito hidráulico.	46
Figura 27 – Curvas de pressão (azul) e caudal sanguíneo (vermelho) obtidos no <i>Automation Studio™</i> .	53
Figura 28 – A) Pressão e caudal na aorta ascendente (adaptado de [12]); B) Curvas de pressão e caudal sanguíneo obtidos no <i>Automation Studio™</i> .	53
Figura 29 – Modelação do simulador desenvolvido em <i>Solidworks</i> .	56
Figura 30 – Sistema de enchimento desenvolvido em <i>Solidworks</i> .	58
Figura 31 – Sistema came-seguidor desenvolvido em <i>Solidworks</i> .	60
Figura 32 – Curva de caudal na aorta ascendente (adaptado de Davies et al. [12]).	60
Figura 33 – Gráfico do volume acumulado.	61
Figura 34 – Deslocamento do seguidor em função do ângulo de rotação da came.	62

Figura 35 – Fase do movimento efetuado pelo seguidor (vermelho – subida, azul – estacionamento e verde – descida).....	63
Figura 36 – Came desenvolvido em <i>Solidworks</i>	63
Figura 37 – Deslocamento do seguidor em função do tempo.....	64
Figura 38 – Velocidade do seguidor em função do tempo.	65
Figura 39 – Aceleração do seguidor em função do tempo.	66
Figura 40 – Sistema pistão cilindro desenvolvido em <i>Solidworks</i>	67
Figura 41 – Válvula solenoide GS02.22 da marca <i>Parker</i> [25].	68
Figura 42 – Válvula unidirecionais S6A0.0/ da marca <i>Bosch Rexroth</i> [26].....	68
Figura 43 – Válvula de sequência SVH081 da marca <i>Parker</i> [27].	69
Figura 44 – Pressostato RT113 da marca <i>Danfoss</i> [28].	70
Figura 45 – Autómato CPM1A da marca <i>Omron</i> [29].	70
Figura 46 – Bomba hidráulica NPC11/1.05-1/170-G24 da marca <i>Hawe</i> [30].	71
Figura 47 – Unidade Viscoelástica desenvolvida e <i>Solidworks</i>	72
Figura 48 – Câmara viscoelástica desenvolvida em <i>Solidworks</i>	73
Figura 49 – Válvula reguladora de caudal FA101 da marca <i>Parker</i> [33].	74
Figura 50 – Tubo utilizado para ligações, desenvolvido em <i>Solidworks</i>	75
Figura 51 – Esquema de montagem do sistema de acionamento.	75
Figura 52 – Motor de passo MOT-AN-S-060-020-056-L-A-AAAA da marca <i>Igus</i> [34].	76
Figura 53 – Driver de controlo ND556 da marca <i>Leadshine Technology Co., Ltd</i> [35].	77
Figura 54 – Programa de controlo do motor de passo desenvolvido em <i>Arduino CC</i>	78
Figura 55 – <i>Arduino Nano A000005</i> [36]	78
Figura 56 – Potenciómetro PE60 da marca <i>Vishay</i> [37]	79
Figura 57 – Ecrã LCD HD44780 da marca <i>Hitachy</i> [38].	79
Figura 58 – Fonte de alimentação S8VM-30024C (24V DC) da marca <i>Omron</i> [39].	80
Figura 59 – Fonte de alimentação S8JX-G01512CD (5V DC) da marca <i>Omron</i> [40].	80
Figura 60 – Fluxómetro DFC90001000 da marca <i>Parker</i> [41].	81
Figura 61 – Transmissor de pressão MBS3000-1011-AB04 da marca <i>Danfoss</i> [42].	82

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Análise de valor dos diferentes simuladores	11
Tabela 2 – Especificações dos duplicador de pulso requeridas pela ISO 5840 (adaptado de Eichinger et al. [10]).	12
Tabela 3 – Componentes utilizados no circuito desenvolvido no <i>Automation Studio</i> TM	36
Tabela 4 – Variáveis utilizadas nos diagramas Grafcet.....	38
Tabela 5 – Componentes utilizados no circuito elétrico desenvolvido no <i>Automation Studio</i> TM	42
Tabela 6- Variáveis independentes e respectivas dimensões.	46
Tabela 7 – Valor das diferentes variáveis no modelo e no protótipo.	51
Tabela 8 – Valores de caudal e pressão no modelo e no protótipo.	52
Tabela 9 – Comparação das características e limitações de diversos sistemas de bombeamento (adaptado de Reed [5]).....	59
Tabela 10 – Comparação das características e limitações de diversos sistemas de conversão hidráulica (adaptado de Reed [5]).	66
Tabela 11 – Valores das variáveis usadas no cálculo da coluna de ar.	73
Tabela 12 – Custos associados à aquisição de componentes.	83

NOMENCLATURA

A	Área do cilindro	m ²
C	Viscoelasticidade	ml/mmHg
CT(q)	Condição de Transposição	-
D	Diâmetro	m
Eu	Número de Euler	-
H	Altura	m
L	Comprimento	m
P	Pressão	mmHg
PA	Pressão Arterial	mmHg
PD	Pressão Diastólica	mmHg
PS	Pressão Sistólica	mmHg
PV	Pressão Venosa	mmHg
Q	Caudal	l/min
q	Transição	-
R	Resistência	mmHg.s ² /ml
r	Raio	m
R(q)	Recetividade associada à transição	-
Re	Número de Reynolds	-
S(i)	Ação	-
St	Número de Strouhal	-
U	Velocidade média de escoamento	m/s
V	Volume	ml
α	Fator de escala	-
μ	Viscosidade	Pa.s
Π	Grupo Adimensional	-
ρ	Massa Volúmica	Kg/m ³

1 INTRODUÇÃO

O estudo do sistema cardiovascular humano tem despertado particular interesse por parte das equipas de investigação, não só da área da medicina mas também da área da engenharia. A necessidade de englobar a área da engenharia neste tipo de investigação deve-se à possibilidade de realizar simulações físicas deste sistema, e assim ter um melhor conhecimento do funcionamento do mesmo.

O sistema cardiovascular pode ser entendido como um sistema hidráulico, em que o coração funciona como bomba, o sangue como fluido, e os vasos sanguíneos como tubos/caminhos de distribuição do sistema. Dependendo das condições de funcionamento do coração, condições fisiológicas normais ou anormais, a quantidade de sangue fornecida aos órgãos é diferente, tornando-se importante o estudo da pressão e do caudal debitado pelo coração nas diferentes situações, intitulado de hemodinâmica. Para uma melhor perceção desta ciência é necessário desenvolver um equipamento capaz de reproduzir, com fiabilidade, as diferentes condições de funcionamento do sistema cardíaco, tais como, diferentes pressões arteriais, diferentes frequências cardíacas ou mesmo diferentes caudais sanguíneos.

A utilização deste equipamento torna possível simular o funcionamento do sistema cardiovascular humano, permitindo assim prevenir ou diagnosticar doenças cardiovasculares.

1.1 Objetivos

As doenças cardiovasculares afetam, cada vez mais, uma grande percentagem da nossa população tornando-se, por isso, indispensável o estudo detalhado do sistema cardiovascular e de todos os seus parâmetros. O objetivo deste projeto foca-se no desenvolvimento de um protótipo capaz de simular o sistema cardiovascular humano. Este deve ser capaz de reproduzir os diversos parâmetros fisiológicos envolvidos neste sistema, tais como, pressão arterial, frequência cardíaca, caudal sanguíneo, viscosidade sanguínea, entre outros.

1.2 Estrutura da dissertação

Esta dissertação está estruturada em seis capítulos, sendo este o primeiro, no qual é realizada uma breve introdução ao tema e são apresentados os seus principais objetivos.

No capítulo 2 são apresentados alguns exemplos de simuladores desenvolvidos por outros autores, bem como as suas características e princípios de funcionamento. Neste capítulo, é também apresentada a norma ISO 5840, que normaliza simuladores deste género.

No capítulo 3 apresentam-se todos os princípios físicos, anatómicos e fisiológicos, necessários ao desenvolvimento do projeto do simulador do sistema cardiovascular.

O capítulo 4 dedica-se ao projeto hidráulico do simulador proposto nesta dissertação, utilizando o software *Automation Studio*TM. Demonstra-se ainda o modo de funcionamento do simulador.

No capítulo 5 descreve-se o projeto mecânico de um duplicador de pulso. Neste capítulo apresenta-se o dimensionamento, a seleção e a modelação virtual de todos os componentes constituintes do simulador, utilizando o software *Solidworks*.

Por último, no capítulo 6, apontam-se as principais conclusões obtidas do trabalho efetuado e apresenta-se sugestões para possíveis trabalhos futuros.

2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

Ao longo dos anos, diversos simuladores foram desenvolvidos a fim de investigar não só o funcionamento do sistema cardiovascular, mas também para avaliar o desempenho hidrodinâmico de válvulas cardíacas artificiais [1] [2] [3] [4] [5]. Estes simuladores são, normalmente, designados por sistemas *duplicadores de pulso*. Basicamente, estes são compostos por um circuito hidráulico por onde circula o fluido, várias câmaras ou reservatórios, que representam partes integrantes do sistema cardíaco, como ventrículos ou aurículas, um sistema de bombeamento pulsátil, responsável pelo deslocamento do fluido ao longo do circuito e transdutores para medição de caudal e de pressão do fluido.

A fisiologia do sistema cardiovascular humano é descrita por algumas variáveis, como por exemplo, a complacência arterial e a resistência periférica, que influenciam o modo como o sangue flui ao longo da rede arterial [6]. Quando o objetivo do simulador assenta na obtenção de curvas de caudal e de pressão semelhantes às fisiológicas, estas variáveis devem ser reproduzidas de forma precisa. Normalmente, para simular estes parâmetros são utilizados sistemas com tubos rígidos, estrangulamentos e câmaras com ar na parte superior. A utilização de estrangulamentos ou válvulas estranguladoras é a forma mais utilizada para representar a resistência periférica. Por outro lado, a complacência é obtida através da introdução de ar em várias câmaras do circuito. É essencial uma correta manipulação de cada variável de forma ao equipamento ser fiável e preciso.

O objetivo final da utilização deste tipo de dispositivos é a obtenção das curvas de caudal e pressão nas câmaras cardíacas simuladas. Nos diferentes simuladores desenvolvidos por outros autores existe uma grande variedade de transdutores de pressão e fluxómetros utilizados para a obtenção de dados [1] [2] [3] [4] [5] [6] [7] [8] [9]. A forma como as curvas de pressão e de caudal são apresentadas varia de sistema para sistema. Por exemplo, alguns deles utilizam transdutores de pressão relativa, enquanto outros utilizam transdutores de pressão absoluta, o que resulta em diferentes curvas de pressão. Devido ao elevado número de configurações existente em cada simulador, nem sempre há uma coincidência das curvas obtidas. Contudo, as curvas apresentadas em cada um deles devem ser semelhantes às curvas fisiológicas humanas.

Nos últimos 40 anos, foram desenvolvidos vários projetos de sistemas duplicadores de pulso, tais como, *PD-1100-BDC Laboratories*, *ProtomedLabs Heart Valve Pulse Duplicator*, *Sheffield pulse*

duplicator [1], *Yoganathan-FDA system* [2], *Aachen pulse duplicator* [3], *Vitro pulse duplicator* [4] e *Dynateklabs MP3 Pulse Duplicator* [5]. Em todos eles, apesar de apresentarem estruturas diferentes, os dispositivos tentam simular as condições fisiológicas reais e humanas.

2.1 Simuladores existentes

Os duplicadores de pulso *Yoganathan-FDA system*, *Aachen pulse duplicator*, *Sheffield pulse duplicator*, descritos em seguida, apesar de terem sido projetados e construídos nas décadas de 80 e 90, ainda hoje são utilizados e sendo mesmo alvos de referência.

A Figura 1 mostra, esquematicamente, o duplicador de pulso desenvolvido por Yoganathan e utilizado pela *Food and Drug Administration* (FDA) [2] para realizar testes em válvulas cardíacas. Este dispositivo simula apenas a parte esquerda do coração, sendo constituído pela aurícula esquerda, pelo ventrículo esquerdo e pelas válvulas aórtica e mitral. O bombeamento de fluido é feito através de um cilindro atuado por ar pressurizado e controlado eletronicamente por válvulas solenoides. A manipulação do débito e da frequência cardíaca é feita através de interruptores (botões) acionados pelo utilizador que por sua vez atuam válvulas solenoides.

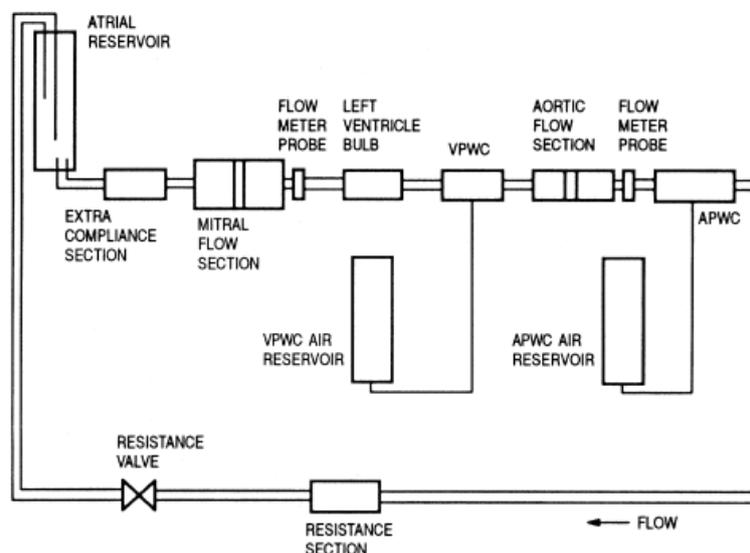


Figura 1 – Diagrama esquemático do simulador projetado por Yoganathan [2].

O duplicador de pulso desenvolvido por Reul et al. [3] foi o primeiro com uma disposição espacial semelhante à anatômica, isto é, todos os componentes estão montados verticalmente, tal como acontece no corpo humano. Outra particularidade deste simulador é o seu sistema de bombeamento.

Este é composto por um sistema electro-hidráulico que comprime uma câmara de silicone, que por sua vez bombeia o fluido para o sistema, representando assim o bombeamento sanguíneo efetuado pelo ventrículo esquerdo. A manipulação da frequência e do débito cardíaco permite a simulação de condições fisiológicas normais ou sob esforço físico.

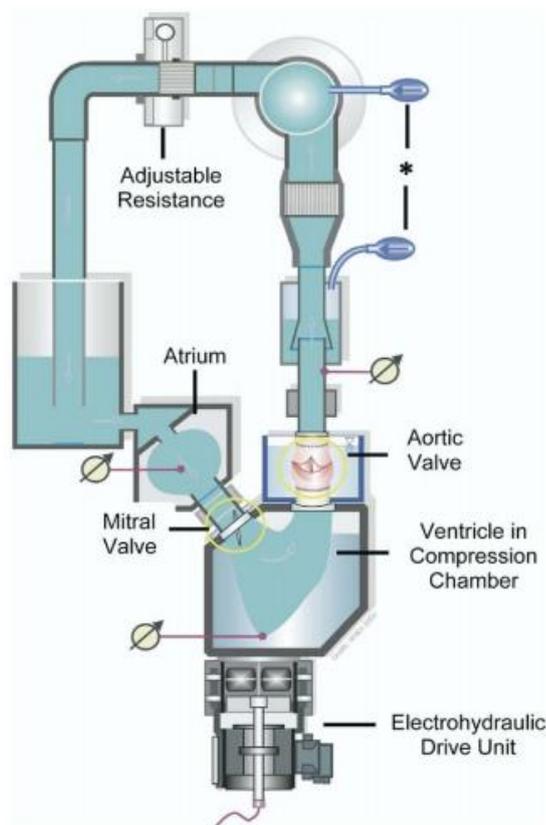


Figura 2 – Diagrama esquemático do simulador projetado por Reul et al. [3].

O dispositivo desenvolvido pela Universidade de Sheffield [1] (Figura 3) é bastante semelhante aos dois modelos apresentados anteriormente. Este foi projetado essencialmente para a realização de testes hidrodinâmicos em válvulas cardíacas (mitral e aórtica). Uma das vantagens deste dispositivo é a disposição das válvulas cardíacas, onde a válvula mitral está inserida entre duas câmaras, que representam a aurícula e o ventrículo esquerdos, e a válvula aórtica entre uma câmara e um tubo, que representam o ventrículo esquerdo e a artéria aorta, tal como acontece no sistema cardíaco humano. O sistema de bombeamento de fluido é composto por um motor de corrente contínua e um servo-amplificador que atuam um parafuso sem-fim, que por sua vez movimenta um pistão inserido num cilindro permitindo a ejeção de fluido no dispositivo. O simulador contém um mecanismo de recolha e análise de dados, controlada por um microcomputador, capaz de gerar automaticamente curvas de pressão e caudal semelhantes às fisiológicas.

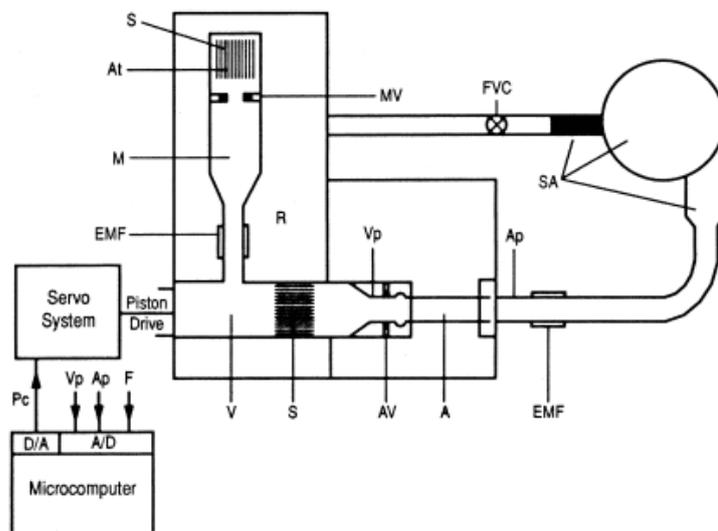


Figura 3 – Diagrama esquemático do simulador pela Universidade de Sheffield [1].

Ao contrário dos simuladores descritos anteriormente, os duplicadores de pulso *Vivitro* e *MP3 Dynateklabs*, são dispositivos que, atualmente, encontram-se disponíveis no mercado. Estes são os mais utilizados na realização de testes hidrodinâmicos de válvulas cardíacas.

No duplicador de pulso *Vivitro*, desenvolvido pela marca *Vivitro Labs Inc* [4], o sistema de bombeamento e produção de pulso é composto por um atuador linear acionado por um motor elétrico de elevado binário, e denominado por *Super Pump Vivitro*. Segundo a marca, o *Vivitro pulse duplicator* é um simulador muito completo e fiável, pois o movimento realizado pelo fluido é praticamente igual ao movimento realizado pelo sangue no sistema cardiovascular humano. O movimento do fluido inicia-se numa câmara de acrílico, que representa o ventrículo esquerdo, em seguida, atravessa uma válvula, que representa a válvula aórtica, e é ejetado para duas câmaras, que representam a complacência arterial, depois flui através de tubos, que representam artérias, até que atravessa uma válvula reguladora de caudal, que representa a resistência periférica, em seguida, volta novamente a fluir através de tubos até alcançar uma câmara, que representa a aurícula esquerda, e finalmente atravessa uma outra válvula, que representa a válvula mitral, regressando uma vez mais ao ventrículo esquerdo. Como vantagem em relação a outros dispositivos encontrados no mercado, este simulador possibilita a visualização de todo o seu funcionamento, pois o material mais utilizado na construção dos diferentes componentes é o acrílico.



Figura 4 – Duplicador de pulso *Vivitro* desenvolvido pela marca *Vivitro Labs Inc* [4].

Para além de todo o simulador, a *Vivitro Lab Inc* comercializa também um software de recolha e análise de dados, o *ViViTest*, capaz de produzir curvas de pressão e de caudal de cada simulação efetuada. Este simulador contém vários modos de funcionamento para que se possam simular várias situações, como o estado fisiologicamente normal, arritmias cardíacas, hipo e hipertensão arterial, e simulação pediátrica. Todas estas simulações podem ser obtidas através da manipulação de alguns parâmetros de entrada, tais como a frequência cardíaca e o débito cardíaco. Permite também a observação e registo de vários parâmetros, através das câmaras feitas em acrílico. Outras das particularidades deste simulador é a utilização de um elevado número de transdutores para medição de pressão nas paredes das aurículas, ventrículos e aorta.

Ao longo dos últimos anos, a empresa *Dynatek Dalta Scientific Instruments* [5] tem lançado vários dispositivos capazes de produzir curvas de pressão e caudal idênticas às fisiológicas. Um exemplo destes dispositivos é o duplicador de pulso *MP3* concebido para a realização de testes hidrodinâmicos em válvulas cardíacas. Este contém um sistema de bombeamento acionado por um motor de passo, que permite vários valores de caudal e pressão à saída da bomba ventricular, dado que a rotação do motor pode ser dividida num certo número de passos. Os componentes mecânicos utilizados no *MP3* simulam apenas a parte esquerda do coração, isto é, simulam o ventrículo esquerdo, a válvula aórtica, a artéria aorta e a sua complacência, a aurícula esquerda e a válvula mitral. O simulador tem também a possibilidade de testar corações artificiais e dispositivos de assistência ventricular.

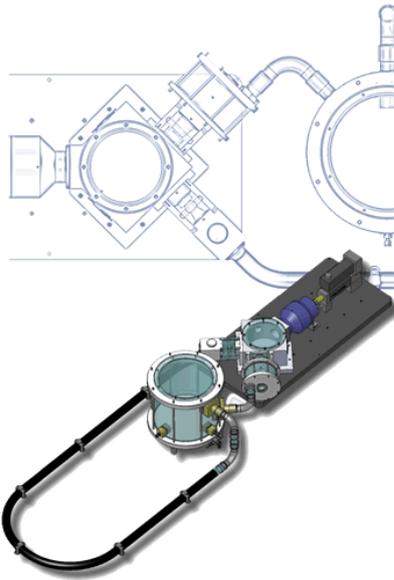


Figura 5 – Duplicador de pulso *MP3* desenvolvido pela marca *Dynatek Delta Scientific Instruments* [5].

Em seguida, apresentam-se dispositivos desenvolvidos a nível académico e que, de certa forma, cumprem alguns dos objetivos propostos para a realização desta dissertação.

Brant et al. [7] desenvolveram um sistema came-seguidor, com o intuito de possibilitar um movimento contínuo e uniforme durante o bombeamento de fluido, eliminando acelerações indesejadas e não-fisiológicas. Segundo os autores, o movimento contínuo é assegurado pelo contato constante entre a superfície do rolete do seguidor e a superfície da came. Para garantir que as duas superfícies estão sempre em contato foi proposta a utilização de uma mola de retorno no seguidor.

Zannoli et al. [8] projetaram e construíram um simulador mecânico do sistema cardiovascular. Apesar do objetivo principal não ser especificamente a validação de válvulas cardíacas, como todos os outros simuladores descritos anteriormente, este permite uma melhor visualização e interpretação de aspetos fisiológicos do sistema cardiovascular. Este simulador utiliza uma seringa, como sistema de bombeamento, simulando o ventrículo esquerdo; utiliza também tubos flexíveis de diferentes espessuras para simular o comportamento elástico da artéria aorta; um tubo de diâmetro reduzido para simular a resistência periférica; um balão elástico que funciona como reservatório de fluido para simular tanto a rede venosa como o retorno venoso; um reservatório que simula a aurícula esquerda; e um mecanismo que permite a regulação do volume ejetado no sistema pela seringa de acordo com a pressão na aurícula esquerda.

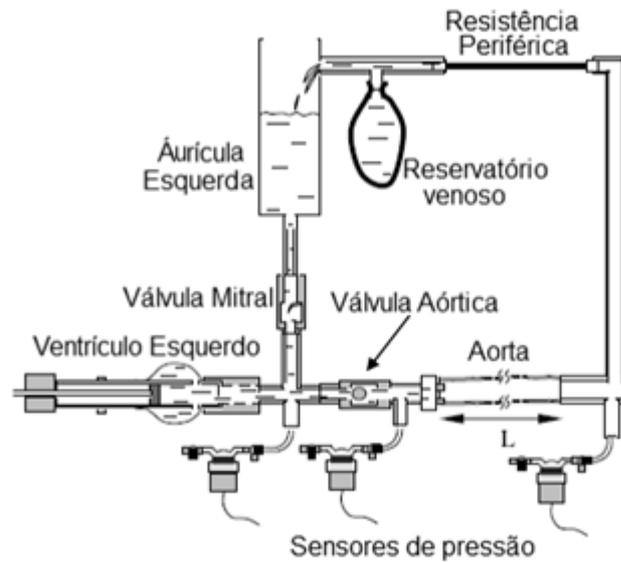


Figura 6 – Simulador mecânico do sistema cardiovascular projetado por Zannoli et al. [8].

O trabalho realizado por Oliveira [9] visa o desenvolvimento de uma bomba, capaz de simular a ejeção do ventrículo esquerdo, e o desenvolvimento de um circuito hidráulico, capaz de simular as características viscoelásticas, resistivas e capacitivas da rede arterial humana. Segundo o autor, a manipulação do modo de bombeamento e das variáveis que controlam a viscoelasticidade e a resistência do circuito permitem a obtenção de curvas de pressão correspondentes a diversas situações clínicas.

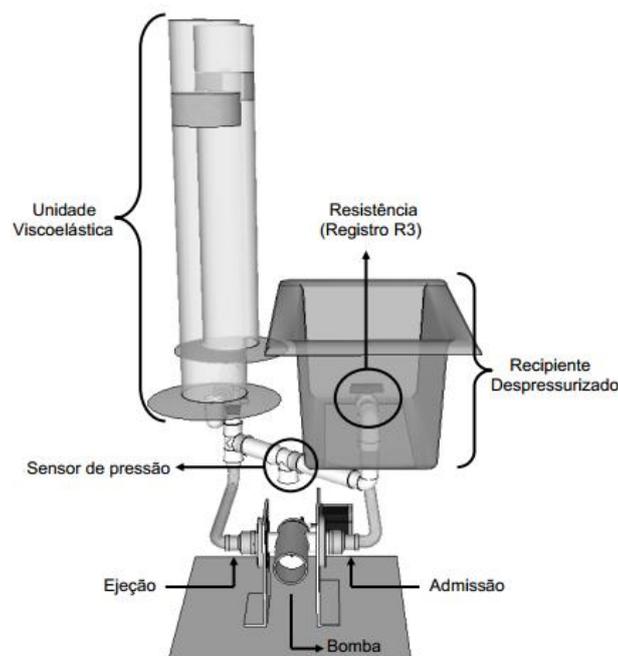


Figura 7 – Simulador mecânico do sistema cardiovascular projetado por Oliveira [9].

Reddy [5] projetou e desenvolveu um equipamento capaz de testar enxertos vasculares sintéticos. Neste, os enxertos são submetidos a vários perfis de caudal e pressão que simulam as condições fisiológicas na circulação arterial. Este simulador utiliza um motor de passo e vários algoritmos desenvolvidos em *LabView*, permitindo que se possa produzir uma grande variedade de condições cardíacas. O sistema de bombeamento é constituído por um complexo mecanismo viela-manivela. A grande vantagem deste simulador é a interface desenvolvida pelo autor, onde o utilizador atribui valores para os diferentes parâmetros cardíacos e o próprio simulador adapta-se, automaticamente, sem qualquer ajuste feito pelo utilizador. Assim, este dispositivo permite configurar e simular uma elevada variedade de condições fisiológicas específicas em qualquer vaso sanguíneo ou em qualquer localização do vaso ao longo da circulação sanguínea.

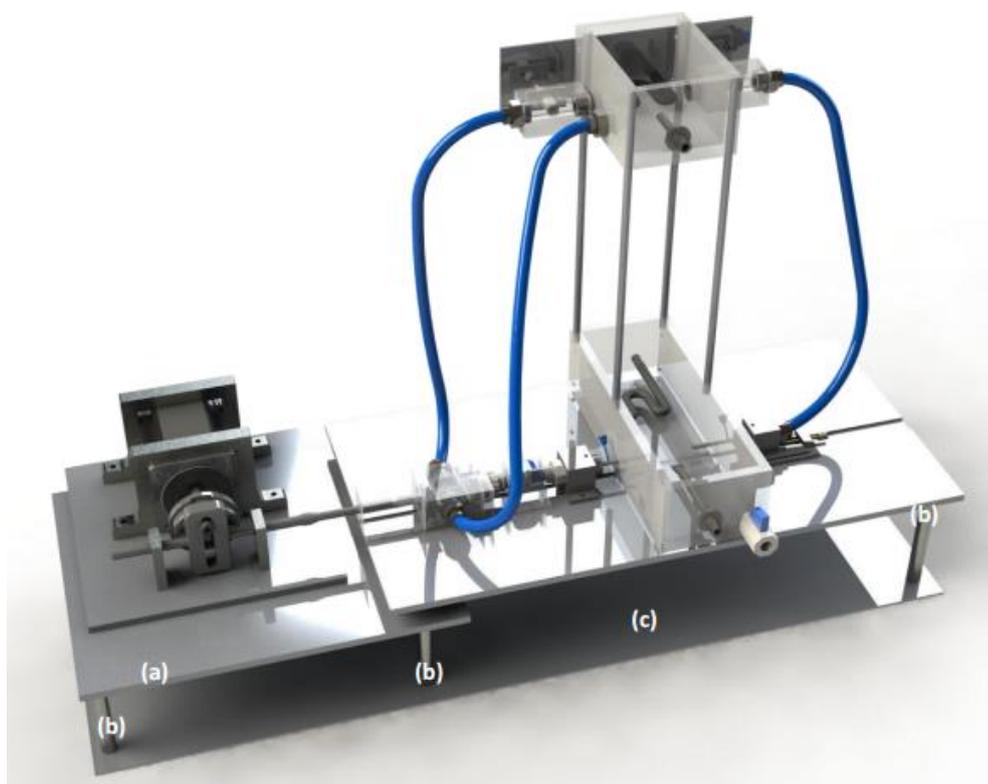


Figura 8 – Simulador mecânico do sistema cardiovascular projetado por Reddy: (a) Sistema de acionamento, (b) Base de suporte, (c) Sistema cardiovascular [5].

Para uma melhor percepção acerca das vantagens e desvantagens de cada simulador, apresentado anteriormente, mostra-se, de seguida, uma análise de valor dos diferentes simuladores.

Tabela 1 – Análise de valor dos diferentes simuladores

Simulador	Manipulação de variáveis	Design	Disposição geométrica	Modos de funcionamento	Testes hidrodinâmicos
<i>Yoganathan-FDA system</i>	+	+	-	+	+
<i>Aachen pulse duplicator</i>	+	++	++	++	+
<i>Sheffield pulse duplicator</i>	++	+	++	+	+
<i>Vitro</i>	+++	+++	+	+++	+
<i>MP3 Dynateklabs</i>	++	++	-	++	+
Brant et al.	-	+	-	-	-
Zannoli et al.	-	+	+	-	-
Oliveira	+++	++	+	+++	-
Reddy	+++	+++	+	+++	-

Após a análise da tabela 1, pode-se afirmar que o duplicador de pulso *Vitro* apresenta-se como o melhor simulador do sistema cardíaco humano, pois o movimento realizado pelo fluido é praticamente igual ao movimento realizado pelo sangue, permite testes hidrodinâmicos em válvulas cardíacas, e principalmente permite simular várias situações clínicas.

2.2 Norma ISO 5840

Como referido no capítulo 2.1, existe uma grande variedade de duplicadores de pulso desenvolvidos para realizar testes hidrodinâmicos em válvulas cardíacas. E, devido às infinitas possibilidades de configurações existentes em cada simulador, nem sempre há uniformidade nos testes efetuados. Então, para oferecer credibilidade e valor científico e clínico a esses testes realizados num determinado equipamento, em 2005 foi criada a norma ISO 5840 [10], intitulada de

“*Cardiovascular Implants – Cardiac Valve Prostheses*”, que normaliza a produção, comercialização e utilização de implantes cardiovasculares.

De acordo com esta norma, os testes deverão ser realizados em duplicadores de pulso que respeitem as especificações descritas na tabela seguinte.

Tabela 2 – Especificações dos duplicador de pulso requeridas pela ISO 5840 (adaptado de Eichinger et al. [10]).

Parâmetros		Descrição
Frequência cardíaca		30 – 200 bpm
Caudal		3 – 15 l/min
Volume de ejeção		25 – 100 ml
Pressão arterial	Normal	Diástole: 65 – 85 mmHg Sístole: 100 – 130 mmHg
	Hipotensão	Diástole: 40 mmHg Sístole: 60 mmHg
	Hipertensão (Reduzida)	Diástole: 90 – 99 mmHg Sístole: 140 – 159 mmHg
	Hipertensão (Moderada)	Diástole: 100 – 109 mmHg Sístole: 160 – 179 mmHg
	Hipertensão (Severa)	Diástole: 110 – 119 mmHg Sístole: 180 – 209 mmHg
	Hipertensão (Muito Severa)	Diástole: > 120 mmHg Sístole: > 210 mmHg
	Hipertensão (Extrema)	Diástole: 160 mmHg Sístole: 300 mmHg
Precisão mínima dos transdutores de pressão		2 mmHg
Precisão mínima dos transdutores de caudal		2 ml

Apesar do simulador descrito nesta dissertação não permitir a realização de testes hidrodinâmicos, uma vez que o objetivo é simular o sistema cardiovascular e não o teste de válvulas cardíacas, as suas especificações e modos de funcionamento baseiam-se em todos os requisitos aqui apresentados.

3 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

Neste capítulo apresentam-se todos os princípios físicos, anatômicos e fisiológicos importantes para o desenvolvimento do simulador mecânico.

3.1 Coração

O coração é um órgão que desempenha um papel de extrema importância no sistema cardiovascular humano. Este é responsável pelo bombeamento de sangue para uma densa e complexa rede vascular, possibilitando que este chegue a todas as partes do corpo. Em condições normais, o coração bombeia cerca de 7200 litros de sangue por dia, correspondendo a um caudal de 5 l/min (litros por minuto). As suas principais funções são [9]:

- **Criar pressão sanguínea:** Através da contração do músculo cardíaco é gerada a pressão sanguínea, criando um gradiente de pressão nos diferentes vasos sanguíneos, que obriga o sangue a fluir do ponto com maior pressão para o de menor pressão;
- **Direcionar a circulação sanguínea:** Para que ocorra oxigenação do sangue é necessário que este seja direcionado para os pulmões. Esta função é desempenhada pelo coração que recebe o sangue proveniente das veias cavas e o bombeia para os pulmões. Depois de oxigenado o sangue volta novamente ao coração constituindo a circulação pulmonar. É novamente bombeado e direcionado para todas as partes do corpo de forma a fornecer oxigênio a todas as células do organismo (circulação sistêmica). Assim, o coração funciona como órgão de separação entre a circulação sistêmica e a pulmonar.
- **Assegurar um fluxo sanguíneo unidirecional:** As válvulas cardíacas, contidas no interior do coração, funcionam como válvulas anti-retorno, concebendo fluxo sanguíneo numa só direção ao longo do coração e da rede arterial;
- **Regular o fornecimento de sangue:** Através da variação da frequência cardíaca é possível adequar o fluxo de sangue, de forma a fornecer todos os nutrientes necessários a cada tecido corporal. Por exemplo, quando um indivíduo inicia uma determinada atividade física, verifica-se que a sua pulsação ou frequência cardíaca aumenta, pois requer um maior fornecimento de nutrientes a nível celular, logo é necessário um maior fluxo de sanguíneo.

3.2 Anatomia Cardíaca

O coração (Figura 9) é constituído por quatro câmaras, duas aurículas e dois ventrículos. As aurículas são duas câmaras mais pequenas, estando uma localizada no lado direito e outra do lado esquerdo. Os ventrículos correspondem a duas câmaras de maior volume e encontram-se abaixo de cada aurícula nos diferentes lados do coração.

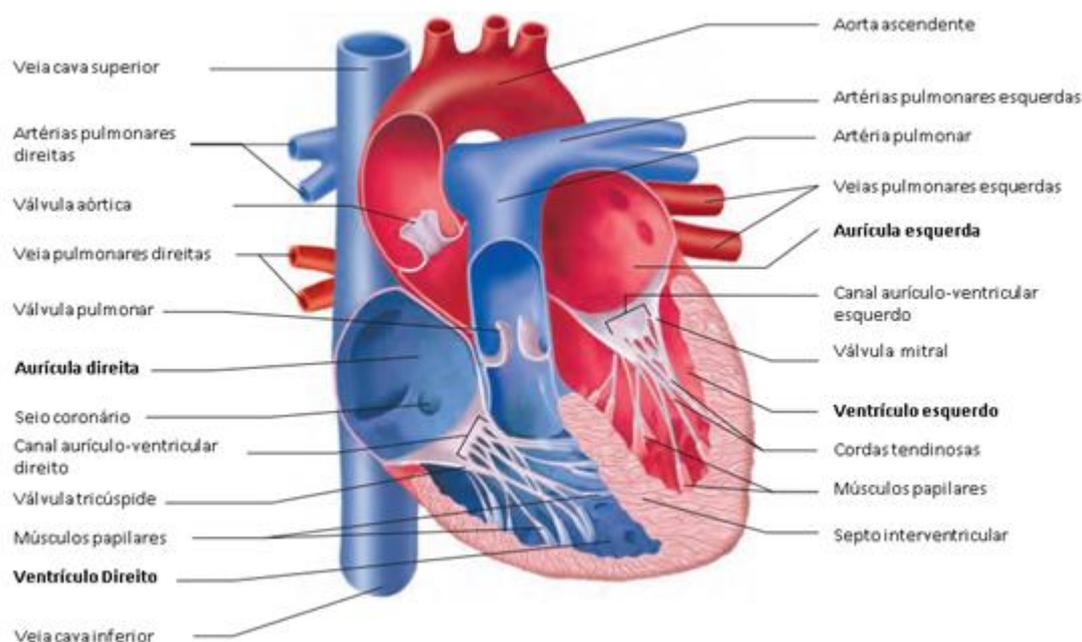


Figura 9 – Anatomia cardíaca (adaptado de Seeley et al. [11]).

3.2.1 Aurículas Direita e Esquerda

As aurículas funcionam como iniciador de bombeamento dos ventrículos, isto é, estas recebem sangue com reduzidas pressões e bombeiam-no para os ventrículos [6].

A aurícula direita recebe sangue venoso através de três grandes orifícios, o orifício da veia cava superior, o orifício da veia cava inferior e o orifício da veia coronária. Pelos orifícios das veias cavas, o coração recebe sangue que provém de todo o corpo enquanto que, pelo orifício da veia coronária, o coração recebe sangue do próprio músculo cardíaco.

Por sua vez, a aurícula esquerda tem quatro orifícios com diâmetros semelhantes, estes recebem sangue oxigenado das quatro veias pulmonares.

Anatomicamente, as duas aurículas estão localizadas na parte superior do coração, estando separadas uma da outra pelo septo inter-auricular. [11]. A pressão interna das aurículas pode variar entre os 0 e os 4 mmHg [6].

3.2.2 Ventrículos Direito e Esquerdo

Ambos os ventrículos têm como função bombear sangue a pressões elevadas, no mínimo 120 mmHg, para o sistema circulatório. Assim, cada ventrículo tem, na sua parte superior, um grande orifício de saída de sangue, localizado próximo da linha média do coração. No ventrículo direito, e através deste orifício, é bombeado sangue, proveniente da aurícula direita, para a artéria pulmonar (circulação pulmonar). No ventrículo esquerdo é bombeado sangue, proveniente da aurícula esquerda, para a artéria aorta (circulação sistêmica).

É de salientar que, anatomicamente, os dois ventrículos estão localizados na parte inferior do coração e separados por um septo, denominado septo interventricular [11]. A pressão interna dos ventrículos pode variar entre os 0 e os 120 mmHg [6].

3.2.3 Válvulas Auriculo-ventriculares

Entre cada aurícula e ventrículo existe uma válvula anti-retorno ou unidirecional, que impede que o sangue ejetado para o ventrículo volte para a aurícula. Do lado esquerdo do coração localiza-se a válvula mitral e do lado direito a válvula tricúspide. Estas funcionam segundo gradientes de pressão no interior de cada câmara. Assim que a pressão intra-auricular atinge valores de 8 mmHg, o sangue obriga a válvula a abrir, fluindo para o interior dos ventrículos. Quando a pressão intra-ventricular é maior que a pressão intra-auricular as válvulas auriculo-ventriculares fecham impedindo que o sangue flua em direção à aurícula [6].

3.2.4 Válvulas Semilunares

Entre os ventrículos e as artérias que os precedem existem, também, válvulas anti-retorno, que impedem que o sangue bombeado para as artérias volte para o coração. Entre o ventrículo esquerdo e a artéria aorta existe a válvula semilunar aórtica (em forma de lua). A separação entre o ventrículo direito e a artéria pulmonar é feita pela válvula semilunar pulmonar.

À semelhança do que acontece com as válvulas auriculo-ventriculares, estas funcionam segundo gradientes de pressão no interior do ventrículo e no interior das artérias. Durante a contração do

ventrículo, o sangue pressiona a válvula semilunar, forçando-a a abrir e a deixar que o sangue flua para as artérias. Devido às elevadas pressões, encontradas no interior das artérias, estas válvulas são obrigadas a fechar assim que todo o volume de sangue é ejetado, impedindo que o sangue entre novamente no coração [11].

3.3 Ciclo Cardíaco

O ciclo cardíaco corresponde a um conjunto de eventos cardíacos que ocorrem entre o início de um batimento e o início do próximo batimento cardíaco. De uma forma muito geral, o ciclo cardíaco pode ser dividido em diástole e sístole. A diástole consiste no período de relaxamento, durante o qual o sangue entra para o coração. A sístole corresponde ao período de contração e ejeção sanguínea [6].

Na Figura 10 são apresentados todos os eventos ocorridos durante um ciclo cardíaco.

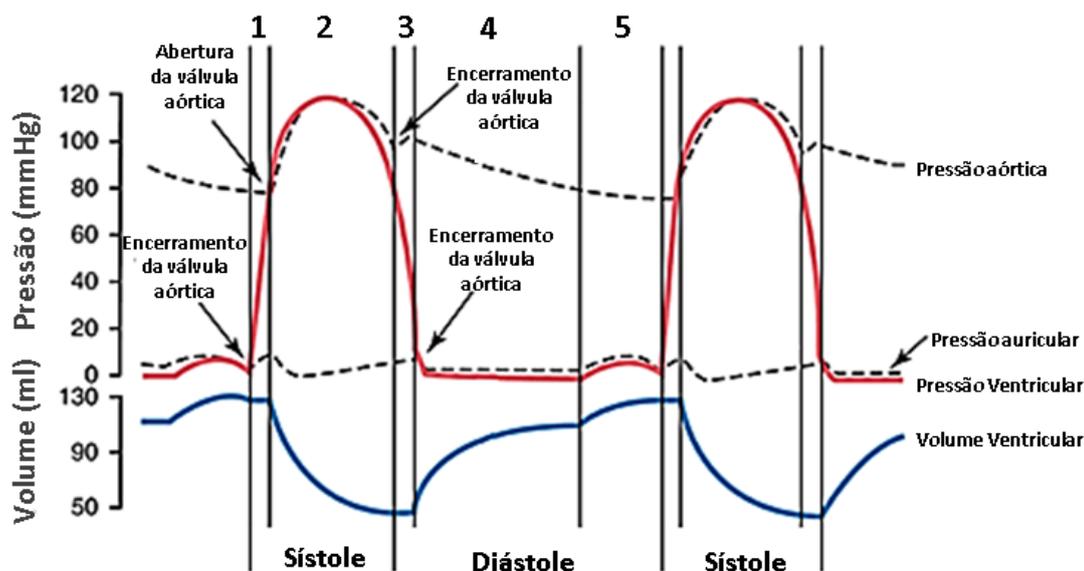


Figura 10 – Eventos do ciclo cardíaco durante a função ventricular esquerda. Curvas de pressão aórtica, auricular e ventricular esquerda. Curva de volume ventricular esquerdo (adaptado de Guyton [6]).

De uma forma mais rigorosa, o ciclo pode ser dividido em 5 fases [6, 11]:

- 1. Contração isovolumétrica** – é caracterizada por um aumento repentino da pressão, criado durante a contração ventricular. Este aumento obriga ao encerramento das válvulas auriculo-ventriculares. Nesta fase, inicia-se a sístole;

- 2. Ejeções** – à medida que os ventrículos continuam a contrair, as elevadas pressões criadas no interior de cada um, forçam a abertura das válvulas semilunares, possibilitando o bombeamento de sangue para as artérias.
- 3. Relaxamento isovolumétrico** – é caracterizado pelo início da diástole. Nesta fase, dá-se o encerramento das válvulas semilunares, pois a pressão no interior das artérias é maior que a pressão no interior dos ventrículos.
- 4. Enchimento** – quando as pressões ventriculares são mais baixas que as pressões auriculares, as válvulas auriculo-ventriculares abrem e o sangue flui para os ventrículos relaxados. Esta fase representa 80% do enchimento ventricular total.
- 5. Contração auricular** – é caracterizada pela contração das aurículas. Nesta fase, é bombeado cerca 20% do volume total de sangue necessário para enchimento total dos ventrículos.

3.4 Curvas de Pressão

Analisando a Figura 10, é possível inferir quanto aos valores das pressões ventricular, auricular e arterial ao longo do ciclo cardíaco.

Inicialmente, a pressão ventricular tem valores próximos de 0 mmHg. Imediatamente após o início da contração ventricular (início da sístole), a pressão ventricular aumenta rapidamente para 80 mmHg, obrigando a abertura da válvula aórtica. A partir deste ponto inicia-se a ejeção do sangue e a pressão atinge um pico de 120 mmHg. Quando a fase de ejeção acaba (final da sístole), a válvula aórtica encerra (início da diástole) e a pressão cai drasticamente para valores próximos de 0 mmHg, permanecendo com esta pressão até ocorrer uma nova contração ventricular. Durante a diástole, o volume ventricular aumenta para 130 ml, e quando este se contrai o volume diminui para 50 ml. Cerca de 84% do total do sangue do corpo flui para a circulação sistémica.

Durante a sístole ventricular, a aurícula acumula grandes quantidades de sangue, uma vez que a válvula mitral se encontra fechada. A diminuição de pressão na diástole e a acumulação de sangue na aurícula fazem com que a pressão auricular aumente de valores próximos de 0 mmHg para 8 mmHg, forçando a válvula mitral a abrir, iniciando um novo ciclo de cardíaco.

A pressão arterial média na artéria aorta é 100 mmHg, pois o bombeamento cardíaco é feito de forma pulsátil. A pressão arterial tem valores próximos de 80 mmHg durante a diástole e 120 mmHg

durante a sístole. Como o sangue flui através da circulação sistémica, a pressão média, diminui progressivamente até alcançar valores próximos de 0 mmHg, no fim das veias cavas, antes de entrar no lado direito do coração. Em capilares, a pressão pode variar entre 10 e 35 mmHg [6].

3.5 Circulação cardiovascular

Como referido anteriormente, o coração envia o sangue para os diversos tecidos corporais, pois estes precisam de nutrientes e oxigénio, para que cumpram as suas funções. Para que estes nutrientes sejam fornecidos é necessário uma vasta rede de vasos sanguíneos que ligam o coração aos diferentes tecidos corporais, designada por circulação cardiovascular. Basicamente, esta rede permite que o sangue bombeado seja distribuído por todo o corpo.

A circulação divide-se em circulação sistémica e circulação pulmonar (Figura 11), sendo que a primeira fornece sangue para todos os tecidos corporais, exceto para os pulmões. A circulação sistémica é também conhecida como grande circulação ou circulação periférica. Por outro lado, a circulação pulmonar é comumente denominada de pequena circulação, porque o único órgão por ela irrigado são os pulmões [6].

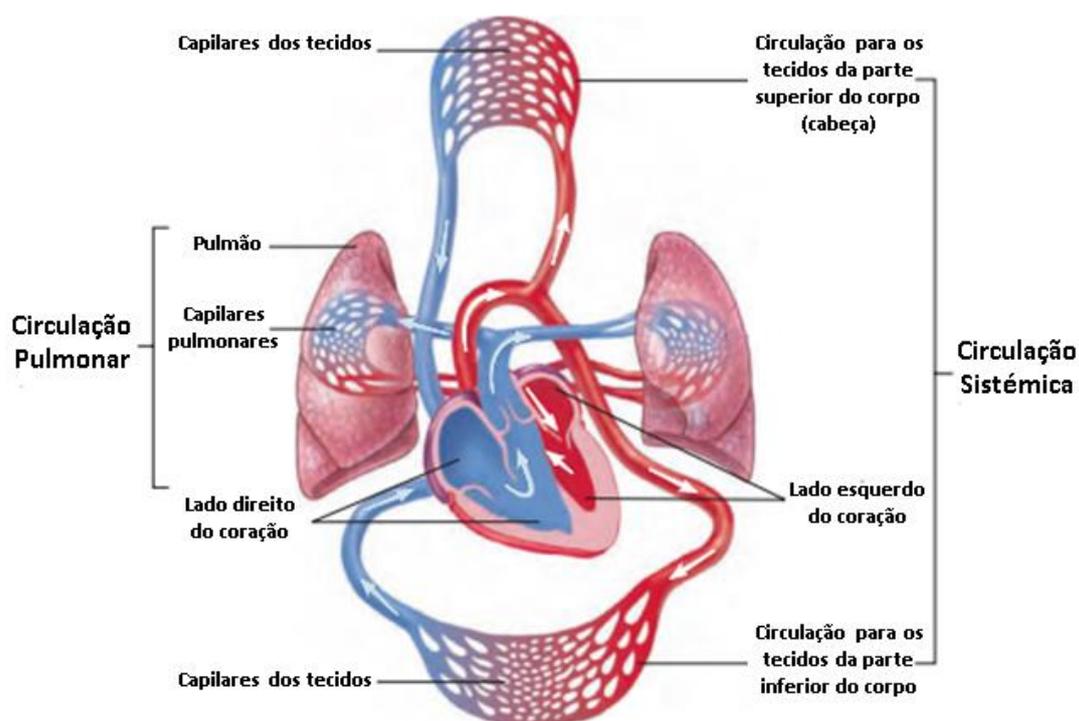


Figura 11 – Circulação Cardiovascular (adaptado de Seeley et al [11]).

3.5.1 Constituintes da circulação cardiovascular

A rede de vasos sanguíneos é constituída por artérias, arteríolas, capilares, vénulas e veias, que apresentam as seguintes características [6]:

- **Artérias:** sob pressões internas elevadas e elevados caudais de sangue, as artérias transportam sangue bombeado pelo coração para os tecidos corporais.
- **Arteríolas:** funcionam como elo de ligação entre as artérias e os capilares e controlam o fluxo sanguíneo que é fornecido aos capilares. Consoante as diferentes necessidades dos tecidos, as arteríolas são capazes de modificar o seu diâmetro, fornecendo mais ou menos sangue ao tecido.
- **Capilares:** através das suas paredes finas possibilitam a troca de gases (oxigénio e dióxido de carbono), nutrientes, eletrólitos, hormonas e outras substâncias, entre o sangue e o líquido intersticial.
- **Vénulas:** estão ligadas diretamente aos capilares e às veias. Nas proximidades dos capilares, o diâmetro interno destas é muito reduzido e à medida que se vão distanciando dos capilares, o seu diâmetro aumenta até que são formadas as veias.
- **Veias:** operam como canais que transportam sangue das vénulas para o coração. Estas agem como um grande reservatório de sangue, consoante as necessidades da circulação. Como a pressão nestes vasos é muito baixa, as paredes das veias apresentam espessuras muito finas.

A Figura 12 ilustra todos os constituintes da circulação e indica a distribuição do volume de sangue ao longo do corpo humano.

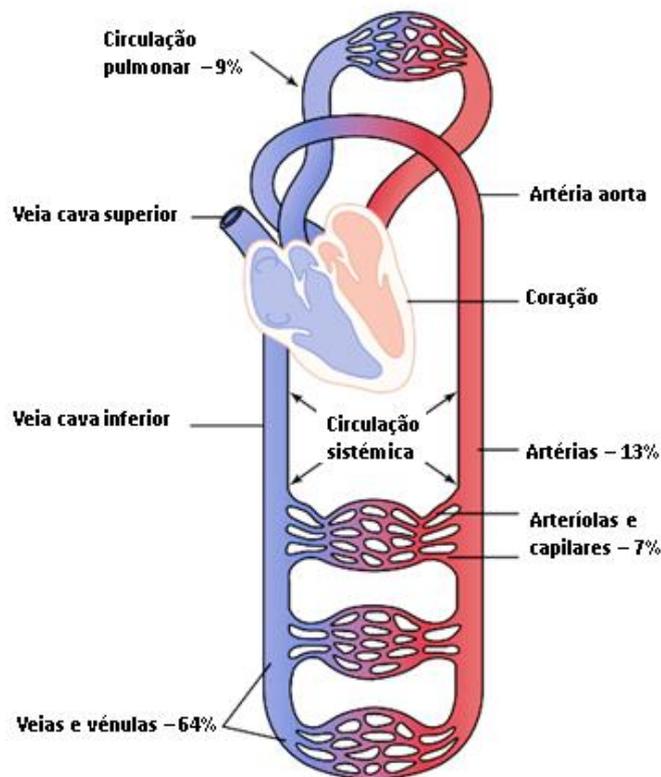


Figura 12 – Distribuição do sangue ao longo da rede arterial (adaptado de Guyton [6]).

3.5.2 Teoria básica da circulação

As diversas funções da circulação cardiovascular apoiam-se em três princípios básicos, apresentados em seguida [6]:

1. O caudal sanguíneo que é fornecido a cada tecido corporal é regulado em função das suas necessidades. Durante a ativação de um determinado tecido, este necessita de um maior fornecimento de nutrientes. O fluxo sanguíneo é cerca de 20 a 30 vezes maior comparado com o valor obtido quando o tecido não está ativado, fazendo com que o coração debite um caudal superior. Dependendo das necessidades de cada tecido, estes atuam diretamente sobre os capilares sanguíneos locais, dilatando-os ou contraindo-os, possibilitando um maior ou menor fluxo sanguíneo neste local, respetivamente.

2. O débito cardíaco é controlado, principalmente, pela soma de todos os fluxos de tecidos locais. Após fluir por um tecido, o sangue retorna através das veias para o coração. Se ocorrer um aumento de volume de sangue a chegar ao coração, este responde imediatamente

bombeando maiores quantidades de sangue para as artérias. Pode-se, por isso, dizer que o coração age como um autômato que responde aos sinais enviados pelos tecidos.

3. A pressão arterial é controlada de modo independente do fluxo sanguíneo local ou do débito cardíaco. A circulação cardiovascular tem um sistema de controlo da pressão sanguínea arterial, que se por alguma razão a pressão baixar para valores inferiores à pressão diastólica (80 mmHg), um conjunto de mecanismos é ativado para normalizar a pressão. Por exemplo, um dos mecanismos é o da vasoconstrição das veias, que permite que cheguem ao coração maiores quantidades de sangue. Este por sua vez enviará maiores volumes de sangue para as artérias, aumentando a pressão no interior das mesmas.

3.6 Sangue

O sangue é considerado um fluido com viscosidade de 0.004 kg/(m.s) e massa volúmica de 1050 kg/m³ [12]. Este fluido é bombeado pelo coração para os vasos sanguíneos, que se estendem por todo o corpo. As suas principais funções são [11]:

- **Transporte de gases:** Transporta dióxido de carbono ou oxigénio entre os pulmões e todos os tecidos do corpo humano.
- **Transporte de nutrientes:** Parte do tubo digestivo para todas as células;
- **Transporte de excreções metabólicas:** A atividade metabólica das diferentes células do corpo origina resíduos, mas apenas alguns órgãos tais como os rins podem eliminá-los para o exterior;
- **Transporte de moléculas reguladoras:** O sangue transporta muitas das hormonas e enzimas que regulam processos orgânicos, transportando-as de uma parte do corpo para a outra;
- **Regulação da temperatura corporal:** Realiza-se através da vasodilatação e da vasoconstrição dos capilares;
- **Distribuição de células imunitárias:** Efetua-se em todas as partes do corpo;
- **Transporte de moléculas processadas:** Muitas substâncias são produzidas numa parte do corpo e transportadas pelo sangue para outra;
- **Coagulação:** Quando um vaso sofre uma lesão, é ativado este mecanismo de defesa do corpo humano, para que não ocorram grandes perdas sanguíneas. Os coágulos sanguíneos

representam o primeiro passo para a reparação dos tecidos e para a restauração da sua função normal.

3.7 Hemodinâmica

O sistema cardiovascular pode ser descrito em termos dos seus parâmetros hemodinâmicos, isto é, pela pressão sanguínea, pelo débito e pelos parâmetros cardiovasculares, tais como viscoelasticidade arterial e resistências nos compartimentos correspondentes. O sistema cardiovascular é composto por uma combinação de vários compartimentos básicos, que estão estruturalmente ligados e interagem funcionalmente uns com os outros [13].

3.7.1 Pressão sanguínea e débito cardíaco

Uma das muitas propriedades estudadas em mecânica dos fluidos refere que o movimento do fluido é efetuado segundo um gradiente de pressão, isto é, segue de regiões com pressão mais elevada para regiões de menor pressão. O mesmo acontece no sistema cardiovascular, onde o sangue parte de uma região com pressão elevada, ventrículo esquerdo, para uma região de baixa pressão, os capilares.

O termo normalmente utilizado em medicina para descrever e quantificar o fluxo sanguíneo é denominado de débito cardíaco que, de uma forma geral, corresponde ao volume total de sangue ejetado durante um minuto pelo ventrículo esquerdo para a artéria aorta. Na prática, para quantificar o débito cardíaco de um paciente é usado, geralmente, o índice cardíaco, que corresponde ao débito cardíaco dividido pela área corporal. Assim, este método permite uma interpretação correta do débito cardíaco, independente do tamanho do paciente, pois, como é de esperar o débito cardíaco de um homem que pese 100 quilos é muito diferente do débito de uma mulher que pese 65 quilos.

O caudal sanguíneo é determinado por dois fatores: o gradiente de pressão nos vasos, (força que impulsiona o sangue) e a resistência dos mesmos. Esta resistência aumenta com a contração e diminui com a dilatação dos vasos [6]. O caudal e a pressão instantâneos medidos na aorta ascendente estão representados na Figura 13. Para um adulto saudável e durante a sístole, o pico de caudal pode chegar a cerca de 500 ml/s [14].

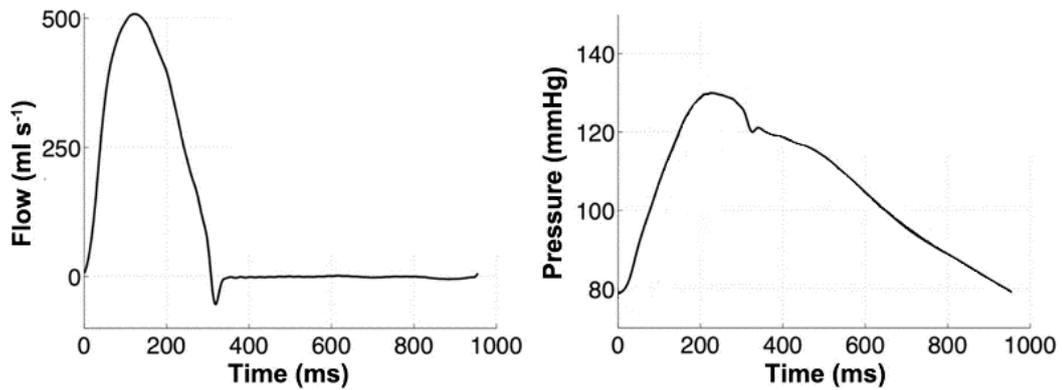


Figura 13 – Gráficos de caudal e de pressão na aorta ascendente (adaptado de Davies et al. [12]).

A relação entre o caudal sanguíneo, a resistência e a pressão pode ser determinada utilizando uma variante da lei de Ohm, habitualmente utilizada em circuitos elétricos [15]:

$$Q = \frac{\Delta P}{R} \quad (1)$$

onde Q representa o caudal sanguíneo, ΔP o gradiente de pressão entre dois pontos e R a resistência hidráulica ao movimento do sangue. Em hemodinâmica, esta variante da lei de Ohm é usada da seguinte forma:

$$PA - PV = Q \cdot R \quad (2)$$

onde PA corresponde à média da pressão arterial, PV à média da pressão venosa, Q ao caudal sanguíneo e R à resistência periférica.

A resistência periférica representa a dificuldade do sangue em fluir de um ponto para outro ponto na rede arterial.

Habitualmente, o cálculo da média da pressão arterial é feito através da seguinte equação:

$$PA = \frac{1}{3} PS + \frac{2}{3} PD \quad (3)$$

onde PS representa a pressão arterial sistólica e PD a pressão arterial diastólica.

Tendo em conta que todos os valores dos diversos parâmetros hemodinâmicos foram apresentados anteriormente, em seguida serão apresentados alguns dos princípios básicos de

hemodinâmica, ou seja, serão apresentadas propriedades mecânicas e fisiológicas que controlam tanto a pressão sanguínea como o caudal sanguíneo ao longo do corpo humano.

3.7.2 Resistência Periférica

A resistência periférica é a medida das relações entre as partículas do próprio sangue e as partículas das paredes dos vasos. Ela é inversamente proporcional ao débito cardíaco, isto é, quanto maior for a resistência, menor será o débito cardíaco. Apresenta-se, de seguida, a equação relativa à resistência [15]:

$$R = \frac{8\mu L}{\pi r^4} \quad (4)$$

onde R corresponde à resistência, μ à viscosidade, L ao comprimento do vaso e r ao raio interno do vaso.

Uma vez que a viscosidade do sangue é um fator fundamental na forma como este flui, qualquer alteração desta variável, mesmo que reduzida, altera o valor da resistência periférica.

A substituição de R na equação 1 dá origem à equação seguinte, também conhecida como lei de Poiseuille 's:

$$Q = \frac{\pi \Delta P r^4}{8\mu L} \quad (5)$$

Esta lei mostra que o caudal é proporcional à diferença de pressão, como indicado anteriormente, mas também é proporcional ao raio interno do vaso sanguíneo, indicando assim a importância do tamanho do vaso no cálculo do caudal.

No corpo humano, os vasos sanguíneos são dispostos em série e em paralelo.

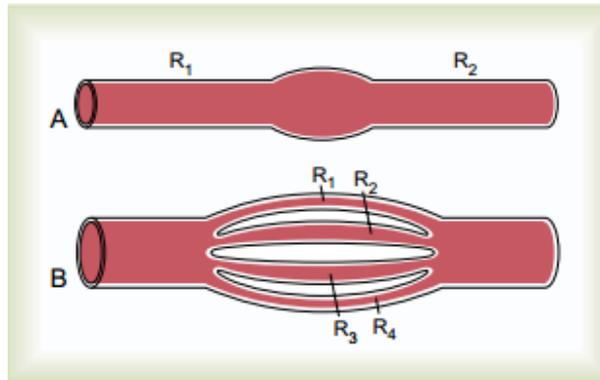


Figura 14 – Resistências periféricas A (série) e B (paralelo) [6].

As artérias, arteríolas, capilares, vénulas e veias estão dispostas e ligadas em série. A equação seguinte mostra que a resistência periférica total de uma série de vasos é igual à soma das resistências individuais de cada um.

$$R_{Total} = R_1 + R_2 + R_3 + R_4 + \dots \quad (6)$$

O sistema circulatório corresponde a um grande conjunto de ramificações complexas de vasos sanguíneos. Assim, todos os diferentes vasos de uma ramificação estão ligados em paralelo entre si. A resistência total dos vasos ligados em paralelo é calculada pela seguinte expressão:

$$\frac{1}{R_{Total}} = \frac{1}{R_1} + \frac{1}{R_2} + \frac{1}{R_3} + \frac{1}{R_4} + \dots \quad (7)$$

Analisando a equação 7 pode afirmar-se que a adição de cada resistência individual reduz a resistência total. A resistência de cada órgão é muito maior do que a resistência periférica total.

3.7.3 Viscosidade

A viscosidade representa a resistência provocada pelas partículas dos fluidos ao deslizarem umas sobre as outras. Esta é um fator determinante no tipo de escoamento que o sangue vai adotar ao fluir no interior de um vaso. Os escoamentos podem ser laminares ou turbulentos.

O escoamento laminar ocorre quando as partículas de um fluido se movimentam em trajetórias bem definidas, camadas ou lâminas. Neste escoamento, qualquer tendência para instabilidade e/ou turbulência é amortecida por forças viscosas que dificultam o movimento relativo entre as camadas ou

lâminas adjacentes. Este escoamento ocorre a baixas velocidades de deslocamento e em fluidos com elevada viscosidade.

O escoamento turbulento ocorre quando as partículas de um fluido não se movimentam em trajetórias bem definidas, isto é, as partículas descrevem trajetórias irregulares. Este escoamento é comum na água, cuja viscosidade é relativamente baixa.



Figura 15 – Tipos de escoamentos [15].

O tipo de escoamento pode ser dado pelo número de Reynolds (Re):

$$Re = \frac{\rho DU}{\mu} \quad (8)$$

onde ρ representa a massa volúmica do fluido, D o diâmetro interno do vaso, U a velocidade média de escoamento e μ a viscosidade. O tipo de escoamento do sangue num determinado vaso sanguíneo rege-se pela mesma expressão.

Para números de Reynolds inferiores a 2000, o escoamento é classificado como laminar, para números entre 2000 e 4000 é classificado de escoamento de transição, nem é laminar nem turbulento, e para números superiores a 4000 é classificado como escoamento turbulento.

Conhecer o tipo de escoamento do sangue é importante por várias razões. Por exemplo, se o escoamento for turbulento, cria ruídos que correspondem aos sons Korotkoff. Estes sons são utilizados para medir a pressão arterial como mostra a figura seguinte [15].

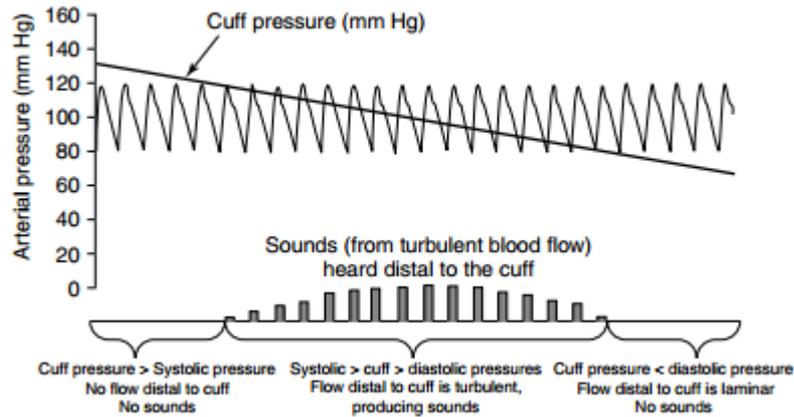


Figura 16 – Transição de escoamento sanguíneo laminar para turbulento, como forma de medir a pressão sanguínea [15].

Outra razão para determinar do tipo de escoamento do sangue é a existência de perdas de energia associadas à turbulência do fluido, que alteram a relação entre a pressão e o fluxo sanguíneo. Esta relação deixa de ser linear (Figura 17) e é necessário uma maior pressão para manter um fluxo adequado [15].

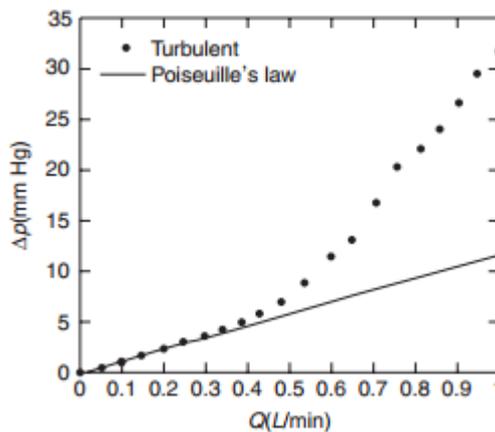


Figura 17 – Transição de escoamento sanguíneo laminar para turbulento [15].

3.7.4 Lei de Frank – Starling

Os três fatores mais importantes na regulação da função ventricular, ou débito cardíaco são a pré-carga, a pós-carga e o inotropismo. A pré-carga pode ser definida como a tensão exercida sobre o músculo cardíaco antes de este começar a contrair, determinando o seu estiramento cardíaco. A pós-carga consiste na tensão exercida sobre o músculo depois de este iniciar a contração, ou seja, é a

soma das cargas exercidas de forma a provocar o encurtamento do músculo cardíaco. A capacidade de contração, ou inotropismo, é traduzida pela velocidade e pelo grau de encurtamento ou desenvolvimento de tensão pelo músculo, a níveis determinados de pré-carga e de pós-carga [16].

A lei Frank-Starling estabelece que o comprimento do estiramento das células do miocárdio no final da diástole determina a tensão que se desenvolverá quando estas são estimuladas para contrair, isto é, quanto mais as células do miocárdio forem distendidas durante o enchimento, maior será a força de contração e maior a quantidade de sangue bombeada. Por outras palavras, o aumento da pré-carga provoca uma maior força de contração, que provoca um aumento do volume de ejeção ventricular e do débito cardíaco. Assim, dentro dos limites fisiológicos, o coração bombeia todo o sangue que a ele chega através das veias (retorno venoso) [6].

3.7.5 Viscoelasticidade

A viscoelasticidade corresponde à capacidade do vaso sanguíneo aumentar o seu volume à medida que a pressão sanguínea aumenta, ou seja, corresponde ao aumento do diâmetro interno do vaso, quando este é submetido a pressões elevadas. A viscoelasticidade é inversamente proporcional à rigidez do vaso, pelo que quanto mais viscoelástico for, maior será a facilidade de um vaso se alongar. A viscoelasticidade das veias é cerca de 24 vezes maior que a das artérias [11], permitindo que as veias acumulem grandes quantidades de sangue. Esta capacidade pode ser expressa pela seguinte equação:

$$C = \frac{\Delta V}{\Delta P} \quad (9)$$

onde C representa a viscoelasticidade, ΔV o aumento de volume (ml) e ΔP o aumento de pressão (mmHg).

A viscoelasticidade tem um papel importante na regulação da pressão sanguínea, pois suaviza as grandes elevações de pressão criadas durante a sístole ventricular. Devido à natureza elástica das artérias, estas funcionam como amortecedores de pressão e impedem o aparecimento de picos de pressão oriundos do bombeamento sanguíneo. Assim, o abastecimento dos pequenos vasos sanguíneos (capilares) é feito de maneira suave e contínua. Se os vasos sanguíneos fossem tubos de parede rígida, o mesmo não acontecia, pois todos os picos de pressão seriam transmitidos ao longo da rede arterial.

McDonald [9] descreveu dois modelos capazes de simular a viscoelasticidade arterial: o modelo Maxwell e o modelo Voigt-Maxwell. Estes modelos foram utilizados como principais bases no projeto das câmaras de viscoelasticidade do simulador desenvolvido neste trabalho e que será discutido no capítulo 5.

O modelo de Maxwell consiste na associação em série de uma mola **X** e um amortecedor. A Figura 18 mostra o modelo e o comportamento que este adota quando é submetido a uma força contínua, na direção vertical e no sentido descendente.

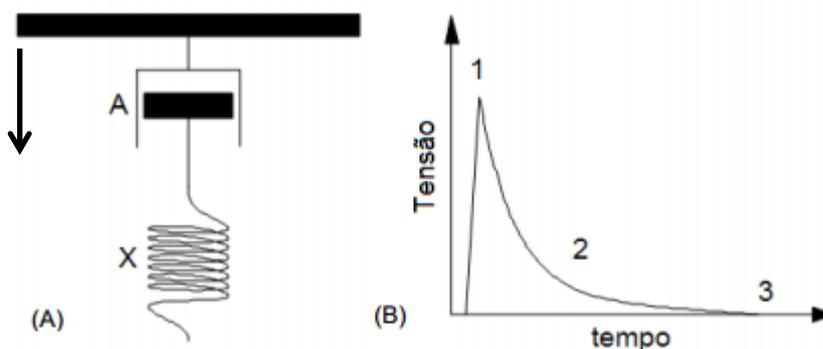


Figura 18 – (A) Modelo Maxwell (B) Curva da tensão-tempo [9].

Nos instantes iniciais (até ao instante 1), o sistema reage à tensão aplicada na extremidade da mola **X** de forma puramente elástica. Nos instantes seguintes, o amortecedor **A** começa a ceder permitindo a retração da mola **X**, até ao momento em que não há mais tensão na mola (instante 3) [9].

No modelo de Voigt-Maxwell, a mola **Y** é posicionada em paralelo com um amortecedor **A**, e ambos estão ligados em série com uma outra mola **X**. A Figura 19 mostra o modelo e o comportamento que este adota quando submetido a uma força semelhante à apresentada anteriormente.

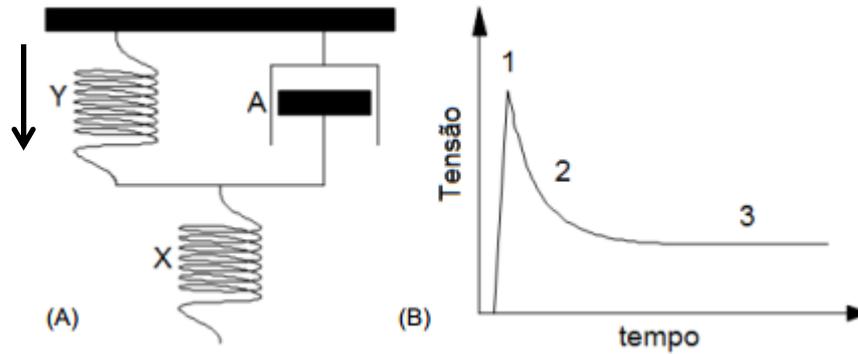


Figura 19 – (A) Modelo Voigt-Maxwell (B) Curva da tensão-tempo [9].

Nos primeiros instantes, o sistema reage à tensão aplicada na extremidade da mola **X** de forma puramente elástica, como acontece no modelo anteriormente apresentado. Nos instantes seguintes o amortecedor **A** começa a ceder permitindo a retração da mola **X** e o estiramento de **Y**, até que haja equilíbrio entre as tensões nas duas molas (instante 3). Este modelo é considerado por McDonald como o modelo mais simples para representar a viscoelasticidade arterial de um ser humano [9].

Mais recentemente, Martins [17] desenvolveu um sistema viscoelástico capaz de reproduzir o modelo Voigt-Maxwell. Este sistema (Figura 20) é constituído por uma seringa e por uma câmara dividida em dois compartimentos preenchidos com água e ar, separadas por um êmbolo.

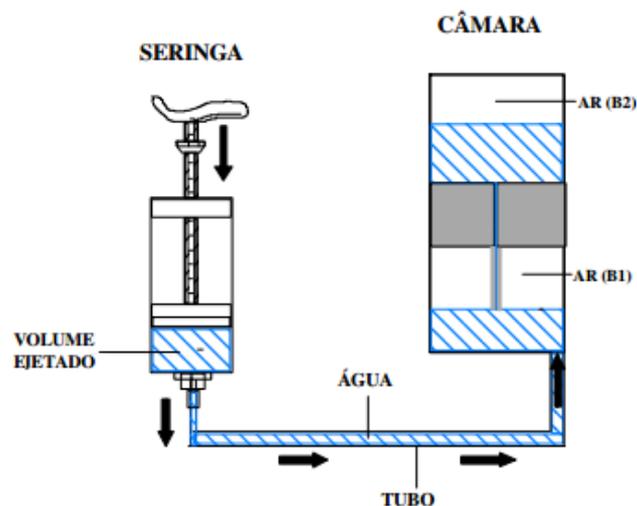


Figura 20 – Sistema hidráulico desenvolvido por Martins [17]

A seringa contém um volume de água previamente definido, que é ejetado para a câmara viscoelástica. À medida que o fluido entra nesta câmara, o volume de ar contido no primeiro

compartimento (B1) é comprimido. Tal como acontece na mola **X** do modelo Voigt-Maxwell, o ar tem um comportamento puramente elástico. Depois do ar ser totalmente comprimido a água ejetada atravessa o êmbolo por um pequeno orifício, que oferece resistência à passagem do fluido, imitando o amortecedor **A**. Posteriormente, a água distribui-se pelos dois compartimentos e comprime o ar do segundo compartimento, que funciona como uma segunda mola (mola **Y**). A unidade viscoelástica entra em equilíbrio de tensões quando a pressão de B2 é igual à pressão de B1, como acontece no modelo de Voigt-Maxwell [17].

4 SIMULAÇÃO HIDRÁULICA

Neste capítulo descreve-se a simulação hidráulica do sistema cardiovascular, realizada com recurso ao software *Automation Studio*TM. Para tal, torna-se necessário rever todos os requisitos que o simulador deve cumprir, previamente discutidos na introdução desta dissertação. Assim, o simulador deve ser capaz de reproduzir o fluxo sanguíneo característico da artéria aorta ascendente, sendo necessário simular toda a parte esquerda do coração e a grande circulação.

Para se iniciar a simulação existem vários fatores importantes a considerar, tais como:

- **Caudal na região da aorta ascendente** – nesta região, o caudal é caracterizado por um regime pulsátil, devido às contrações do coração. Durante a fase sistólica, a válvula aórtica abre e o sangue flui a grande velocidade para a artéria aorta, atingindo valores de caudal de 30 l/min. Por sua vez, durante toda a fase diastólica a válvula aórtica encontra-se fechada impossibilitando a passagem de sangue para a artéria aorta, fazendo com que o caudal sanguíneo seja próximo de 0 l/min;
- **Pressão** – Na diástole a válvula aórtica encontra-se fechada, sendo que a pressão intraventricular (0 mmHg) é muito menor que a pressão da artéria aorta (80 mmHg). Durante a sístole a válvula aórtica encontra-se aberta, permitindo que o aumento de pressão criado durante a contração cardíaca passe também para a artéria aorta, alcançando valores próximos de 120 mmHg;
- **Resistência periférica** – o sangue distribuído ao longo do corpo humano, já por si, oferece uma resistência ao fluxo sanguíneo. Para além disso, os próprios vasos sanguíneos por onde o sangue circula oferecem também resistência ao movimento deste;
- **Viscoelasticidade** – Tanto a artéria aorta como todas as principais artérias apresentam um comportamento elástico ao bombeamento do sangue. Assim, o aumento da pressão gerado durante a sístole ventricular é realizado de uma forma mais suave e disfarçada;

Ao considerar todos os fatores apresentados, e reproduzindo-os de uma forma eficaz, o simulador deve ser capaz de gerar, com grande precisão, curvas de pressão e caudal semelhantes às curvas obtidas num ser humano.

4.1 *Automation Studio*TM

O projeto de um equipamento capaz de simular o sistema cardiovascular humano envolve vários aspetos complexos e delicados. Um exemplo é a difícil conjugação de diversas variáveis, tais como a pressão, o caudal e a frequência cardíaca. Os erros resultantes de uma inadequada conjugação podem originar curvas muito diferentes das fisiológicas humanas. Outro aspeto a ter em conta é a seleção de componentes utilizados na construção deste tipo de simuladores. Devido aos custos de aquisição significativos associados a esses componentes, um erro no projeto do simulador pode resultar em gastos elevados e desnecessários. Por todas estas razões, e considerando que o sistema cardiovascular funciona como um circuito hidráulico, a utilização de ferramentas computacionais para a simulação de comportamentos de sistemas hidráulicos tem sido uma mais-valia permitindo: prever erros de projeto; analisar as respostas dos diversos componentes do circuito; e possibilitando o aperfeiçoamento do projeto de uma forma rápida e económica.

Atualmente, podem ser encontradas diversas ferramentas computacionais deste género. O software utilizado para realizar a simulação descrita nesta dissertação foi o *Automation Studio*TM desenvolvido pela marca *Famic Technologies Inc* [18]. Este software contém uma ampla biblioteca de componentes hidráulicos e electro-hidráulicos, que reproduzem com grande fiabilidade as características dos componentes reais. Para além disso permite a manipulação das características físicas e dinâmicas dos diversos componentes.

A Figura 21 apresenta o esquema do simulador do sistema cardiovascular humano desenvolvido no software *Automation Studio*TM, com o intuito de alcançar os objetivos propostos para este trabalho.

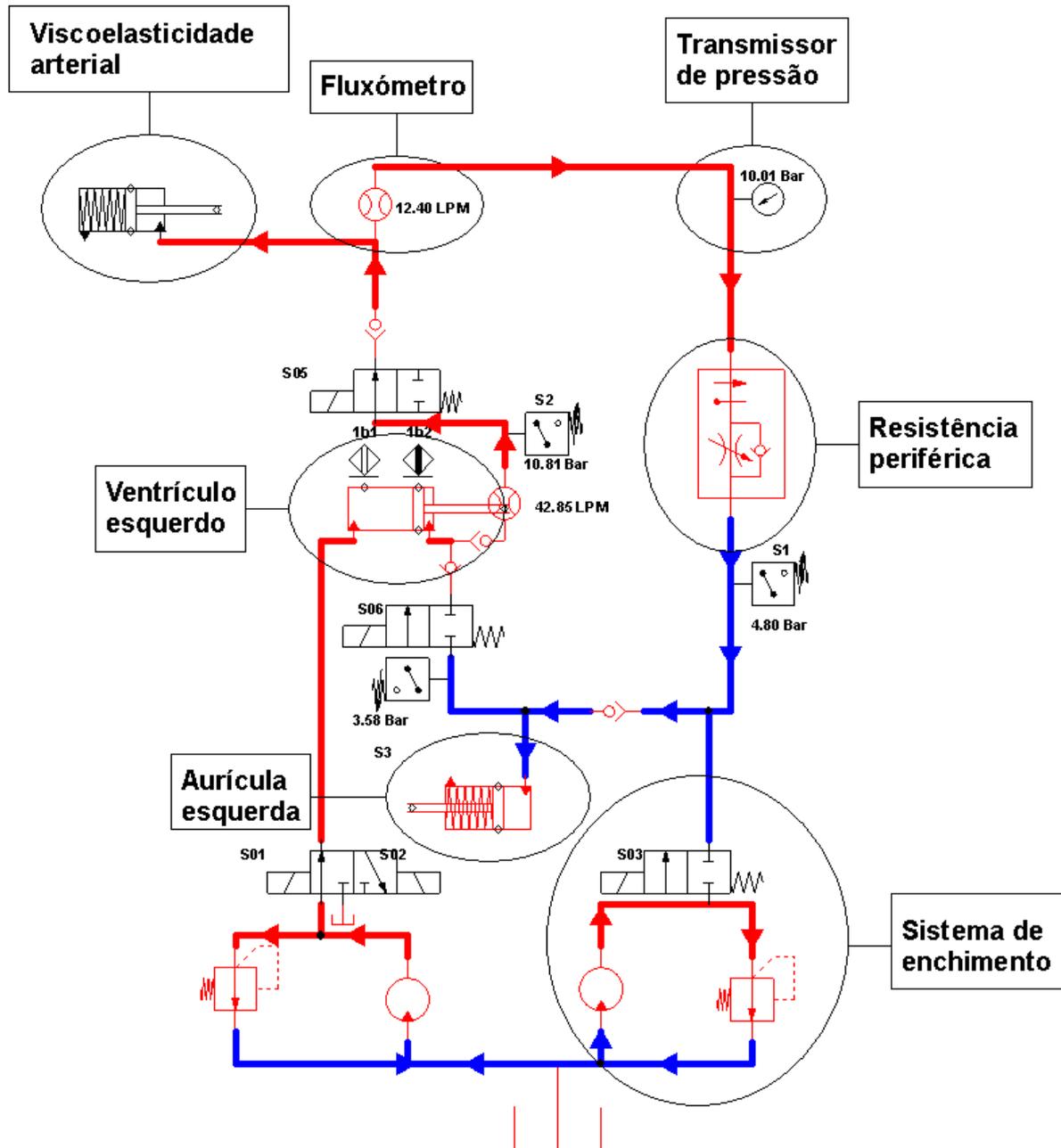


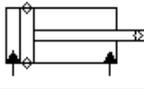
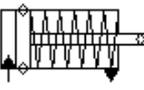
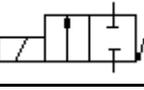
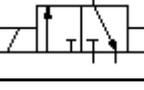
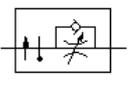
Figura 21 – Esquema do simulador da circulação sistêmica humana desenvolvido no software *Automation Studio™*.

A circulação sistêmica desempenha um papel fundamental, fazendo chegar o sangue a todas as partes do corpo, excepto aos pulmões. Dada a sua relevância, nesta simulação reproduziu-se, apenas, esta parte do sistema circulatório, correspondente ao lado esquerdo do coração.

4.2 Constituintes

Para uma melhor percepção acerca do funcionamento do circuito, apresentam-se, de seguida, todos os componentes utilizados no circuito hidráulico anteriormente representado.

Tabela 3 – Componentes utilizados no circuito desenvolvido no *Automation Studio*™.

Designação	Símbolo	Quantidade	Observações
Cilindro de duplo efeito		1	No circuito apresentado, transforma a pressão contida no fluido em energia mecânica (movimento axial);
Cilindro de simples efeito com mola estendida		2	No circuito apresentado, funciona como amortecedor de pressão;
Válvula direcional 2/2 -atuação 1 solenoide		2	Atuada eletricamente e retorno feito por mola;
Válvula direcional 3/2 -atuação 2 solenoides		1	Atuada eletricamente e retorno feito por mola;
Válvula de retenção		4	Permite que o fluido circule num só sentido, impedindo o seu retorno;
Válvula reguladora de caudal		1	Regula o caudal de fluido que passa por este componente;
Pressóstato		3	Indica a pressão relativa no ponto do circuito onde está inserido. Quando atinge uma pressão pré-definida envia um sinal elétrico;
Transmissor de pressão		1	Indica a pressão relativa no ponto do circuito onde está inserido;
Válvula de sequência		2	Atuada quando o valor de pressão for superior ao previamente determinado;
Bomba hidráulica		2	Bombeia o fluido para o circuito;
Reservatório de fluido		2	Armazena fluido para alimentação do circuito;
Fluxómetro		1	Indica o caudal instantâneo no ponto do circuito onde está inserido;
Sensor de proximidade		2	Indica a posição do cilindro e envia um sinal elétrico para controlo de válvulas;

Geralmente, o projeto de sistemas automatizados, como o apresentado neste capítulo, envolve o projeto de duas partes [19]:

- **Parte operativa** - representa o processo físico a automatizar;
- **Parte de comando** - consiste num controlador, mais ou menos complexo, que avalia sinais de entrada, provenientes da parte operativa, como por exemplo os sinais enviados pelo pressóstato e sensores de proximidade, e elabora sinais de saída capazes de controlar o sistema, tendo em conta o programa que está inserido nesse mesmo controlador.

4.3 Parte de Comando

A especificação do comando do circuito hidráulico é desenvolvida utilizando o formalismo SFC (Grafcet) [20].

O Grafcet permite descrever os comportamentos esperados para o comando de um sistema automatizado. Uma representação baseada em Grafcet permite detetar incoerências, evitar bloqueios ou conflitos no funcionamento do automatismo desenvolvido [21].

A construção de um Grafcet deve respeitar as seguintes regras [19]:

- **Regra 1: Situação inicial** – corresponde às etapas ativas no início de operação;
- **Regra 2: Validação de uma transição** – uma transição só pode ser transposta se estiver validada e se a recetividade que lhe está associada for verdadeira;
- **Regra 3: Evolução das etapas ativas** – A transposição de uma transição implica a desativação de todas as etapas precedentes e à ativação de todas as etapas subsequentes;
- **Regra 4: Evoluções simultâneas** – todas as transições ativas são transpostas simultaneamente;
- **Regra 5: Ativação e desativação simultânea** – se uma etapa ficar não-ativa e ativa ao mesmo tempo, esta permanece ativa.

A Figura 22 mostra os vários diagramas Grafcet desenvolvidos para esquematizar a parte de comando do circuito hidráulico. Estes diagramas permitem o correto funcionamento do simulador do sistema cardiovascular humano desenvolvido no software *Automation Studio™*, apresentado na Figura 21.

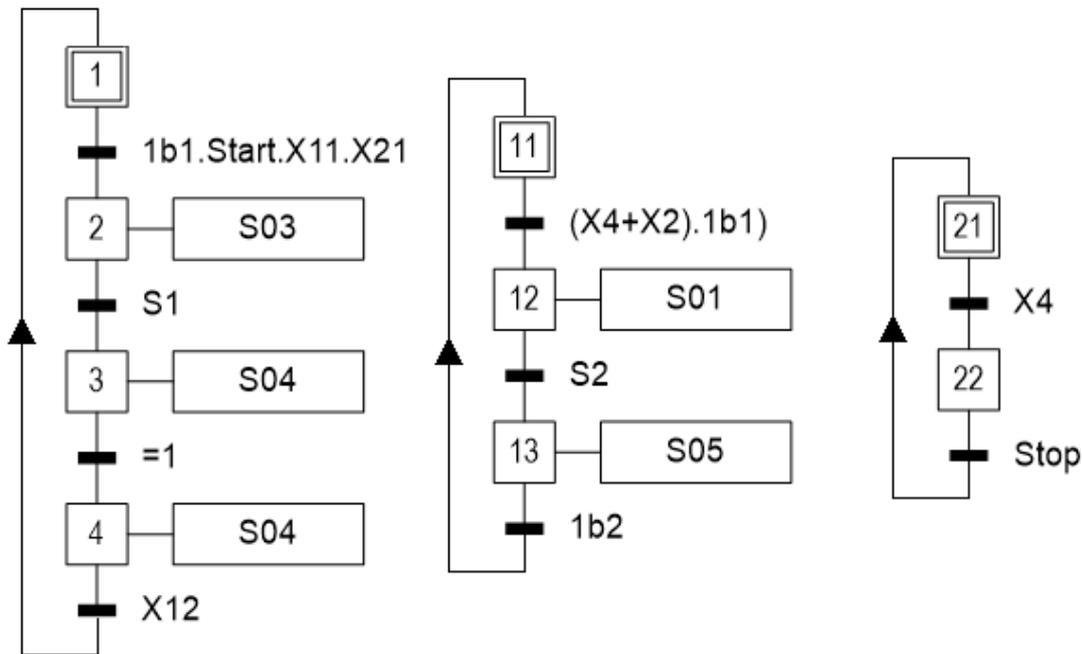


Figura 22 – Diagramas Grafcet desenvolvido para a parte de comando.

Para um melhor entendimento do funcionamento dos diagramas Grafcet apresentam-se, em seguida (Tabela 4), todas as variáveis utilizadas nos diagramas Grafcet.

Tabela 4 – Variáveis utilizadas nos diagramas Grafcet.

Controlador	Variáveis	Designação
Entradas	1b1 / 1b2	Sensor de proximidade
	X2 / X4 / X11 / X12 / X21	Etapa
	Start / Stop	Interruptor
Saídas	S01 / S03 / S04 / S05	Solenóide

A utilização do Grafcet permitiu esquematizar a parte de comando de todo o circuito de uma forma mais clara e simples, possibilitando uma interpretação mais fácil e objetiva do funcionamento de todo o sistema.

Posteriormente foi necessário converter o Grafcet em equações algébricas [22], para tal foram executados três passos:

1. Cálculo das condições de transposição das transições [22]:

A condição de transposição da transição $CT(q)$ corresponde a uma variável booleana associada a cada transição.

Se a transição q estiver de acordo com a regra 2 da evolução do Grafcet, $CT(q)$ pode ser calculado pela seguinte equação:

$$CT(q) = \left(\prod_{j=1}^m XM_j \right) \cdot R(q) \quad (10)$$

onde XM_j representa a variável booleana associada à etapa M_j e $R(q)$ representa a recetividade associada à transição q .

Na Figura 23, mostra-se um esquema de todas as variáveis utilizadas na equação 10.

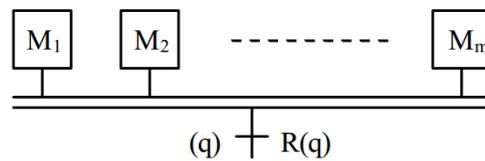


Figura 23 – Recetividade, após sequências simultâneas [22].

De acordo com a equação 10, as condições de transposição do Grafcet apresentado na Figura 22 são:

$$CTi1 = \overline{X1} \cdot \overline{X2} \cdot \overline{X3} \cdot \overline{X4}$$

$$CTi2 = \overline{X11} \cdot \overline{X12} \cdot \overline{X13}$$

$$CTi3 = \overline{X21} \cdot \overline{X22}$$

$$CT1 = X1 \cdot 1b1 \cdot Start \cdot X21 \cdot X11$$

$$CT2 = X2 \cdot S1$$

$$CT3 = X3$$

$$CT4 = X4 \cdot X12$$

$$CT11 = X11 \cdot (X4 + X22) \cdot 1b1$$

$$CT12 = X12 \cdot S2$$

$$CT13 = X13 . 1b2$$

$$CT21 = X21 . X4$$

$$CT22 = X22 . Stop$$

2. Cálculo das variáveis de etapa [22]:

O cálculo da atividade de cada etapa pode ser representado de acordo com a seguinte equação booleana:

$$X_i(t + 1) = \sum_{j=1}^p CT(p_j) + X(t) . \prod_{k=1}^n \overline{CT(n_k)} \quad (11)$$

onde $CT(p_j)$ representa a transposição da transição (p_j) , p a transição anterior à etapa i e n a transição posterior à etapa condição i .

Na Figura 24, mostra-se um esquema de todas as variáveis utilizadas na equação 10.

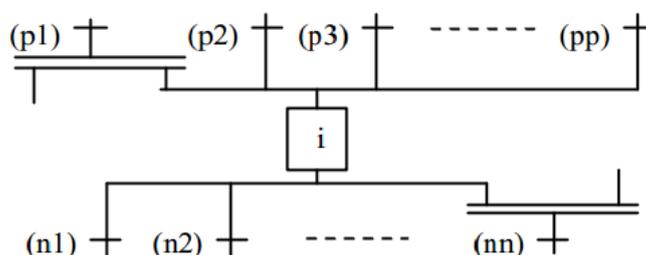


Figura 24 – Etapa [22].

De acordo com a equação 11, as variáveis que correspondem à atividade das etapas do Grafcet apresentado na Figura 22 são:

$$X1 = CT4 + (X1 . \overline{CT1}) + CTi1$$

$$X2 = CT1 + X2 + \overline{CT2}$$

$$X3 = CT2 + X3 + \overline{CT3}$$

$$X4 = CT3 + X4 + \overline{CT4}$$

$$X_{11} = CT_{13} + (X_{11} \cdot \overline{CT_{11}}) + CT_{i2}$$

$$X_{12} = CT_{11} + (X_{12} \cdot \overline{CT_{12}})$$

$$X_{13} = CT_{12} + (X_{13} \cdot \overline{CT_{13}})$$

$$X_{21} = CT_{22} + (X_{21} \cdot \overline{CT_{21}}) + CT_{i3}$$

$$X_{22} = CT_{21} + (X_{22} \cdot \overline{CT_{22}})$$

3. Cálculo das ações;

O cálculo das ações pode ser obtido pela seguinte equação:

$$S(i) = \sum X(t) \quad (12)$$

De acordo com a equação 12, as ações do Grafcet apresentado na Figura 22 são:

$$S_{01} = X_{12} + X_{13}$$

$$S_{02} = X_{11}$$

$$S_{03} = X_2$$

$$S_{04} = X_3 + X_4$$

$$S_{05} = X_{13}$$

$$S_{06} = \overline{X_{13}}$$

Tendo como base as equações algébricas, provenientes do Grafcet, é possível construir um circuito elétrico (Figura 25) capaz de controlar os diferentes componentes do circuito hidráulico desenvolvido no *Automation Studio*™.

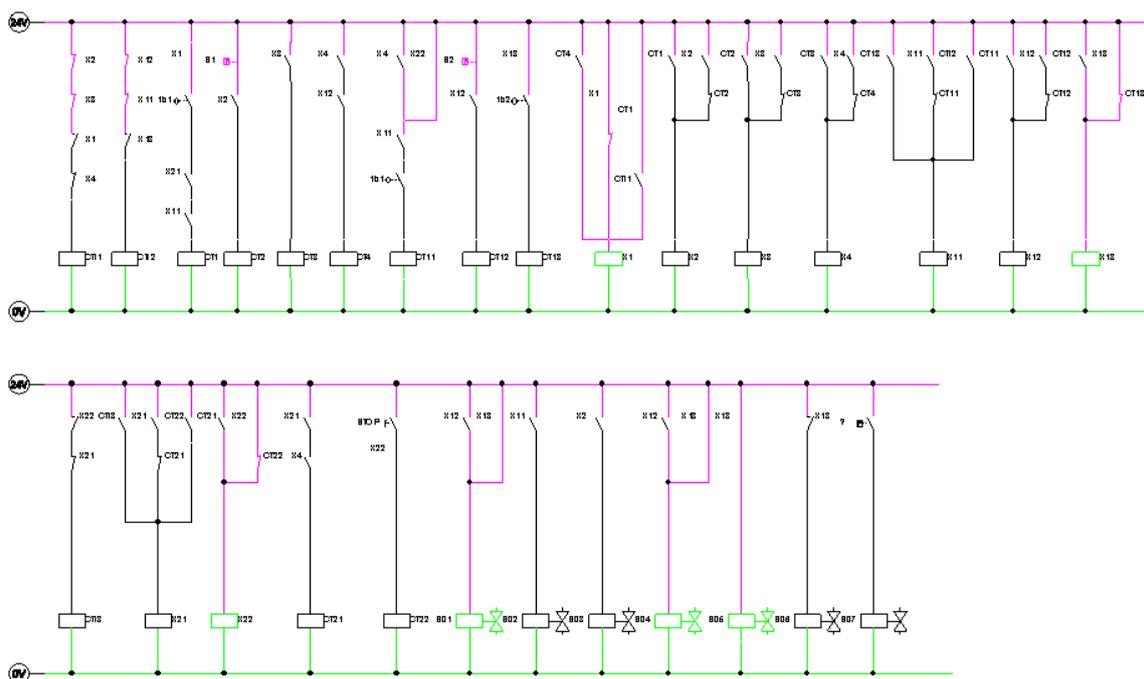
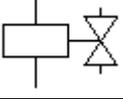


Figura 25 – Circuito elétrico desenvolvido no software *Automation Studio*TM.

Para uma melhor compreensão do funcionamento do circuito apresentam-se, seguidamente (Tabela 5), todos os componentes utilizados no circuito elétrico anteriormente exposto.

Tabela 5 – Componentes utilizados no circuito elétrico desenvolvido no *Automation Studio*TM

Designação	Símbolo	Quantidade	Observações
Fonte de alimentação (polo positivo)		1	Pólo positivo (+);
Fonte de alimentação (polo negativo)		1	Pólo negativo (-);
Contato normalmente fechado		19	Enquanto o relé associado a este contato não for energizado, o circuito encontra-se fechado;
Contato normalmente aberto		42	Enquanto o relé associado a este contato não for energizado, o circuito encontra-se aberto;
Sensor de proximidade normalmente aberto		3	Enquanto o sensor de proximidade associado a este contato não for atuado, o circuito encontra-se aberto. Utilizados para 1b1 e 1b2;

Pressóstato normalmente aberto		2	Enquanto o pressóstato associado a este contato não for atuado, o circuito encontra-se aberto. Utilizados para S1 e S2;
Interruptor		2	Enquanto o interruptor não for atuado, o circuito encontra-se aberto. Utilizado para interruptores de Start e Stop;
Relé		21	Quando energizado atua o contato, a ele associado;
Solenóide		6	Quando energizado atua a válvula, a ele associada;

4.4 Parte operativa

Através de uma breve análise do ponto de vista mecânico, o sistema cardiovascular pode ser entendido como um circuito hidráulico, em que o coração funciona como bomba do sistema, o sangue como fluido, e os vasos sanguíneos como linhas/caminhos de distribuição.

Através de uma análise mais minuciosa, e tendo em conta a Figura 21 apresentada anteriormente, este sistema pode ser dividido em três subsistemas:

1. Sistema de enchimento – representa o abastecimento inicial de fluido em todo o circuito. É constituído por um reservatório à pressão atmosférica, uma bomba hidráulica (caudal – 5 l/min), uma válvula de sequência (pressão de abertura – 350 Bar), duas válvulas direcionais 2/2 vias e um sensor de pressão;

2. Sistema Ventricular – representa o ventrículo esquerdo e tem como função o bombeamento de fluido para o sistema de forma pulsátil. É constituído por um reservatório à pressão atmosférica, uma bomba hidráulica (caudal – 80 l/min), uma válvula de sequência (pressão de abertura – 12 Bar) e uma válvula direcionais 3/2 vias, um cilindro hidráulico (volume – 200 ml) e um sensor de pressão;

3. Sistema cardiovascular – representa todo o sistema cardiovascular desde a saída do fluido pela artéria aorta até à chegada na aurícula esquerda. É constituído por duas válvulas direcionais 2/2 vias, dois cilindro de efeito simples com mola estendida, um fluxómetro, um pressóstato, três válvulas unidirecionais, uma válvula reguladora de caudal e um sensor de pressão.

Quando se inicia uma simulação (Figura 21), são colocadas em funcionamento duas bombas hidráulicas e atuadas as válvulas do sistema de enchimento até que o circuito se encontre à pressão mínima de funcionamento (9 Bar ou 6720 mmHg). É de salientar que esta fase só se efetua no primeiro ciclo. Em seguida, é atuada a válvula do sistema ventricular forçando o avanço do cilindro, que representa o ventrículo esquerdo, que por sua vez ativa o sensor de pressão e atua as válvulas direcionais do sistema cardiovascular. Neste ponto, o fluido atinge a pressão máxima (13.5 Bar ou 10080 mmHg) e percorre todo o circuito passando por vários componentes, tais como: um cilindro de efeito simples com mola estendida, que reproduz a viscoelasticidade arterial; uma válvula reguladora de caudal, que simula a resistência periférica total dos vasos sanguíneos; até alcançar um cilindro de efeito simples com mola de estendida, que representa a aurícula esquerda. Nesta fase, o fluido atinge novamente a pressão mínima (9 Bar ou 6720 mmHg). Assim que as válvulas do sistema cardiovascular deixam de estar atuadas, o fluido sai da aurícula obrigando o cilindro do ventrículo a recuar. Após a conclusão de todas estas fases o circuito está pronto para um novo ciclo e realizam-se todas as etapas, até aqui descritas, com a exceção da fase de enchimento.

4.5 Validação do Circuito Hidráulico

O software *Automation Studio*TM não permite a simulação de valores de pressão tão reduzidos como os fisiológicos humanos. Portanto, foram aplicados vários fatores de escala para as diferentes variáveis envolvidas na simulação.

Devido à utilização de escalas, tornou-se indispensável realizar uma validação do circuito hidráulico. Para tal, foi usado o critério da semelhança dinâmica. Este critério permite relacionar dois sistemas, o coração e o circuito hidráulico, sujeitos a um dado fenómeno físico, estabelecendo relações de similaridade (escalas) entre diferentes grandezas em pontos homólogos dos dois sistemas [21].

4.5.1 Análise dimensional

Inicialmente procedeu-se à análise dimensional de forma a reduzir o número de variáveis necessárias para descrever o transporte de um fluido. Este método permite simplificar o trabalho experimental sem perder informação, bem como agrupar as variáveis para uma melhor compreensão dos fenómenos envolvidos. Além disso, possibilita a transposição dos dados obtidos em modelos para situações reais.

Para a aplicação da análise dimensional na formulação das relações de semelhança entre o coração humano e o circuito hidráulico, é fundamental utilizar o teorema dos Π 's de Buckingham. Onde desde que um problema físico seja descrito por n variáveis dimensionais, este pode ser reduzido a uma relação entre k grupos adimensionais, ou Π 's. O grau de redução $j = n - k$ é igual ao número de variáveis dimensionais que não formam um grupo Π entre elas e será sempre igual ou menor ao número de dimensões necessárias para descrever o fenómeno. Assim, uma boa estimativa para o grau de redução é o número de dimensões presentes no problema. Segue-se o algoritmo de implementação deste teorema:

1. Listar as variáveis dependentes e independentes.
2. Listar as dimensões de cada uma das variáveis, de acordo com o sistema $MLT\theta$, que designam as seguintes grandezas fundamentais:
 - M – massa;
 - L – comprimento;
 - T – tempo;
 - θ – temperatura.
3. De entre as n variáveis, seleccionar as **j variáveis**, que formarão o corpo central de cada grupo Π . Nesta selecção deve atender-se aos seguintes critérios:
 - a. Cada dimensão deve aparecer pelo menos uma vez entre as **j** variáveis seleccionadas;
 - b. Se possível, evitar escolher a variável dependente entre as **j** escolhidas;
 - c. No caso presente, Mecânica de fluidos, as variáveis normalmente escolhidas são a velocidade média do fluido, U (cinemática do fluido), a massa volúmica, ρ e uma variável com as dimensões de um comprimento, L ou D .
4. Juntar, uma de cada vez, as restantes variáveis ao grupo básico de **j** variáveis seleccionadas em **3.**, e determinar os expoentes a afetar cada uma das **j** variáveis para que o grupo formado seja adimensional.
5. Confirmar que os vários grupos Π são adimensionais.

Se a determinação dos expoentes de cada grupo adimensional (passo **4**) conduzir a um sistema indeterminado, é porque o valor de **j** estimado é excessivo e deve ser reduzido em uma unidade repetindo-se, então, os passos **3**, **4** e **5**.

Em seguida, serão apresentados todos os passos referentes à implementação do teorema no fenômeno em questão, que representa a interação de um fluido com um cilindro, tal como acontece no circuito hidráulico projetado.

A Figura 26 apresenta, de uma forma mais simples, o esquema do circuito e todas as variáveis nele envolvido.

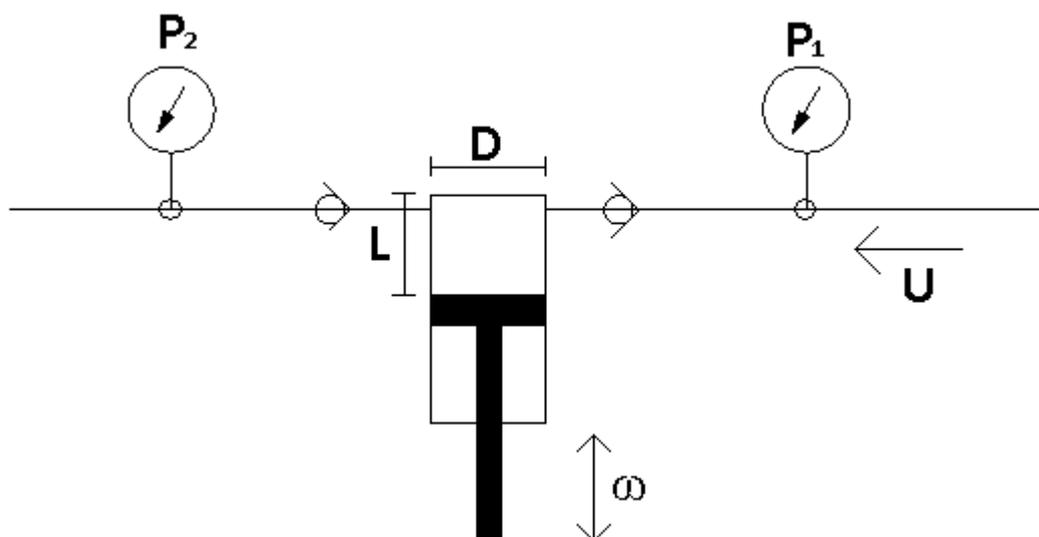


Figura 26 – Diagrama esquemático do circuito hidráulico.

Neste contexto, admitiu-se que o objeto de estudo é a diferença de pressão P_1 e P_2 (P) exercida pelo cilindro no fluido em consequência do movimento do mesmo. A diferença de pressão dependerá das dimensões do respectivo cilindro, diâmetro (D) e comprimento (L), da velocidade relativa do fluido no interior da tubagem (U), da frequência de atuação do cilindro (ω) e das propriedades físicas do fluido, viscosidade (μ) e densidade (ρ). Assim, para este caso, a listagem das variáveis e respectivas dimensões, incluindo a variável dependente, encontra-se na Tabela 4.

Tabela 6- Variáveis independentes e respetivas dimensões.

Dependente	Independente					
P	D	L	U	ω	μ	ρ
MLT^{-2}	L	L	LT^{-1}	T^{-1}	MLT^{-1}	ML^{-3}

Pela observação da tabela, o número de dimensões necessárias para descrever o processo é 3 pelo que 3 será também a primeira estimativa para j . De acordo com os critérios enumerados em 3 escolhem-se as variáveis, para formar o grupo fundamental de variáveis, sendo elas U , ρ e L . Daqui

resultam 3 (6-3) grupos adimensionais. O primeiro destes é formado pela combinação das j variáveis definidas, afetadas por cada um expoente a determinar, com uma das quatro restantes (ω , por exemplo). Assim:

$$\Pi_1 = L^a U^b \rho^c \omega \quad (13)$$

Os expoentes a, b e c obtêm-se de modo a que o grupo Π seja adimensional.

$$\Pi_1 = [L]^a [U]^b [\rho]^c [\omega] = M^0 L^0 T^0 \quad (14)$$

Substituindo na equação anterior as dimensões das respectivas variáveis, tem-se:

$$\Pi_1 = [L]^a [LT^{-1}]^b [ML^{-3}]^c [T^{-1}] = M^0 L^0 T^0 \quad (15)$$

Da equação 15, constrói-se o sistema:

$$\begin{cases} L \rightarrow a + b - 3c = 0 \\ M \rightarrow c = 0 \\ T \rightarrow -b - 1 = 0 \end{cases} \rightarrow \begin{cases} a = 1 \\ b = -1 \\ c = 0 \end{cases} \quad (16)$$

Pelo que o primeiro grupo adimensional é:

$$\Pi_1 = \frac{\omega L}{U} = St \quad (17)$$

O segundo grupo adimensional obtêm-se da mesma forma:

$$\Pi_2 = [L]^a [U]^b [\rho]^c [\mu] = M^0 L^0 T^0 \quad (18)$$

Substituindo na equação anterior as dimensões das respectivas variáveis, tem-se:

$$\Pi_2 = [L]^a [LT^{-1}]^b [ML^{-3}]^c [ML^{-1}T^{-1}] = M^0 L^0 T^0 \quad (19)$$

Da equação 19, obtêm-se o sistema:

$$\begin{cases} L \rightarrow a + b - 3c - 1 = 0 \\ M \rightarrow c + 1 = 0 \\ T \rightarrow -b - 1 = 0 \end{cases} \rightarrow \begin{cases} a = -1 \\ b = -1 \\ c = -1 \end{cases} \quad (20)$$

Do sistema anterior, pode concluir-se que o segundo grupo adimensional é:

$$\Pi_2 = \frac{\mu}{\rho UL} = \frac{1}{Re} \quad (21)$$

O terceiro grupo adimensional alcança-se da mesma forma que os anteriores:

$$\Pi_3 = [L]^a [U]^b [\rho]^c [D] = M^0 L^0 T^0 \quad (22)$$

Substituindo na equação 22 as dimensões das respectivas variáveis, tem-se:

$$\Pi_3 = [L]^a [LT^{-1}]^b [ML^{-3}]^c [L] = M^0 L^0 T^0 \quad (23)$$

Da equação anterior, constrói-se o sistema:

$$\begin{cases} L \rightarrow a + b - 3c + 1 = 0 \\ M \rightarrow c = 0 \\ T \rightarrow -b = 0 \end{cases} \rightarrow \begin{cases} a = -1 \\ b = 0 \\ c = 0 \end{cases} \quad (24)$$

O sistema 24 permite obter o terceiro grupo adimensional, dado por:

$$\Pi_3 = \frac{D}{L} \quad (25)$$

O quarto grupo adimensional obtém-se da mesma forma que os anteriores:

$$\Pi_4 = [L]^a [U]^b [\rho]^c [P] = M^0 L^0 T^0 \quad (26)$$

Substituindo na equação anterior as dimensões das respectivas variáveis, tem-se:

$$\Pi_4 = [L]^a [LT^{-1}]^b [ML^{-3}]^c [ML^{-1}T^{-2}] = M^0 L^0 T^0 \quad (27)$$

Da equação anterior, cria-se o sistema:

$$\begin{cases} L \rightarrow a + b - 3c - 1 = 0 \\ M \rightarrow c + 1 = 0 \\ T \rightarrow -b - 2 = 0 \end{cases} \rightarrow \begin{cases} a = 0 \\ b = -2 \\ c = -1 \end{cases} \quad (28)$$

Pelo que o quarto grupo adimensional é:

$$\Pi_4 = \frac{P}{\rho U^2} = Eu \quad (29)$$

Assim, um problema que era inicialmente definido por sete variáveis fica reduzido a quatro variáveis:

$$\frac{P}{\rho U^2} = k \left(\frac{D}{L}, \frac{\rho U L}{\mu}, \frac{\omega L}{U} \right) \quad (30)$$

$\frac{P}{\rho U^2} = Eu \Rightarrow$ Define a relação de pressão, igual ao número de Euler;

$\frac{D}{L} \Rightarrow$ Define a relação de geometria: diâmetro / comprimento do cilindro;

$\frac{\rho U L}{\mu} = Re \Rightarrow$ Define o efeito das propriedades do fluido, igual ao número de Reynolds;

$\frac{\omega L}{U} = St \Rightarrow$ Define a relação entre a oscilação e a velocidade, igual ao número de Strouhal.

Para além de ficar reduzido a quatro variáveis, este também pode ser reduzido a quatro grupos adimensionais:

$$Eu = k \left(\frac{D}{L}, Re, St \right) \quad (31)$$

4.5.2 Critério da semelhança

Normalmente, é impossível determinar todos os factos essenciais dum escoamento de um fluido por uma análise puramente teórica. Assim, recorre-se à experimentação a fim de se conhecer a sua dependência. Como já vimos, o número de ensaios experimentais pode ser bastante reduzido se recorrermos a um programa sistemático, baseado na análise dimensional e, especificamente aos critérios de semelhança. Além disso, a teoria da semelhança permite-nos fazer experiências com um fluido mais conveniente, como por exemplo o óleo, e depois aplicar os resultados obtidos a um fluido menos conveniente de trabalhar, tal como sangue.

Em hidráulica e aeronáutica, os resultados também podem ser obtidos com um custo bastante inferior se realizados com um modelo em escala reduzida. Não é necessário utilizar o mesmo fluido nas experiências feitas no modelo ou no protótipo, nem o modelo tem necessariamente de ser mais pequeno que o protótipo.

Após a determinação da equação 31, torna-se possível a aplicação do critério de semelhança. Esta equação pode ser aplicada ao protótipo (sistema cardiovascular humano), como ao modelo desenvolvido para a simulação (circuito hidráulico). Assim para o modelo:

$$\frac{P_m}{\rho_m U_m^2} = k \left(\frac{D_m}{L_m}, \frac{\mu_m}{\rho_m U_m L_m}, \frac{\omega_m L_m}{U_m} \right) \quad (32)$$

Para o protótipo:

$$\frac{P_p}{\rho_p U_p^2} = k \left(\frac{D_p}{L_p}, \frac{\mu_p}{\rho_p U_p L_p}, \frac{\omega_p L_p}{U_p} \right) \quad (33)$$

Para que as condições de semelhança do modelo e do protótipo sejam respeitadas, estas exigem as seguintes igualdades:

$$Eu_m = Eu_p \quad (34)$$

$$\frac{D_m}{L_m} = \frac{D_p}{L_p} \quad (35)$$

$$Re_m = Re_p \quad (36)$$

$$St_m = St_p \quad (37)$$

Segue-se uma das condições de semelhança, neste caso o número de Euler:

$$Re_m = Re_p \quad (36)$$

$$\frac{\mu_m}{\rho_m U_m L_m} = \frac{\mu_p}{\rho_p U_p L_p} \quad (38)$$

Como o objetivo é obter o valor de caudal e não a velocidade, então:

$$Q_m = U_m * A_m = U_m * \frac{\pi D_m^2}{4} \quad (39)$$

$$U_m = \frac{4Q_m}{\pi D_m^2} \quad (40)$$

Substitui-se o U pelo Q na equação 36 e tem-se:

$$\frac{\mu_m}{\rho_m U_m L_m} = \frac{\mu_p}{\rho_p U_p L_p} \quad (41)$$

$$\frac{\mu_m \pi D_m}{4 \rho_m Q_m} = \frac{\mu_p \pi D_p}{4 \rho_p Q_p} \quad (42)$$

Colocando Q_m em evidência, e substituindo todas as variáveis pelos valor da Tabela 5, torna-se viável determinar o valor do caudal:

$$Q_m = \frac{4 \mu_m \pi D_m \rho_p Q_p}{4 \mu_p \pi D_p \rho_m} = 0.0010 \text{ m}^3/\text{s} = 60.06 \text{ l/min} \quad (43)$$

Na tabela seguinte apresenta-se o valor das diferentes variáveis no modelo, retiradas do próprio software *Automation Studio*TM, e no protótipo, que correspondem aos valores fisiológicos humanos.

Tabela 7 – Valor das diferentes variáveis no modelo e no protótipo.

	P (Pa)	D (m)	Q (m³/s)	μ (kg/(m·s))	ρ (kg/m³)
Modelo	?	0.05	?	0.0396	900
Protótipo (Coração)	5000	0.05	0.00009	0.004	1050

Com esta condição de semelhança, torna-se possível saber o fator escala, que poderá ser utilizado para a simulação com software *Automation Studio*TM:

Caudal:

$$\alpha Q = \frac{Q_m}{Q_p} = \frac{60.06 \text{ l/min}}{5.20 \text{ l/min}} = 11.55 \quad (44)$$

Por outro lado, usando outra condição de semelhança, neste caso o número de Euler, pode obter-se:

$$Eu_m = Eu_p \quad (34)$$

$$\frac{P_m}{\rho_m U_m^2} = \frac{P_p}{\rho_p U_p^2} \quad (45)$$

Como anteriormente determinou-se o valor de caudal e não a velocidade, então:

$$Q_m = U_m * A_m = U_m * \frac{\pi D_m^2}{4} \quad (39)$$

$$U_m = \frac{4Q_m}{\pi D_m^2} \quad (40)$$

Substitui-se o U pelo Q na equação 34 e tem-se:

$$\frac{P_m \pi^2 D_m^4}{4\rho_m Q_m^2} = \frac{P_p \pi^2 D_p^4}{4\rho_p Q_p^2} \quad (46)$$

Colocando P_m em evidência, e substituindo todas as variáveis pelos valor da Tabela 5 e pelo valor de Q_m , calculado anteriormente, torna-se viável determinar o valor do pressão:

$$P_m = \frac{P_p \pi^2 D_p^4 4\rho_m Q_m^2}{4\rho_p Q_p^2 \pi^2 D_m^4} = 529100.53 \text{ Pa} = 5.29 \text{ Bar} \quad (47)$$

Assim, é possível calcular qual o fator escala, que deverá ser simulado no software *Automation Studio*TM:

Pressão:

$$\alpha P = \frac{P_m}{P_p} = \frac{529100.53 \text{ Pa}}{5000 \text{ Pa}} = 105.82 \quad (48)$$

Finalmente pode-se afirmar que o modelo e o protótipo são dinamicamente semelhantes, visto que todas as condições de semelhança são respeitadas. Assim sendo, o fator de escala a ser utilizado é 11.55 para o caudal e 105.82 para a pressão

Para uma melhor percepção das escalas aplicadas na simulação, na tabela seguinte apresentam-se os valores de caudal e pressão no modelo, simulados no software *Automation Studio*TM, e no protótipo, que correspondem aos valores fisiológicos.

Tabela 8 – Valores de caudal e pressão no modelo e no protótipo.

	Pressão				Caudal	
	Diastólica		Sistólica			
Unidade	mmHg	Bar	mmHg	Bar	(m ³ /s)	l/min
Modelo	6720	9	10080	13,440	0,0010	60.06
Protótipo (coração)	80	0,107	120	0,16	0,00009	5,20

4.6 Resultados

Após a determinação dos fatores de escala, foram simulados vários ciclos cardíacos com o modelo hidráulico desenvolvido. Na Figura 27 apresentam-se os valores de caudal e pressão adquiridos pelo fluxômetro e pelo transdutor de pressão do modelo simulado, respectivamente.

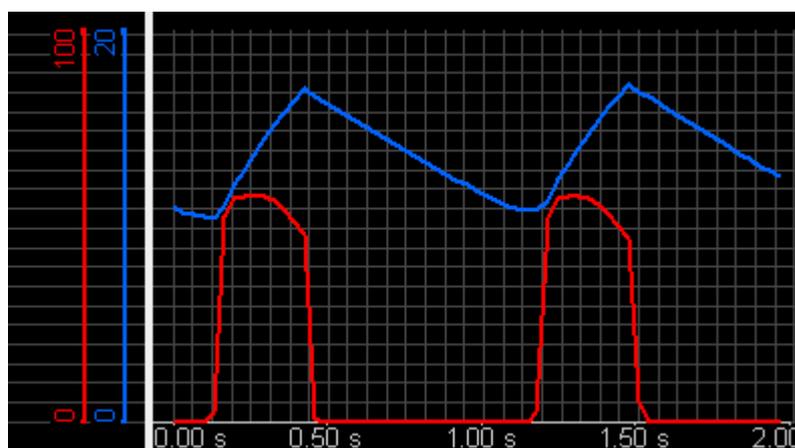


Figura 27 – Curvas de pressão (azul) e caudal sanguíneo (vermelho) obtidos no *Automation Studio*TM.

Pela comparação das curvas de caudal e pressão na aorta ascendente (Figura 28 A) com as curvas obtidas na simulação (Figura 28 B), é possível afirmar que os resultados apresentam comportamento muito próximo do que era espectável. No entanto, os valores obtidos são muito maiores do que os esperados, devido ao fator de escala utilizado, mas através da análise dimensional e teoremas de semelhança, este problema fica resolvido.

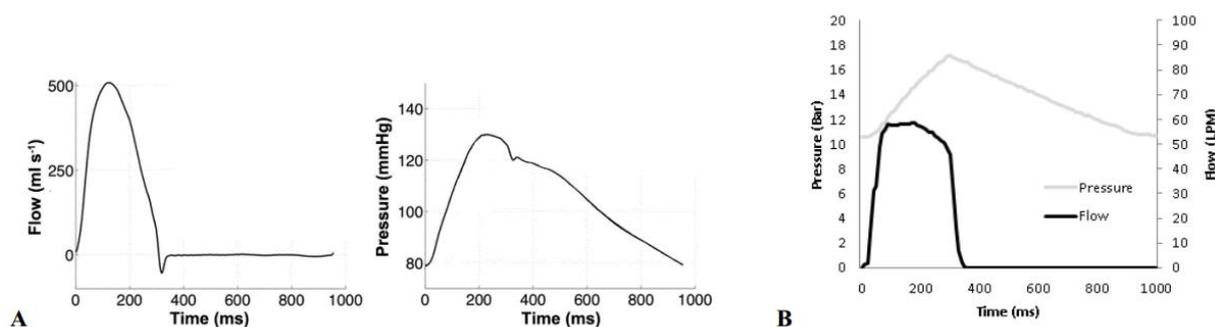


Figura 28 – A) Pressão e caudal na aorta ascendente (adaptado de [12]); B) Curvas de pressão e caudal sanguíneo obtidos no *Automation Studio*TM.

5 PROJETO MECÂNICO

Tendo em conta que o software apresentado no ponto anterior não permite a simulação de valores de pressão tão reduzidos como os fisiológicos, houve a necessidade de projetar um novo circuito hidráulico. Para tal, procedeu-se à modelação tridimensional de um novo simulador utilizando o software *SolidWorks*, desenvolvido pela *SolidWorks Corporation*. Este é uma ferramenta de CAD (desenho assistido por computador), muito utilizada para o projeto e modelação tridimensional de mecanismos. O *SolidWorks* é uma aplicação de desenho automático com parametrização, onde se criam formas tridimensionais a partir de formas geométricas elementares.

Com base no circuito hidráulico apresentado no capítulo anterior, pretendeu-se projetar e modelar o simulador mecânico. O modelo hidráulico apresentado anteriormente não permite a manipulação da frequência de batimentos cardíacos, uma funcionalidade relevante para a simulação de diferentes condições cardíacas. Deste modo, foi necessário projetar um novo sistema de bombeamento, que no novo simulador será constituído por um motor de passo, um mecanismo came-seguidor e um sistema pistão-cilindro, explicado com maior detalhe neste capítulo. Uma variação da velocidade angular do motor de passo possibilita a manuseamento dos batimentos cardíacos e, conseqüentemente, a manipulação das curvas de pressão e caudal obtidas. A manipulação de todos estes parâmetros permite simulações de diferentes situações, como por exemplo, simular um ser humano em repouso ou sob esforço físico.

Por outro lado, o desenho, dimensionamento e seleção de todos os componentes do simulador possibilitam que, num trabalho futuro, este seja construído e testado experimentalmente sem grande dificuldade.

Nos subcapítulos seguintes será apresentado não só o esquema do duplicador de pulso, mas também as funções, os princípios de funcionamento, o dimensionamento e a seleção de todos os seus componentes.

5.1 Esquema Geral

A Figura 29 ilustra o modelo tridimensional do simulador desenvolvido com recurso ao software *SolidWorks*.

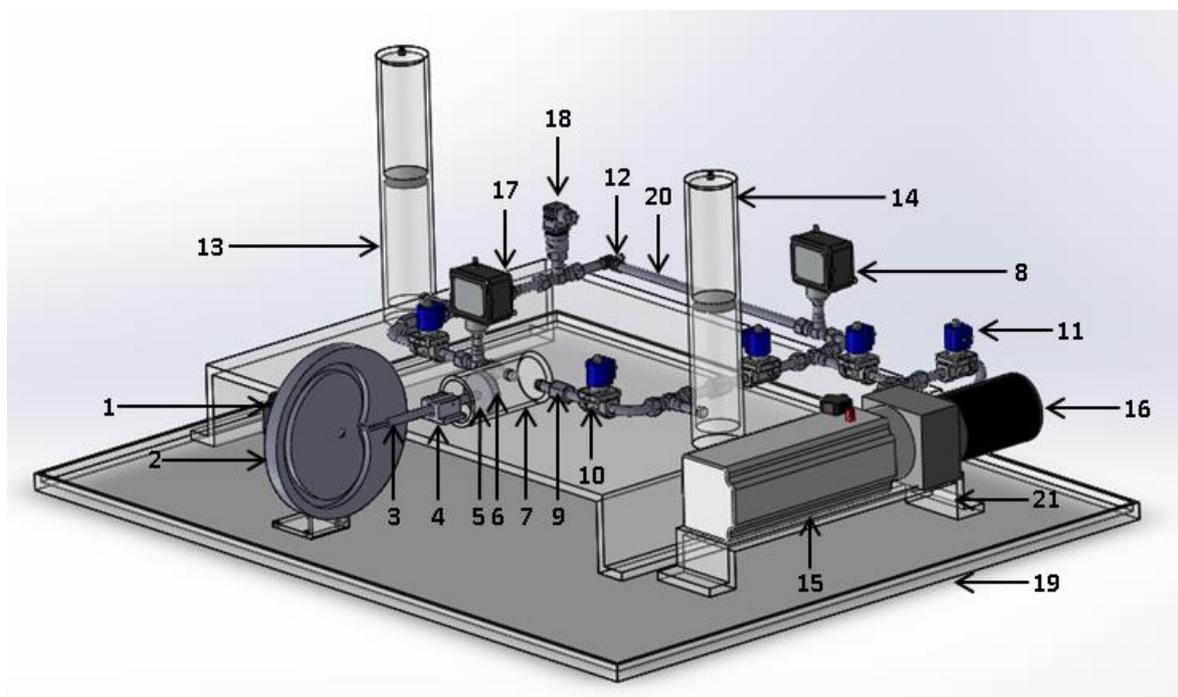


Figura 29 – Modelação do simulador desenvolvido em *Solidworks*.

O simulador, representado na Figura 29, é constituído por:

1. 1 Motor de passo;
2. 1 Came;
3. 1 Seguidor de rolete;
4. 1 Rolamento linear;
5. 1 Pistão;
6. 1 Anel de vedação;
7. 1 Cilindro;
8. 2 Pressóstatos;
9. 3 Válvulas unidirecionais;
10. 4 Válvulas direcionais 2/2 atuação elétrica (solenoide) e retorno por mola;
11. 1 Válvula de sequência;
12. 1 Válvula reguladora de caudal;

- 13.** 1 Unidade de viscoelasticidade;
- 14.** 1 Câmara auricular;
- 15.** 1 Reservatório;
- 16.** 1 Bomba hidráulica com motor;
- 17.** 1 Fluxómetro;
- 18.** 1 Transmissor de pressão;
- 19.** 1 Base;
- 20.** Vários tubos e elementos de ligação;
- 21.** Vários elementos de suporte de componentes.

O simulador consiste num circuito hidráulico semelhante ao sistema circulatório humano, onde o ventrículo esquerdo é representado por um sistema pistão-cilindro. As válvulas cardíacas (mitral e aórtica) são exibidas por válvulas direcionais 2/2 de atuação elétrica (solenóide) e retorno por mola, estas são atuadas durante a sístole ou durante a diástole, tal como as cardíacas. O movimento unidirecional do fluido é assegurado por três válvulas unidirecionais. A viscoelasticidade arterial é reproduzida por uma câmara de viscoelasticidade. A resistência periférica é retratada por uma válvula reguladora de caudal. Por último, a aurícula esquerda é representada por uma câmara auricular.

Para garantir que o fluido é bombeado da mesma forma que o sangue é bombeado pelo coração, foi utilizado um sistema came-seguidor acionado por um motor de passo, capaz de recriar o bombeamento sanguíneo na artéria aorta ascendente.

Com o intuito de obter curvas de caudal e pressão semelhantes às fisiológicas, foram usados transdutores para recolher dados de caudal e pressão instantâneos. Os valores de caudal são conseguidos através de um fluxómetro e os valores de pressão por um transmissor de pressão.

Inicialmente, o fluido é bombeado por uma bomba hidráulica, até atingir a pressão mínima de funcionamento. Depois inicia-se o movimento do sistema de bombeamento, que obriga o fluido a sair do cilindro. Aqui, é atingida a pressão máxima do sistema (0.16 Bar ou 120 mmHg). A partir deste ponto, o fluido percorre todo o circuito no sentido horário, passando por uma unidade viscoelástica e por uma válvula reguladora de caudal, até que é alcançada a câmara auricular, onde se atinge a pressão mínima de funcionamento (0.107 Bar ou 80 mmHg). Neste componente, o fluido permanece alguns instantes e, quando uma determinada válvula direcional é atuada, o fluido sai desta câmara e dirige-se, novamente, para o cilindro. Após esta fase o dispositivo está preparado para um novo ciclo.

5.2 Sistema de Bombeamento

Para produzir com elevada precisão o caudal e a pressão na aorta ascendente foi essencial desenvolver um sistema de bombeamento (Figura 30) capaz de bombear fluido para todo o dispositivo de forma pulsátil. O sistema é constituído por:

- **Motor de passo** – para variar a velocidade angular e assim manipular valores de caudal, pressão e frequência cardíaca;
- **Sistema came-seguidor** – para transformar a energia oriunda do motor em energia mecânica linear, através do avanço do seguidor. O fluxo pulsátil vai ser criado através deste sistema, pois o perfil da came vai definir os deslocamentos efetuados pelo pistão durante todo o bombeamento;
- **Sistema pistão-cilindro** – capaz de converter a energia linear em energia hidráulica. Como o pistão está ligado ao seguidor, quando este avança o pistão avança também, forçando o movimento do fluido para o exterior do cilindro onde está alojado. Este fenómeno deve-se principalmente ao aumento de pressão no interior do cilindro devido ao avanço do pistão;

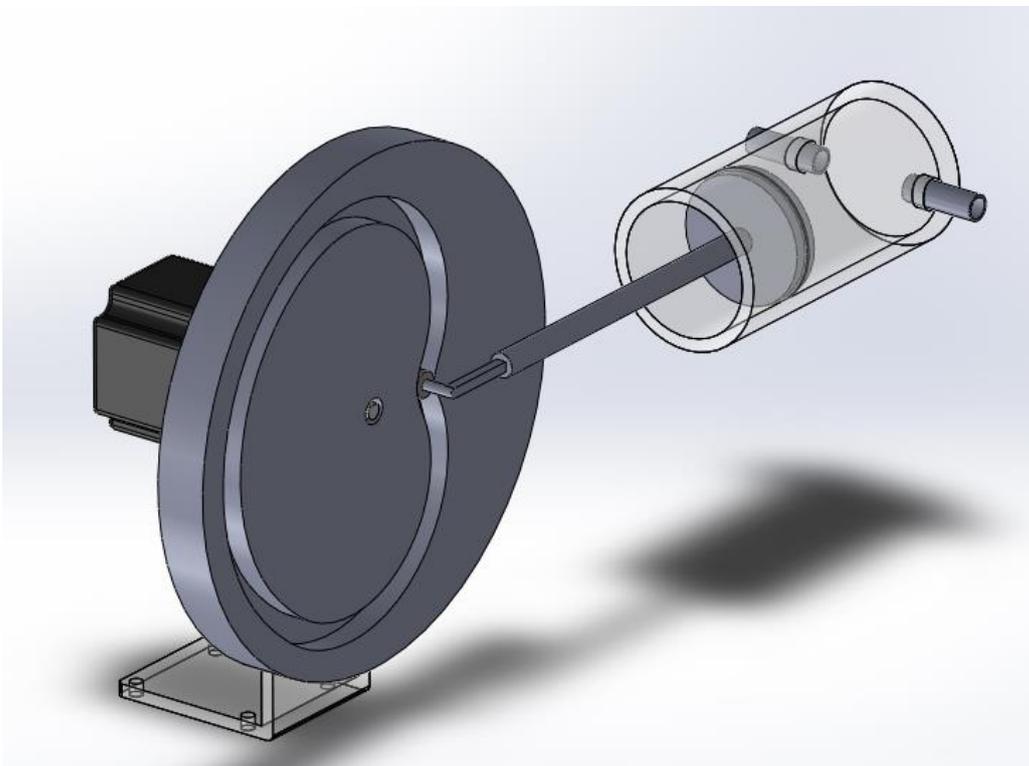


Figura 30 – Sistema de enchimento desenvolvido em *Solidworks*.

5.2.1 Came-Seguidor

Tendo em conta que um dos objetivos do dispositivo é simular o sistema cardiovascular humano, o sistema de bombeamento deve ter a capacidade de recriar o bombeamento efetuado pelo coração humano.

Como referido no capítulo 2, existe um elevado número de sistemas de bombeamento, usados nos diferentes mecanismos, por exemplo sistemas came-seguidor, sistemas viela-manivela, entre outros. A Tabela 9 apresenta um pequeno resumo das características e limitações dos diversos sistemas.

Tabela 9 – Comparação das características e limitações de diversos sistemas de bombeamento (adaptado de Reed [5]).

Designação	Viela Manivela	Scotch Yoke	Came-Seguidor
Função	Converte rotação em movimento linear	Converte rotação em movimento linear	Converte rotação em movimento linear
Atrito	Baixo	Moderado	Moderado
Desgaste dos componentes	Desgaste mínimo nos rolamentos devido ao baixo atrito	Desgaste moderado no pino e na manivela devido ao atrito destes dois componentes durante o movimento	Desgaste moderado na came e no seguidor devido ao atrito gerado no ponto de contato destes.
Comportamento	Perfil variável, com diferentes pontos de fixação ao longo da manivela	Perfil variável, com localização variável do pino da manivela	Perfil definido pelo seguidor com base na forma da came. Um perfil por came.
Utilização	Ideal para fluxo instável (pulsátil)	Ideal para fluxo instável (pulsátil)	Ideal para fluxo instável (pulsátil)

Neste projeto foi escolhido o mecanismo came-seguidor, como sistema de bombeamento capaz de criar fluxo pulsátil. Este mecanismo é um sistema simples, mas eficaz na reprodução de movimentos complexos, onde o perfil geométrico da came controla as curvas de caudal e pressão criadas em todo o sistema, enquanto que noutros mecanismos o controlo destes parâmetros hemodinâmicos é feito através do controlo do motor. A grande desvantagem deste sistema é que poderá existir atrito moderado entre o rolete do seguidor e a came, que posteriormente irá criar vibrações e dificultar a obtenção das curvas desejadas.

O mecanismo came-seguidor utilizado neste projeto (Figura 31) é composto por uma came de disco, com o perfil desejado e um rolete ligado a um seguidor. Tendo em conta que a came corresponde a um disco excêntrico, quando esta roda a distância entre o centro da came e o centro do rolete vai variando. Visto que o rolete está diretamente acoplado ao seguidor, o deslocamento do seguidor é regido pela diferença destes raios.

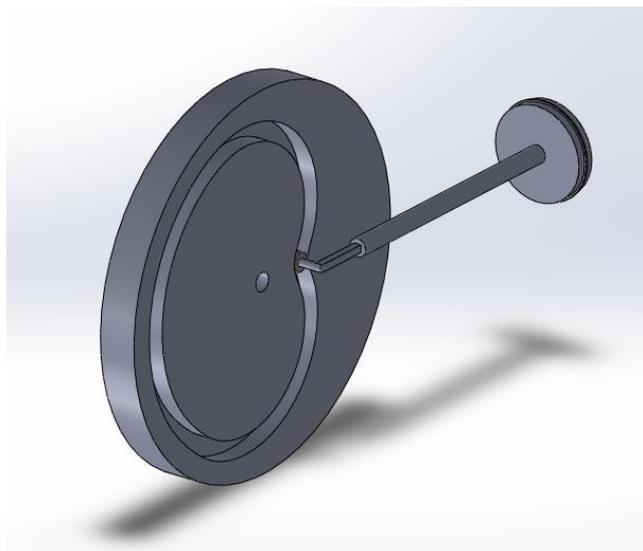


Figura 31 – Sistema came-seguidor desenvolvido em *Solidworks*.

O projeto da came envolve o conhecimento dos diferentes valores de caudal em cada instante do ciclo cardíaco. Davies et al. [12] apresentam uma curva de caudal característica do fluxo sanguíneo na artéria aorta ascendente (Figura 32).

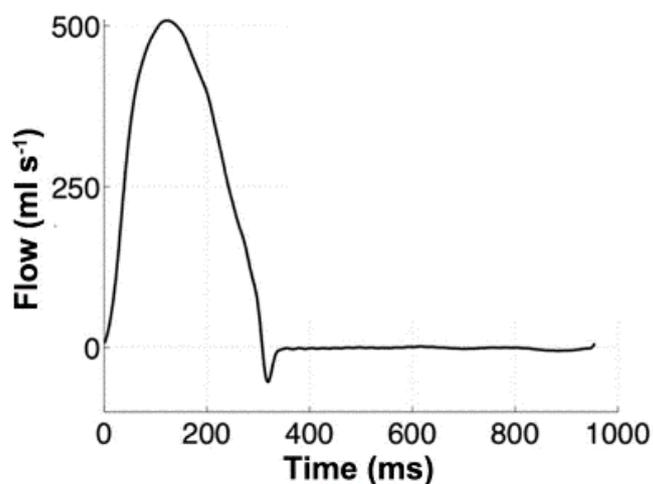


Figura 32 – Curva de caudal na aorta ascendente (adaptado de Davies et al. [12]).

A partir dessa curva de caudal, foram obtidas 200 coordenadas X e Y que, posteriormente, possibilitaram o desenho do perfil da came. Inicialmente, usou-se um software de digitalização de gráficos, o GetData Graph Digitizer, que permitiu obter todos os valores de caudal (ml/s) em cada instante de tempo. Em seguida, foi calculado o volume (ml) em cada instante, que corresponde ao volume ejetado num determinado ponto do ciclo cardíaco. A partir do volume ejetado foi calculado o volume acumulado (ml) (Figura 33).

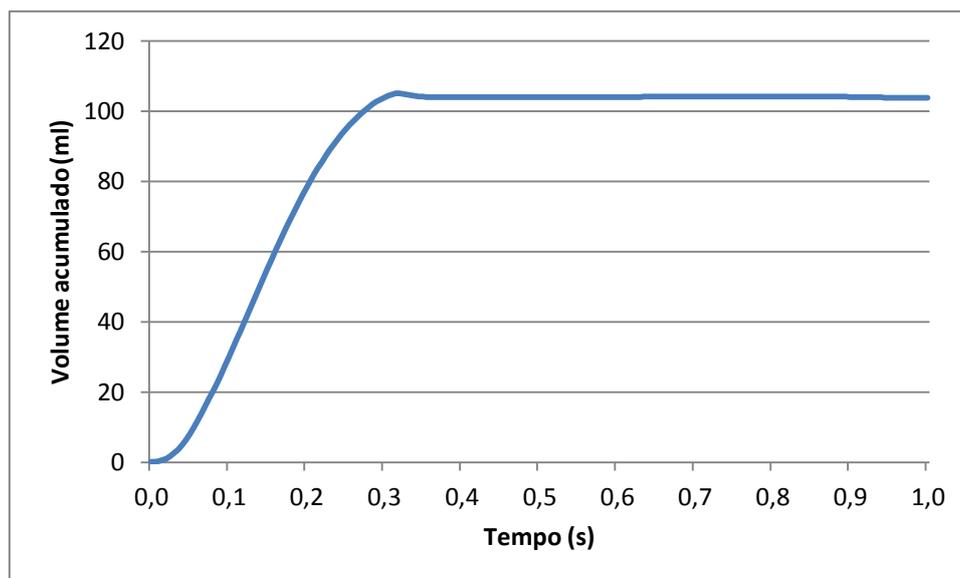


Figura 33 – Gráfico do volume acumulado

Esses cálculos foram efetuados com o objetivo de descobrir qual o deslocamento (em milímetros) que o seguidor deverá ter durante a rotação da came. Assim, o volume acumulado (ml) foi convertido para milímetros cúbicos (mm³). A equação 51 representa a expressão usada para o cálculo do deslocamento.

$$V = 4\pi D^2 L \quad (51)$$

onde V representa o volume acumulado em cada instante, D o diâmetro interno do cilindro, que neste caso é de 25 mm, e L comprimento do cilindro, que também pode ser entendido como o deslocamento do seguidor para fornecer o volume em questão.

Verificou-se que, caso o perfil de deslocamento fosse igual ao gráfico do volume acumulado, o cilindro não estaria cheio no início de um novo ciclo/rotação. Devido a esta condição, a partir do instante 0,75 segundos, o seguidor deve voltar à posição inicial, obrigando o fluido a entrar novamente

para o cilindro. Posto isto, foi calculado o ângulo da came em cada instante. Visto que o coração tem uma frequência cardíaca de 60 batimentos por minuto (bpm), o motor deve rodar a uma velocidade de 60 rpm, pois cada volta da came corresponde a um ciclo. O tempo foi convertido em graus, onde um segundo corresponde a 360°, pois cada volta dada pelo came demora cerca de um segundo. A Figura 34 representa o deslocamento do seguidor durante um ciclo completo, em função do ângulo de rotação da came.

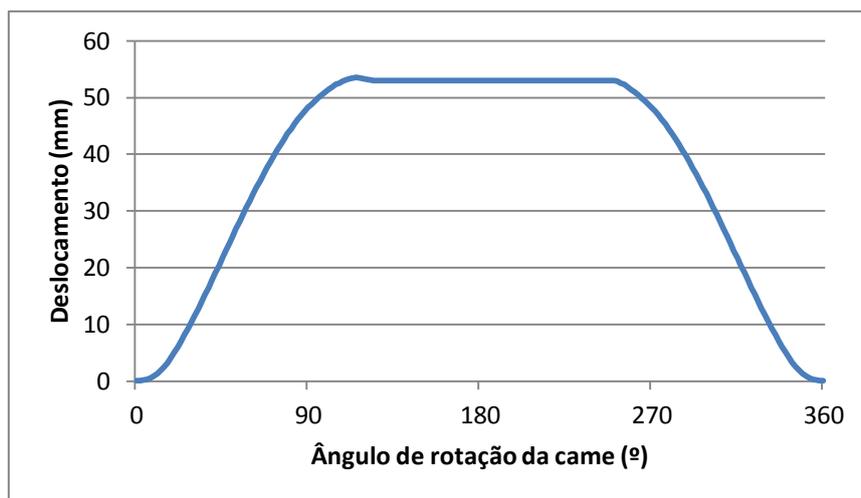


Figura 34 – Deslocamento do seguidor em função do ângulo de rotação da came.

Através da análise do gráfico de deslocamento pode afirmar-se que o movimento do seguidor é descrito por três fases:

- **Subida (0 – 115°)** – representa o avanço do pistão no interior do cilindro, no início desta fase o cilindro está cheio de fluido e à medida que o pistão avança este obriga o fluido a sair do cilindro;
- **Estacionamento (115 – 270°)** – representa a fase em que o pistão se encontra no fim de curso do cilindro, nesta fase o cilindro encontra-se vazio;
- **Descida (270 – 360°)** – representa o recuo do pistão, nesta fase o cilindro é novamente preenchido com fluido;

A Figura 35 representa estas três fases e os seus respetivos ângulos, a diferentes cores. A subida encontra-se a vermelho, o estacionamento a azul e a descida a verde. Todos os cálculos efetuados para as 200 coordenadas são apresentados com maior detalhe e em forma de tabela, no anexo A.

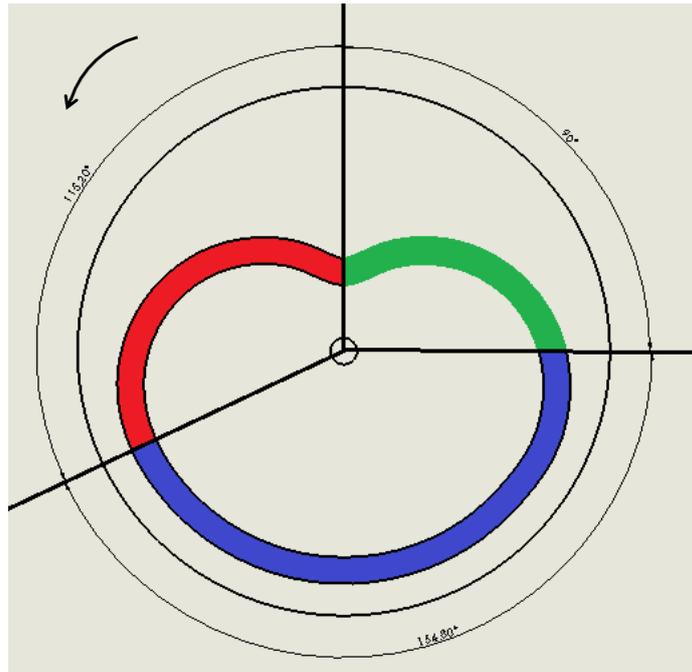


Figura 35 – Fase do movimento efetuado pelo seguidor (vermelho – subida, azul – estacionamento e verde – descida).

Através dos valores de deslocamento obtidos anteriormente foi possível obter um modelo tridimensional da came no *Solidworks* (Figura 36).

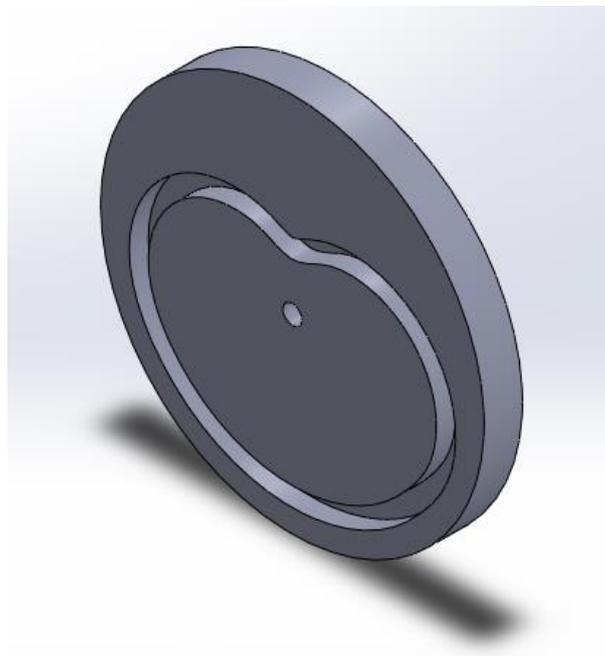


Figura 36 – Came desenvolvido em *Solidworks*.

O *Solidworks*, para além de permitir a modelação de componentes, permite também a análise dinâmica de sistemas mecânicos, como o sistema came-seguidor aqui apresentado. Esta

funcionalidade possibilita a obtenção de gráficos de deslocamento, velocidade e aceleração do seguidor, Figuras 37, 38 e 39, respetivamente.

A Figura 37 corresponde ao gráfico de deslocamento obtido através do software. É de notar, que esta é semelhante à curva do deslocamento do seguidor apresentado na Figura 34, apesar do deslocamento ser apresentado em função do tempo, uma vez que o software não permite a apresentação de gráficos de deslocamento em função do ângulo de rotação da came. No entanto, como uma volta de 360° corresponde a um intervalo de tempo de 1 segundo, a conversão de unidades é simples.

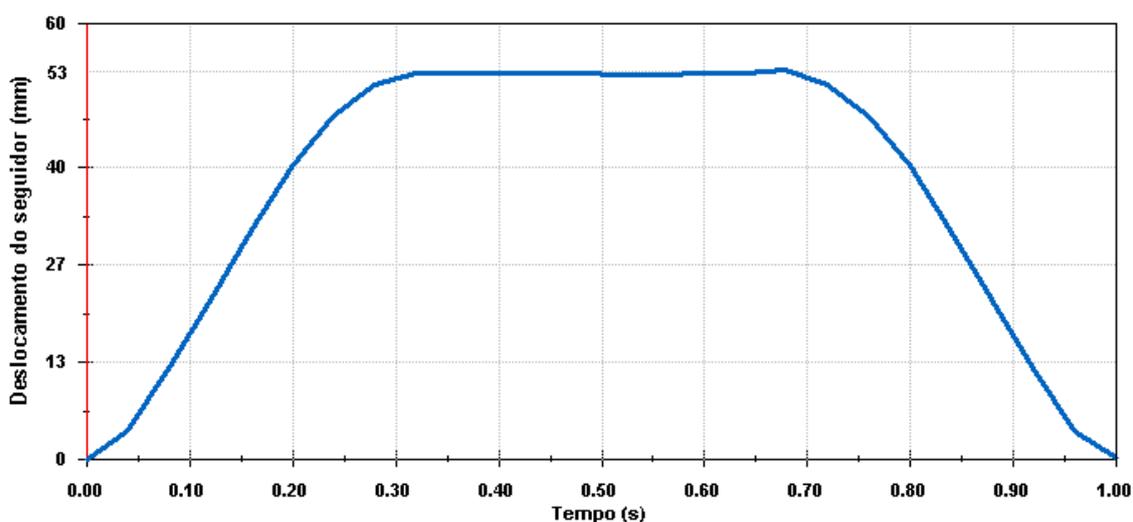


Figura 37 – Deslocamento do seguidor em função do tempo.

Através de uma análise mais cuidada, verifica-se que o deslocamento máximo do seguidor é 53.5 mm e dá-se no instante 0.32 s (115.2°), este valor corresponde ao valor máximo de volume ejetado até ao momento, cerca de 105.067 ml. Até ao instante 0.75 s (270°) o deslocamento mantém-se aproximadamente igual. Aqui, todo o volume contido no cilindro foi já ejetado. Do instante 0.75 s até ao instante 1 s (360°), o deslocamento do seguidor volta novamente ao valor inicial, de 0 mm, pronto para completar um novo ciclo.

Na Figura 38 é possível visualizar qual o tipo de velocidade (dada em mm/s) do seguidor ao longo do ciclo. Observar-se que do instante 0 s até ao instante 0.32 s a velocidade do seguidor é positiva, atingindo um máximo de 246.26 mm/s no instante 0.12 s. Este intervalo de tempo corresponde à fase de subida do seguidor.

Como referido anteriormente, do instante 0.32 s ao instante 0.75 s, o seguidor encontra-se na fase de estacionamento, que corresponde a uma velocidade quase nula. A partir deste instante e até ao final do ciclo, a velocidade é negativa, cerca de - 246 mm/s, possibilitando o recuo do seguidor.

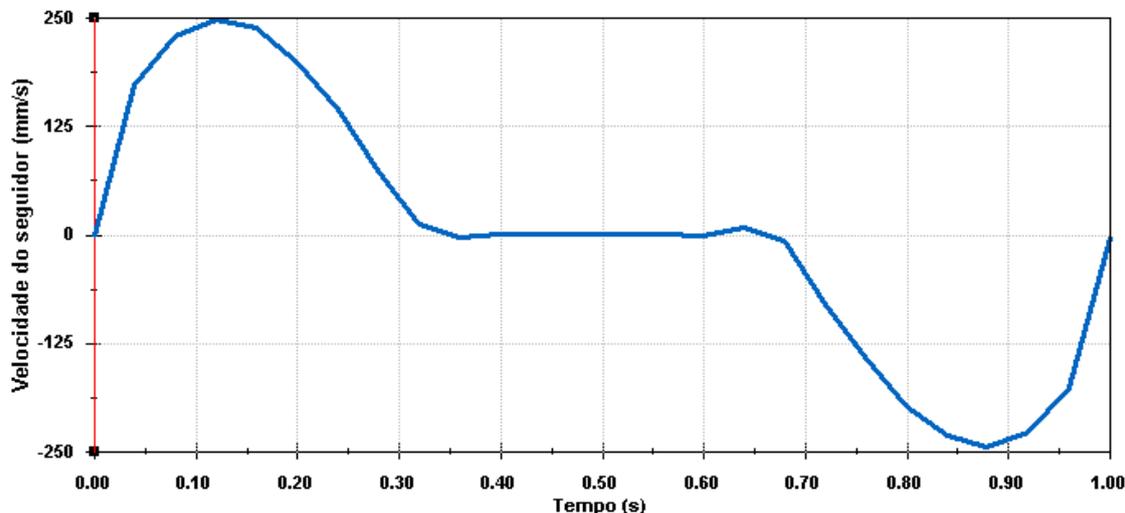


Figura 38 – Velocidade do seguidor em função do tempo.

A Figura 39 mostra que nos primeiros instantes, de 0 s até 0.4 s, a aceleração atinge o ponto máximo, de 6243 mm/s², que representa a aceleração necessária para o seguidor atingir a velocidade máxima. A partir deste instante a aceleração começa a diminuir, atingindo valores negativos no instante 0.17 s, diminuindo, conseqüentemente, a velocidade para valores próximos de 0 mm/s. Na fase intermédia ou fase de estacionamento, o deslocamento e a velocidade são praticamente nulos, o mesmo se verifica com a aceleração devido à ausência de movimento. Na fase de descida do seguidor, a aceleração é quase sempre negativa, uma vez que a velocidade do seguidor é também negativa. É de salientar que a curva do gráfico da Figura 39 mostra algumas alterações repentinas na aceleração do seguidor, que podem ser provocadas por vibrações e desgastes indesejados.

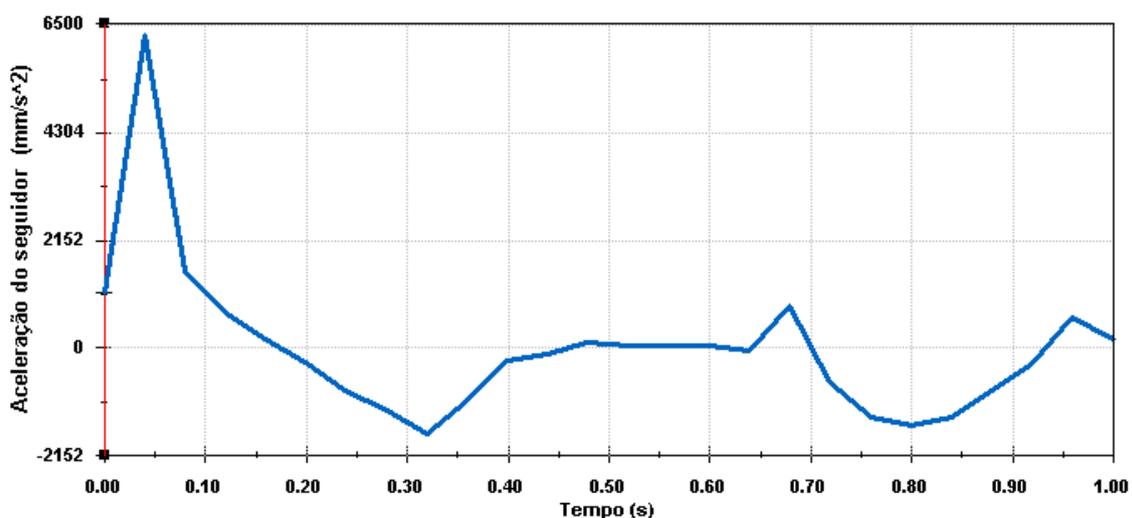


Figura 39 – Aceleração do seguidor em função do tempo.

5.2.2 Cilindro

À semelhança do que acontece com o sistema de bombeamento utilizado nos diferentes duplicadores apresentados no capítulo 2, existe também um elevado número de sistemas capazes de converter a energia mecânica em energia hidráulica, tais como sistemas de cilindro de fole, pistão-cilindro, entre outros. Na Tabela 10 apresenta-se um pequeno resumo das características e limitações dos diversos sistemas.

Tabela 10 – Comparação das características e limitações de diversos sistemas de conversão hidráulica (adaptado de Reed [5]).

Designação	Cilindro de Fole	Pistão-Cilindro	Diafragma	Bomba Peristáltica
Atrito	Nenhum	Alto entre a cabeça do pistão e a parede do cilindro.	Nenhum	Baixo
Controlo	O volume ejetado é determinado pela compressão do fole	O volume ejetado é determinado pelo deslocamento do pistão e o caudal pela velocidade do pistão	O volume ejetado é determinado pela flexão do diafragma e o caudal pela velocidade do diafragma	O caudal é determinado pela velocidade de rotação do motor
Característica	Poucas partes em movimento	Requer uma construção precisa, mas também possibilita um movimento muito preciso	O seguidor está diretamente acoplado ao diafragma	Produz fluxo pulsátil por definição.
Comportamento	A conversão de energia dá-se quando o fole é comprimido	A conversão de energia dá-se quando o pistão comprime o fluido no interior do cilindro	A conversão de energia dá-se quando o diafragma é flexionado	A conversão de energia dá-se quando o tubo é comprimido

Neste projeto foi escolhido o mecanismo pistão-cilindro, como sistema de conversão de energia mecânica em energia hidráulica. De todos os mecanismos apresentados, o sistema pistão-cilindro é o mais preciso, pois o volume ejetado tem um valor fixo. A vedação foi conseguida por um o'ring, tendo sido consideradas as dimensões e folgas necessárias para assegurar a estanquicidade.

Na Figura 40 apresenta-se o mecanismo pistão-cilindro utilizado neste projeto (figura 40) é composto por um pistão ligado diretamente ao seguidor, que se movimenta de acordo com o deslocamento deste, um anel vedante e um cilindro de acrílico com 50 mm de diâmetro e 120 mm de comprimento, suficiente para o deslocamento máximo do seguidor.

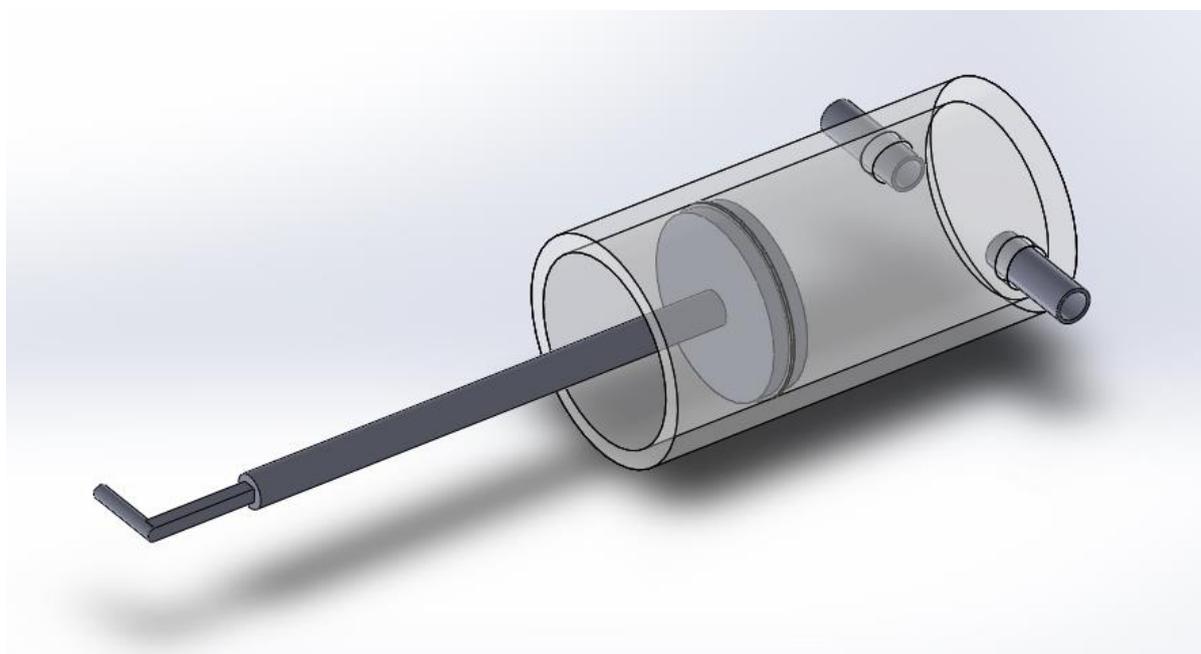


Figura 40 – Sistema pistão cilindro desenvolvido em *Solidworks*.

5.3 Electroválvulas

Tendo em vista um controlo rigoroso do fluxo ao longo do simulador, foram utilizadas três válvulas direcionais 2/2 com atuação elétrica (solenoide) e retorno por mola (Figura 41). Cada válvula desempenha uma função diferente no circuito. Uma tem a função de possibilitar a passagem de fluxo, na fase de enchimento do circuito hidráulico até ser atingida a pressão mínima de funcionamento. As duas válvulas restantes representam a válvula mitral e a válvula aórtica, sendo que a primeira é atuada durante a fase diastólica e a segunda durante a fase sistólica.

As electroválvulas selecionadas para este circuito foram as GS02.22 da marca *Parker*.



Figura 41 – Válvula solenoide GS02.22 da marca *Parker* [25].

As características técnicas destas válvulas encontram-se especificadas no anexo B.

5.4 Válvulas Unidirecionais

As válvulas unidirecionais (Figura 42) desempenham um papel importante no controlo do fluido, pois asseguram o fluxo unidirecional ao longo do circuito hidráulico. Neste projeto foram usadas três válvulas deste tipo. Uma impede que o fluido bombeado pelo cilindro volte a entrar para o interior do mesmo. Outra impede que o fluido que entra na câmara auricular só possa fluir em direção ao cilindro. Por último, a terceira válvula é usada para que o fluido que entra no cilindro não volte a sair pelo mesmo tubo que entrou.

As válvulas unidirecionais selecionadas para este circuito foram as S6A0.0/ da marca *Bosch Rexroth*.

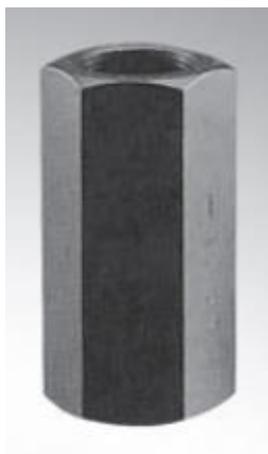


Figura 42 – Válvula unidirecionais S6A0.0/ da marca *Bosch Rexroth* [26].

As características técnicas destas válvulas encontram-se especificadas no anexo B.

5.5 Válvula de sequência

Neste simulador, a válvula de sequência (Figura 43), também denominada de válvula limitadora de pressão, encontra-se localizada logo após à bomba de enchimento. Foi colocada neste local para garantir algumas condições de segurança no simulador, assegurando que a pressão criada pelo fornecimento de fluido não ultrapassa valores demasiado altos. Quando a pressão pré-definida é atingida esta abre e o fluido vai diretamente para um reservatório despressurizado, diminuindo deste modo a pressão no circuito hidráulico.

A válvula de sequência selecionada para este circuito foi a SVH081 da marca *Parker*.



Figura 43 – Válvula de sequência SVH081 da marca *Parker* [27].

As características técnicas destas válvulas encontram-se especificadas no anexo B.

5.6 Pressóstatos

Os pressóstatos (Figura 44) utilizados no circuito hidráulico têm a função de controlar a atuação das electroválvulas.

Inicialmente, os diferentes pressóstatos são ajustados para uma determinada pressão e, quando é atingida esta pressão, é enviado um sinal elétrico ao autómato para este atuar uma determinada válvula do circuito. Por exemplo, é usado um pressóstato logo a seguir à bomba de enchimento do sistema, ajustado para uma pressão de 0.107 Bar, que representa a pressão mínima que o fluido deverá ter antes de se iniciar qualquer ciclo. Assim que este valor é atingido, o pressóstato envia um sinal para o autómato, que por sua vez atua a válvula direcional e esta impede que seja fornecido mais fluido ao circuito.

Os pressóstatos selecionados foram os RT113 da marca *Danfoss*.



Figura 44 – Pressostato RT113 da marca *Danfoss* [28].

As características técnicas destes pressóstatos encontram-se especificadas no anexo B.

5.7 Autómato

O autómato (Figura 45) tem a função de monitorizar, controlar e gerir, em tempo real, a atuação das electroválvulas. Normalmente, o autómato recebe sinais elétricos dos pressóstatos e emitirá um novo sinal elétrico para a atuação de uma determinada válvula.

O autómato selecionado para este circuito foi o CPM1A da marca *Omron*.



Figura 45 – Autómato CPM1A da marca *Omron* [29].

As características técnicas deste autómato encontram-se especificadas no anexo B.

5.8 Bomba de Enchimento

Antes de se realizar qualquer simulação, o circuito hidráulico deve ser abastecido com fluido à pressão mínima de funcionamento (80 mmHg ou 0.11 Bar). O fornecimento deste é realizado através de uma bomba hidráulica (Figura 46), composta pela própria bomba acoplada a um motor de 24 Volts e um reservatório de 3 litros.

A bomba de enchimento, ou hidráulica, selecionada para este circuito foi a NPC11/1.05-1/170-G24 da marca *Hawe*.



Figura 46 – Bomba hidráulica NPC11/1.05-1/170-G24 da marca *Hawe* [30].

As características técnicas desta bomba encontram-se especificadas no anexo B.

5.9 Câmara Viscoelástica

Visto que o circuito hidráulico é constituído por paredes rígidas, foi necessário instalar um componente que simule a viscoelasticidade, característica das artérias ao longo do corpo humano. Este componente deve suavizar a pressão criada durante a fase sistólica e manter uma queda lenta de pressão durante a fase diastólica, tal como acontece no corpo humano.

Assim, a câmara viscoelástica (Figura 47) é composta por uma câmara cilíndrica de acrílico e um êmbolo que separa o fluido do ar. No topo desta câmara existe uma válvula de entrada de ar. A quantidade de ar contida na parte superior do cilindro determina qual o valor de viscoelasticidade do circuito.

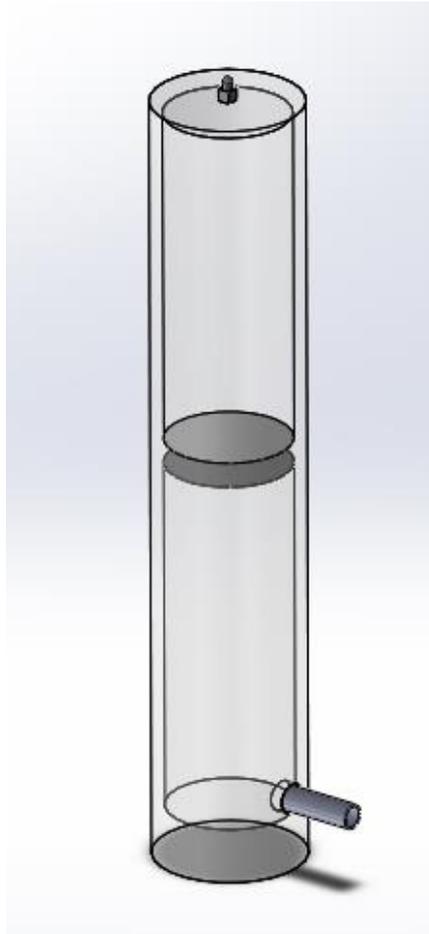


Figura 47 – Unidade Viscoelástica desenvolvida e *Solidworks*.

Como descrito no capítulo 3, a viscoelasticidade é definida pela equação:

$$C = \frac{\Delta V}{\Delta P} \quad (9)$$

onde C representa a viscoelasticidade, ΔV o aumento de volume (ml) e ΔP o aumento de pressão (mmHg).

Liu et al [31] apresentaram uma nova equação para o cálculo da altura da coluna de ar baseada na equação anterior.

$$C = \frac{V_a}{P_a} = \frac{A_c H_a}{P_f - \rho g (H_c - H_a)} \quad (52)$$

onde C representa a viscoelasticidade da câmara, V_a o volume de ar na câmara, P_a a pressão absoluta do ar contido na câmara, A_c a área de secção da câmara, H_a a altura da coluna de ar, P_f a

pressão absoluta do fluido, ρ a massa volúmica do fluido, g a aceleração gravítica e H_c a altura da câmara.

Tendo em conta que o valor de viscoelasticidade (C) de uma pessoa saudável é de 1.7 ml/mmHg [32], e substituindo todas as variáveis pelos valores da Tabela 11, foi determinado que a coluna de ar deve ter uma altura de 26.05 cm, que corresponde a um volume de 510 ml de ar.

Tabela 11 – Valores das variáveis usadas no cálculo da coluna de ar.

A_c (cm ²)	P_f (mmHg)	ρ (kg/m)	g (m/s ²)	H_f (cm)
19.6	100	1	9.8	28

5.10 Câmara Auricular

Tal como a unidade viscoelástica, a câmara auricular (Figura 48) é composta por uma câmara cilíndrica de acrílico e por um êmbolo, que separa o fluido do ar. Apesar de não haver necessidade de regular a pressão, na câmara anterior, este componente tem também uma válvula de inserção de ar, caso se queira adicionar ou retirar ar desta.

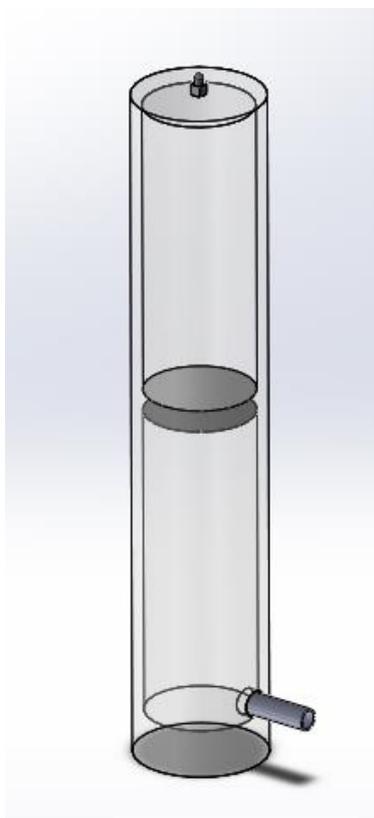


Figura 48 – Câmara viscoelástica desenvolvida em *Solidworks*.

De salientar que não foram realizados cálculos do volume de ar que a câmara deve conter, pois este componente não tem influência na variação da pressão, uma vez que serve simplesmente como reservatório do fluido antes de este entrar novamente no cilindro.

5.11 Resistência Periférica

O componente utilizado para representar a resistência periférica do sistema cardíaco humano, foi uma válvula reguladora de caudal (Figura 49).

Através de pequenos ajustes é possível regular a resistência oferecida ao fluido, no ponto onde está inserido.

A válvula reguladora de caudal selecionada para este circuito foi a FA101 da marca *Parker*.



Figura 49 – Válvula reguladora de caudal FA101 da marca *Parker* [33].

As características técnicas desta válvula encontram-se especificadas no anexo B.

5.12 Acessórios de ligação

As ligações dos diferentes componentes do circuito são feitas através de tubos de acrílico (Figura 50), com um diâmetro interno de 8 mm e com vários comprimentos.

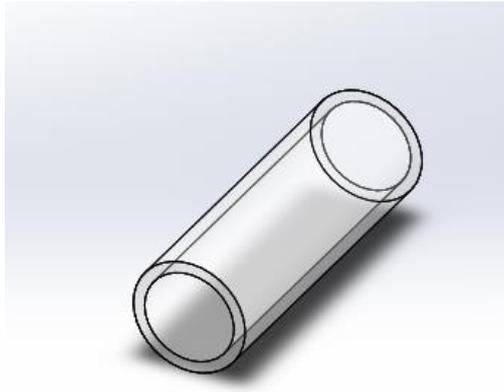


Figura 50 – Tubo utilizado para ligações, desenvolvido em *Solidworks*.

5.13 Acionamento

Para que o controlo automático do movimento da came seja efetuado de uma forma rigorosa, é necessário um motor (1), um controlador (2), um driver para o controlo do motor (3), uma interface (4) e fontes de alimentação (5).

A Figura 51 mostra o esquema de montagem entre os diversos componentes do sistema de acionamento.

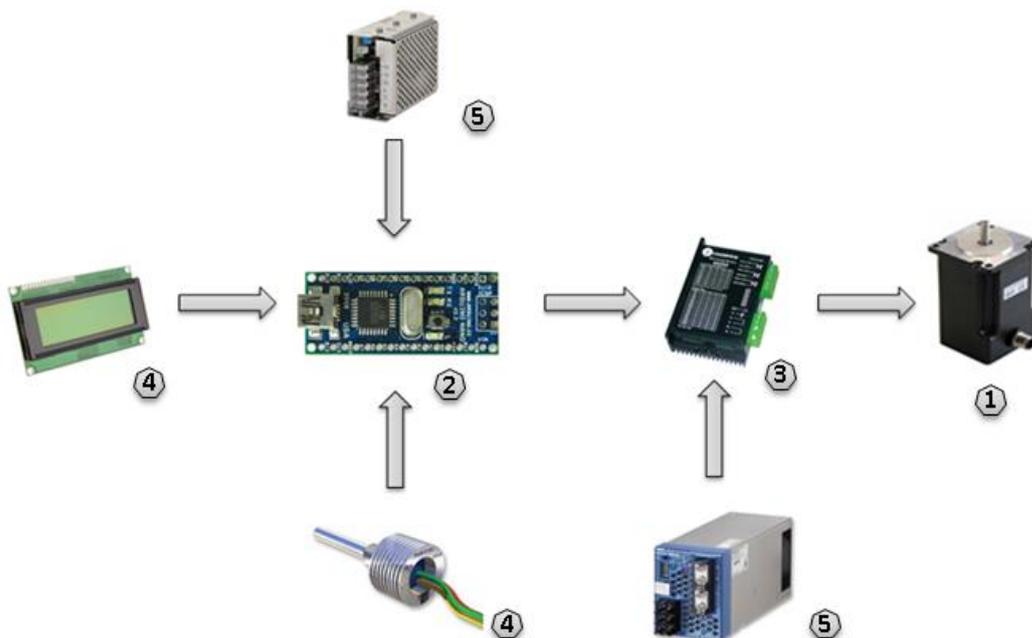


Figura 51 – Esquema de montagem do sistema de acionamento.

5.13.1 Motor de passo

A seleção do motor constitui um passo importante na realização deste projeto. Este irá promover o movimento rotacional da came. Tendo em conta o tipo de movimento, pode afirmar-se que o motor deverá respeitar os seguintes requisitos:

- Ajuste da velocidade de rotação;
- Fiabilidade máxima, tanto em termos de exatidão de movimento como de manutenção do mesmo;
- Precisão no movimento;
- Binário elevado;
- Boa eficiência;
- Tamanho reduzido;
- Preço reduzido.

Assim, de todos os motores existentes no mercado, tais como, servo-motores, motores de passo e motores monofásicos, optou-se pelo motor de passo Nema 23 modelo MOT-AN-S-060-020-056-L-A-AAAA da marca *Igus* (Figura 52), que cumpre os requisitos acima referidos.

Para a simulação de diferentes condições cardíacas, como descanso/normais (60 bpm) ou durante o exercício físico (até 200 bpm), o motor de passo terá velocidades angulares compreendidas entre as 60 rpm e as 200 rpm.



Figura 52 – Motor de passo MOT-AN-S-060-020-056-L-A-AAAA da marca *Igus* [34].

As características técnicas deste motor de passo encontram-se especificadas no anexo B.

5.13.2 Driver de controlo do motor de passo

O driver de controlo (Figura 53) é fundamental para controlar o modo de excitação do motor de passo. Este deverá excitar o motor no modo micropasso (1/125 passo), pois assim é garantido que o movimento da came seja realizado de modo extremamente preciso e suave, sendo necessários 25000 pulsos para completar uma rotação completa.

O driver de controlo selecionado para este circuito foi a ND556 da marca *Leadshine Technology Co., Ltd.*



Figura 53 – Driver de controlo ND556 da marca *Leadshine Technology Co., Ltd* [35].

As características técnicas deste driver encontram-se especificadas no anexo B.

5.13.3 Controlador

Para controlar o driver ND556 e, conseqüentemente, o motor de passo pode ser utilizado um controlador arduino (Figura 55). Este consiste numa pequena placa eletrónica que contém um microcontrolador Atmel ATmega328, vários componentes eletrónicos (essenciais para o correto funcionamento do microcontrolador), suportes de entrada e saída embutidos na placa e uma porta USB.

O software Arduino CC é uma plataforma *open source* baseada em linguagem C/C++, de uso relativamente fácil. A Figura 54 representa uma parte do código desenvolvido para controlar o driver e o interface. No anexo C encontra-se a totalidade deste código. Este será, posteriormente, enviado para o controlador através da porta USB.

```
motor_de_passo | Arduino 1.0.5
File Edit Sketch Tools Help
motor_de_passo
#include <LiquidCrystal.h>

LiquidCrystal lcd(12, 11, 5, 4, 3, 2);

int sensorPin = A0;
int ledPin = 13;
int sensorValue = 0;
int passo = 0;
int passoLCD=0;
void setup() {

  lcd.begin(16, 2);

  lcd.print("Duplicador de Pulso");
  pinMode(ledPin, OUTPUT);
}
}
```

Figura 54 – Programa de controlo do motor de passo desenvolvido em Arduino CC.

O controlador selecionado para este circuito foi o Arduino Nano A000005, devido às suas reduzidas dimensões e reduzido custo.

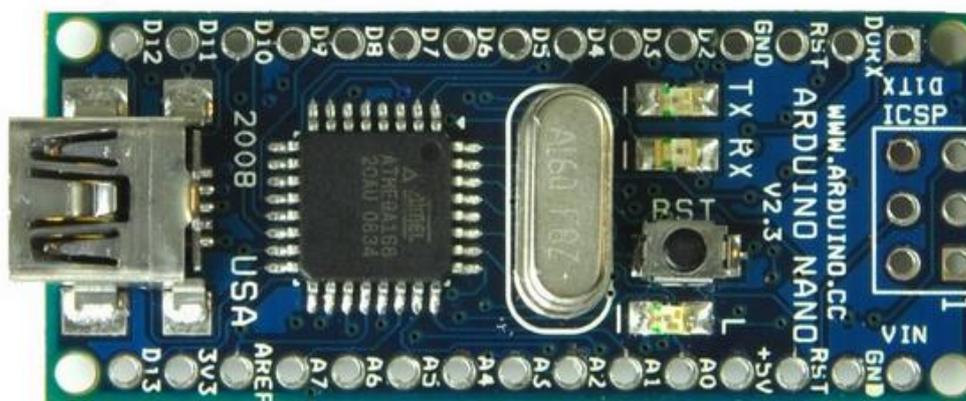


Figura 55 – Arduino Nano A000005 [36]

As características técnicas deste controlador encontram-se especificadas no anexo B.

5.13.4 Potenciómetro

O potenciómetro (Figura 56) é um componente elétrico que permite regular a resistência oferecida ao circuito elétrico. Este é ligado diretamente ao controlador arduino e é utilizado para variar a velocidade do motor, pois à medida que se roda o veio do potenciómetro, a velocidade angular do motor aumenta ou diminui.

O potenciómetro selecionado para este circuito foi o PE60 da marca *Vishay*.



Figura 56 – Potenciómetro PE60 da marca *Vishay* [37]

As características técnicas deste potenciómetro encontram-se especificadas no anexo B.

5.13.5 Ecrã LCD

O ecrã LCD (Figura 57) corresponde à interface entre o utilizador e o controlador arduino. No ecrã mostram-se valores referentes à velocidade angular do motor. Como referido anteriormente, à medida que se varia o potenciómetro, a velocidade do motor também varia, e para que o utilizador alcance a velocidade pretendida os valores são mostrados no ecrã LCD.

O ecrã LCD selecionado para este circuito foi o HD44780 da marca *Hitachy*.

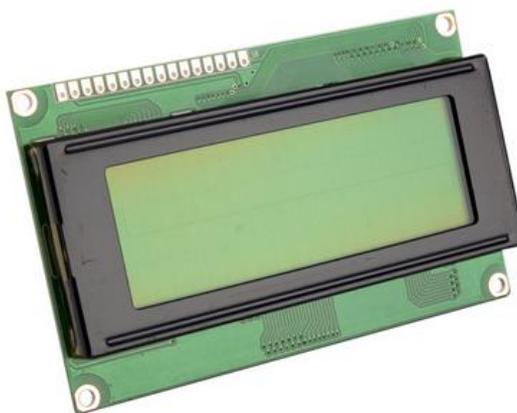


Figura 57 – Ecrã LCD HD44780 da marca *Hitachy* [38].

As características técnicas deste ecrã LCD encontram-se especificadas no anexo B.

5.14 Fonte de alimentação

A fonte de alimentação é utilizada para converter a corrente alternada, proveniente da rede elétrica (110-230V AC), em corrente contínua (DC). Esta será utilizada em vários componentes, tais como no motor, no autómato, no controlador arduino e na bomba de enchimento.

Uma vez que o motor de passo, o autómato e a bomba funcionam com uma tensão contínua de 24V e o controlador arduino com uma tensão de 12V, foram utilizadas duas fontes de alimentação (Figura 58 e 59) capazes de fornecer a tensão pretendida e a corrente necessária para o funcionamento destes componentes.

As fontes de alimentação selecionadas foram a S8VM-30024C (24V DC) e a S8JX-G01512CD (12V DC), ambas da marca *Omron*.



Figura 58 – Fonte de alimentação S8VM-30024C (24V DC) da marca *Omron* [39].



Figura 59 – Fonte de alimentação S8JX-G01512CD (5V DC) da marca *Omron* [40].

As características técnicas de ambas as fontes encontram-se especificadas no anexo B.

5.15 Fluido

Como mencionado anteriormente, a viscosidade do fluido desempenha um papel importante na forma como o sangue flui ao longo do corpo. Posto isto, o fluido utilizado no circuito hidráulico deve ter propriedades reológicas (viscosidade e massa volúmica) o mais aproximadas possível das do sangue.

O sangue é considerado um fluido com viscosidade de 0.004 Kg/m.s e massa volúmica de 1050 Kg/m³ [15]. Tal como em outros projetos deste tipo, deverão ser utilizadas soluções aquosas de glicerina e água, capazes de apresentar valores muito próximos dos valores sanguíneos.

5.16 Transdutores

5.16.1 Fluxómetro

O componente utilizado para medir o caudal instantâneo do circuito hidráulico foi um fluxómetro (Figura 60). Neste transdutor, o fluido passa através de dois rotores de palhetas, fazendo com que estes rodem a uma velocidade proporcional ao caudal. Dois foto-transistores estão montados em ambos os lados do rotor, que enviam dados de saída do caudal instantâneo que está a passar pelo fluxómetro [41].

O fluxómetro selecionado para este circuito foi o DFC90001000 da marca *Parker*.



Figura 60 – Fluxómetro DFC90001000 da marca *Parker* [41].

As características técnicas deste fluxómetro encontram-se especificadas no anexo B.

5.16.2 Transmissor de pressão

Com o intuito de criar curvas de pressão no duplicador de pulso, foi utilizado um transmissor de pressão (Figura 61) capaz de medir os valores de pressão instantânea, em todos os momentos do ciclo cardíaco. Este transmissor é ligado diretamente ao circuito e mede a pressão, relativa ou absoluta, do fluido num determinado instante e envia dados de saída referentes aos valores medidos.

O transmissor de pressão selecionado para este circuito foi o MBS3000-1011-AB04 da marca *Danfoss*.



Figura 61 – Transmissor de pressão MBS3000-1011-AB04 da marca *Danfoss* [42].

As características técnicas deste transmissor de pressão encontram-se especificadas no anexo B.

5.17 Materiais

Os diferentes componentes, dimensionados neste trabalho, são fabricados a partir de diversos materiais, tais como alumínio, acrílico, entre outros.

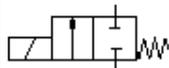
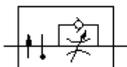
O alumínio é utilizado no sistema came-seguidor, devido às suas excelentes propriedades mecânicas, requeridas neste tipo de utilização. Este material foi também usado devido à sua elevada resistência à corrosão e ao seu peso reduzido, comparado com outros materiais metálicos (por exemplo, aço inox).

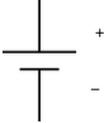
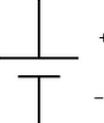
O acrílico é o material mais utilizado nos diferentes constituintes deste circuito. Este foi utilizado no pistão, nos tubos de ligação, na câmara de viscoelasticidade e na câmara auricular. Este material é quimicamente inerte, não afeta as propriedades reológicas do fluido, e permite a inspeção visual do movimento do fluido nos componentes, revelando o aparecimento de bolhas de ar no sistema, que podem influenciar a obtenção dos valores de caudal e pressão pretendidos. Este foi também o material usado na base e nos elementos de suporte, pois permite uma limpeza fácil. Outra vantagem da sua utilização é o seu agradável aspeto visual.

5.18 Análise de Custos

Tendo em conta que o duplicador de pulso não foi construído fisicamente, não é possível apresentar uma análise de custos precisa e detalhada. Contudo, na Tabela 12 apresenta-se o custo de todos os componentes do simulador, que atualmente se encontram no mercado, para que se possa ter uma estimativa do custo de produção total do simulador.

Tabela 12 – Custos associados à aquisição de componentes.

Designação	Simbologia	Imagem	Marca	Modelo	Quantidade	Custo (€)
Electroválvulas			<i>Parker</i>	G S02 22	3	243
Válvula de unidirecionais			<i>Bosch Rexroth</i>	S6A0.0/	3	267
Válvula de seqüência			<i>Parker</i>	SVH081	1	68
Pressostato			<i>Danfoss</i>	RT113	2	458.6
Autómato	-		<i>Omron</i>	CPM1 A	1	153.14
Bomba hidráulica e reservatório			<i>Hawe</i>	NPC11/1.05-1/170-G24	1	251
Válvula reguladora de caudal			<i>Parker</i>	FA101	1	90
Motor de Passo			<i>Igus</i>	MOT-AN-S-060-020-056-L-A-AAAA	1	83.8
Driver	-		<i>Leadshine Technology Co., Ltd.</i>	ND556	1	125
Controlador	-		<i>Arduino</i>	A000005	1	36.8

Potenciómetro			<i>Vishay</i>	PE60	1	39.5
Ecrã LCD	-		<i>Hitachy</i>	HD44780	1	12.9
Fonte de alimentação 24V			<i>Omron</i>	S8VM-30024C	1	372
Fonte de alimentação 5V			<i>Omron</i>	S8JX-G01505CD	1	131.4
Transmissor de pressão			<i>Danfoss</i>	MBS3000-1011-AB04	1	157.9
Fluxómetro			<i>Parker</i>	DFC90001000	1	111
Total						2601.04

Um acréscimo ao custo total, apresentado na Tabela 12, é espectável, pois, para além dos componentes apresentados, o simulador terá custos associados à aquisição de acessórios de ligação, custos de aquisição de materiais e custos associados ao fabrico dos diversos componentes dimensionados neste capítulo. No entanto, comparado com outros equipamentos encontrados no mercado, espera-se que este dispositivo apresente um custo relativamente baixo.

6 CONCLUSÕES

O objetivo deste trabalho foi a realização de um projeto detalhado e minucioso de um simulador eletromecânico do sistema cardiovascular. Esta abordagem é extremamente vantajosa, pois permite estudar vários casos clínicos e assim ajudar no diagnóstico e tratamento de doenças cardiovasculares, além de permitir uma melhor visualização do funcionamento geral deste sistema fisiológico.

A primeira meta alcançada foi o desenvolvimento de um modelo de simulação no software *Automation Studio™*. Este modelo virtual simula a circulação sistêmica humana, que corresponde ao bombeamento e distribuição de sangue por todo o corpo. Este método permite prever o comportamento das diferentes variáveis e parâmetros envolvidos, sem se comprometer a obtenção precisa de curvas de pressão e caudal. No que concerne aos resultados desta simulação, pode afirmar-se que o modelo desenvolvido apresenta um comportamento semelhante ao do sistema fisiológico, e que a interação entre os diversos parâmetros mecânicos foi conseguida com precisão. Embora os valores de caudal e pressão obtidos sejam apresentados a uma escala de 11.55:1 e 105.82:1, respetivamente, foi realizada uma análise dimensional, vulgarmente utilizada em Mecânica dos Fluidos, garantindo que o simulador se comporta de forma semelhante ao sistema cardiovascular.

Como o modelo só possibilita a simulação de condições fisiologicamente normais, houve a necessidade de projetar um novo simulador capaz de simular vários cenários hemodinâmicos. Deste modo, realizou-se o projeto mecânico de um novo simulador, com base no modelo de simulação desenvolvido. Neste simulador, o fluxo sanguíneo na artéria aorta ascendente é reproduzido através de um sistema mecânico came-seguidor, em simultâneo com um sistema pistão-cilindro. O deslocamento do seguidor regula o volume ejetado para o dispositivo. Apesar de não se proceder à construção física do simulador, este projeto mecânico foi realizado de forma pormenorizada, sendo que todos os componentes constituintes do simulador foram dimensionados, selecionados e modelados no software *Solidworks*.

Relativamente aos custos de produção deste equipamento, não foi possível estimar o valor total devido à dificuldade no cálculo dos custos associados ao fabrico dos componentes dimensionados. Contudo, foi feita uma extensiva recolha do valor monetário dos diferentes componentes selecionados para o projeto e que, atualmente, se encontram disponíveis no mercado. O custo total destes perfaz

um valor de 2601,04 €, que comparado com outros equipamentos do mesmo género, é significativamente menor.

Neste projeto foram várias as dificuldades encontradas. Inicialmente, o objetivo do trabalho era o desenvolvimento de um protótipo físico para a simulação do sistema cardíaco humano. No entanto, o desenvolvimento de toda a simulação hidráulica e a realização do rigoroso projeto mecânico requereram muito tempo e dedicação, impossibilitando, conseqüentemente, a construção física do simulador dado o período estipulado para a concretização da mesma. Outra dificuldade foi a validação do circuito hidráulico projetado em *Automation Studio*TM, devido à determinação do fator de escala aplicado ao caudal. Após a análise dimensional o problema físico era descrito por uma relação de três grupos adimensionais. Além disso, questões de ordem pessoal, como o facto de ser trabalhador-estudante, e não ter disponibilidade total, foram também um entrave para o alcance do objetivo inicialmente delineado. No entanto, foi possível reduzir as conseqüências que estas poderiam ter sobre o projeto desenvolvido.

Em suma, e fazendo uma apreciação global da dissertação, considera-se que os objetivos propostos foram atingidos na sua totalidade. Os admiráveis resultados obtidos através do uso do software *Automation Studio*TM demonstram que esta abordagem poderá ser uma boa alternativa às simulações experimentais que requerem a construção de um protótipo físico, quer em termos temporais, quer em termos monetários.

Relativamente a trabalhos futuros, sugere-se a construção do simulador mecânico projetado nesta dissertação, para que se possam realizar testes experimentais do desempenho do simulador. Propõem-se também o desenvolvimento de um novo código para controlador arduino, que controle o motor de passo, de forma que se possam realizar simulações de arritmias cardíacas, variando de forma instantânea a velocidade angular do motor de passo.

Esta dissertação revelou-se muito gratificante quer pela aprendizagem efetuada, quer pelos conhecimentos adquiridos. Espera-se que tenha sido um bom contributo para a realização do projeto RePhyS e que, futuramente, seja uma ferramenta educativa útil.

7 REFERÊNCIAS

[1] Chew, Y. T., Chew, T. C., Low, H. T. e Lim, W. L., “Techniques in the Determination of the Flow Effectiveness of Prosthetic Heart Valves”, CRC Press LLC, 2001.

[2] Yoganathan, A. P., “Design And Flow Characteristics, Replacement Cardiac Valves”, McGraw-Hill, 1991.

[3] Fries, R., Graeter, T., Aicher, D., Reul, H., Schmitz, C., Bohm, M., Schafers, H. J., “In vitro comparison of aortic valve movement after valve-preserving aortic replacement”, The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery, 2006.

[4] Kheradvar, A., Gharib, M., “On mitral valve dynamics and its connection to early diastolic flow”, Ann Biomed Eng 37, 2009.

[5] Reddy, J., “Development of a Physiological Flow Loop Simulator for Graft Compliance Testing”, University of Cape Town, 2010.

[6] Guyton, A. C., Hall, J. E., “Textbook of medical physiology”, Elsevier Saunders, 2006.

[7] Brant, A. M., Chmielewski, J. F., “Simulation in vitro of Pulsatile Vascular Hemodynamics Using a CAD/CAM-designed Cam Disc and Roller Follower.”, Artificial Organs, pag. 419-421, 1986.

[8] Zannoli, R., Corazza, I., Branzi, A., “Mechanical Simulator of the Cardiovascular System”, Physica Medica, vol.25, pp.94-100, 2009.

[9] Oliveira, B. F., “Circuito hidráulico mimetizador de ejeção do ventrículo esquerdo e de pressão no interior da aorta”, Universidade Federal do Rio de Janeiro, 2011.

[10] Eichinger, W., Dabritz, S., Lange, R., “Update of the European standards for inactive surgical implants in the area of heart valve prostheses”, European Journal of Cardio-thoracic Surgery 32, pp. 690 – 695, 2007.

[11] Seeley, R., Stephens, T., Tate, P. “Anatomia e Fisiologia”, 6ª edição, Lusociência, 2005.

[12] Davies, J. E., Alastruey, J., Francis, D. P., Hadjiloizou, N., Whinnett, Z. I., Manisty, C. H., Aguado-Sierra, J., Willson, K., Foale, R. A., Malik, I. S., Hughes, A. D., Parker, K. H., Mayet, J., “Attenuation of wave reflection by wave entrapment creates a ‘horizon effect’ in the human aorta.,” *Hypertension*, vol. 60, no. 3, pp. 778–85, Sep. 2012.

[13] Hanson, B. M., Levesley, M. C., Watterson, K., Walker, P. G., “Hardware-in-the-loop-simulation of the cardiovascular system, with assist device testing application”, *Medical Engineering & Physics*, vol. 29, pp. 367–374, 2007.

[14] Langerak, S. E., Kunz, P., Vliegen, H. W., Lamb, H. J., Jukema, J. W., Van Der Wall, E. E., Roos, A., “Improved MR Flow Mapping in Coronary Artery Bypass Grafts during Adenosine-induced Stress1” *Radiology*, vol. 218, pp. 540–547, 2001.

[15] George, A., Stouffer, M.D., “Basics of hemodynamics”, *Cardiovascular Hemodynamics for the Clinician*, 2007.

[16] Moreira, A. L., “Determinantes da Função Cardíaca Sistólica”, *Faculdade de Medicina da Universidade do Porto*, 2001.

[17] Martins, V., “Sistema Hidráulico Para Mimetização Da Viscoelasticidade Arterial”, *Universidade Federal do Rio de Janeiro*, 2009.

[18] Technologies Inc, Famic, “User’s Guide – Automation Studio”.

[19] Machado, J., “Concepção e realização do Comando Operacional de Sistemas Industriais de Eventos Discretos” em “Provas de Aptidão Pedagógica e Capacidade Científica”, *Universidade do Minho*, 2001.

[20] IEC (International Electrotechnical Commission), “GRAFCET specification language for sequential function charts”, 3 ed., 2013.

[21] Oliveira, R., “Sistema de concepção de automatismos em Grafect”, *Faculdade de Engenharia da Universidade de Porto*, 1991.

[22] Machado, J., “Da Especificação em Grafcet (IEC 60 848) à Implementação em Ladder (IEC 61 131 - 3)”, *Universidade do Minho*, 2003.

[23] Brazão, J. S., “Análise Dinâmica de Estruturas em Plataformas Sísmicas”, *Universidade Técnica de Lisboa*, 2008.

- [24] White, F.M., "Fluid Mechanics", 4 ed., McGraw-Hill, 1997
- [25] Hannifin Corporation, Parker, "Catalog HY15-3502/US Technical Information – 2 Way Valve Series GS02 22, pp. 7 – 8, 2010.
- [26] Rexroth, Bosch Group "Datasheet RE 20375/12.06 –Check Valve", 2006.
- [27] Hannifin Corporation, Parker, "Catalog HY15-3502/US Technical Information – Sequence Valve Series SVH081", pp. 75-76, 2010.
- [28] Danfoss, "Technical brochure – Pressure controls, Type RT", 2011.
- [29] Omron, "Datasheet R301-E3-01 – Micro Programmable Controller CPM1A", 2004.
- [30] Hydraulics, Hawe, "Product Overview - Miniature hydraulic power packs type NPC", pp. 75 – 76, 2013.
- [31] Liu, Y., Allaire, P., Wu, Y., Wood, H, Oslén, D., "Construction Of An Artificial Heart Pump Performance Test System", Cardiovasc Eng 6, LLC, pp. 153-160, 2006.
- [32] Segers, P., Stergiopoulos, N., Westerhof, N., "Relation of effective arterial elastance to arterial system properties", Am J Physiol Heart Circ Physiol, 2002.
- [33] Hannifin Corporation, Parker, "Catalog HY15-3502/US Technical Information – Flow Control Valve Series FA101", pp. 25-26, 2011.
- [34] Igus, "Datasheet MOT-AN-S_EN – Stepper Motor".
- [35] Technology Co.Ltd, Leadshine, "User's Manual For ND556 Low Noise Microstepping Driver", 2007.
- [36] Arduino, "Specsheet Arduino Board Nano".
- [37] Sfernice, Vishay, "Datasheet 51005 - Power Panel Potentiometer", 2008.
- [38] Hitachi, "Datasheet ADE-207-272(Z) - HD44780U (LCD-II)", 1998.
- [39] Omron, "Catalog T031-E1-02 – Switch Mode Power Supply S8VM", 2005.

[40] Omron, “Catalog T041-E1-07 – Switch Mode Power Supply S8VM”, 2009.

[41] Hannifin Corporation, Parker, “Catalog FDHB347UK – Flowmeters

& Monitors”, pp. 7, 2007.

[42] Danfoss, “Datasheet 520B5275 – Pressure transmitter for general industrial purposes, type MBS 3000 and MBS 3050”, 2013.

ANEXO A – CÁLCULO DO DESLOCAMENTO DO SEGUIDOR

Tempo (s)	Caudal (ml/s)	Volume (ml)	Volume (mm ³)	Volume acumulado (ml)	Volume acumulado (mm ³)	Deslocamento (mm)	Angulo (°)	Raio (mm)
0,000	11,223	0,056	56,117	0,056	56,117	0,029	0,000	25,029
0,005	15,993	0,080	79,966	0,136	136,083	0,069	1,800	25,069
0,010	37,037	0,185	185,185	0,321	321,268	0,164	3,6	25,164
0,015	69,304	0,347	346,521	0,668	667,789	0,340	5,4	25,340
0,020	88,103	0,441	440,516	1,108	1108,305	0,564	7,2	25,564
0,025	136,083	0,680	680,415	1,789	1788,721	0,911	9,0	25,911
0,030	164,422	0,822	822,110	2,611	2610,831	1,330	10,8	26,330
0,035	193,322	0,967	966,611	3,577	3577,441	1,822	12,6	26,822
0,040	252,806	1,264	1264,029	4,841	4841,470	2,466	14,400	27,466
0,045	304,714	1,524	1523,569	6,365	6365,039	3,242	16,200	28,242
0,050	328,283	1,641	1641,414	8,006	8006,453	4,078	18,0	29,078
0,055	368,406	1,842	1842,031	9,848	9848,485	5,016	19,8	30,016
0,060	384,400	1,922	1921,998	11,770	11770,483	5,995	21,6	30,995
0,065	412,738	2,064	2063,692	13,834	13834,175	7,046	23,4	32,046
0,070	423,681	2,118	2118,406	15,953	15952,581	8,125	25,2	33,125
0,075	442,761	2,214	2213,805	18,166	18166,386	9,252	27,0	34,252
0,080	451,459	2,257	2257,295	20,424	20423,681	10,402	28,800	35,402
0,085	466,049	2,330	2330,247	22,754	22753,928	11,588	30,600	36,588
0,090	472,783	2,364	2363,917	25,118	25117,845	12,792	32,4	37,792
0,095	483,446	2,417	2417,228	27,535	27535,073	14,023	34,2	39,023
0,100	487,935	2,440	2439,675	29,975	29974,747	15,266	36,0	40,266
0,105	496,914	2,485	2484,568	32,459	32459,315	16,531	37,8	41,531
0,110	500,561	2,503	2502,806	34,962	34962,121	17,806	39,6	42,806
0,115	506,173	2,531	2530,864	37,493	37492,985	19,095	41,4	44,095
0,120	507,856	2,539	2539,282	40,032	40032,267	20,388	43,200	45,388
0,125	509,540	2,548	2547,699	42,580	42579,966	21,686	45,000	46,686
0,130	509,259	2,546	2546,296	45,126	45126,263	22,983	46,8	47,983
0,135	507,576	2,538	2537,879	47,664	47664,141	24,275	48,6	49,275
0,140	506,173	2,531	2530,864	50,195	50195,006	25,564	50,4	50,564
0,145	501,403	2,507	2507,015	52,702	52702,020	26,841	52,2	51,841
0,150	498,597	2,493	2492,985	55,195	55195,006	28,111	54,0	53,111
0,155	492,424	2,462	2462,121	57,657	57657,127	29,365	55,8	54,365
0,160	487,935	2,440	2439,675	60,097	60096,801	30,607	57,600	55,607
0,165	477,834	2,389	2389,169	62,486	62485,971	31,824	59,400	56,824
0,170	471,380	2,357	2356,902	64,843	64842,873	33,024	61,2	58,024
0,175	458,474	2,292	2292,368	67,135	67135,241	34,192	63,0	59,192
0,180	452,581	2,263	2262,907	69,398	69398,148	35,344	64,8	60,344
0,185	439,955	2,200	2199,776	71,598	71597,924	36,465	66,6	61,465
0,190	433,502	2,168	2167,508	73,765	73765,432	37,568	68,4	62,568
0,195	421,437	2,107	2107,183	75,873	75872,615	38,642	70,2	63,642
0,200	415,264	2,076	2076,319	77,949	77948,934	39,699	72,000	64,699
0,205	402,637	2,013	2013,187	79,962	79962,121	40,724	73,800	65,724

Tempo (s)	Caudal (ml/s)	Volume (ml)	Volume (mm ³)	Volume acumulado (ml)	Volume acumulado (mm ³)	Deslocamento (mm)	Angulo (°)	Raio (mm)
0,210	394,781	1,974	1973,906	81,936	81936,027	41,730	75,6	66,730
0,215	375,701	1,879	1878,507	83,815	83814,534	42,686	77,4	67,686
0,220	364,759	1,824	1823,793	85,638	85638,328	43,615	79,2	68,615
0,225	341,751	1,709	1708,754	87,347	87347,082	44,486	81,0	69,486
0,230	331,089	1,655	1655,443	89,003	89002,525	45,329	82,8	70,329
0,235	308,642	1,543	1543,210	90,546	90545,735	46,115	84,6	71,115
0,240	296,857	1,484	1484,287	92,030	92030,022	46,871	86,400	71,871
0,245	273,008	1,365	1365,039	93,395	93395,062	47,566	88,200	72,566
0,250	260,662	1,303	1303,311	94,698	94698,373	48,229	90,0	73,229
0,255	240,741	1,204	1203,704	95,902	95902,076	48,843	91,8	73,843
0,260	230,920	1,155	1154,602	97,057	97056,678	49,431	93,6	74,431
0,265	221,380	1,107	1106,902	98,164	98163,580	49,994	95,4	74,994
0,270	202,581	1,013	1012,907	99,176	99176,487	50,510	97,2	75,510
0,275	193,603	0,968	968,013	100,145	100144,501	51,003	99,0	76,003
0,280	178,451	0,892	892,256	101,037	101036,756	51,458	100,800	76,458
0,285	170,314	0,852	851,571	101,888	101888,328	51,891	102,600	76,891
0,290	150,112	0,751	750,561	102,639	102638,889	52,274	104,4	77,274
0,295	127,104	0,636	635,522	103,274	103274,411	52,597	106,2	77,597
0,300	115,320	0,577	576,599	103,851	103851,010	52,891	108,0	77,891
0,305	95,398	0,477	476,992	104,328	104328,002	53,134	109,8	78,134
0,310	83,053	0,415	415,264	104,743	104743,266	53,345	111,6	78,345
0,315	44,613	0,223	223,064	104,966	104966,330	53,459	113,4	78,459
0,320	20,202	0,101	101,010	105,067	105067,340	53,510	115,200	78,510
0,325	-29,181	-0,146	-145,903	104,921	104921,437	53,436	117,000	78,436
0,330	-44,332	-0,222	-221,661	104,700	104699,776	53,323	118,8	78,323
0,335	-50,786	-0,254	-253,928	104,446	104445,847	53,194	120,6	78,194
0,340	-39,001	-0,195	-195,006	104,251	104250,842	53,095	122,4	78,095
0,345	-28,339	-0,142	-141,695	104,109	104109,147	53,022	124,2	78,022
0,350	-9,820	-0,049	-49,102	104,060	104060,045	52,997	126,0	77,997
0,355	-3,367	-0,017	-16,835	104,043	104043,210	52,989	127,8	77,989
0,360	-2,525	-0,013	-12,626	104,031	104030,584	52,982	129,600	77,982
0,365	-0,842	-0,004	-4,209	104,026	104026,375	52,980	131,400	77,980
0,370	0,000	0,000	0,000	104,026	104026,375	52,980	133,2	77,980
0,375	-0,561	-0,003	-2,806	104,024	104023,569	52,979	135,0	77,979
0,380	-1,403	-0,007	-7,015	104,017	104016,554	52,975	136,8	77,975
0,385	-1,684	-0,008	-8,418	104,008	104008,137	52,971	138,6	77,971
0,390	-1,122	-0,006	-5,612	104,003	104002,525	52,968	140,4	77,968
0,395	0,000	0,000	0,000	104,003	104002,525	52,968	142,2	77,968
0,400	0,000	0,000	0,000	104,003	104002,525	52,968	144,000	77,968
0,405	-1,122	-0,006	-5,612	103,997	103996,914	52,965	145,800	77,965
0,410	-1,403	-0,007	-7,015	103,990	103989,899	52,962	147,6	77,962
0,415	-0,561	-0,003	-2,806	103,987	103987,093	52,960	149,4	77,960

Tempo (s)	Caudal (ml/s)	Volume (ml)	Volume (mm ³)	Volume acumulado (ml)	Volume acumulado (mm ³)	Deslocamento (mm)	Angulo (°)	Raio (mm)
0,420	0,000	0,000	0,000	103,987	103987,093	52,960	151,2	77,960
0,425	0,000	0,000	0,000	103,987	103987,093	52,960	153,0	77,960
0,430	-0,561	-0,003	-2,806	103,984	103984,287	52,959	154,8	77,959
0,435	-0,842	-0,004	-4,209	103,980	103980,079	52,957	156,6	77,957
0,440	-0,561	-0,003	-2,806	103,977	103977,273	52,955	158,400	77,955
0,445	0,000	0,000	0,000	103,977	103977,273	52,955	160,200	77,955
0,450	0,000	0,000	0,000	103,977	103977,273	52,955	162,0	77,955
0,455	-0,561	-0,003	-2,806	103,974	103974,467	52,954	163,8	77,954
0,460	-0,561	-0,003	-2,806	103,972	103971,661	52,952	165,6	77,952
0,465	0,000	0,000	0,000	103,972	103971,661	52,952	167,4	77,952
0,470	0,000	0,000	0,000	103,972	103971,661	52,952	169,2	77,952
0,475	0,000	0,000	0,000	103,972	103971,661	52,952	171,0	77,952
0,480	0,000	0,000	0,000	103,972	103971,661	52,952	172,800	77,952
0,485	0,000	0,000	0,000	103,972	103971,661	52,952	174,600	77,952
0,490	0,000	0,000	0,000	103,972	103971,661	52,952	176,4	77,952
0,495	0,561	0,003	2,806	103,974	103974,467	52,954	178,2	77,954
0,500	0,561	0,003	2,806	103,977	103977,273	52,955	180,0	77,955
0,505	0,000	0,000	0,000	103,977	103977,273	52,955	181,8	77,955
0,510	0,000	0,000	0,000	103,977	103977,273	52,955	183,6	77,955
0,515	0,842	0,004	4,209	103,981	103981,481	52,957	185,4	77,957
0,520	1,122	0,006	5,612	103,987	103987,093	52,960	187,200	77,960
0,525	0,561	0,003	2,806	103,990	103989,899	52,962	189,000	77,962
0,530	0,000	0,000	0,000	103,990	103989,899	52,962	190,8	77,962
0,535	0,000	0,000	0,000	103,990	103989,899	52,962	192,6	77,962
0,540	0,281	0,001	1,403	103,991	103991,302	52,962	194,4	77,962
0,545	0,561	0,003	2,806	103,994	103994,108	52,964	196,2	77,964
0,550	0,281	0,001	1,403	103,996	103995,511	52,964	198,0	77,964
0,555	0,000	0,000	0,000	103,996	103995,511	52,964	199,8	77,964
0,560	0,000	0,000	0,000	103,996	103995,511	52,964	201,600	77,964
0,565	0,000	0,000	0,000	103,996	103995,511	52,964	203,400	77,964
0,570	0,000	0,000	0,000	103,996	103995,511	52,964	205,2	77,964
0,575	0,000	0,000	0,000	103,996	103995,511	52,964	207,0	77,964
0,580	0,000	0,000	0,000	103,996	103995,511	52,964	208,8	77,964
0,585	0,000	0,000	0,000	103,996	103995,511	52,964	210,6	77,964
0,590	0,281	0,001	1,403	103,997	103996,914	52,965	212,4	77,965
0,595	0,561	0,003	2,806	104,000	103999,719	52,967	214,2	77,967
0,600	0,561	0,003	2,806	104,003	104002,525	52,968	216,000	77,968
0,605	0,561	0,003	2,806	104,005	104005,331	52,969	217,800	77,969
0,610	0,561	0,003	2,806	104,008	104008,137	52,971	219,6	77,971
0,615	1,684	0,008	8,418	104,017	104016,554	52,975	221,4	77,975
0,620	1,964	0,010	9,820	104,026	104026,375	52,980	223,2	77,980
0,625	1,684	0,008	8,418	104,035	104034,792	52,984	225,0	77,984

Tempo (s)	Caudal (ml/s)	Volume (ml)	Volume (mm ³)	Volume acumulado (ml)	Volume acumulado (mm ³)	Deslocamento (mm)	Angulo (°)	Raio (mm)
0,630	1,403	0,007	7,015	104,042	104041,807	52,988	226,8	77,988
0,635	1,964	0,010	9,820	104,052	104051,627	52,993	228,6	77,993
0,640	2,525	0,013	12,626	104,064	104064,254	52,999	230,400	77,999
0,645	2,525	0,013	12,626	104,077	104076,880	53,006	232,200	78,006
0,650	2,245	0,011	11,223	104,088	104088,103	53,012	234,0	78,012
0,655	1,684	0,008	8,418	104,097	104096,521	53,016	235,8	78,016
0,660	1,684	0,008	8,418	104,105	104104,938	53,020	237,6	78,020
0,665	1,684	0,008	8,418	104,113	104113,356	53,024	239,4	78,024
0,670	1,684	0,008	8,418	104,122	104121,773	53,029	241,2	78,029
0,675	1,122	0,006	5,612	104,127	104127,385	53,032	243,0	78,032
0,680	0,842	0,004	4,209	104,132	104131,594	53,034	244,800	78,034
0,685	0,561	0,003	2,806	104,134	104134,400	53,035	246,600	78,035
0,690	0,561	0,003	2,806	104,137	104137,205	53,037	248,4	78,037
0,695	0,561	0,003	2,806	104,140	104140,011	53,038	250,2	78,038
0,700	0,000	0,000	0,000	104,140	104140,011	52,891	252,0	77,891
0,705	0,000	0,000	0,000	104,140	104140,011	52,597	253,8	77,597
0,710	0,000	0,000	0,000	104,140	104140,011	52,274	255,6	77,274
0,715	-0,281	-0,001	-1,403	104,139	104138,608	51,891	257,4	76,891
0,720	-0,281	-0,001	-1,403	104,137	104137,205	51,458	259,200	76,458
0,725	-0,842	-0,004	-4,209	104,133	104132,997	51,003	261,000	76,003
0,730	-1,122	-0,006	-5,612	104,127	104127,385	50,510	262,8	75,510
0,735	-0,842	-0,004	-4,209	104,123	104123,176	49,994	264,6	74,994
0,740	-0,842	-0,004	-4,209	104,119	104118,967	49,431	266,4	74,431
0,745	-0,842	-0,004	-4,209	104,115	104114,759	48,843	268,2	73,843
0,750	-0,842	-0,004	-4,209	104,111	104110,550	48,229	270,0	73,229
0,755	-0,561	-0,003	-2,806	104,108	104107,744	47,566	271,8	72,566
0,760	-0,281	-0,001	-1,403	104,106	104106,341	46,871	273,600	71,871
0,765	0,000	0,000	0,000	104,106	104106,341	46,115	275,400	71,115
0,770	0,000	0,000	0,000	104,106	104106,341	45,329	277,2	70,329
0,775	0,000	0,000	0,000	104,106	104106,341	44,486	279,0	69,486
0,780	0,000	0,000	0,000	104,106	104106,341	43,615	280,8	68,615
0,785	0,281	0,001	1,403	104,108	104107,744	42,686	282,6	67,686
0,790	0,561	0,003	2,806	104,111	104110,550	41,730	284,4	66,730
0,795	0,561	0,003	2,806	104,113	104113,356	40,724	286,2	65,724
0,800	0,281	0,001	1,403	104,115	104114,759	39,699	288,000	64,699
0,805	0,000	0,000	0,000	104,115	104114,759	38,642	289,800	63,642
0,810	0,281	0,001	1,403	104,116	104116,162	37,568	291,6	62,568
0,815	0,561	0,003	2,806	104,119	104118,967	36,465	293,4	61,465
0,820	0,561	0,003	2,806	104,122	104121,773	35,344	295,2	60,344
0,825	0,281	0,001	1,403	104,123	104123,176	34,192	297,0	59,192
0,830	0,281	0,001	1,403	104,125	104124,579	33,024	298,8	58,024
0,835	0,281	0,001	1,403	104,126	104125,982	31,824	300,6	56,824

Tempo (s)	Caudal (ml/s)	Volume (ml)	Volume (mm ³)	Volume acumulado (ml)	Volume acumulado (mm ³)	Deslocamento (mm)	Angulo (°)	Raio (mm)
0,840	0,561	0,003	2,806	104,129	104128,788	30,607	302,400	55,607
0,845	0,000	0,000	0,000	104,129	104128,788	29,365	304,200	54,365
0,850	0,000	0,000	0,000	104,129	104128,788	28,111	306,0	53,111
0,855	0,000	0,000	0,000	104,129	104128,788	26,841	307,8	51,841
0,860	0,000	0,000	0,000	104,129	104128,788	25,564	309,6	50,564
0,865	-0,281	-0,001	-1,403	104,127	104127,385	24,275	311,4	49,275
0,870	-0,842	-0,004	-4,209	104,123	104123,176	22,983	313,2	47,983
0,875	-1,964	-0,010	-9,820	104,113	104113,356	21,686	315,0	46,686
0,880	-2,245	-0,011	-11,223	104,102	104102,132	20,388	316,800	45,388
0,885	-2,525	-0,013	-12,626	104,090	104089,506	19,095	318,600	44,095
0,890	-2,525	-0,013	-12,626	104,077	104076,880	17,806	320,4	42,806
0,895	-2,806	-0,014	-14,029	104,063	104062,851	16,531	322,2	41,531
0,900	-3,367	-0,017	-16,835	104,046	104046,016	15,266	324,0	40,266
0,905	-3,648	-0,018	-18,238	104,028	104027,778	14,023	325,8	39,023
0,910	-3,928	-0,020	-19,641	104,008	104008,137	12,792	327,6	37,792
0,915	-3,928	-0,020	-19,641	103,988	103988,496	11,588	329,4	36,588
0,920	-4,209	-0,021	-21,044	103,967	103967,452	10,402	331,200	35,402
0,925	-4,489	-0,022	-22,447	103,945	103945,006	9,252	333,000	34,252
0,930	-4,489	-0,022	-22,447	103,923	103922,559	8,125	334,8	33,125
0,935	-4,209	-0,021	-21,044	103,902	103901,515	7,046	336,6	32,046
0,940	-3,928	-0,020	-19,641	103,882	103881,874	5,995	338,4	30,995
0,945	-3,928	-0,020	-19,641	103,862	103862,233	5,016	340,2	30,016
0,950	-3,648	-0,018	-18,238	103,844	103843,996	4,078	342,0	29,078
0,955	-3,086	-0,015	-15,432	103,829	103828,563	3,242	343,8	28,242
0,960	-2,806	-0,014	-14,029	103,815	103814,534	2,466	345,600	27,466
0,965	-2,525	-0,013	-12,626	103,802	103801,908	1,822	347,400	26,822
0,970	-2,525	-0,013	-12,626	103,789	103789,282	1,330	349,2	26,330
0,975	-1,403	-0,007	-7,015	103,782	103782,267	0,911	351,0	25,911
0,980	-0,842	-0,004	-4,209	103,778	103778,058	0,564	352,8	25,564
0,985	-0,561	-0,003	-2,806	103,775	103775,253	0,340	354,6	25,340
0,990	-0,281	-0,001	-1,403	103,774	103773,850	0,164	356,4	25,164
0,995	1,964	0,010	9,820	103,784	103783,670	0,069	358,2	25,069
1,000	11,223	0,056	56,115	103,840	103839,785	0,029	360,000	25,029

ANEXO B – ESPECIFICAÇÕES TÉCNICAS DE DIVERSOS COMPONENTES USADOS NO PROJETO MECÂNICO

B1 Válvula solenoide GS02.22

Especificações Técnicas [25]:

Referencia: GS02.22

Marca: *Parker*

Tipo: 2/2 vias, normalmente aberta, retorno por mola

Caudal nominal: 13 l/min

Pressão máxima: 350 Bar

Viscosidade do fluido: 6 a 420 mm²/s

Temperatura de operação: -40°C a 93.3°C

Peso: 0.14 kg

Preço: 243 €

B2 Válvula unidirecionais S6A0.0/

Especificações Técnicas [26]:

Referencia: R900422880

Marca: *Bosch Rexroth*

Tamanho: 6

Caudal máximo: 18 l/min

Pressão máxima: 350 Bar

Viscosidade do fluido: 2.8 a 500 mm²/s

Temperatura de operação: -30°C a 80°C

Peso: 0.1 kg

Preço: 267 €

B3 Válvula de sequência SVH081

Especificações Técnicas [27]:

Referencia: SVH081

Marca: *Parker*

Caudal nominal: 45 l/min

Pressão máxima: 380 Bar

Viscosidade do fluido: 6 a 420 mm²/s

Temperatura de operação: -45°C a 93.3°C

Peso: 0.11 kg

Preço: 68 €

B4 Pressostato RT113

Especificações Técnicas [28]:

Referencia: RT113

Marca: *Danfoss*

Pressão: 0 a 0.3Bar

Pressão máxima: 0.5 Bar

Temperatura de operação: -50°C a 70°C

Peso: 0.11 kg

Preço: 458.6 €

B5 Aut3mato CPM1A

Especifica33es T3cnicas [29]:

Referencia: CPM1A-10CDR-A

Marca: *Omron*

Temperatura de opera333o: 0 a 55°C

Pot3ncia: 6 W

Terminais I/O: 10

Fonte de alimenta333o m3xima: 24 VDC

Peso: 0.4 kg

Pre3o: 153,14 €

B6 Bomba hidr3ulica NPC11/1.05-1/170-G24

Especifica33es T3cnicas [30]:

Referencia: NPC11/1.05-1/170-G24

Marca: *Hawe*

Tamanho: 11

Caudal m3ximo: 1.36 l/min

Press3o m3xima: 750 bar

Pot3ncia: 300 W

Peso: 6 kg

Pre3o: 251 €

B7 Válvula reguladora de caudal FA101

Especificações Técnicas [33]:

Referencia: FA101

Marca: *Parker*

Caudal nominal: 0.75 a 20.6 l/min

Pressão máxima: 210 Bar

Viscosidade do fluido: 6 a 420 mm²/s

Temperatura de operação: -45°C a 93.3°C

Peso: 0.23 kg

Preço: 90 €

B8 Motor de passo MOT-AN-S-060-020-056-L-A-AAAA

Especificações Técnicas [34]:

Referencia: MOT-AN-S-060-020-056-L-A-AAAA

Marca: *Igus*

Tamanho: Nema 23

Tensão nominal: 24 a 48 VDC

Intensidade nominal: 4.2 A

Ângulo do passo: 1.8°

Binário: 3 Nm

Temperatura de operação: -10°C a 50°C

Peso: 0.32 kg

Preço: 83.8 €

B9 Driver de controlo ND556

Especificações Técnicas [35]:

Referencia: ND556

Marca: *Leadshine Technology Co., Ltd*

Tensão nominal: 20 a 50 VDC

Intensidade nominal: 1.4 a 5.6 A

Modo de excitação: 1 a 1/125 passo

Temperatura de operação: -20°C a 65°C

Peso: 0.28 kg

Preço: 125 €

B10 Arduino Nano A000005

Especificações Técnicas [36]:

Referencia: A000005

Marca: *Arduino*

Tensão nominal: 7 a 12 VDC

Clock: 16 MHz

Ligação computador: USB

Terminais I/O: 14 digitais

Preço: 36.8 €

B11 Potenciômetro PE60

Especificações Técnicas [37]:

Referencia: PE60

Marca: *Vishay*

Tensão máxima de entrada: 300 VDC

Resistência: 1 a 1000 Ω

Temperatura de operação: -55°C a 125°C

Peso: 0.035 kg

Preço: 39.5 €

B12 Ecrã LCD HD44780

Especificações Técnicas [38]:

Referencia: HD44780

Marca: *Hitachy*

Fontes de caracteres: 270

Matriz de caracteres: 12 x 6

Tensão nominal: 2.7 a 5.5 VDC

Temperatura de operação: -30°C a 75°C

Preço: 12.9 €

B13 Fonte de alimentação S8VM-30024C

Especificações Técnicas [39]:

Referencia: S8VM-30024C

Marca: *Omron*

Tensão de entrada: 100 a 240 VAC

Potência: 300 W

Tensão de saída: 24 VDC

Intensidade de saída: 14 A

Temperatura de operação: -10°C a 70°C

Peso: 1.1 kg

Preço: 372 €

B14 Fonte de alimentação S8VX- G01512CD

Especificações Técnicas [40]:

Referencia: S8VM- G01512CD

Marca: *Omron*

Tensão de entrada: 100 a 240 VAC

Potência: 15 W

Tensão de saída: 12 VDC

Intensidade de saída: 1 A

Temperatura de operação: -10°C a 60°C

Peso: 0.25 kg

Preço: 131.4 €

B15 Fluxómetro DFC90001000

Especificações Técnicas [41]:

Referencia: DFC90001000

Marca: *Parker*

Caudal nominal: 1 a 25 l/min

Pressão Máxima: 20 bar

Tensão: 5 VDC

Temperatura de operação: 5°C a 70°C

Peso: 0.016 kg

Preço: 111 €

B16 Transmissor de pressão MBS3000-1011-AB04

Especificações Técnicas [42]:

Referencia: MBS3000-1011-AB04

Marca: *Danfoss*

Pressão: 0 a 1 bar

Tensão: 9 a 32 VDC

Temperatura de operação: -40°C a 85°C

Peso: 0.3 kg

Preço: 157.9 €

ANEXO C - CÓDIGO ARDUINO CC


```

#include <LiquidCrystal.h>

LiquidCrystal lcd (12, 11, 5, 4, 3, 2);

int sensorPin = A0;
int ledPin = 13;
int sensorValue = 0;
int passo = 0;
int passolcd = 0;
void setup () {

    lcd.begin (16, 2);

    lcd.print ("Duplicador Pulso");
    pinMode (ledPin, OUTPUT);

}

void loop () {

    sensorValue = analogRead (sensorPin) x 82;
    passo = = 1000 /sensorValue;
    passolcd = =analogRead (sensorPin) / 5;
    lcd.setCursor (0, 1);

    lcd.print (passolcd);

    delay (passo);
    digitalWrite (ledPin, HIGH);

    digitalWrite (ledPin, LOW);

}

```