



CIRCUITO HIDRÁULICO MIMETIZADOR DE EJEÇÃO DO VENTRÍCULO ESQUERDO E DE PRESSÃO NO INTERIOR DA AORTA

Bráulio Rodrigues França de Oliveira

Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa de Pós-graduação em Engenharia Biomédica, COPPE, da Universidade Federal do Rio de Janeiro, como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Mestre em Engenharia Biomédica.

Orientadores: Marco Antônio von Krüger

Wagner Coelho de Albuquerque Pereira

Rio de Janeiro

Junho de 2011

CIRCUITO HIDRÁULICO MIMETIZADOR DE EJEÇÃO DO VENTRÍCULO ESQUERDO E
DE PRESSÃO NO INTERIOR DA AORTA

Bráulio Rodrigues França de Oliveira

DISSERTAÇÃO SUBMETIDA AO CORPO DOCENTE DO INSTITUTO ALBERTO LUIZ
COIMBRA DE PÓS-GRADUAÇÃO E PESQUISA DE ENGENHARIA (COPPE) DA
UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO COMO PARTE DOS REQUISITOS
NECESSÁRIOS PARA A OBTENÇÃO DO GRAU DE MESTRE EM CIÊNCIAS EM
ENGENHARIA BIOMÉDICA.

Examinada por:

Prof. Marco Antônio von Krüger, Ph.D.

Prof. Frederico Caetano Jandre de Assis Tavares, D.Sc.

Prof. Helio Schechtman, Ph.D.

RIO DE JANEIRO, RJ - BRASIL
JUNHO DE 2011

Oliveira, Bráulio Rodrigues França

Circuito hidráulico mimetizador de ejeção do ventrículo esquerdo e de pressão no interior da aorta / Bráulio Rodrigues França de Oliveira. - Rio de Janeiro: UFRJ/COPPE, 2011.

X, 118, 29,7cm

Orientadores: Marco Antônio von Krüger

Wagner Coelho de Albuquerque Pereira

Dissertação (mestrado) - UFRJ/ COPPE/ Programa de Engenharia Biomédica, 2011.

Referências Bibliográficas: p. 113 - 116.

1. Circuito Hidráulico. 2. Mimetização de ejeção ventricular esquerda. 3. Mimetização de pressão aórtica. I. von Krüger, Marco Antônio *et al.* II. Universidade Federal do Rio de Janeiro, COPPE, Programa de Engenharia Biomédica. III. Título

AGRADECIMENTOS

A todos meus familiares por tornarem mais fácil essa jornada, principalmente aos meus pais por me deixarem livre de preocupação financeira, permitindo assim maior dedicação ao laboratório.

À minha namorada, que soube entender os momentos em que precisei abdicar do lazer para me dedicar aos estudos.

Aos meus orientadores, Marco Antônio von Krüger e Wagner Pereira pelos ensinamentos e orientação.

A todos os amigos e colegas do Laboratório de Ultrassom, especialmente ao Felipe Allevalo, Vinícius Martins e Cátia Carvalho que tiveram e ainda têm participação direta neste projeto.

Ao João Yamasaki e ao Prof. Alexandre Pino pela excepcional assistência prestada ao adaptar um programa em LabView utilizado em seu laboratório, para que pudéssemos acionar o motor de passo e ainda monitorizar pressão. Sem dúvida, sem esta assistência não atingiríamos estes resultados.

Ao Sr. Cydnei Vieira pela capacidade antever problemas e propor soluções durante a confecção da bomba.

Aos colegas do projeto SUCoDiC/CYTED.

A todos que por ventura tenha esquecido, mas que, de alguma maneira, contribuíram para que mais esta etapa de minha formação acadêmica fosse concluída.

Muito Obrigado.

Resumo da Dissertação apresentada à COPPE/UFRJ como parte dos requisitos necessários para a obtenção do grau de Mestre em Ciências (M.Sc.)

CIRCUITO HIDRÁULICO MIMETIZADOR DE EJEÇÃO DO VENTRÍCULO ESQUERDO E DE PRESSÃO NO INTERIOR DA AORTA

Bráulio Rodrigues França de Oliveira

Junho/2011

Orientadores: Marco Antônio von Krüger

Wagner Coelho de Albuquerque Pereira

Programa: Engenharia Biomédica

Os fluxômetros ultrassônicos por tempo de trânsito (TTFM) vêm se apresentando na última década como uma ferramenta promissora na quantificação de fluxo em cirurgias vasculares, principalmente nas de *bypass* coronariano. Para a calibração deste tipo de sonda, é necessária a utilização de *phantoms* de fluxo, no entanto, poucos são os que reproduzem os perfis de fluxo encontrados na rede vascular humana. Este trabalho se propôs a desenvolver uma bomba com características geométricas particulares, capaz de simular o padrão de ejeção do ventrículo esquerdo. Além dela foi confeccionado um circuito hidráulico capaz de simular as características viscoelásticas, resistivas e capacitivas da rede vascular humana. Com este circuito monitorado em tempo real por um sensor de pressão, foi possível a obtenção de perfis de pressão semelhantes aqueles encontrados no interior da aorta. O ajuste no padrão de acionamento da bomba e nas variáveis que controlam a viscoelasticidade e a resistência do circuito permitem a reprodução do perfil de pressão correspondente a diversas situações clínicas, além da análise do efeito do ajuste de cada variável isoladamente no perfil de pressão. Baseando-se no princípio de que a organização dos vasos sanguíneos ocorre em paralelo, espera-se que a conexão de tubos com diâmetro, comprimento e características viscoelásticas e resistivas semelhantes à de vasos específicos promova perfis de fluxos semelhantes aos encontrados na rede vascular humana.

Abstract of the Dissertation presented to COPPE/UFRJ as a partial fulfillment of the requirements for the degree of Master of Sciences (M.Sc.)

HYDRAULIC CIRCUIT MIMICKER OF THE LEFT VENTRICLE EJECTION AND
PRESSURE INSIDE THE AORTA

Bráulio Rodrigues França de Oliveira

June/2011

Advisors: Marco Antônio von Krüger

Wagner Coelho de Albuquerque Pereira

Department: Biomedical Engineering

Ultrasonic transit time flowmeters (TTFM) have been presented in the last decade as a promising tool for the quantification of flow in vascular surgery, especially in coronary *bypass*. For calibration of this type of probe it is necessary to use flow phantoms, however, there are only few that reproduce the profiles of flow found in the human vascular network. This study aimed at developing a pump with particular geometric characteristics, capable of simulating the left ventricle ejection pattern. Besides, a hydraulic circuit capable of simulating the viscoelastic, resistive and capacitive characteristics of the human vascular network was made. Real-time monitoring of this circuit by a pressure sensor made possible to obtain pressure profiles similar to those found inside the aorta. The adjustment of the firing pattern of the pump and the variables that control circuit resistance and viscoelasticity could reproduce the pressure profile of various clinical situations, as well as the analysis of the effect of the adjustment of each individual variable in the pressure profile. Relying on the principle that the disposition of blood vessels occurs in parallel, it is expected that connection of pipes with diameter, length, resistive and viscoelastic properties similar to those of specific vessels will induce flow patterns similar to those found in human vascular network.

SUMÁRIO

Capítulo I - Introdução.....	1
Capítulo II - Revisão Bibliográfica.....	3
II.1 - <i>Phantoms</i> de fluxo.....	3
II.2 - Fluxômetros Ultrassônicos.....	8
II.2.1 - Fluxômetros por Tempo de Trânsito (TTFM).....	8
Capítulo III - Fundamentação teórica.....	15
III.1 - Fisiologia do sistema cardiovascular.....	15
III.1.1 - Função cardíaca.....	15
III.1.2 - Anatomia cardíaca.....	15
III.1.3 - Anatomia das válvulas cardíacas.....	16
III.1.4 - O ciclo cardíaco.....	17
III.1.5 - Função Vascular.....	22
III.1.5.1 - Circulação.....	22
III.1.5.2 - Anatomia funcional da rede vascular.....	23
III.1.5.3 - Organização espacial do sistema circulatório.....	25
III.1.6 - Curva de pressão aórtica.....	27
III.1.7 - Hemodinâmica.....	30
III.1.7.1 - Regulação local do fluxo sanguíneo.....	31
III.1.7.2 - Regulação sistêmica de pressão e do fluxo sanguíneo.....	32
III.2 - Registro de pressão arterial.....	33
III.2.1 - Análise da curva de pressão na aorta.....	34
III.3 - Mecânica dos Fluidos.....	37
III.3.1 - Viscosidade.....	37
III.3.2 - Regime de escoamento interno.....	37
III.3.3 - Princípio de Bernoulli.....	38
III.4 - Viscoelasticidade.....	39
III.4.1 - Modelo de Maxwell.....	40
III.4.2 - Modelo de Voigt-Maxwell.....	41
III.4.3 - Modelo de Martins.....	42

III.5 - Lei de Boyle.....	43
Capítulo IV - Materiais e Métodos.....	45
IV.1 - Montagem do Circuito Hidráulico.....	46
IV.2 - Bomba.....	49
IV.2.1 - Função.....	49
IV.2.2 - Confeção.....	50
IV.2.3 - Princípio de funcionamento.....	52
IV.3 - Válvulas unidirecionais de Plastisol (PVCP).....	53
IV.3.1 - Função.....	54
IV.3.2 - Confeção.....	54
IV.3.3 - Princípio de funcionamento.....	55
IV.4 - Prótese valvar de pericárdio bovino.....	55
IV.5 - Unidade viscoelástica.....	56
IV.5.1 - Função.....	56
IV.5.2 - Confeção.....	57
IV.5.3 - Princípio de funcionamento.....	57
IV.5.4 - Dimensionamento dos volumes das bolhas B1 e B2.....	59
IV.5.5 - Resistência no Registro R2.....	62
IV.6 - Recipiente despressurizado.....	63
IV.6.1 - Função.....	64
IV.6.2 - Confeção.....	64
IV.6.3 - Princípio de funcionamento.....	64
IV.7 - Resistências.....	65
IV.7.1 - Função.....	65
IV.7.2 - Princípio de funcionamento.....	65
IV.8 - Ajuste dos registros.....	67
IV.9 - Acionamento da bomba pelo motor de passo.....	67
IV.9.1 - Controle de motor de passo.....	67
IV.10 - Monitorização de pressão.....	68
IV.10.1 - Calibração do sensor de pressão.....	70
IV.11 - Metodologia experimental.....	71
IV.11.1 - Resposta de pressão baseando-se em um modelo elástico - degrau de pressão.....	71

IV.11.2 - Resposta de pressão baseando-se no modelo de Maxwell.....	72
IV.11.3 - Resposta de pressão baseando-se no modelo de Voigt-Maxwell.....	73
IV.11.4 - Resposta de pressão durante o funcionamento cíclico da bomba.....	74
IV.11.5 - Simulações com sistema elétrico.....	75
IV.11.5.1 - Resposta de tensão baseando-se em um modelo elástico - degrau de tensão.....	76
IV.11.5.2 - Resposta de tensão baseando-se no modelo de Maxwell.....	77
IV.11.5.3 - Resposta de tensão baseando-se no modelo de Voigt-Maxwell.....	78
IV.11.5.4 - Resposta de tensão durante o funcionamento cíclico da fonte de corrente.....	79
Capítulo V - Resultados.....	81
V.1 - Resposta de pressão baseando-se em um modelo elástico - degrau de pressão.....	81
V.2 - Resposta de pressão baseando-se no modelo de Maxwell.....	82
V.3 - Resposta de pressão baseando-se no modelo de Voigt-Maxwell.....	85
V.4 - Resposta de pressão durante o funcionamento cíclico da bomba (com R3 fixo).....	88
V.4.1 - Pulso padrão.....	90
V.4.2 - Efeito da frequência cardíaca na pressão do circuito e no pulso-padrão.....	91
V.4.3 - Efeito do tempo de sístole na pressão do circuito e no pulso-padrão.....	94
V.4.4 - Efeito do volume de B1 na pressão do circuito e no pulso padrão.....	96
V.4.5 - Efeito do diâmetro da peça de PVC em R2 na pressão do circuito e no pulso padrão.....	99

Capítulo VI - Discussão	103
VI.1) Análise do efeito das variáveis no perfil de pressão durante um ciclo isolado da bomba.....	103
VI.1.1) Modelo elástico.....	103
VI.1.2) Modelo de Maxwell.....	104
VI.1.3) Modelo de Voigt-Maxwell.....	104
VI.2) Análise do efeito das variáveis no perfil de pressão durante o funcionamento cíclico da bomba.....	106
VI.2.1) Frequência cardíaca.....	106
VI.2.2) Tempo de sístole.....	107
VI.2.3) Volume de B1.....	107
VI.2.4) Diâmetro da peça de PVC em R2.....	107
VI.3) Análise do pulso-padrão e sua comparação com um pulso fisiológico.....	108
VI.4) Posicionamento do trabalho em relação aos demais encontrados na literatura.....	109
Capítulo VII - Conclusão	111
Referências Bibliográficas	113
Anexo I	117

CAPÍTULO I

INTRODUÇÃO

As cirurgias de *bypass* coronariano em humanos existem desde a década de 60. Nos dizeres do Dr. Dudley Johnson: “De 1962 a 1967, muitos e esporádicos casos de operação de revascularização do miocárdio foram relatados e não foram reproduzidos. Nenhum teve impacto no desenvolvimento da operação das coronárias.” (PRATES, 1999). René Favalaro foi pioneiro no uso de enxertos de veia safena em 1967, mas Dudley Johnson e seus colegas de Milwaukee publicaram em 1969 uma série de 301 pacientes operados desde 1967 (PRATES, 1999). Desde então esta modalidade cirúrgica vem sendo aperfeiçoada.

Com o advento dos procedimentos minimamente invasivos, incluindo aqueles em que a cirurgia é realizada com o coração pulsando, a qualidade dos enxertos tornou-se de fundamental importância. Portanto, métodos de fluxometria de fácil acesso são pré-requisitos para uma avaliação confiável do procedimento cirúrgico (WALPOTH *et al.*, 1998).

O uso do ultrassom no modo Doppler como ferramenta qualitativa de fluxo sanguíneo é bastante extenso em procedimentos transcutâneos, mas é pouco utilizado durante cirurgias.

Classicamente, em grande parte das cirurgias de revascularização, não há a utilização de nenhum método de avaliação de fluxo. No entanto, nesta última década, uma nova modalidade de fluxometria ultrassônica, os fluxômetros por tempo de trânsito (transit time flowmeters - TTFM), começou a ser utilizada e vem se apresentando como uma ferramenta útil e promissora durante cirurgias vasculares (particularmente nas de *bypass* coronariano), pois mede vazão, diferentemente do Doppler que apenas determina perfis de velocidade. Além disso, os TTFM podem ser utilizados mais facilmente no cenário cirúrgico, pois seus resultados são menos afetados por artefatos do que nos fluxômetros Doppler e eletromagnéticos (BELDI *et al.*, 2000). Tornam-se, portanto, uma importante ferramenta para detectar (ainda no período per-operatório) ou prever para o período pós-operatório, possíveis oclusões e vasoespasmos, permitindo que a equipe médica tome as providências cabíveis ainda no procedimento cirúrgico, como refazer o *bypass*, ou então, traçar alguma estratégia de tratamento pós-operatório mais específica para cada caso.

Para garantir o bom funcionamento de sondas ultrassônicas é necessária a realização de calibrações periódicas.

Ensaio e calibrações *in vitro* de aparelhos ultrassônicos utilizam *phantoms*. Estes mimetizam propriedades acústicas dos tecidos e no caso dos *phantoms* de fluxo, reproduzem perfis de fluxo conhecidos. No entanto, além de literatura escassa nesta área, a maioria dos *phantoms* gera perfis de fluxo pulsado (HEIN e O'BRIEN Jr., 1992), ou contínuo (SILVA *et al.*, 2008), que não reproduzem os padrões de fluxo encontrados na vasculatura humana. As características da ejeção cardíaca, pressão arterial, viscosidade do sangue e viscoelasticidade e resistência dos vasos são as principais variáveis de influência nos perfis de fluxo encontrados em humanos.

Este trabalho faz parte de um projeto de construção de um *phantom* de fluxo para a calibração de fluxômetros por tempo de trânsito que conta com o apoio do CYTED (Programa Iberoamericano de Ciencia y Tecnologia para el Desarrollo). O principal objetivo foi a confecção de uma bomba capaz de simular o padrão de ejeção do ventrículo esquerdo, e um circuito hidráulico baseado no modelo de viscoelasticidade de Voigt-Maxwell. A união da bomba com o circuito hidráulico, monitorizados em tempo real por um sensor de pressão foi capaz de retornar perfis de pressão compatíveis com aqueles encontrados no interior da aorta de humanos.

CAPÍTULO II

REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

II.1) *Phantoms* de fluxo

Phantoms são corpos de prova que mimetizam propriedades específicas de um determinado material biológico. No campo de pesquisas ultrassônicas, habitualmente, mimetizam as propriedades acústicas destes materiais (velocidade de propagação da onda no meio e coeficiente de atenuação).

Phantoms de fluxo, entretanto, propõem-se a reproduzir padrões de fluxo conhecidos, sejam eles contínuos ou pulsáteis, podendo em alguns casos mimetizar os padrões encontrados na vasculatura humana. São utilizados especialmente para a calibração de aparelhos ultrassônicos de medição de fluxo como o TTFM e o Doppler.

Apesar de literatura escassa, a grande maioria dos *phantoms* de fluxo descritos é composta por um circuito hidráulico cuja complexidade depende da especificidade ou da variedade de padrões de fluxo que se deseja reproduzir. O fluido utilizado nestes *phantoms* pode ser desde água até soluções elaboradas para mimetizar as propriedades reológicas e acústicas do sangue (MACHADO *et al.*, 2008, RAMNARINE *et al.*, 1998).

Os *phantoms* de fluxo mais simples são os que geram fluxo contínuo. Este perfil pode ser facilmente conseguido por meio de dois reservatórios d'água posicionados em níveis diferentes e interligados por um tubo onde se realiza a medição. Obviamente, o fluxo inicial seria maior e decresceria progressivamente até zero à medida que o desnível diminui. Para manutenção de um fluxo constante é necessário que haja algum mecanismo capaz de re-estabelecer o desnível, independente da vazão entre os reservatórios.

SILVA *et al.* descreveu, em 2008, um *phantom* de fluxo contínuo simples utilizando este princípio (Figura 2.1).

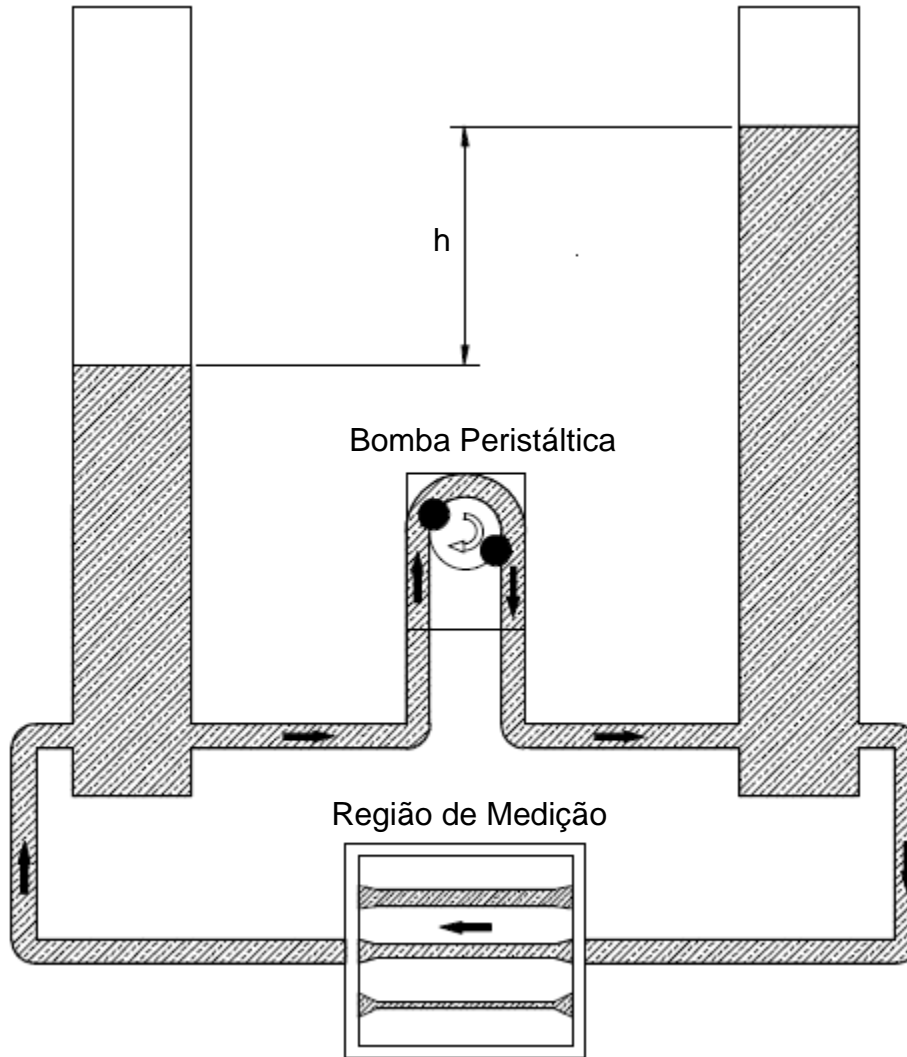


Figura 2.1: *Phantom* de fluxo contínuo (Adaptado de SILVA *et al.* 2008).

Utilizaram-se duas colunas d'água desniveladas e interligadas em sua base por tubulações onde foram realizadas as medições. Uma bomba peristáltica de vazão ajustável é responsável por estabelecer um desnível d'água (h) entre as colunas. A vazão média da bomba associada à resistência promovida pelos tubos da região de medição determina o desnível entre as colunas e conseqüentemente o fluxo na região de medição.

Nos *phantoms* de fluxo pulsátil é necessário algum mecanismo capaz de propelir o líquido por suas tubulações de forma pulsada. Para este fim, são utilizadas bombas mecânicas, que podem ser de vários modelos. As mais utilizadas são as bombas peristálticas e as bombas por pistão. Além delas também são utilizadas bombas por

engrenagem. Cada qual apresenta características particulares, cabendo ao usuário identificar qual é mais adequada para sua finalidade.

HEIN e O'BRIEN Jr. descreveram em 1992 um modelo de *phantom* bastante versátil, capaz de gerar fluxo contínuo, porém com a vazão variando de acordo com o desnível de colunas d'água. No modelo também é possível gerar fluxo pulsátil sob várias frequências, acionando uma bomba por pistão controlada por computador. A Figura 2.2 a seguir ilustra o funcionamento do sistema.

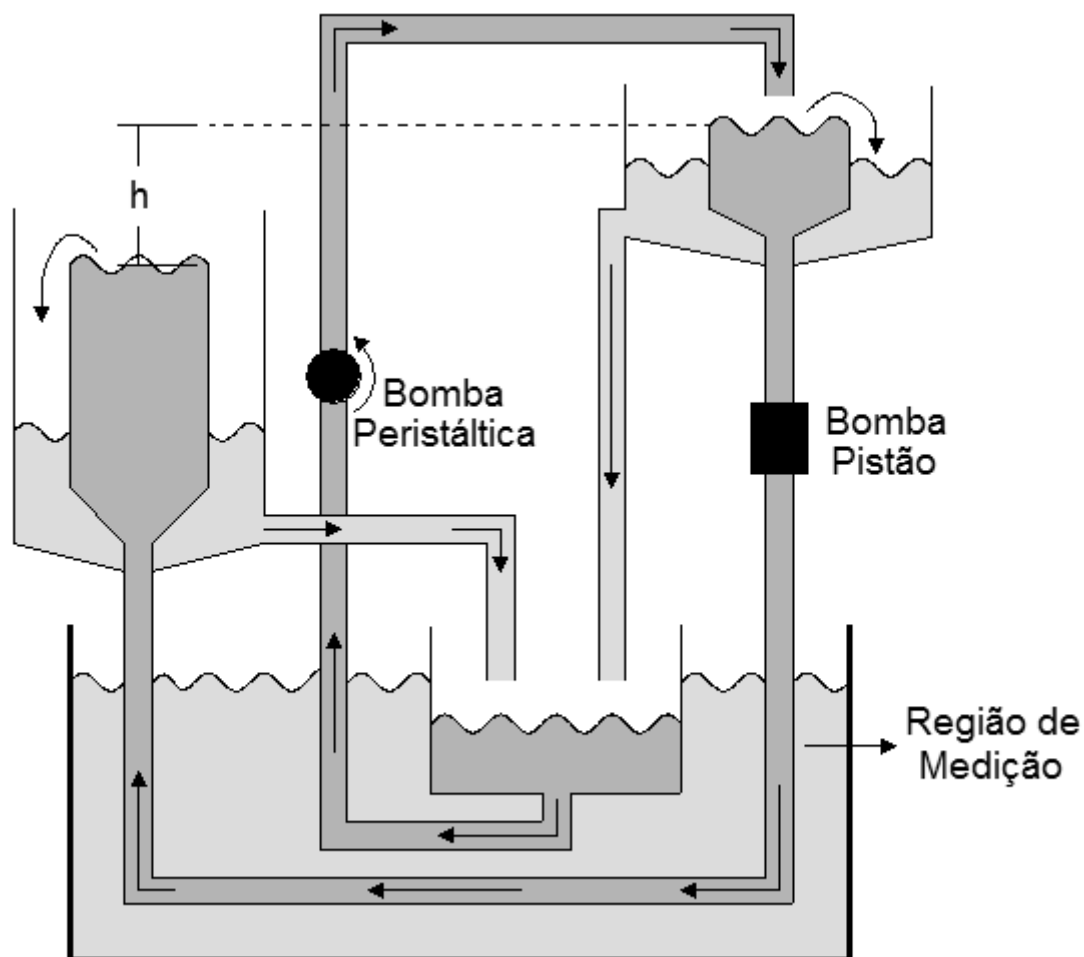


Figura 2.2: *Phantom* de fluxo (Adaptado de HEIN e O'BRIEN Jr., 1992).

O sistema consiste de três recipientes principais. A diferença de altura h pode ser regulada pelo ajuste da posição do recipiente superior através de um braço móvel. Esta altura é diretamente proporcional à vazão na região de medição. O volume de líquido que extravasa do recipiente superior e do inferior é coletado no recipiente de retorno, de onde

é bombeado por uma bomba peristáltica novamente para o recipiente superior. Em se ligando a bomba por pistão, o fluxo no sistema passa a ser pulsátil.

Mais recentemente, ZANNOLI *et al.*, 2009, confeccionaram um simulador mecânico do sistema cardiovascular. Apesar do objetivo relatado pelos autores não ser especificamente a calibração de fluxômetros ultrassônicos, mas apenas a criação de um sistema que permitisse a melhor visualização e interpretação de aspectos fisiológicos, sua construção se assemelha muito com a proposta dessa dissertação. Neste trabalho os autores utilizam uma seringa como bomba pistão para simular o ventrículo esquerdo, tubos de borracha de diferentes espessuras para simular o comportamento elástico da aorta, uma tubulação de pequeno calibre para simular a resistência periférica, um reservatório compressível (ou distensível) para simular a rede venosa e sua colaboração no retorno venoso, um reservatório que simula o átrio esquerdo, além de um mecanismo que permite o aumento do volume de ejeção do ventrículo esquerdo de acordo com a pressão no átrio esquerdo (Figura 2.3).

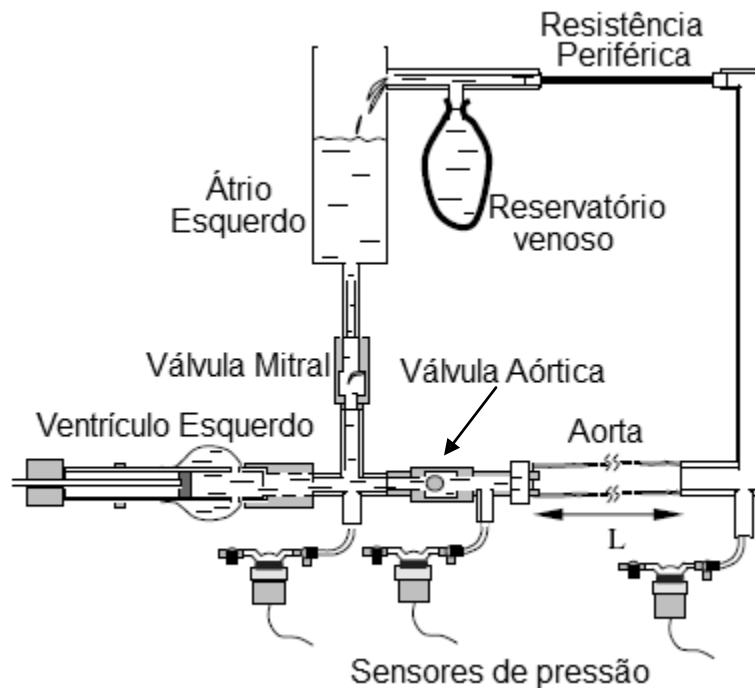


Figura 2.3: Simulador mecânico do sistema cardiovascular (Adaptado de ZANNOLI *et al.*, 2009).

Alguns *phantoms* utilizam bombas peristálticas (Figura 2.4), como mecanismo de geração de fluxo pulsátil. Este tipo de bomba funciona através da compressão das

paredes de um tubo plástico propelindo o fluxo em uma direção. No entanto é difícil o controle do padrão de fluxo pelas limitações mecânicas do modelo.

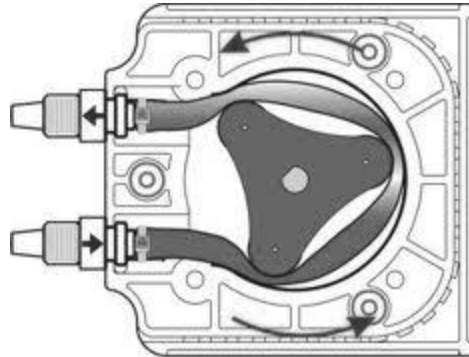


Figura 2.4: Bomba peristáltica.

Os modelos que utilizam bombas com engrenagens (Figura 2.5) para a geração de fluxo pulsátil, como o de HOSKINS *et al.* (1989), esbarram no empecilho de que as engrenagens podem triturar partículas contidas no fluido com o intuito de mimetizar organelas sanguíneas. Estas partículas são utilizadas principalmente nos *phantoms* para calibração de fluxômetros Doppler. Este tipo de bomba também não apresenta bom controle do padrão de fluxo.

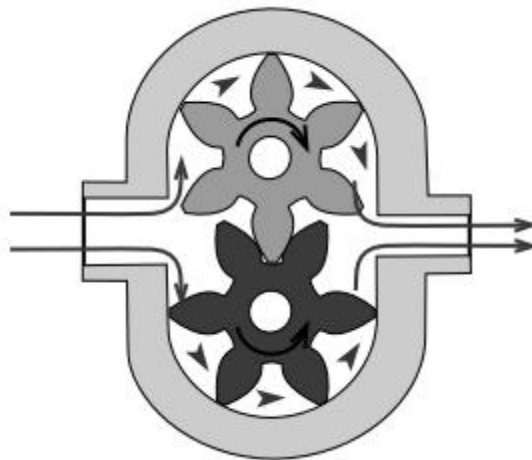


Figura 2.5: Bomba com engrenagens.

II.2) Fluxômetros ultrassônicos

A fluxometria sanguínea pode ser realizada por diversos métodos. Dentre os ultrassônicos conta-se com os fluxômetros por tempo de trânsito (TTFM) e o Doppler.

A praticidade do uso do ultrassom se deve ao fato de ser um método diagnóstico não invasivo e sem radiações ionizantes, além da portabilidade de grande parte dos aparelhos. Tais características fizeram com que ele se tornasse uma prática clínica padrão, sendo utilizado desde o ambulatório até cenários mais críticos, como unidades de terapia intensiva, onde o Doppler é largamente utilizado para avaliação da presença de trombose venosa profunda (TVP), e nos centros cirúrgicos, onde os TTFM vêm sendo utilizado nos períodos peri-operatório de cirurgias vasculares como preditor de sucesso do procedimento.

II.2.1) Fluxômetros por tempo de trânsito (TTFM)

Em qualquer modalidade cirúrgica, existem métodos pré, peri e pós-operatórios de avaliação do procedimento visando garantir sua qualidade. Estes métodos variam desde aqueles subjetivos, baseados na experiência do próprio cirurgião, até métodos quantitativos baseados em instrumentos.

Em cirurgias de revascularização por *bypass*, durante e após a realização do procedimento, é necessário verificar a patência e o funcionamento adequado do enxerto utilizado. No entanto, nem sempre os métodos usados para esta avaliação fornecem informação suficiente e adequada da função do mesmo. No caso de *bypass* coronariano, que apresenta baixo índice de mortalidade e relatos de que os melhores cirurgiões atingem até 90% de sucesso, é admitido pela comunidade médica em geral, que, se utilizada uma técnica cirúrgica semelhante, todos são capazes de atingir resultados dessa magnitude (LAUTSEN, 2001).

Segundo DESAI *et al.* (2006), mesmo em cirurgias modernas de *bypass* de coronárias ainda existem evidências de oclusão peri-operatória do enxerto em 4 a 12% dos procedimentos.

Muitas vezes a simples palpação em diferentes trechos da vasculatura observando a presença ou ausência de pulso é utilizada como indicativa de sucesso, insucesso e até preditora de re-estenose ou não. Faz-se necessária, portanto, uma avaliação mais

acurada, qualitativa e quantitativa do nível de sucesso deste tipo de procedimento cirúrgico.

Atualmente não há uma abordagem padrão para avaliação deste procedimento cirúrgico. Desde o momento em que a patência do enxerto é o principal preditor de sobrevida após cirurgias coronarianas, a falta de um método confiável e validado de avaliação do enxerto deixa de lado uma importante oportunidade de garantia de qualidade (DESAI *et al.*, 2006).

Tradicionalmente, a avaliação durante procedimentos cirúrgicos era realizada somente por meio da angiografia, que é até hoje o padrão ouro de avaliação. Entretanto, é um procedimento invasivo e não há a quantificação do fluxo, mas somente a visualização do enxerto e possível desobstrução de re-estenoses (SANISOGLU *et al.*, 2003).

Diversos métodos já foram e são utilizados para avaliação do comportamento do sistema enxerto-vasculatura tanto durante quanto ao final de cirurgias. Entre eles estão o ultrassom Doppler, o fluxômetro eletromagnético e, mais recentemente o TTFM

Segundo MATSIEVSKII (2003), medidas clínicas e experimentais do fluxo sanguíneo são rotineiramente realizadas com métodos eletromagnéticos e acústicos. No caso de vasos mais estreitos (< 1 mm de diâmetro), utilizam-se aparelhos de ultrassom devido a sua sensibilidade e tamanho reduzido dos transdutores.

Os TTFM começaram a ser utilizados como ferramentas de avaliação para assegurar a qualidade das cirurgias de revascularização do miocárdio e rapidamente demonstraram que algum número de enxertos necessitava de revisão, devido a razões técnicas (LAUTSEN, 2001, HERMAN, 2008).

Com a sofisticação dos dispositivos, incrementou-se a avaliação das características dos fluxos nos enxertos e os critérios para admissão de sucesso cirúrgico.

De acordo com WALPOTH *et al.* (1998), a medição de fluxo arterial, venoso ou de enxertos durante cirurgias no sistema vascular possibilita maior controle de qualidade do procedimento e evita erros técnicos que possam gerar baixo fluxo, e conseqüente vasoespasm.

Existem diversas evidências científicas validando o uso da medição do fluxo por tempo de trânsito através do ultrassom como um método confiável, acurado e preciso (BELDI *et al.*, 2000, DESAI *et al.*, 2006, SANISOGLU *et al.*, 2003).

Hoje, o fluxômetro ultrassônico por tempo de trânsito, além de ser usado em procedimentos cirúrgicos de artérias coronárias e de vasos periféricos, também pode ser

utilizado em procedimentos no sistema circulatório cerebral, graças à construção de sondas menores, que possibilitam o acoplamento a pequenos vasos (NAKAYAMA *et al.* 2001).

Uma sonda para medição de fluxo por tempo de trânsito consiste de dois elementos piezoelétricos, um proximal e outro distal, montados em uma mesma estrutura que pode ser ajustada aos vasos, sem constrição dos mesmos (Figura 2.6).

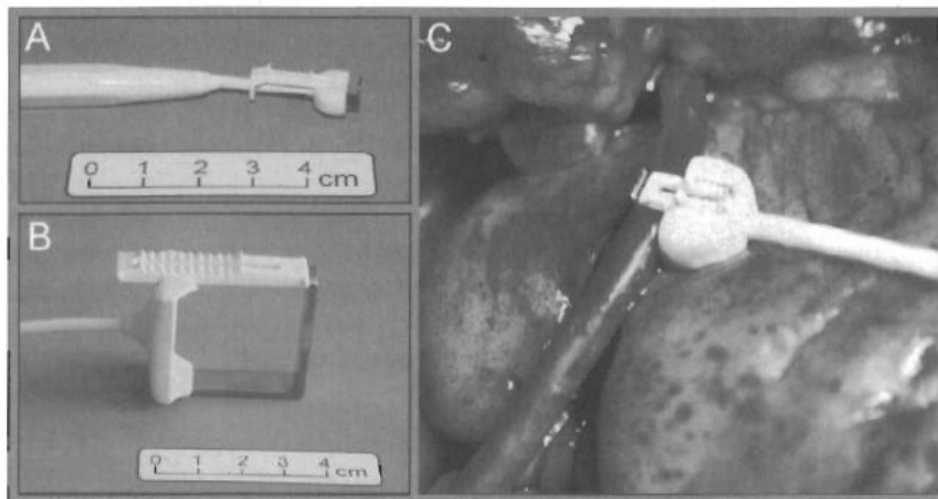


Figura 2.6: (A) Transdutor para vasos de pequeno calibre (ex. coronárias), (B) Transdutor para vasos de grande calibre (ex. aorta), (C) Medição do fluxo sanguíneo em um *bypass* coronariano com veia safena (Adaptado de STRANDER, 2001).

A interface da sonda é plana e existe um refletor metálico em frente aos elementos. Cada elemento pode gerar um feixe de ultrassom largo e de alcance suficiente para abranger totalmente o vaso. O pulso emitido pelo elemento proximal atravessa o vaso, é refletido na superfície metálica e recebido no elemento distal, no instante seguinte ocorre o caminho inverso. Como o ultrassom viaja mais rapidamente quando emitido no mesmo sentido do fluxo sanguíneo, uma pequena diferença (da ordem de picossegundos) pode ser expressa como um desvio de fase e pode ser determinada. Todos os componentes de velocidade ao longo do vaso são detectados pelo feixe de ultrassom, sua integração permite o cálculo da vazão independentemente do perfil de velocidade (LAUTSEN, 2001).

Na Figura 2.7 a seguir, observa-se que o componente horizontal da velocidade de propagação do pulso é subtraído do componente horizontal da velocidade do fluxo, quando estes se movem em sentido contrário. No caso de ambos terem o mesmo sentido, estes componentes de velocidade se somam (MOORE *et al.*, 2000).

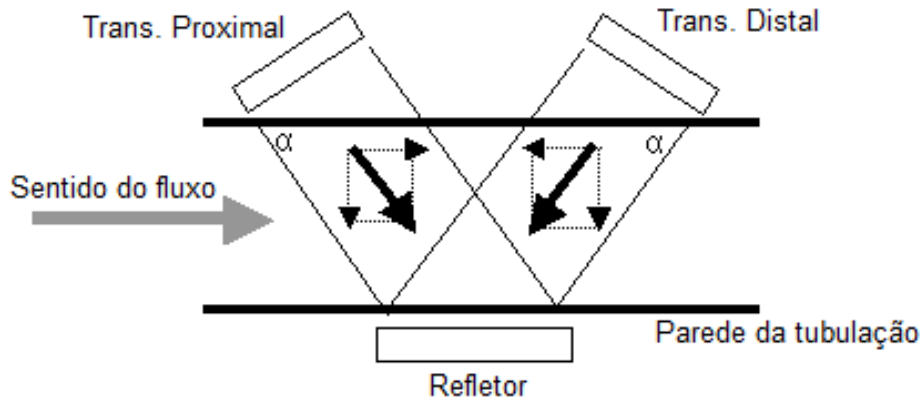


Figura 2.7: Diagrama representando o princípio de operação de um fluxômetro por tempo de trânsito (Adaptado de MOORE *et al.*, 2000).

Assumindo-se um fluxo laminar, os tempos de trânsito dos pulsos ultrassônicos nos dois sentidos, contra o fluxo (t_1) e a favor (t_2), ao longo do eixo de propagação podem ser expressos pelas Equações 2.1 e 2.2, respectivamente (MOORE *et al.*, 2000). Nelas, α é o ângulo entre o eixo de propagação do pulso (que coincide com o eixo do transdutor) e o eixo do fluxo; L , a distância percorrida pelo pulso; c , a velocidade de propagação do som no meio, e $v_z(l)$ o componente horizontal da velocidade do fluxo na posição l . A partir das Equações 2.1 e 2.2, pode ser calculada a velocidade média do fluxo pela Equação 2.3, onde L é a distância entre os dois transdutores. O fluxo no meio (Q) poderá ser então calculado multiplicando a velocidade média de fluxo (\bar{v}_{fluxo}) pela área (A) da seção transversa da tubulação (Equação 2.4).

$$t_1 = \int_0^L \frac{dl}{c - v_z(l)\cos\alpha} \quad (2.1)$$

$$t_2 = \int_0^L \frac{dl}{c + v_z(l)\cos\alpha} \quad (2.2)$$

$$\bar{v}_{fluxo} = \frac{L(t_1 - t_2)}{2t_1 t_2 \cos\alpha} \quad (2.3)$$

$$Q = \bar{v}_{fluxo} A \quad (2.4)$$

O diagrama de blocos do fluxômetro, segundo GORDON (1995) (*apud* BURTON *et al.*, 1984, DROST *et al.*, 1980), é apresentado na Figura 2.8 a seguir.

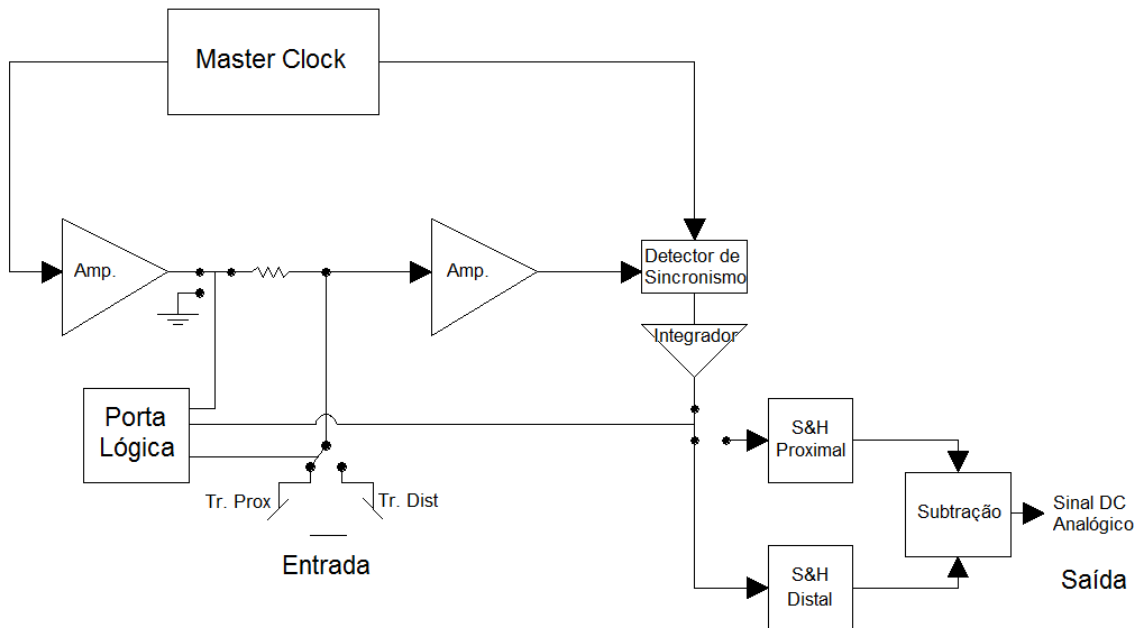


Figura 2.8: Diagrama de Blocos de um TTFM (Adaptado de GORDON, 1995).

O *master clock* é responsável pela geração do sinal que excita o transdutor transmissor e que é também injetado no detector de sincronismo. Uma porta lógica controla o ciclo de funcionamento do aparelho, pois determina o início da fase de emissão e de recepção de cada transdutor. No início do ciclo, a porta lógica determina a aplicação do sinal de excitação em um dos transdutores, colocando o outro no modo de recepção. O transdutor de excitação emite um trem de pulsos que dura cerca de $10\mu\text{s}$, até a porta lógica inverter a seleção, enquanto o receptor capta estes pulsos, transformando-os em sinais elétricos a serem amplificados e injetados no detector de sincronismo. A diferença de fase entre sinal injetado e sinal de referência é função do tempo de trânsito do sinal ultrassônico que atravessou a amostra, que por sua vez é função do movimento do meio de propagação. Esta diferença de frequência é expressa como um nível DC que, após passar por um integrador, representa a velocidade média das velocidades ao longo do

eixo de propagação do sinal no meio. O sinal DC instantâneo é armazenado no circuito *sample and hold*. Quando ocorre a inversão entre transmissor e receptor o mesmo processo ocorre. A saída dos dois *sample and hold* é aplicada a um circuito que faz a subtração dos níveis DC e sua amplitude é proporcional ao fluxo do vaso.

Neste modelo (GORDON, 1995), o circuito de controle de tempo determina, no começo do ciclo, 10 μs de emissão de pulso por um dos transdutores. O pulso tem um tempo de chegada ao outro transdutor de, em média, 16 μs , dependendo do tamanho do cabeçote e do caminho de propagação do ultrassom. Um intervalo de 500 μs entre os períodos de emissão dos dois transdutores permite que todos os ecos sejam recebidos antes que a segunda metade do ciclo de mensuração comece. Assim o circuito de subtração é atualizado, aproximadamente, a cada 1ms para produzir a curva de fluxo versus tempo.

Deve-se notar, entretanto que sondas de TTFM ultrassônicas necessitam de calibração periódica para garantir medições confiáveis.

CAPÍTULO III

FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

Nesta secção serão abordados os princípios físicos e fisiológicos que embasaram a elaboração e confecção do circuito desenvolvido.

III.1) Fisiologia do sistema cardiovascular

III.1.1) Função cardíaca

O coração é um órgão muscular especializado capaz de se contrair ritmicamente bombeando sangue do sistema venoso onde se encontra sob baixa pressão para o sistema arterial sob alta pressão. Consiste de duas bombas separadas que são o coração direito e o coração esquerdo. Graças à excitação rítmica e ordenada de suas câmaras, associada à presença de válvulas unidirecionais em sua anatomia, o coração é capaz de, através de seus batimentos, desempenhar de forma eficaz a função de bomba.

III.1.2) Anatomia cardíaca

A anatomia do coração é de fundamental importância para o bom desempenho de sua função.

Ele é constituído de quatro câmaras, sendo elas: átrio direito e ventrículo direito, constituindo o coração direito; e átrio esquerdo e ventrículo esquerdo, constituindo o coração esquerdo (Figura 3.1).

O átrio direito recebe sangue da veia cava superior e da veia cava inferior proveniente da circulação sistêmica. O átrio direito é capaz de se expandir e acomodar este volume de sangue sob baixas pressões (0-4 mmHg). O átrio direito se comunica com o ventrículo direito através da válvula tricúspide.

O ventrículo direito tem parte de suas paredes envolta pela espessa parede muscular do ventrículo esquerdo. Sua via de saída é a artéria pulmonar, com a qual se comunica através da válvula pulmonar.

O átrio esquerdo recebe sangue das veias pulmonares. A pressão dentro desta câmara oscila em torno de 8 a 12 mmHg. O átrio esquerdo se comunica com o ventrículo esquerdo através da válvula mitral.

O ventrículo esquerdo possui uma espessa parede muscular capaz de propelir o sangue sob alta pressão através da válvula aórtica, que é sua porta de comunicação com a artéria aorta.

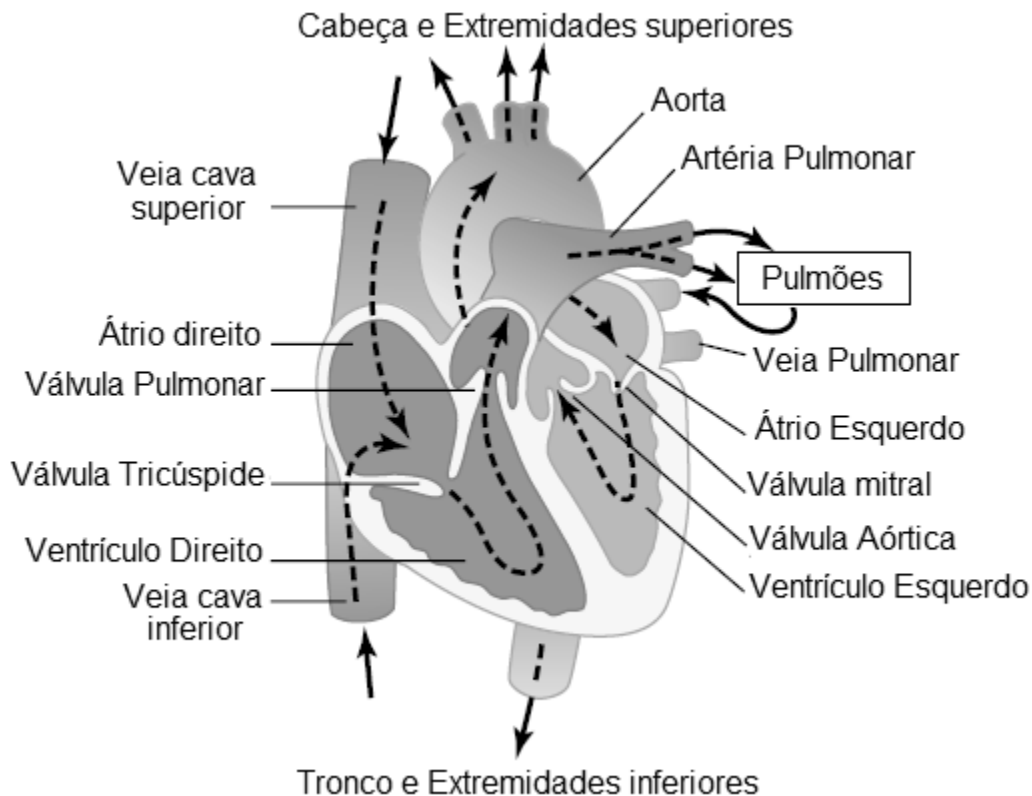


Figura 3.1: Anatomia cardíaca (Adaptado de GUYTON, 2006).

III.1.3) Anatomia das válvulas cardíacas

O coração possui quatro válvulas. As válvulas átrio-ventriculares, que como o próprio nome sugere, encontram-se entre o átrio direito e o ventrículo direito (válvula tricúspide) e entre o átrio esquerdo e o ventrículo esquerdo (válvula mitral).

As válvulas átrio-ventriculares possuem faixas de tecido fibroso (cordoalha tendínea) que fixam seus folhetos aos músculos papilares. Durante a contração ventricular, estes músculos também se contraem tensionando os folhetos e evitando que haja refluxo de sangue para os átrios, devido às altas pressões produzidas nos ventrículos, principalmente no ventrículo esquerdo.

As válvulas cardíacas funcionam como estruturas passivas que se abrem, ou se fecham, de acordo com o gradiente de pressão através dos seus folhetos. Apesar da atividade dos músculos papilares durante a contração, as válvulas sadias em si não possuem nenhum mecanismo além da diferença de pressão que as façam abrir ou fechar.

III.1.4) O ciclo cardíaco

A sequência de eventos contida entre o início de um batimento cardíaco e outro, é chamada de ciclo cardíaco. Cada ciclo é iniciado pela geração espontânea de potencial de ação pelo nodo sino-atrial. Este estímulo elétrico viaja pelos átrios e chega rapidamente aos ventrículos pelo feixe átrio-ventricular (Figura 3.2).

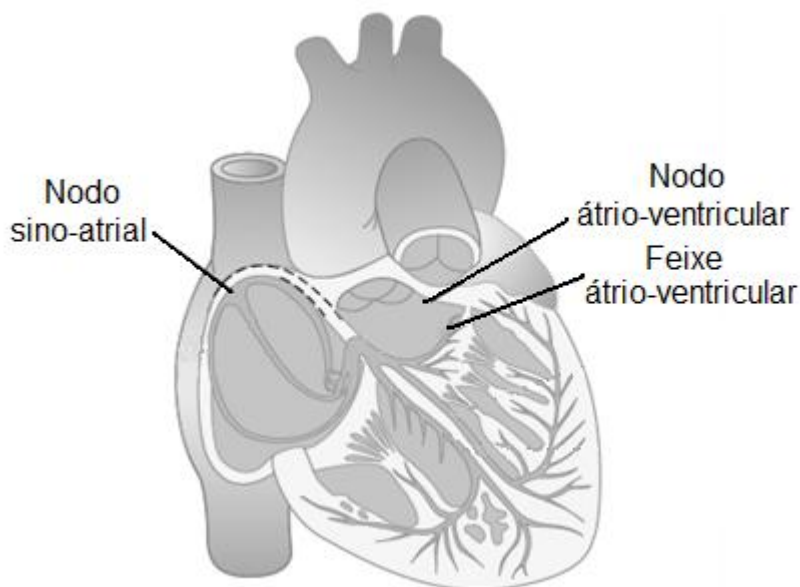


Figura 3.2: Excitação elétrica do coração (Adaptado de GUYTON, 2006).

Devido a esse arranjo especial, a contração ventricular ocorre cerca de 0,1s após a contração atrial, o que permite aos átrios bombear volume de sangue para os ventrículos antes que ocorra a potente contração ventricular e a expulsão de sangue para o sistema arterial.

O ciclo cardíaco pode ser dividido de uma forma mais geral em diástole e sístole. A diástole é o período no qual o coração relaxa e suas cavidades são preenchidas com sangue. A sístole é o período no qual ocorre contração muscular cardíaca e consequente ejeção sanguínea.

Didaticamente, a sequência de eventos cardíacos é dividida por alguns autores em sete fases e inicia-se com o aparecimento da onda P no eletrocardiograma. Esta onda é causada pela dispersão da despolarização que ocorre pelo átrio, seguida do evento mecânico de contração atrial.

A Figura 3.3, a seguir é clássica em cardiologia e mostra os eventos do ciclo cardíaco para o coração esquerdo.

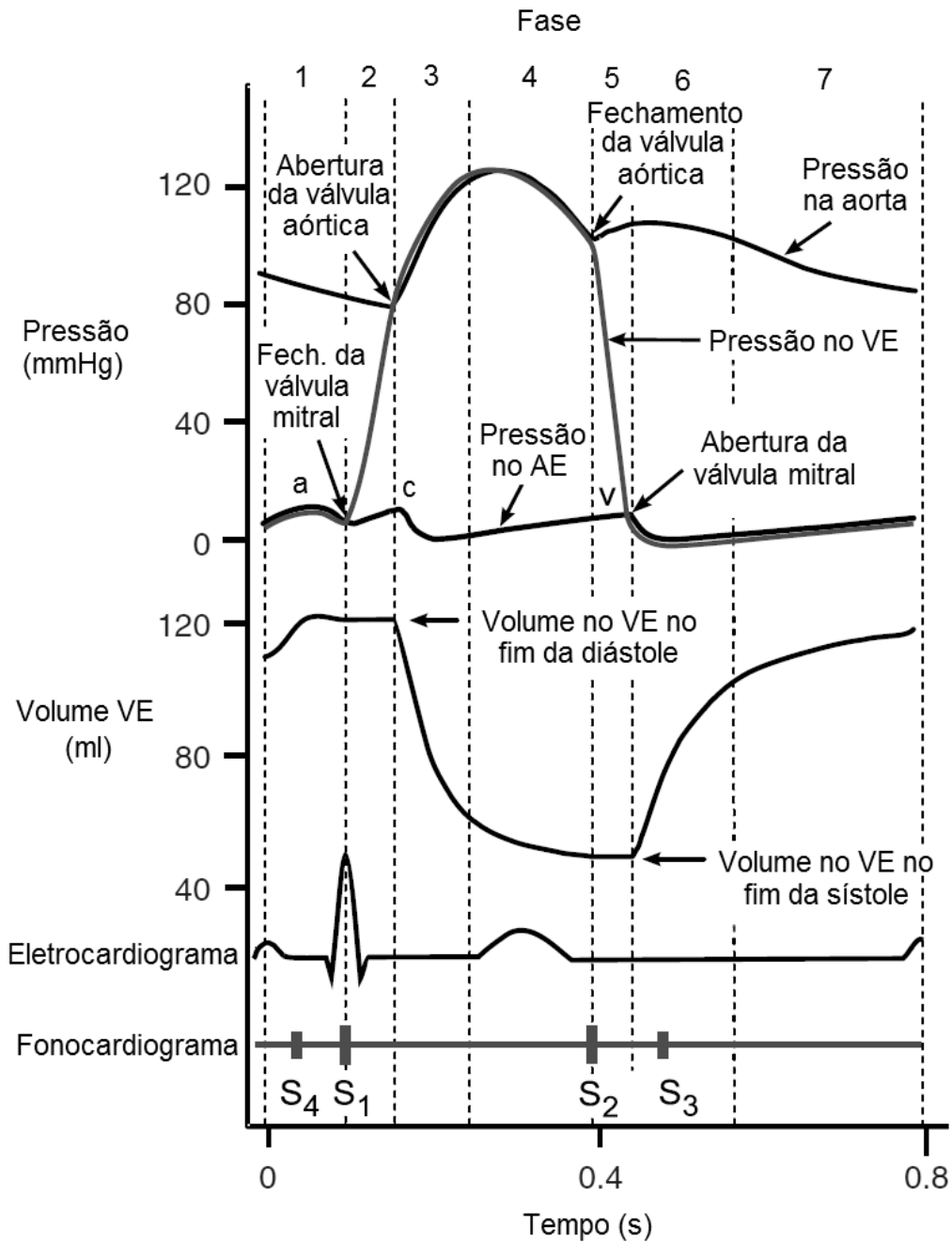


Figura 3.3: Sequência de eventos no ciclo cardíaco (Adaptado de KLABUNDE, 2005).

Fase 1: Contração Atrial:

Conforme descrito anteriormente, inicia-se imediatamente após o aparecimento da onda P do eletrocardiograma. Durante esta fase as válvulas átrio-ventriculares permanecem abertas permitindo o fluxo de sangue dos átrios para os ventrículos. Com a contração atrial, ocorre um ligeiro aumento da pressão no interior dos átrios, que é representada na Figura 3.3, como a onda “a” atrial. No coração esquerdo esse aumento é de 7 a 8 mmHg e no coração direito, de 4 a 6 mmHg. O fluxo retrógrado de sangue para a veia cava é impedido pela inércia do sangue no retorno venoso e pela forma com que ocorre a contração ao longo do átrio, promovendo um efeito de ordenha. A contração atrial em indivíduos saudáveis, em repouso, é responsável somente por cerca de 10% do enchimento ventricular, uma vez que o restante ocorre de forma passiva, antes mesmo desta contração. Portanto o coração pode facilmente operar sem que haja este volume extra de sangue, pois, normalmente, a capacidade de bombeamento cardíaco representa 300 a 400% da necessidade de um organismo em repouso. Durante o exercício, ou qualquer evento que aumente a frequência cardíaca, a contração atrial pode ser responsável por até 40% do enchimento ventricular. Isto ocorre principalmente porque em altas frequências ocorre o encurtamento do tempo de diástole e, em alguns casos, ocorre de forma concomitante o aumento da força de contração. No final da fase de contração atrial, o ventrículo esquerdo está cheio com cerca de 120 ml de sangue a uma pressão de 8 a 12 mmHg. Já o ventrículo direito apresenta uma pressão de 3 a 6 mmHg. As válvulas átrio-ventriculares passam a “flutuar” com a queda de pressão no momento em que a contração atrial cessa, ficando posicionadas para o fechamento. Nos casos em que as paredes ventriculares estão menos complacentes (normalmente em indivíduos idosos), é possível a ausculta de uma bulha, B4, decorrente da vibração da parede ventricular durante a contração atrial.

Fase 2: Contração isovolumétrica:

Inicia-se imediatamente após o aparecimento do complexo QRS do eletrocardiograma, que representa a despolarização ventricular. A contração muscular ventricular associada ao imediato fechamento das válvulas átrio-ventriculares e ao fato das válvulas semilunares (pulmonar e aórtica) ainda estarem fechadas, faz com que haja um aumento abrupto da pressão intraventricular. Apesar de não haver alteração do volume interno das câmaras ventriculares, fato que dá nome a fase, a contração muscular não é, via de regra, totalmente isométrica. Algumas fibras contraem-se concentricamente

e o formato do coração torna-se mais esferóide, porém o volume interno dos ventrículos é mantido. A contração concomitante dos músculos papilares previne o prolapso das válvulas átrio-ventriculares para o interior dos átrios, principalmente do lado esquerdo do coração, onde a pressão é maior. O fechamento destas válvulas gera a primeira bulha cardíaca, que na verdade é dividida em fechamento da válvula mitral, seguido do fechamento da válvula tricúspide. Este atraso no fechamento da tricúspide é de aproximadamente 0,04 s e, portanto, não pode ser percebido por método auscultatório. Ausculta-se, então, um único som. O fechamento das válvulas átrio-ventriculares e seu abaulamento para o interior dos átrios pode gerar ligeiro aumento na pressão atrial (por vezes notado por uma pulsação da veia jugular), representado pela onda “c” atrial da Figura 3.3. Quando a pressão no interior da câmara ventricular sobrepuja a pressão na artéria aorta (80 mmHg) no caso do coração esquerdo, ou a pressão na artéria pulmonar (8 mmHg) no caso do coração direito, as válvulas aórticas e pulmonares abrem-se. Os ventrículos levam cerca de 0,02 a 0,03 s a partir do fechamento das válvulas átrio-ventriculares para gerar pressão suficiente para a abertura das válvulas aórtica e pulmonar.

Fase 3: Ejeção rápida:

Com a abertura das válvulas pulmonar e aórtica, inicia-se o período de ejeção cardíaca. A ejeção ocorre, pois a energia total do sangue no ventrículo excede a energia total do sangue nas artérias pulmonar ou aórtica no coração direito ou esquerdo respectivamente, gerando um gradiente. A energia total do sangue é a soma da energia potencial (pressão) com sua energia cinética (velocidade). O sangue é expulso das câmaras ventriculares e ganha as artérias pulmonar e aórtica rapidamente, devido às grandes aberturas valvulares que oferecem pouca resistência. Nesta fase, que corresponde ao primeiro terço da fase de ejeção, 70% do total de sangue que deixa o ventrículo na sístole, é ejetado. Os ventrículos permanecem em contração e, portanto, a pressão continua em ascensão. Enquanto o sangue é ejetado, os átrios são preenchidos através de seus respectivos tratos venosos. O volume atrial aumenta enquanto sua pressão diminui, uma vez que a base atrial é puxada para baixo durante a contração ventricular. Não há sons audíveis nesta fase, pois a abertura de válvulas saudáveis é silenciosa. A presença de sons pode estar associada a doenças valvares ou shunts intracavitários.

Fase 4: Ejeção lenta:

Representa os últimos 2/3 da fase de ejeção. Aproximadamente 150 a 200 ms após o complexo QRS, ocorre a repolarização ventricular, marcada pela onda T do eletrocardiograma. A musculatura ventricular inicia seu relaxamento e a taxa de ejeção diminui. Quando a pressão no interior do ventrículo cai a valores ligeiramente mais baixos que a pressão no trato arterial, ainda ocorre fluxo de ejeção devido à inércia do sangue. A pressão atrial aumenta devido ao seu enchimento contínuo, mas as válvulas átrio-ventriculares ainda permanecem fechadas.

Fase 5: Relaxamento isovolumétrico:

Com o progressivo relaxamento da musculatura ventricular, a pressão nas artérias se torna maior que a pressão intraventricular. A válvula aórtica se fecha e logo depois, a pulmonar. O fechamento causa a segunda bulha cardíaca, B2, que é fisiológica e sua ausculta, é dupla (pelo atraso do fechamento da válvula pulmonar). Normalmente não há fluxo retrógrado para os ventrículos depois do fechamento das válvulas e no traçado de pressão das grandes artérias surge um nó. É interessante observar que a partir deste nó, a pressão ventricular continua em queda enquanto a pressão arterial passar a cair desaceleradamente devido à energia potencial acumulada nas paredes arteriais elásticas. O volume ventricular permanece constante uma vez que as válvulas permanecem todas fechadas. O volume que permanece dentro do ventrículo após a ejeção, chama-se volume sistólico final, e no ventrículo esquerdo, equivale a aproximadamente 50 ml. A diferença entre o volume diastólico final e o volume sistólico final é o débito sistólico e corresponde a aproximadamente 70 a 80 ml. Em um ventrículo normal, pelo menos 60% do seu volume diastólico final é ejetado. O débito sistólico, dividido pelo volume diastólico final, equivale à fração de ejeção. É interessante notar que em situações onde o coração se contrai com mais força, o volume sistólico final pode reduzir-se a 10 ou 20 ml. Em outros casos, o volume diastólico final pode ser aumentado para até 180 ml em um coração saudável quando o normal é 120 ml. Dessas duas maneiras, o débito sistólico pode ser aumentado até o dobro do normal, de acordo com a necessidade.

Fase 6: Enchimento rápido:

Quando as pressões ventriculares caem abaixo das pressões atriais, as válvulas átrio-ventriculares abrem-se permitindo que o sangue chegue aos ventrículos. O fluxo inicial de enchimento ventricular é rápido, pois, além dos átrios estarem repletos de

sangue, os ventrículos continuam relaxando, gerando sucção. Além disso, as válvulas abertas oferecerem mínima resistência ao fluxo. Estando as válvulas átrio-ventriculares em perfeito funcionamento, não se detecta nenhum som. Quando uma terceira bulha, B3, torna-se audível, isto pode representar tensão na cordoalha tendínea e no anel átrio-ventricular, que são os tecidos conectivos de apoio para os folhetos valvares. A B3 é comum em crianças, no entanto, é considerada patológica em adultos, pois está, na maioria das vezes, associada à dilatação ventricular.

Fase 7: Enchimento lento:

Não há um evento claro que demarque a separação entre enchimento rápido e enchimento lento. Esta fase trata-se do momento no qual o enchimento ventricular está próximo do fim. Pelo fato de estarem distendidos, os ventrículos tornam-se menos complacentes e sua pressão começa a subir, reduzindo o gradiente de pressão átrio-ventricular e a velocidade de enchimento. Em frequências cardíacas mais baixas, o tempo disponível para a diástole é aumentado, já em frequências cardíacas mais altas, o ciclo cardíaco todo tem seu tempo encurtado, mas, a diástole encurta muito mais que a sístole. Existem, no entanto, mecanismos compensatórios para que este efeito adverso não comprometa o enchimento ventricular, principalmente durante o exercício.

III.1.5) Função Vascular

III.1.5.1) Circulação

O organismo humano precisa de um sistema circulatório, pois, toda célula viva necessita de substratos (ex.: oxigênio, aminoácidos, glicose), e de alguma forma de remoção dos produtos do seu metabolismo (ex.: gás carbônico e ácido láctico). Organismos unicelulares realizam estas funções diretamente com o meio em que se encontram, no entanto, a maioria das células dos grandes organismos não está em contato com o meio externo e necessitam de um mecanismo complexo de vasos para realizar estas funções.

O sistema circulatório é composto de dois componentes principais, que são o coração e os vasos sanguíneos, além de um terceiro componente, o sistema linfático. Apesar de não possuir sangue, este último, efetua papel importante na função de troca, juntamente com os vasos sanguíneos.

O coração, conforme descrito anteriormente, pode ser considerado funcionalmente como duas bombas; a direita que ejeta sangue para a circulação pulmonar e a esquerda que ejeta sangue para a circulação sistêmica.

De uma forma resumida, o sangue chega ao lado direito do coração através da veia cava, passa pelo átrio direito, chega ao ventrículo direito e é ejetado através da válvula pulmonar para a circulação pulmonar onde realiza intercâmbio gasoso com os gases alveolares. A partir da circulação pulmonar o sangue, rico em oxigênio chega ao átrio esquerdo através das veias pulmonares, preenche em seguida o ventrículo esquerdo e é ejetado sob alta pressão através da válvula aórtica. A partir daí o sangue segue, via sistema arterial, para ser distribuído por todos os órgãos na circulação sistêmica, retornando à veia cava e reiniciando o ciclo.

O sistema vascular possui uma interessante organização que favorece a eficácia de seu funcionamento. Esta organização será discutida na secção III.1.5.3 destinada à organização espacial do sistema circulatório.

III.1.5.2) Anatomia funcional da rede vascular

O sangue é bombeado continuamente pelo coração esquerdo para o interior da aorta. Devido ao fato de o bombeamento cardíaco ser pulsátil e das paredes arteriais possuírem propriedades viscoelásticas, a pressão arterial no interior da aorta oscila aproximadamente entre 80 e 120 mmHg, na diástole e na sístole respectivamente. Esta pressão cai progressivamente ao longo da árvore circulatória (Figura 3.4), chegando a aproximadamente 0 mmHg quando o sangue atinge a veia cava.

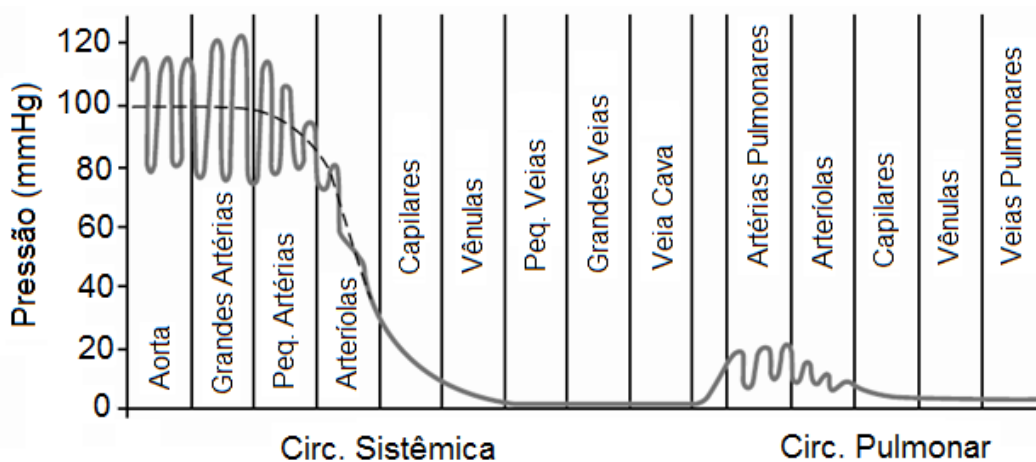


Figura 3.4: Pressão ao longo da árvore circulatória (Adaptado de GUYTON, 2006).

A pressão considerada funcional na maioria das terminações venosas é de 17 mmHg, permitindo a fácil difusão de nutrientes através dos poros das paredes capilares. No caso do coração direito, a pressão no interior das artérias pulmonares oscila aproximadamente entre 8 e 25 mmHg, para diástole e sístole respectivamente. Apesar dos níveis de pressão mais baixos na circulação pulmonar, o fluxo sanguíneo total é o mesmo da circulação sistêmica. As baixas pressões são suficientes para as necessidades pulmonares, que consiste em expor o sangue contido nos capilares aos gases contidos nos alvéolos.

Os vasos possuem diferentes funções que estão associadas principalmente as características de suas paredes. Vasos de maior calibre, como as grandes artérias exercem a função de distribuição. A aorta particularmente, devido à complacência de suas paredes, funciona como um amortecedor do pulso arterial além da função de distribuição de sangue para os demais ramos arteriais. Nas grandes artérias, não há praticamente perda de pressão, uma vez que elas representam pouca resistência ao fluxo. Já as pequenas artérias e arteríolas funcionam como vasos de resistência e, portanto, reguladores de fluxo. Durante a passagem de sangue por esses vasos, ocorre a queda de 50 a 70% da pressão arterial. As arteríolas são ricamente inervadas e capazes de se contrair ou dilatar de acordo com as necessidades metabólicas da região que irrigam. À medida que as arteríolas se tornam mais estreitas, vão perdendo sua delgada musculatura e tornam-se capilares. Nesse trecho da vasculatura ocorrem as trocas de substâncias com o meio. A pressão média é de 25 a 30 mmHg. Suficiente para permitir trocas sem que haja excesso de perda de fluidos, causando edema tissular. Apesar de serem os vasos mais estreitos da circulação, possuem, em conjunto, a maior área de secção transversa, correspondente a aproximadamente 1000 vezes a área de secção transversa da aorta. Em consequência, têm a velocidade de fluxo mais lenta, com cerca de 0,05 cm/s, uma vez que a velocidade de fluxo se relaciona com a área de secção transversa através da Equação 3.1 a seguir:

$$V = F/A \tag{3.1}$$

Onde:

V = velocidade de fluxo

F = fluxo

A = área de secção transversa

A partir daí, pode-se concluir matematicamente que a velocidade média do fluxo na aorta é de 50 cm/s.

Após a rede capilar, os vasos convergem tornando-se vênulas que ainda possuem a função de troca. Em seguida, os vasos continuam convergindo e volta a aparecer musculatura nas vênulas que, pela capacidade de se contrair, funcionam como reguladoras da pressão capilar. As vênulas unem-se formando as veias que são os vasos de capacitância do sistema circulatório, onde se encontra o maior volume de sangue, cerca de 60 a 80% do total. Finalmente as veias drenam nas veias cavas, superior e inferior, carregando o sangue de volta para o átrio direito.

III.1.5.3) Organização espacial do sistema circulatório

O primeiro ponto a ser notado quanto à organização do sistema circulatório é que o lado esquerdo e o lado direito do coração estão em série entre si, separados pela circulação sistêmica e pela circulação pulmonar. Esta disposição permite que todo o sangue que é bombeado por um lado do coração chegue ao outro de forma cíclica. Para que isto ocorra, no entanto, existe a necessidade de que o volume bombeado pelo lado direito do coração se aproxime daquele bombeado pelo lado esquerdo, para que não haja o acúmulo excessivo de sangue nos sistemas circulatórios, pulmonar ou sistêmico, além de extravasamento excessivo de líquidos pelos capilares.

A segunda particularidade é que a maioria dos órgãos do corpo humano recebe sangue da aorta por meio de grandes artérias, e drena através do sistema venoso na veia cava, caracterizando uma organização em paralelo da distribuição do fluxo (Figura 3.5).

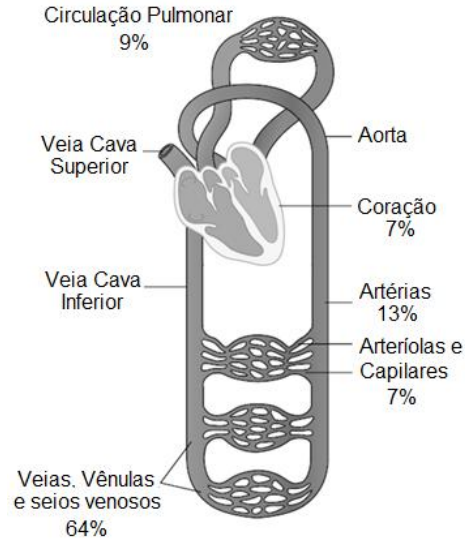


Figura 3.5: Distribuição de sangue na rede vascular e sua organização espacial (Adaptado de GUYTON, 2006).

Esta disposição apresenta as seguintes vantagens:

- 1) Caso haja a alteração do fluxo sanguíneo para algum órgão, os demais não serão afetados.
- 2) A resistência total ao fluxo sanguíneo é sempre menor que a menor resistência apresentada no sistema, evitando sobrecarga cardíaca.

O cálculo da resistência total de um sistema hidráulico em paralelo obedece a Equação 3.2 a seguir:

$$\frac{1}{R_t} = \sum_{R=R_1}^{R_n} \frac{1}{R} \quad (3.2)$$

Ou, na Equação 3.3, explicitando R_t :

$$R_t = \frac{1}{\sum_{R=R_1}^{R_n} \frac{1}{R}} \quad (3.3)$$

Tomando como exemplo um sistema em paralelo com três resistências:

$$R_1 = 5; R_2 = 10; R_3 = 20$$

Tem-se:

$$R_t = \frac{1}{\frac{1}{5} + \frac{1}{10} + \frac{1}{20}} = 2,86$$

Observa-se que a resistência total do sistema (2,86) é menor que a menor resistência isolada (5).

III.1.6) Curva de pressão aórtica

Um dos objetivos deste trabalho foi reproduzir o perfil de pressão no interior de uma aorta humana, portanto, nesta secção serão feitas algumas considerações a respeito deste perfil.

A ejeção de sangue para o interior da aorta pelo ventrículo esquerdo gera uma curva de pressão característica (Figura 3.6).

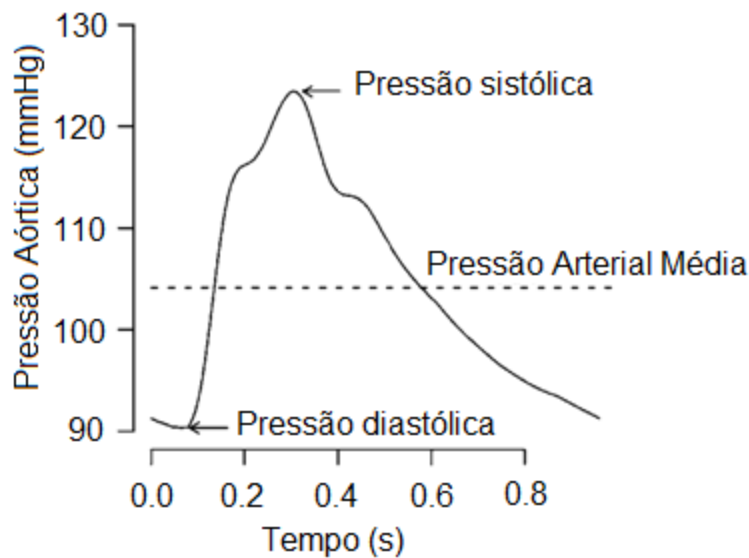


Figura 3.6: Perfil de pressão no interior de uma artéria aorta (Adaptado de AVOLIO, 2010).

A pressão mais alta da curva é denominada pressão sistólica, já a mais baixa é denominada pressão diastólica. A diferença entre as duas é denominada pulso arterial. À medida que a onda gerada pelo pulso arterial afasta-se do coração ocorrem mudanças no seu contorno devido à variação da complacência dos vasos, pela presença de ondas refletidas que se somam as ondas que viajam ao longo da árvore arterial além de outros fatores que produzem resistência ao fluxo sanguíneo.

A pressão arterial média (PAM) é dada pela média geométrica das pressões no interior da artéria. No entanto, para indivíduos em repouso, podemos estimar a PAM pela Equação 3.4 a seguir (KLABUNDE, 2005):

$$PAM \cong P_{dias} + \frac{1}{3} (P_{sist} - P_{dias}) \quad (3.4)$$

Sob frequências cardíacas mais altas, a PAM se aproxima da média aritmética de pressão sistólica e pressão diastólica, uma vez que o formato da curva torna-se mais estreito. É interessante observar que caso haja variação na complacência aórtica sem alteração na resistência e no débito sistólico, não haverá alteração da PAM, mas somente na amplitude do pulso arterial.

A curva de pressão na aorta é determinada basicamente pelo débito sistólico e pela complacência da parede aórtica. Complacência é definida como a relação entre volume e pressão conforme a Equação 3.5 a seguir:

$$C = \Delta v / \Delta p \quad (3.5)$$

Onde:

C = Complacência

Δv = Variação do volume

Δp = Variação da pressão

A complacência dos vasos não possui um valor fixo, pois suas propriedades mecânicas não se comportam de forma linear, ou seja, para um determinado grau de

estiramento da parede de um vaso, ele apresenta uma complacência diferente daquela encontrada em outro grau de estiramento.

A complacência de um vaso é dada em grande parte pela quantidade de elastina, colágeno e músculo presente e pelo arranjo destes componentes no tecido. A elastina oferece pouca resistência ao estiramento, ao contrário do colágeno. A aorta possui grande quantidade de elastina, pouco colágeno e uma delgada faixa muscular, sendo, portanto, um vaso de grande complacência capaz de amortecer o pulso de pressão proveniente do ventrículo esquerdo (Figura 3.7). Enquanto o sangue é ejetado para o interior da aorta, suas paredes se expandem “armazenando” pressão.

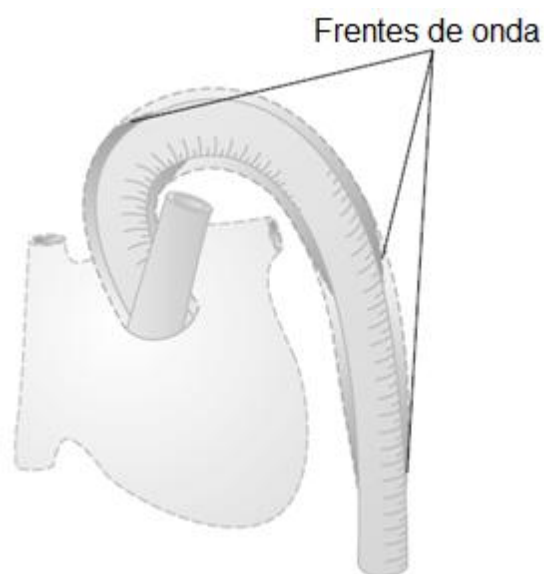


Figura 3.7: Amortecimento do pulso de pressão sistólica pelas paredes complacentes da aorta (Adaptado de GUYTON, 2006).

Se as paredes arteriais fossem rígidas, todo o volume ejetado na sístole teria que viajar pelos vasos periféricos instantaneamente e somente enquanto durasse esta fase. Durante a diástole não haveria fluxo. A presença de complacência associada à resistência oferecida pelas arteríolas, e às ramificações que aumentam a área de secção transversa dos vasos, amortece as pulsações de maneira que nos capilares o fluxo sanguíneo é basicamente contínuo e pouco pulsátil. Normalmente só se observam pulsações nos vasos capilares quando as arteríolas encontram-se muito dilatadas, oferecendo pouca resistência ao fluxo sanguíneo.

III.1.7) Hemodinâmica

Apesar da complexidade que permeia os processos da circulação existem três princípios básicos que a regem:

- 1) A taxa de fluxo sanguíneo destinada a determinado órgão ou tecido é controlada de acordo com a sua necessidade:

Quando um tecido apresenta-se sob atividade acima dos níveis de repouso existe a necessidade de maior aporte de nutrientes e oxigênio. Por vezes esta necessidade pode ser de 20 a 30 vezes maior que a necessidade no repouso. No entanto, o coração não é capaz de aumentar o débito cardíaco (que é igual ao débito sistólico multiplicado pela frequência cardíaca) em mais de quatro a sete vezes. Também não é interessante que as necessidades de um tecido particular afetem o aporte de sangue para todos os tecidos do organismo. Portanto, os microvasos de cada tecido monitoram suas necessidades e dilatam-se ou contraem-se para controlar o fluxo sanguíneo daquele local.

- 2) O débito cardíaco é regulado principalmente pela soma das necessidades locais dos tecidos:

Todo o sangue que flui pelos tecidos retorna ao coração por meio das veias. O influxo que chega ao coração é bombeado novamente para as artérias imediatamente. Ou seja, quanto maior o volume de sangue circulante pelos tecidos (o que é regulado pelas necessidades locais), maior o influxo para o coração e, portanto, maior o volume ejetado para as artérias. Entretanto, o coração necessita de impulsos nervosos especiais para ser capaz de bombear a quantidade de sangue requerida pelo organismo.

- 3) Em geral, a pressão arterial é controlada independentemente do controle de fluxo sanguíneo local ou do controle do débito cardíaco:

O sistema circulatório dispõe de um sistema extenso de controle da pressão arterial. Se por alguma razão, a pressão arterial média cair abaixo do seu nível normal de aproximadamente 100 mmHg, em alguns segundos, uma série de alterações regidas por reflexos nervosos, promove alterações circulatórias para que a pressão retorne para os níveis normais. Essencialmente ocorre aumento da força de bombeamento, aumento da frequência cardíaca, contração dos reservatórios venosos direcionando mais sangue para

o coração e contração das arteríolas ao longo do corpo, promovendo maior acúmulo de sangue nas grandes artérias e conseqüente aumento da pressão arterial.

III.1.7.1) Regulação local do fluxo sanguíneo

Conforme dito anteriormente, não é interessante para o organismo adotar mecanismos que aumentem o fluxo de todos os órgãos para suprir as necessidades metabólicas de um órgão em particular. Portanto cada região do organismo possui mecanismos regulatórios para seu aporte sanguíneo.

De forma aguda, o controle do fluxo sanguíneo local é comandado principalmente pela baixa de nutrientes e oxigênio. Quando há diminuição da disponibilidade de oxigênio e nutrientes, os esfíncteres pré-capilares e as paredes das arteríolas têm sua contração prejudicada. Relaxados, permitem maior influxo de sangue para o tecido em questão. Mecanismo semelhante ocorre quando há aumento do metabolismo local. Resíduos do metabolismo que possuem propriedades vasodilatadoras como gás carbônico e adenosina (proveniente da quebra da molécula de ATP) se difundem através do tecido, atingindo os esfíncteres pré-capilares e as paredes das arteríolas favorecendo sua dilatação.

Estes mecanismos descritos até então são conhecidos como mecanismos metabólicos e dois exemplos clássicos são a hiperemia reativa e a ativa. A primeira decorre do bloqueio mecânico do influxo sanguíneo para determinada região. A ausência de oxigenação além do acúmulo de metabólitos promove intensa vasodilatação local, no entanto, não há influxo devido ao bloqueio mecânico. Removido o bloqueio, imediatamente ocorre grande fluxo de sangue para a região. Pode-se experimentar o mecanismo bloqueando-se as artérias que irrigam a mão por alguns segundos e observar sua vermelhidão após a liberação do bloqueio. Já a hiperemia ativa é o resultado do aumento da atividade metabólica de certa região. O consumo rápido dos nutrientes e oxigênio desencadeia vasodilatação e conseqüente aumento do fluxo sanguíneo para a região. Pode-se observar, em pessoas de pele mais clara, o rubor na face durante a realização de exercícios físicos vigorosos. A pele, nestas ocasiões encontra-se sobre intensa atividade, pois é responsável pelo resfriamento do corpo como um todo.

Outro mecanismo de controle agudo do fluxo sanguíneo é o mecanismo miogênico. Quando ocorre aumento da pressão arterial, as paredes arteriais imediatamente se expandem, mas, através do mecanismo de despolarização muscular induzida pelo reflexo

de estiramento, ocorre contração. Este mecanismo é importante na prevenção de lesões por estiramento excessivo das paredes dos vasos. Existem outros mecanismos de regulação aguda e local do fluxo sanguíneo, como o de secreção de óxido nítrico devido ao stress de cisalhamento nas paredes dos vasos, além dos mecanismos específicos de regulação da circulação cerebral, renal e etc., mas, sua abordagem foge do escopo desta dissertação.

Até então, foram abordados os mecanismos de controle de fluxo local de curto prazo. A eficácia desses mecanismos é indiscutível, mas, nem sempre eles são capazes de ajustar precisamente o fluxo sanguíneo às necessidades metabólicas locais. Na maioria das vezes consegue-se um ajuste de aproximadamente três quartos da necessidade. Em algumas situações as necessidades metabólicas de um tecido podem se tornar elevadas ou diminuídas cronicamente e os mecanismos de regulação local de curto prazo tornam-se insuficientes. Neste caso, ocorrem principalmente, alterações na vascularização dos tecidos. Uma reconstrução física da rede vascular é ajustada para as novas necessidades do tecido em questão. Dentre os exemplos de reconstrução da rede vascular podemos citar o desenvolvimento de circulação colateral, que ocorre nos casos em que a circulação de uma região é bloqueada. Um novo canal vascular se desenvolve formando um *bypass* alternativo para a circulação.

III.1.7.2) Regulação sistêmica de pressão e do fluxo sanguíneo

Além dos mecanismos de controle local do fluxo sanguíneo existem mecanismos de controle sistêmico. É importante ressaltar que a categorização do tipo de regulação possui apenas fins didáticos, uma vez que todos os mecanismos na maioria das vezes agem em conjunto.

Uma das formas de controle sistêmico do fluxo sanguíneo é dada através de hormônios. Estes são secretados por glândulas especializadas e viajam pela corrente sanguínea para todo o corpo. Existem também hormônios secretados apenas em regiões específicas participando do controle local do fluxo sanguíneo. Os hormônios podem ter propriedades vasodilatadoras e vasoconstritoras. Dentre os vasodilatadores pode-se citar a bradicinina e a histamina. Dentre os vasoconstritores pode-se citar a noradrenalina, a angiotensina II e a vasopressina ou hormônio antidiurético. Outra forma de controle de pressão é através do sistema nervoso autônomo, onde o equilíbrio simpático e parassimpático é modulado através dos estímulos recebidos por terminações nervosas

espalhadas pelo corpo em forma de barorreceptores, nociceptores, quimioceptores, proprioceptores e etc.

III.2) Registro de pressão arterial

A prática de se examinar o pulso arterial existe desde 1600 AC (NELSON, 2010), porém o registro do perfil da onda de pressão só se tornou possível com a invenção do esfigmógrafo por Etienne Jules Marey em 1860 (AVOLIO, 2010) (Figura 3.8).

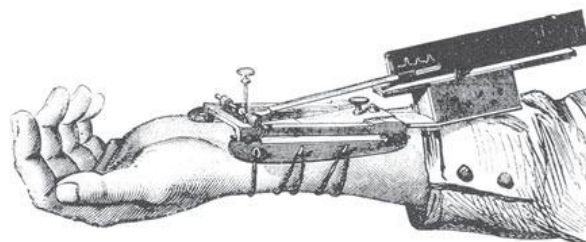


Figura 3.8: Esfigmógrafo (NELSON, 2010).

O advento dos métodos de medição de pressão arterial através de oclusão por manguitos (esfigmomanômetros) se deu no final do século XIX, com os experimentos de Riva-Rocci (1896). A partir de então esta modalidade de medição de pressão arterial tornou-se a mais corriqueira clinicamente e os métodos esfigmográficos foram deixados de lado. Em 1905 Korotkoff, acrescentou ao método esfigmomanométrico de Riva-Rocci (1896) a ausculta. Este método de avaliação de pressão arterial é o mais utilizado até hoje.

Apesar do baixo custo e da praticidade e rapidez com que se pode operar um esfigmomanômetro, este método ignora todo o perfil da onda de pressão que ocorre entre sístole e diástole, havendo apenas o registro pontual de pressão sistólica e pressão diastólica.

Em 1963, Pressman e Newgard redescobriram a esfigmografia através da técnica de tonometria que é a base para a gama de transdutores amplamente utilizados atualmente na detecção do pulso arterial periférico.

A curva de pressão na aorta só pode ser registrada diretamente por procedimentos invasivos, nos quais um cateter é posicionado no interior de seu lúmen.

De forma indireta, não invasiva, atualmente utiliza-se a tonometria da artéria radial associada a funções de transferência. Este último método é descrito como acurado e

reprodutível mesmo quando realizado por novatos. Um tonômetro consiste em um sensor de pressão do tipo *strain gauge* que é posicionado sobre a topografia da artéria radial pressionando-a levemente de forma a aplainá-la. A pressão arterial radial periférica é transmitida ao sensor e armazenada em formato digital. Através de funções matemáticas utilizando a transformada rápida de Fourier (FFT), criou-se um algoritmo, aprovado pela *Food and Drug Administration* (FDA), que permite a estimativa da pressão central (pressão na aorta) (NELSON, 2010).

III.2.1) Análise da curva de pressão na aorta

O formato da onda de pressão que se propaga pela árvore arterial varia ao longo de seu trajeto. No trecho da aorta, apresenta-se da seguinte forma (Figura 3.9):

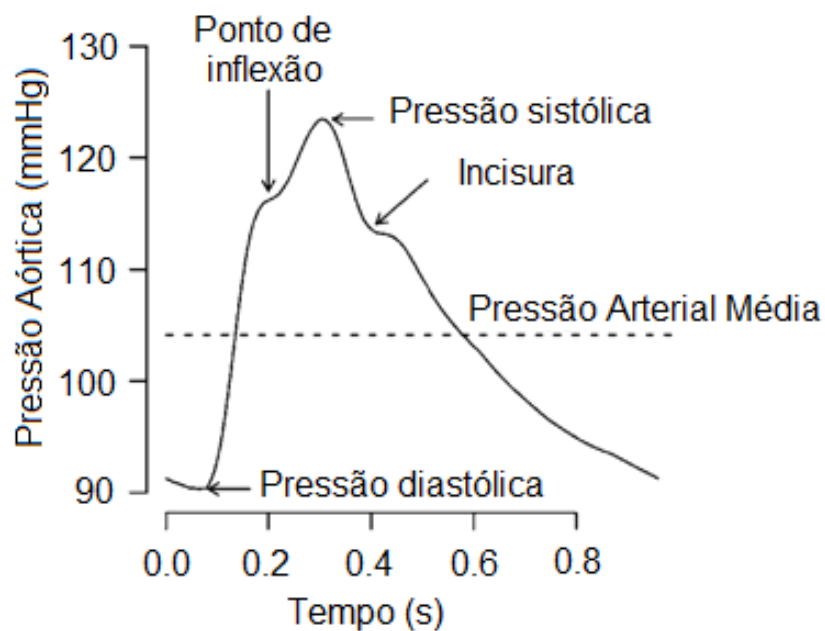


Figura 3.9: Perfil de pressão no interior da aorta. Obtido a partir de uma função de transferência aórtico-radial de tonometria de artéria radial de um homem de 50 anos (AVOLIO, 2010).

O perfil da onda de pressão se caracteriza basicamente pela soma de ondas transmitidas e refletidas (Figura 3.10) e depende dos seguintes fatores:

- 1) Amplitude e duração da ejeção ventricular.
- 2) Amplitude do pulso refletido.
- 3) Velocidade do pulso refletido.

Por sua vez, estes três parâmetros são influenciados por diversos outros, tais quais:

- 1) Enrijecimento das artérias: Promove maior velocidade de propagação do pulso tanto transmitido quanto refletido;
- 2) Frequência cardíaca: Quanto mais baixa, maior a duração da ejeção ventricular;
- 3) Resistência vascular sistêmica: Quanto mais baixa, menor a amplitude do pulso refletido;
- 4) Estatura do indivíduo: Quanto mais baixa, mais rápido o retorno da onda refletida, pela proximidade entre região de propagação e reflexão;

O momento do ciclo cardíaco em que a onda refletida se soma à onda transmitida possui grande importância na função cardíaca. Caso a onda refletida retorne durante a sístole, sua somação com o pulso transmitido resulta em aumento da pressão sistólica e diminuição da pressão diastólica. Tais eventos podem resultar respectivamente em hipertrofia do ventrículo esquerdo por aumento da pós-carga, e isquemia miocárdica devido à baixa pressão diastólica.

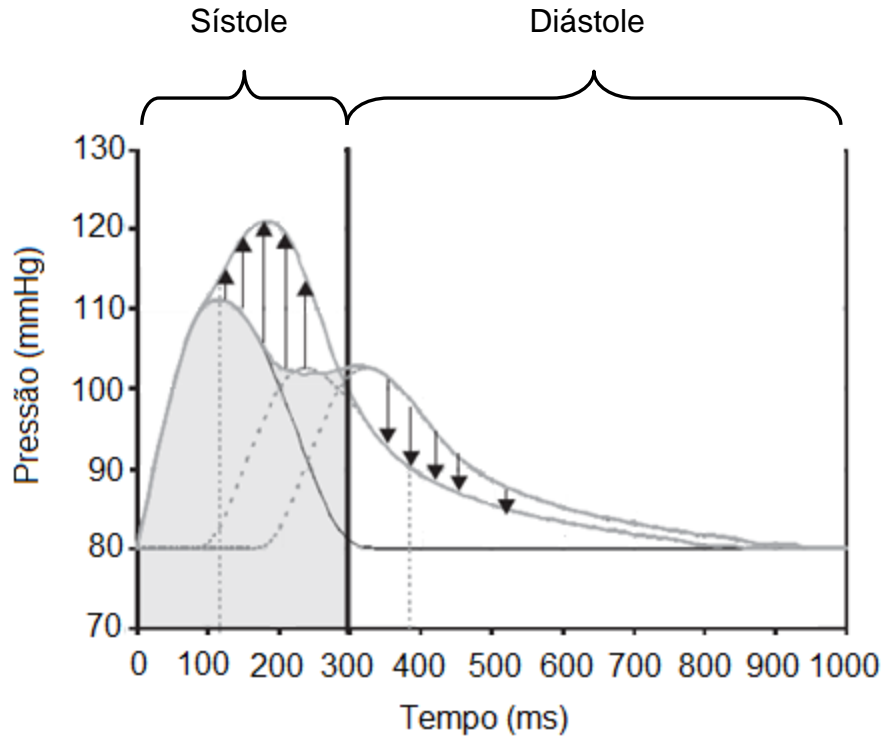


Figura 3.10: Exemplo de somação de onda transmitida e refletida com interferência gerando aumento da pressão sistólica e diminuição da pressão diastólica (NELSON, 2010).

É possível pontuar eventos e características, analisando o perfil da onda de pressão aórtica. Os dois principais são a pressão sistólica e a pressão diastólica, que correspondem respectivamente ao ponto mais alto e mais baixo da curva. A diferença entre os dois é o pulso de pressão. O momento em que a pressão começa a subir corresponde ao início da sístole. A primeira inflexão observada corresponde ao momento em que a onda refletida se soma a onda transmitida gerando um aumento na pressão sistólica. A relação entre aumento de pressão e pulso de pressão é chamada de índice de aumento e é expresso em termos percentuais. O tempo de ejeção é dado pelo início da sístole até o nó dicrótico (momento em que a válvula aórtica se fecha) e o tempo de reflexão é dado pelo início da sístole até o início do aumento de pressão.

III.3) Mecânica dos Fluidos

III.3.1) Viscosidade

O movimento dos fluidos se dá através do deslizamento de suas partículas, umas sobre as outras, na direção em que uma força é aplicada. A resistência ao deslizamento relativo entre as partículas é denominada viscosidade. A viscosidade é um dos fatores determinantes do tipo de escoamento de um fluido.

III.3.2) Regime de escoamento interno

Escoamentos internos são aqueles que ocorrem no interior de tubulações e podem ser laminares ou turbulentos (Figura 3.11).

O fluxo laminar é aquele onde o fluido escoam em *laminae*, ou camadas. A secção transversal de um tubo onde ocorre este tipo de escoamento apresenta um perfil parabólico. A velocidade é máxima no centro e se reduz progressivamente em direção as paredes do tubo.

O fluxo turbulento não apresenta um padrão definido de escoamento. Nele as partículas se misturam de forma não linear.

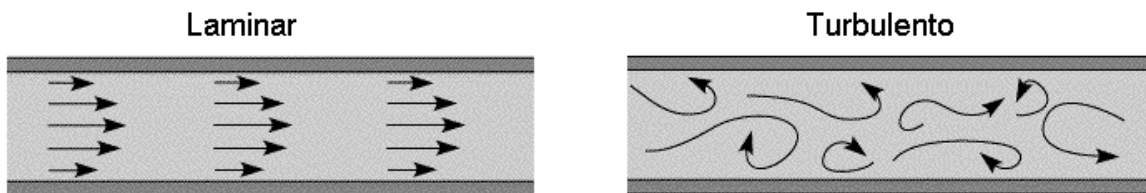


Figura 3.11: Regimes de escoamento.

O regime de escoamento de um líquido no interior de um tubo pode ser determinado pelo número de Reynolds (Equação 3.6) (FOX, 1998):

$$Re = \frac{\rho DC}{\mu} \quad (3.6)$$

Onde:

ρ = Densidade do fluido

D = Diâmetro interno do tubo

C = Velocidade média de fluxo do fluido

μ = Viscosidade dinâmica do fluido

Trata-se de uma grandeza adimensional onde fluxos laminares ocorrem para valores até 2000, fluxos turbulentos ocorrem para valores a partir de 3000 e valores entre 2000 e 3000, são considerados transicionais, podendo apresentar regime de escoamento laminar ou turbulento.

III.3.3) Princípio de Bernoulli

Este princípio expressa que um fluido ideal que circula por um tubo fechado mantém sua energia constante ao longo do seu percurso. A energia do fluido é dada pela soma da energia cinética devida à velocidade e energia potencial devida a pressão e altura do fluido (Equação 3.7).

$$\frac{V^2 \rho}{2} + P + \rho gh = Constante \quad (3.7)$$

Onde:

V = Velocidade do fluido

ρ = Densidade do fluido

P = Pressão do fluido

g = Aceleração da gravidade

h = Altura do líquido

A Figura 3.12 ilustra o princípio.

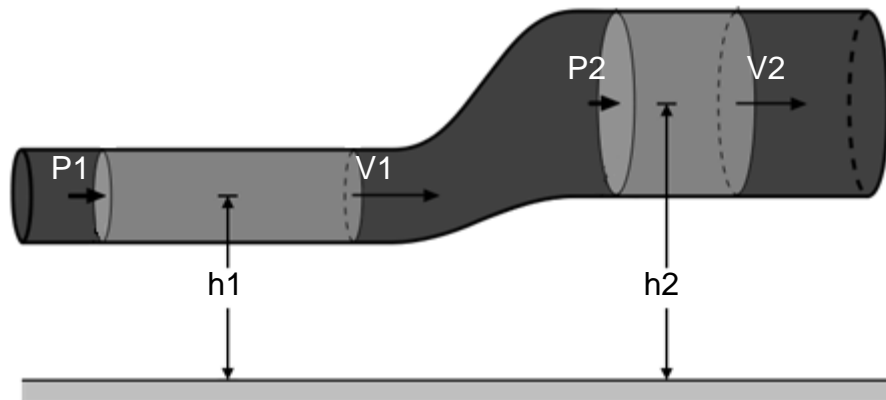


Figura 3.12: Princípio de Bernoulli: $\frac{v_1^2 \rho}{2} + P_1 + \rho g h_1 = \frac{v_2^2 \rho}{2} + P_2 + \rho g h_2$.

III.4) Viscoelasticidade

A teoria da elasticidade aborda as relações entre as forças aplicadas sobre um corpo e sua conseqüente deformação (SMITH, 1937). A força por unidade de área é chamada *stress* e a deformação em relação a sua forma original é chamada *strain* (McDONALD, 1974).

A habilidade de resistir a um *stress* é uma propriedade que distingue um sólido de um líquido. Todavia, um grande número de substâncias exibe propriedades tanto elásticas de um sólido quanto viscosas de um líquido. Estas substâncias são chamadas viscoelásticas (McDONALD, 1974) e as paredes arteriais fazem parte desta grande classe de elementos (BERGEL, 1960; BIA *et al.*, 2005).

III.4.1) Modelo de Maxwell

McDONALD (1974) representa modelos de viscoelasticidade através da associação de molas e amortecedores. O modelo de Maxwell consiste na associação em série de uma mola X e um amortecedor A. O comportamento da tensão ao longo do tempo ao se submeter o sistema a um estiramento mantido é representado na Figura 3.13 a seguir.

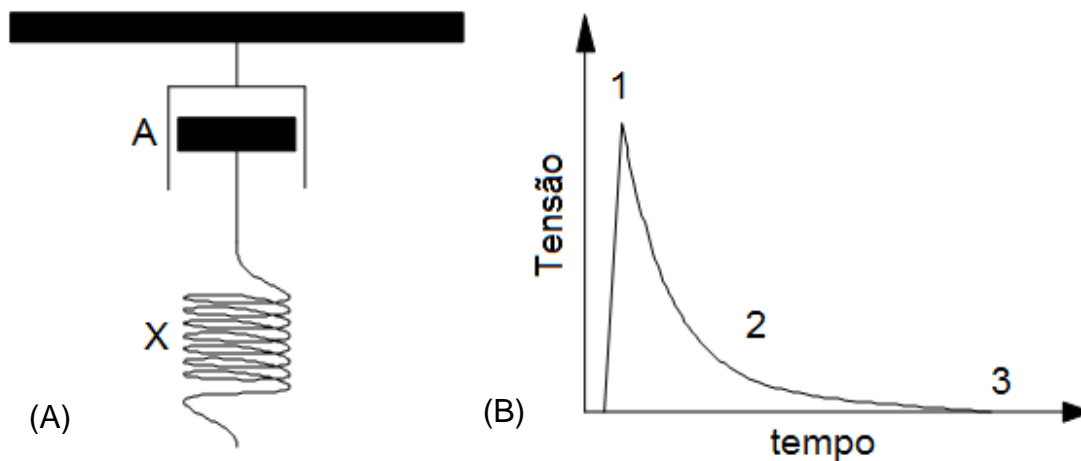


Figura 3.13: (A) Modelo Mola-Amortecedor de Maxwell contendo uma mola X posicionada em série com o amortecedor A (conectados a uma superfície fixa). (B): Curva da tensão em função do tempo, deste modelo quando submetido a um estiramento mantido na mola X. (McDONALD, 1974).

Em um primeiro instante (1), o sistema reage à tensão aplicada na extremidade de X de forma puramente elástica. Nos instantes seguintes o amortecedor A começa a ceder permitindo a retração de X, até o momento em que não há mais tensão na mola X (3).

III.4.2) Modelo de Voigt-Maxwell

Ainda utilizando associações de molas e amortecedores, McDONALD (1974) descreveu o modelo de Modelo de Voigt-Maxwell que consiste na associação em paralelo entre uma mola Y e um amortecedor A, e o conjunto associado em série com uma mola X. O comportamento da tensão ao longo do tempo ao se submeter o sistema a um estiramento mantido é representado na Figura 3.14 a seguir.

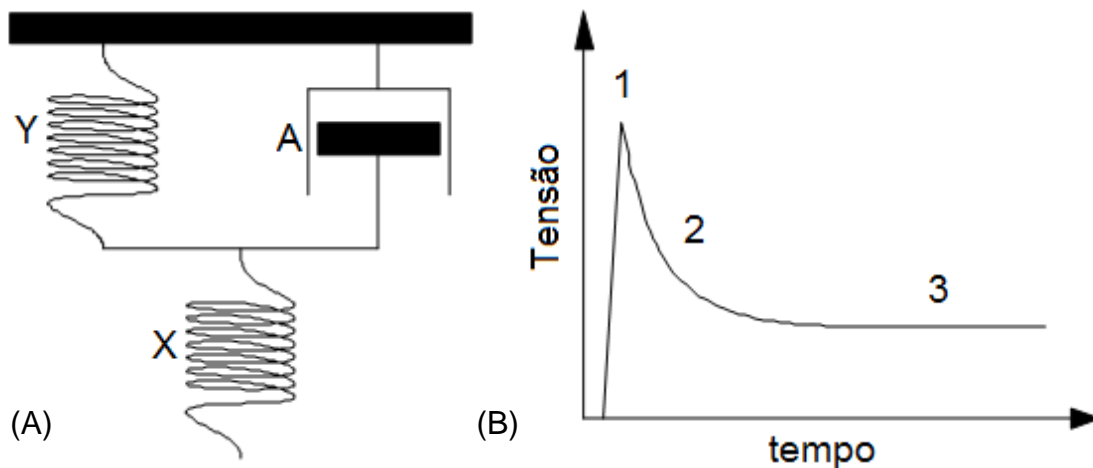


Figura 3.14: (A) Modelo Mola-Amortecedor de Voigt-Maxwell contendo uma mola Y posicionada em paralelo com o amortecedor A (conectados a uma superfície fixa) e ambos em série com a mola X. (B): Curva da tensão em função do tempo do modelo quando submetido a um estiramento mantido. Os instantes 1, 2 e 3 representam a resposta do sistema ao longo do tempo (McDONALD, 1974).

Em um primeiro instante (1), o sistema reage à tensão aplicada na extremidade de X de forma puramente elástica. Nos instantes seguintes o amortecedor A começa a ceder permitindo a retração de X e o estiramento de Y (2), até que haja equilíbrio entre as tensões em X e Y (3). Este modelo é considerado por McDONALD (1974) como o modelo mais simples para representação de viscoelasticidade de tecidos materiais vivos.

III.4.3) Modelo de Martins

MARTINS *et al.* (2009) desenvolveram um análogo hidráulico dos modelos de Maxwell e Voigt-Maxwell descritos por McDONALD (1974), utilizando uma seringa dividida em dois compartimentos preenchidos parcialmente por água e interligados por um gíglê (Figura 3.15).

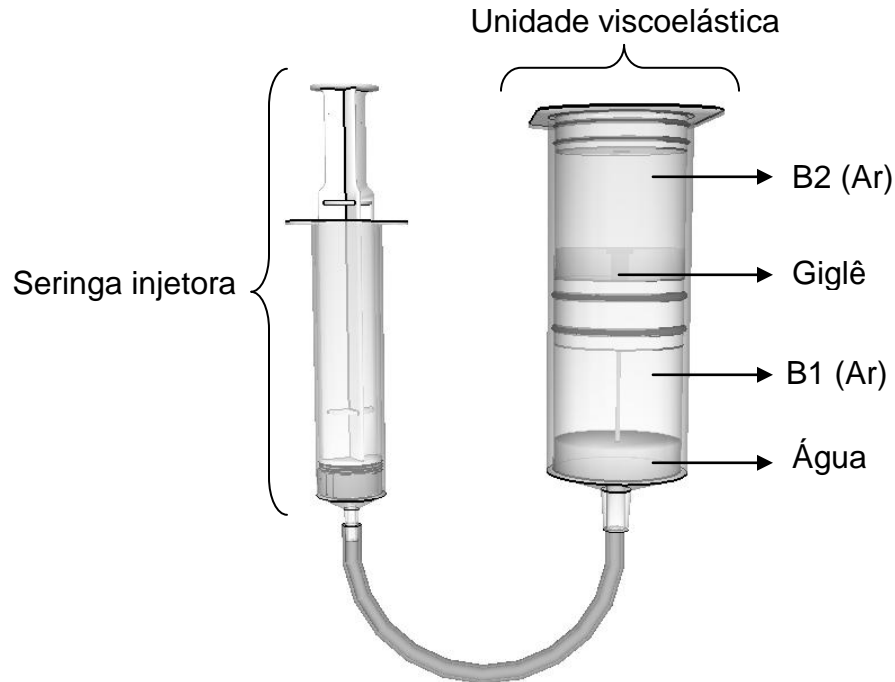


Figura 3.15: Diagrama esquemático do funcionamento da unidade viscoelástica (MARTINS *et al.*, 2009).

Ao injetar um volume constante de água para o sistema através de uma seringa injetora, e mantendo o êmbolo desta seringa pressionado, o volume de ar do primeiro compartimento (B1) é comprimido e o sistema se comporta inicialmente de forma puramente elástica, ou seja, B1 funciona como a mola X do modelo de Voigt-Maxwell. Nos instantes seguintes, o volume de água injetado se redistribui entre o primeiro e o segundo compartimento, mas a vazão é controlada pela resistência oferecida à passagem do líquido no estreito gíglê contido entre os compartimentos, ou seja, B2 funciona como a mola Y e o gíglê como o amortecedor A do modelo de Voigt-Maxwell. O sistema entra em equilíbrio quando a pressão em B2 se iguala a pressão em B1. Para que o sistema se comporte de forma equivalente ao modelo de Maxwell basta que o compartimento B2, seja aberto para o meio ambiente.

III.5) Lei de Boyle

A Lei de Boyle pode ser obtida a partir da lei dos gases ideais (Equação 3.8):

$$PV = nRT \quad (3.8)$$

Onde:

P = Pressão do gás

V = Volume ocupado pelo gás

n = número de moles

R = Constante universal dos gases perfeitos

T = Temperatura do gás

Em uma transformação isotérmica envolvendo um gás ideal, o produto do volume e da pressão gasosa é constante. Isto pode ser inferido já que se pode eliminar o fator nRT que é constante. Sendo assim obtém-se a Lei de Boyle (Equação 3.9):

$$P_0 \cdot V_0 = P_1 \cdot V_1 \quad (3.9)$$

Onde:

P_0 = Pressão inicial

V_0 = Volume inicial

P_1 = Pressão ao fim da transformação

V_1 = Volume ao fim da transformação

CAPITULO IV

MATERIAIS E MÉTODOS

Nesta secção será apresentado o circuito hidráulico mimetizador de ejeção do ventrículo esquerdo e de pressão no interior da aorta confeccionado. Em seguida cada componente do circuito será descrito com riqueza de detalhes. Por último serão abordadas a montagem do circuito, a calibração do sensor de pressão e a metodologia utilizada para geração e coleta de sinais.

Para confecção do circuito e realização dos experimentos, foram utilizados os seguintes materiais:

- 1) 1 (uma) bomba por pistão cuja ejeção mimetiza a do ventrículo esquerdo, projetada no Laboratório de Ultrassom do Programa de Engenharia Biomédica da COPPE/UFRJ e confeccionada no Centro de Ciências Matemáticas e da Natureza (CCMN/UFRJ).
- 2) 1 (um) par de válvulas unidirecionais projetadas e confeccionadas no Laboratório de Ultrassom do Programa de Engenharia Biomédica da COPPE/UFRJ.
- 3) 1 (uma) prótese valvar aórtica de pericárdio bovino desenvolvida pela Divisão de Bioengenharia - InCor - HC - FMUSP.
- 4) 1 (um) circuito hidráulico capaz de reproduzir as propriedades viscoelásticas, resistivas e capacitivas da rede vascular humana, projetado e confeccionado no Laboratório de Ultrassom do Programa de Engenharia Biomédica da COPPE/UFRJ.
- 5) 1 (uma) fonte de alimentação (ICEL PS-4100).
- 6) 1 (um) motor de passo (Akiyama AK57H/3-18).
- 7) 1 (um) driver de motor de passo (Akiyama AKDMP5-3.5A).
- 8) 1 (uma) placa I/O (National Instruments PCI-6221).
- 9) 1 (um) sistema de medição eletrônica para PC's (Spider 8-HBM).
- 10) 1 (um) PC comercial.
- 11) 1 (um) sensor de pressão para monitorização invasiva de pressão arterial (Hewlett Packard 1290 A Transducer).

- 12) 1 (uma) coluna d'água de 240 cm graduada de 10 em 10 cm.

IV.1) Montagem do Circuito Hidráulico

A Figura 4.1 a seguir ilustra a montagem do circuito e as diversas partes que o compõem.

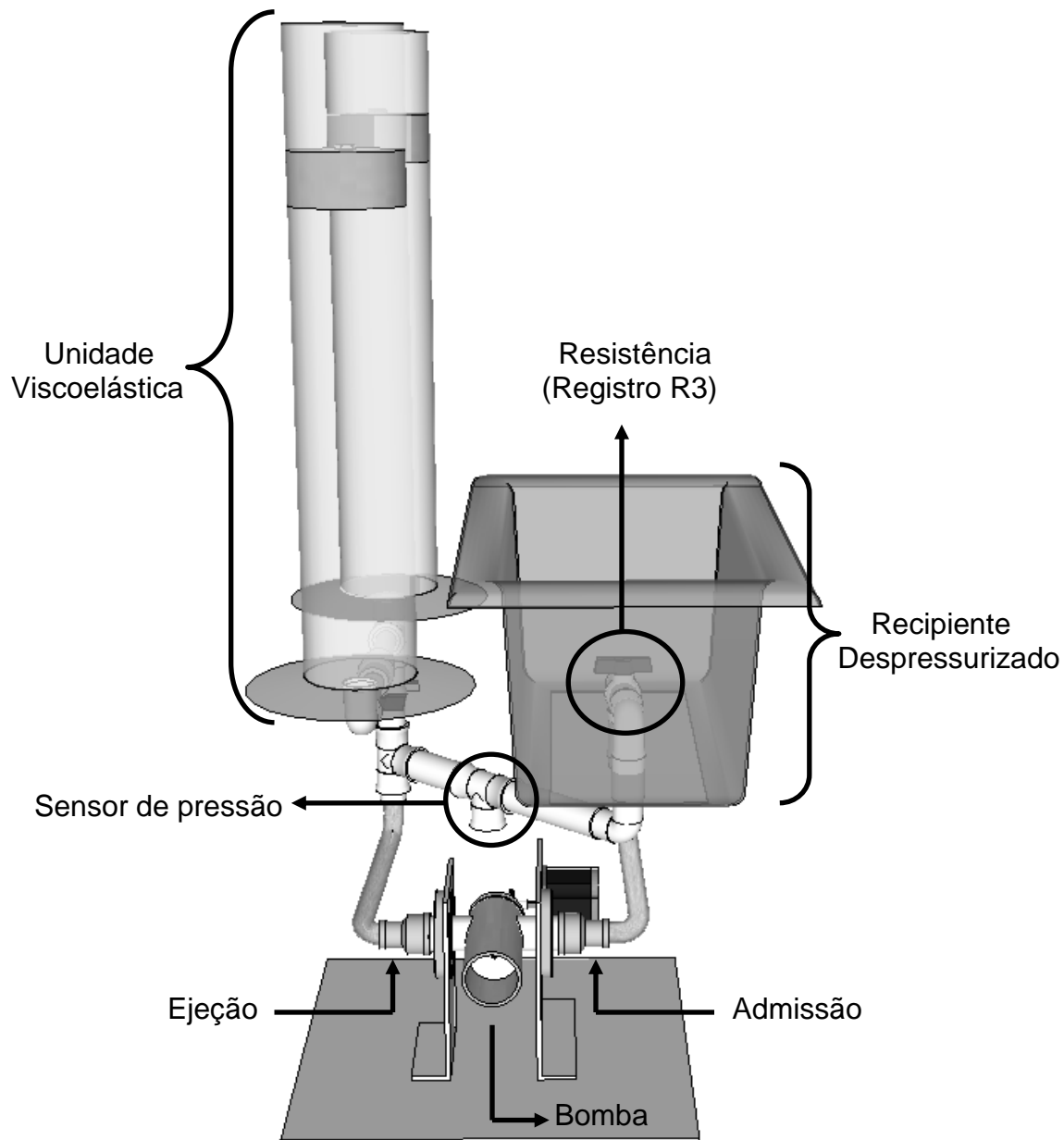


Figura 4.1: Diagrama esquemático da montagem do circuito hidráulico.

A principal estrutura do circuito é a bomba, uma vez que é através dela que o líquido é propellido pelo circuito. A bomba possui duas portas: a de admissão e a de ejeção, ambas equipadas com válvulas unidirecionais. Na porta de admissão a válvula permite fluxo para o interior da bomba representando a válvula mitral ou válvula átrio-ventricular esquerda. O interior da bomba representa a câmara ventricular esquerda. A incursão do seu pistão em um sentido gera pressão negativa e preenche a câmara com líquido proveniente do reservatório despressurizado. A incursão no sentido oposto propelle o líquido através da porta de ejeção, onde está instalada a outra válvula unidirecional, permitindo fluxo apenas para o exterior da bomba. Esta válvula reproduz o funcionamento da válvula aórtica. Percebe-se que as válvulas funcionam de forma alternada e, portanto, permitem o fluxo em apenas um sentido. Quando a bomba está em sua fase de enchimento, a válvula de admissão está aberta e a de ejeção fechada, já na fase de ejeção ocorre o inverso. As válvulas seguem o padrão de funcionamento das válvulas cardíacas, permanecendo abertas ou fechadas passivamente, de acordo com o gradiente de pressão, sem que haja mecanismos ativos para o seu funcionamento.

Imediatamente após a válvula de ejeção, o circuito é acoplado através de um tubo de PVC flexível, um conector em T e um registro (R1), à unidade viscoelástica (Figura 4.2).

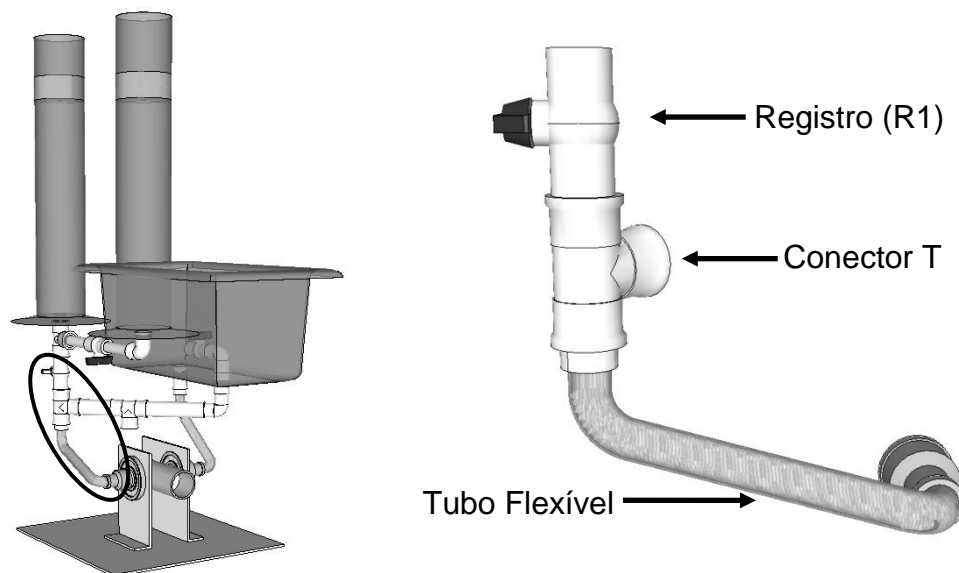


Figura 4.2: Destaque do acoplamento entre a unidade viscoelástica e o restante do circuito hidráulico.

Nesta, durante a fase de ejeção, ocorre o amortecimento e armazenamento da pressão, conforme descrito na secção IV.4.3 destinada ao princípio de funcionamento da unidade viscoelástica. Durante a fase de re-enchimento, a pressão armazenada nas bolhas, juntamente com o fechamento da válvula de ejeção, mantêm o bombeamento, pois garantem queda lenta da pressão, como no interior da artéria aorta, e não brusca, como ocorre no interior do ventrículo esquerdo (Figura 4.3).

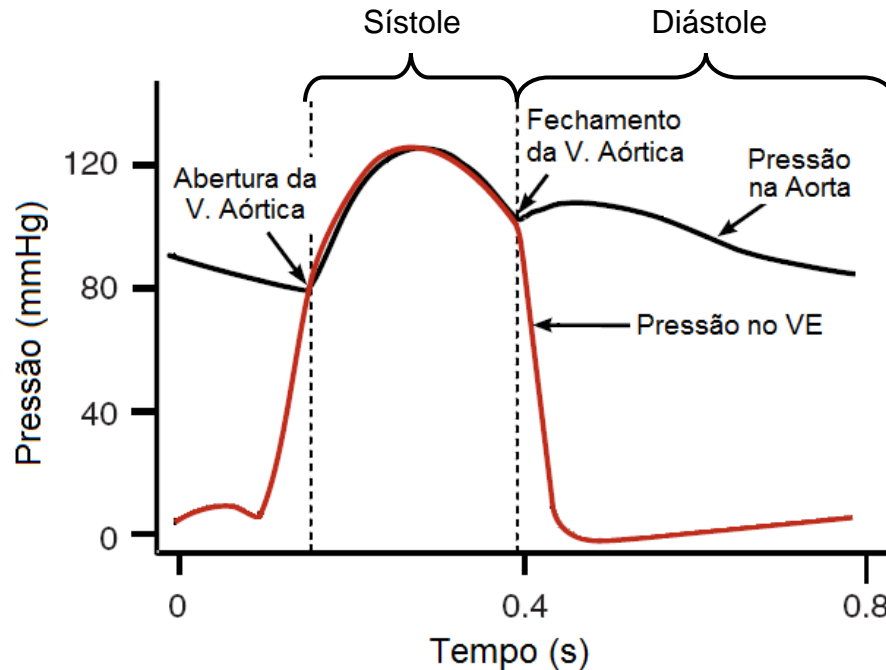


Figura 4.3: Perfil de pressão no interior da aorta (linha preta) e do ventrículo esquerdo (linha vermelha) (Adaptado de KLABUNDE, 2005).

O registro (R1) encontrado nesta conexão funciona como um regulador da taxa de amortecimento que é fornecida para o circuito.

O outro ramo da conexão T segue para o reservatório despressurizado e antes de chegar a ele, passa por mais um registro (R3) (Figura 4.2). Este realiza a função efetiva do somatório das resistências oferecido principalmente pelas arteríolas e esfíncteres pré-capilares do sistema vascular.

O trecho contido entre a válvula de ejeção e o registro (R3) que antecede o reservatório despressurizado, incluindo a unidade viscoelástica, é chamado de trecho pressurizado do circuito. Este trecho é o de maior importância do circuito, pois representa a aorta humana. É nele que se encontra o sensor de pressão (Figura 4.2) e é também, a partir deste trecho, que emergirão os ductos para ensaios com TTFM.

O trecho contido entre o registro (R3) que antecede o reservatório despressurizado até a válvula de admissão da bomba, é chamado de trecho despressurizado e contém basicamente o reservatório que realiza a função capacitiva do trecho venoso da rede vascular. Este reabastece a bomba quando ela se encontra na fase de re-enchimento, completando o circuito hidráulico fechado.

A seguir serão descritas as diversas partes do circuito e suas funções com maior riqueza de detalhes.

IV.2) Bomba

A Figura 4.4 a seguir ilustra a bomba confeccionada.

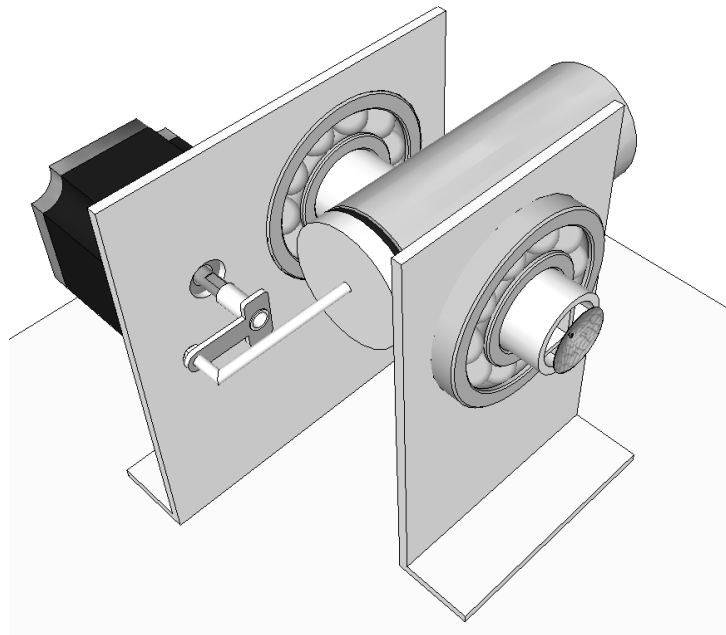


Figura 4.4: Diagrama esquemático da bomba (vista diagonal superior).

IV.2.1) Função

Reproduzir o padrão desacelerado de ejeção cardíaca, conforme a Figura 4.5 a seguir:

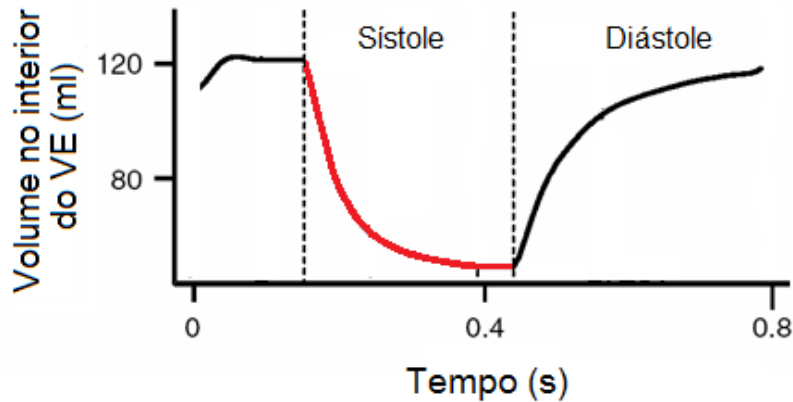


Figura 4.5: Padrão de ejeção desacelerado do ventrículo esquerdo durante a sístole (trecho em vermelho).

IV.2.2) Confecção

Para a confecção da bomba e toda a estrutura que a sustenta, foram utilizados:

- 1) 1 (um) tubo de alumínio de 44,5 mm de diâmetro interno, 3 mm de parede e 115 mm de altura (Figura 4.6 - 1).
- 2) 2 (dois) tubos de alumínio com 25 mm de diâmetro interno e 3 mm de parede (Figura 4.6 - 2 e 3).
- 3) 2 (dois) rolamentos (SKF - Brasil) (Figura 4.6 - 4).
- 4) Placas de alumínio de 3 mm de espessura (Figura 4.6 - 5).
- 5) 1 (um) tarugo de Nylon de 50 mm de diâmetro (Figura 4.6 - 6).
- 6) 1 (um) tarugo de Teflon de 44,5 mm de diâmetro (Figura 4.6 - 7).
- 7) 1 (uma) haste de aço inoxidável de 4 mm de espessura e 120 mm de comprimento (Figura 4.6 - 8).
- 8) 1 (uma) peça de aço inoxidável em T que se acopla ao eixo do motor de passo descrevendo um raio de 25 mm (elemento motor) (Figura 4.6 - 9).
- 9) 1 (um) motor de passo (Akiyama AK57H/3-18) (Figura 4.6 - 10).
- 10) 2 (duas) válvulas unidirecionais (Figura 4.6 - 11 e 12).
- 11) Parafusos, arruelas e porcas para montagem e fixação.
- 12) *O'rings*, fita de PVC veda-juntas e resina epoxy para vedação (Figura 4.6 -13).

O tubo de alumínio de 44,5 mm foi utilizado como a câmara principal da bomba (Figura 4.6 - 1), exercendo a função da câmara ventricular esquerda. Em suas laterais

foram realizados dois orifícios onde foram inseridos, de forma simétrica, os tubos de alumínio de 25 mm. Estes tubos funcionam como portas de admissão (Figura 4.6 - 2) e ejeção (Figura 4.6 - 3) da bomba e neles estão acopladas as válvulas unidirecionais (Figura 4.6 - 11 e 12), que serão descritas na secção IV.3. No interior da câmara principal, está posicionada a haste de aço inoxidável (Figura 4.6 - 8). Em uma extremidade da haste está fixado o tarugo de Teflon (Figura 4.6 - 7), que funciona como o pistão da bomba, e na outra extremidade está acoplada a peça de aço inoxidável em T que funciona como elemento motor (Figura 4.6 - 9). Esta, por sua vez, está acoplada ao eixo do motor de passo (Figura 4.6 - 10). Nas faces externas das portas de admissão e ejeção estão acoplados os rolamentos (Figura 4.6 - 4), que permitem a movimentação da bomba em torno do seu eixo de giro. Por sua vez, os rolamentos estão acoplados a uma estrutura confeccionada em placas de alumínio (Figura 4.6 - 5) que funciona como base de sustentação para todo o conjunto. As regiões onde havia risco de vazamento de líquidos foram vedadas, com fitas veda-rosca, *o'ring*s (Figura 4.6 - 13), ou coladas com resina epoxy.

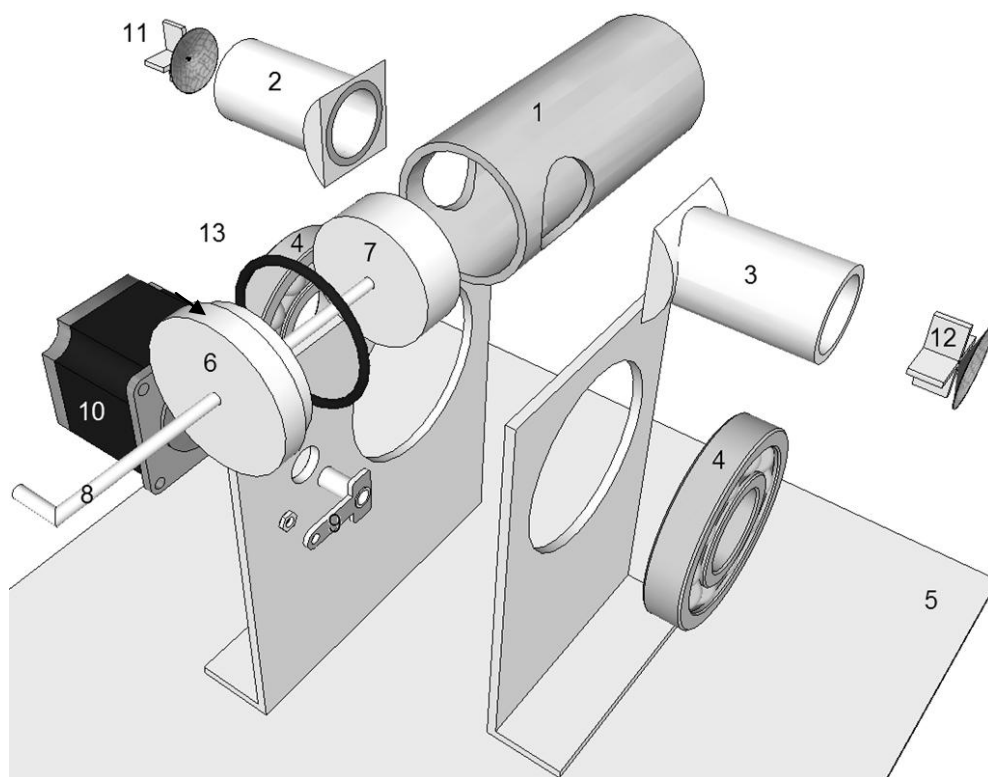


Figura 4.6: Diagrama esquemático da bomba (diagrama explodido): 1) câmara principal, 2) porta de admissão, 3) porta de ejeção, 4) rolamentos, 5) base de sustentação, 6) tarugo de Nylon, 7) tarugo de Teflon, 8) haste de aço inoxidável, 9) elemento motor em T, 10) motor de passo, 11) válvula de admissão, 12) válvula de ejeção, 13) *o'ring*.

IV.2.3) Princípio de funcionamento

Para se conseguir o padrão de ejeção desacelerado do ventrículo esquerdo com esta bomba por pistão, foi necessária sua montagem segundo a geometria esquematizada na Figura 4.7 a seguir:

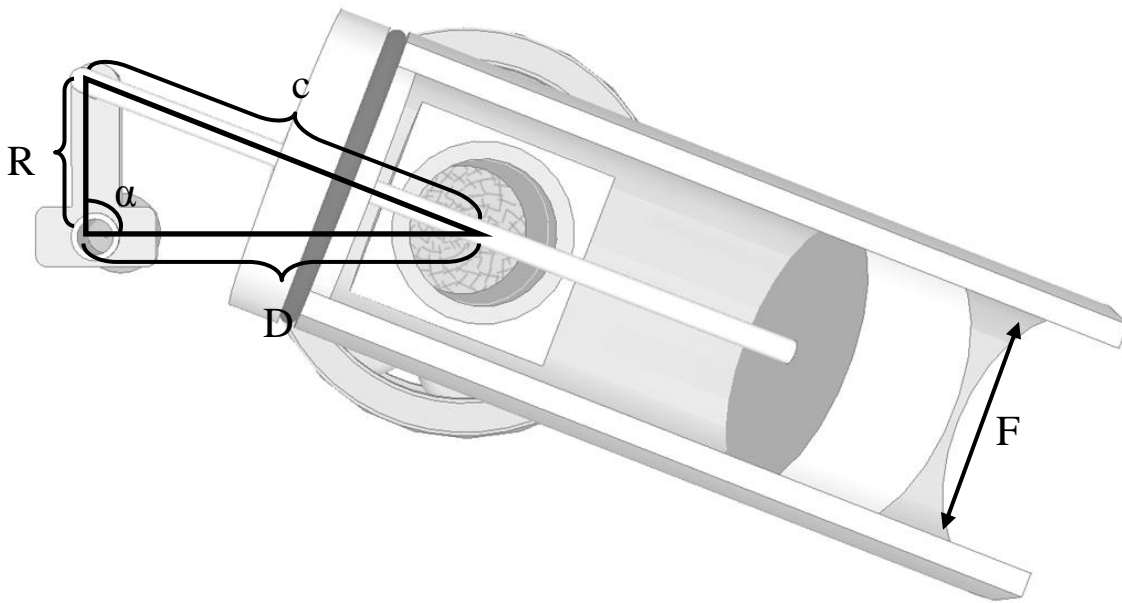


Figura 4.7: Diagrama esquemático da bomba (corte sagital) e suas dimensões-chave.

A distância c da Figura 4.7 varia de acordo com o ângulo α durante o funcionamento da bomba, segundo a Equação 4.1 a seguir:

$$c_{\alpha} = \sqrt{R^2 + D^2 - 2DR\cos\alpha} \quad (4.1)$$

Onde:

α = Ângulo entre o elemento motor e a horizontal

c = Distância entre a extremidade da haste e o eixo de giro da bomba

R = Raio de giro do elemento motor

D = Distância entre o eixo de giro do elemento motor e o eixo de giro da bomba

O volume de líquido ejetado pela bomba é dado pela Equação 4.2 a seguir:

$$\Delta v = \pi F^2 / 4 (c_{0^\circ} - c_{180^\circ}) \quad (4.2)$$

Onde:

F = Diâmetro interno do cilindro

As dimensões foram ajustadas através de um programa implementado em Matlab 7.1 (Mathworks Inc.) de forma a se obter padrão de ejeção e volume ejetado semelhantes aos de uma sístole humana. Foram elas:

$R = 2,5$ cm

$D = 7$ cm

$F = 4,45$ cm

A partir destas dimensões obteve-se a seguinte curva de ejeção para uma haste do pistão com o comprimento de 12 cm (Figura 4.8):

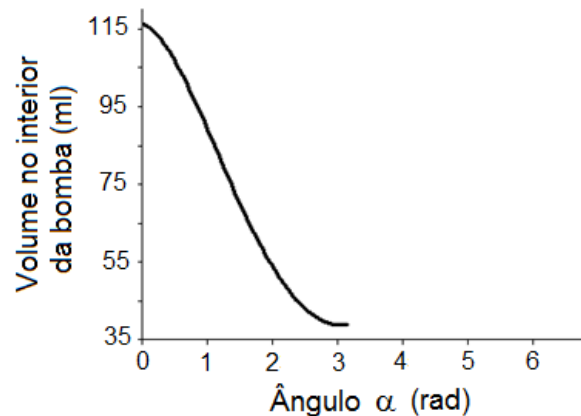


Figura 4.8: Padrão de ejeção da bomba obtido a partir das dimensões descritas.

IV.3) Válvulas unidirecionais de Plastisol (PVCP)

O Plastisol é o produto da dispersão de resina vinílica em líquidos orgânicos e pode ser formulado para se obter características atóxicas resistentes a água, a óleo, fungos e a

agressões por produtos químicos. Estas resinas quando aquecidas vulcanizam dando origem a uma borracha maleável. A Figura 4.9 a seguir ilustra uma válvula de Plastisol confeccionada no LUS.

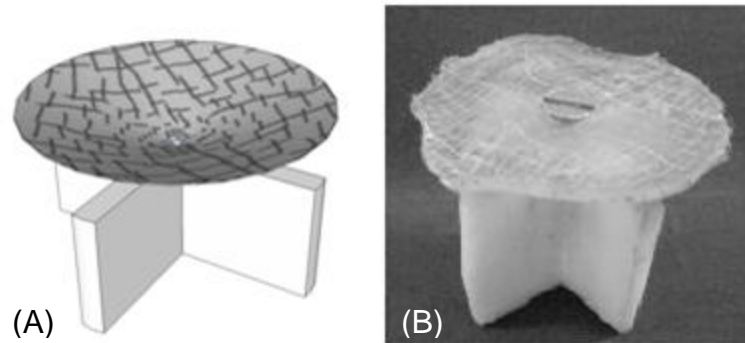


Figura 4.9: (A) Diagrama esquemático e (B) fotografia da válvula unidirecional de Plastisol.

IV.3.1) Função

Reproduzir a função específica das válvulas mitral e aórtica nas portas de admissão e ejeção, respectivamente. Asseguram o fluxo unidirecional de líquidos no circuito.

IV.3.2) Confeção

Para confecção das válvulas foram utilizados:

- 1) 1 (uma) fôrma de alumínio
- 2) Gaze (trama de algodão)
- 3) Plastisol
- 4) Estrutura de PVC em forma de cruz
- 5) Parafusos

Foi confeccionada uma fôrma de alumínio circular de 34 mm de diâmetro e 2 mm de profundidade. Nesta fôrma colocada uma trama de algodão (gaze), foi vertido Plastisol em fase líquida. Colocando-se o conjunto em uma estufa a 150°C, o Plastisol vulcaniza. A trama de algodão confere maior resistência à tração ao disco de Plastisol vulcanizado. Este disco é então fixado ao centro da estrutura de PVC através de um pequeno parafuso para, em seguida, serem acopladas as portas de admissão e ejeção da bomba. Vale lembrar que este modelo de válvula utilizado não reproduz de forma fiel o mecanismo de

abertura e fechamento das válvulas cardíacas. Obviamente existem repercussões no perfil de fluxo decorrentes deste modelo alternativo de válvula, principalmente no segmento imediatamente após seu posicionamento. Nesta dissertação não foram estudadas estas repercussões. Houve apenas a preocupação de se criar um mecanismo que permitisse fluxo unidirecional. Uma válvula mitral, por exemplo, possui dois folhetos que se abrem do centro para as laterais e uma válvula aórtica possui três folhetos que se abrem da mesma forma, oferecendo pouca resistência ao fluxo, principalmente no centro do óstio. Neste modelo de válvula confeccionado, existe apenas um folheto que se abre das laterais para o centro, oferecendo resistência adicional ao fluxo, o que não ocorre fisiologicamente. Além disso, a estrutura de PVC também oferece resistência à passagem de fluidos.

IV.3.3) Princípio de funcionamento

A estrutura anteriormente descrita permite que as válvulas abram-se em um sentido e fechem-se no outro, passivamente, de acordo com o gradiente de pressão através de seus folhetos.

IV.4) Prótese valvar de pericárdio bovino

Na continuação do trabalho foi conseguida uma doação de duas próteses valvares aórticas, no entanto optou-se por utilizar apenas uma delas, na porta de ejeção da bomba (Figura 4.10).

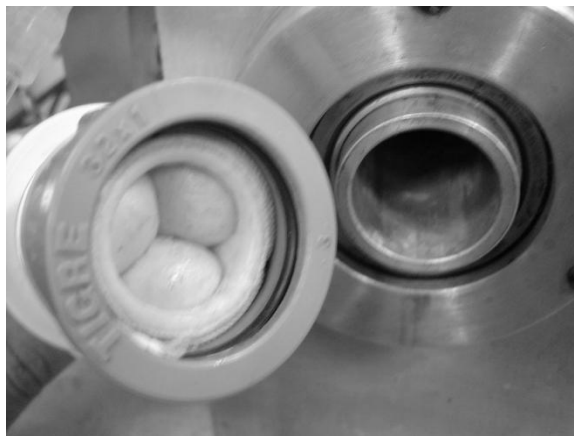


Figura 4.10: Prótese valvar de pericárdio bovino acoplada a porta de ejeção da bomba.

Este modelo de válvula é utilizado em cirurgias de substituição de válvulas cardíacas (valvuloplastias) e segue o padrão de funcionamento fisiológico, provavelmente oferecendo menor resistência ao fluxo e menor turbilhonamento do que a válvula confeccionada em Plastisol no LUS.

IV.5) Unidade viscoelástica

A Figura 4.11 a seguir ilustra a unidade viscoelástica.

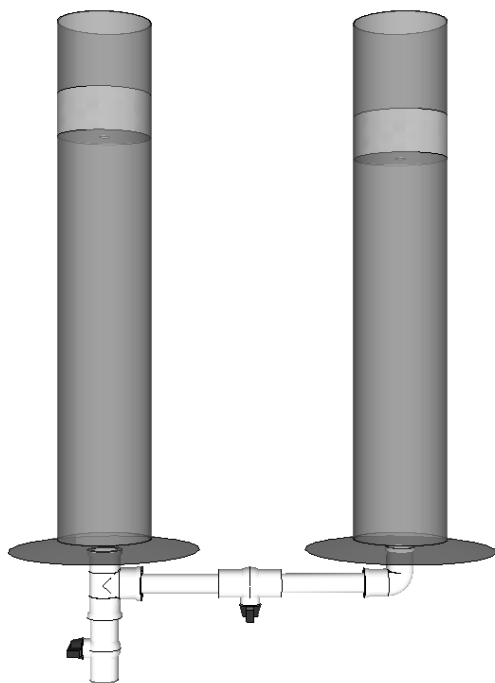


Figura 4.11: Diagrama esquemático da unidade viscoelástica.

IV.5.1) Função

Confere a característica viscoelástica das artérias ao circuito hidráulico de paredes rígidas, isto é, cede parcialmente à pressão durante a sístole (injeção da bomba) e durante a diástole (re-enchimento da bomba), mantém o bombeamento, pois garante queda lenta da pressão.

IV.5.2) Confeção

Para confecção da unidade viscoelástica foram utilizados:

- 1) 1 (uma) proveta de 2 litros de capacidade
- 2) 1 (uma) proveta de 1 litro de capacidade
- 3) 2 (duas) rolhas
- 4) Tubos de PVC de ½ polegada
- 5) Reduções (1/ ½) de PVC
- 6) 2 (dois) registros PVC
- 7) 2 (duas) conexões tipo flange
- 8) 1 (uma) conexão em joelho
- 9) 1 (uma) conexão em T
- 10) Parafusos
- 11) O'rings e fita veda-rosca para vedação

As duas provetas foram ligadas entre si através das conexões e tubos de PVC. Entre elas foi colocado um registro que controla a vazão. A unidade viscoelástica foi acoplada ao restante do circuito através de outro registro.

IV.5.3) Princípio de funcionamento

No modelo proposto neste trabalho, o sistema desenvolvido por MARTINS *et al.* (2009), descrito na secção III.4.3, sofreu algumas alterações. A mais importante delas foi o redimensionamento para adequá-lo ao volume de ejeção da bomba.

Foram utilizadas duas provetas, vedadas por rolhas. As provetas representam B1 e B2 e foram interligadas por um tubo de PVC de 0,5 polegadas contendo um registro (R2). A presença do registro é outra diferença notável em relação ao modelo original. Com ele, é possível o ajuste da resistência à passagem de líquidos entre B1 e B2, funcionando como um giclê ajustável. Nota-se também, neste segmento do sistema, que a interligação entre os compartimentos se faz na horizontal e não mais na vertical, como no modelo original. A figura 4.12 ilustra essa montagem.

A injeção de líquido que era feita manualmente no modelo de MARTINS *et al.* (2009), agora é realizada pela bomba descrita anteriormente. O impedimento do refluxo

de líquidos para o instrumento injetor, que, no modelo original, era garantido manualmente pela manutenção do êmbolo da seringa injetora na mesma posição do fim da injeção, agora é garantido pelo fechamento da válvula contida na porta de ejeção da bomba.

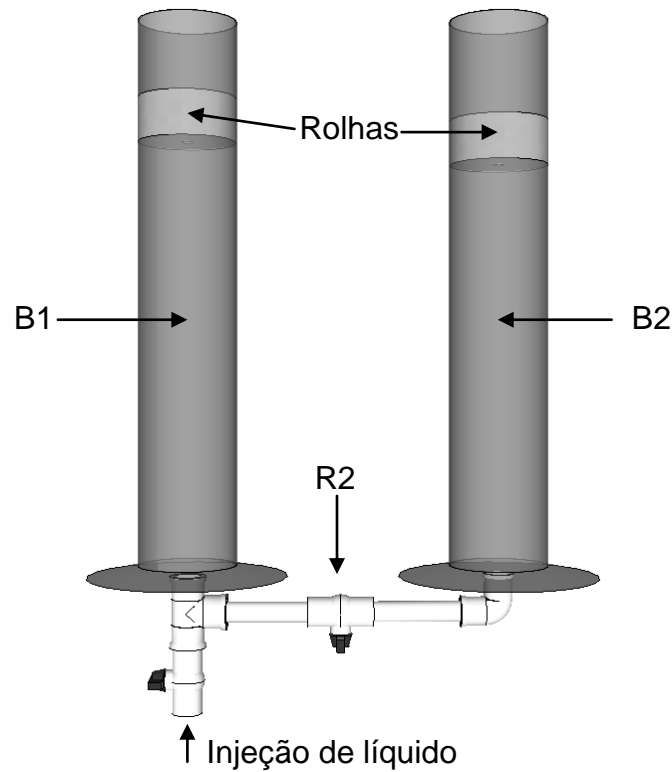


Figura 4.12: Diagrama esquemático dos elementos da unidade viscoelástica. B1 e B2 são bolhas de ar, as rolhas mantêm a vedação do sistema, R2 controla da passagem de líquido de B1 para B2.

No momento da injeção, o volume de líquido injetado comprime B1 e, pela compressibilidade do ar, é propelido para B2. Este é o efeito elástico do sistema. A resistência à passagem deste líquido é dada pela resistência ajustável contida nas provetas (R2), que corresponde à característica viscosa do sistema. Caso não haja nova injeção da bomba, o sistema caminha para o equilíbrio pressórico entre B1 e B2. Mas durante o funcionamento cíclico, este equilíbrio não chega a ser atingido, pois uma nova injeção interrompe a queda de pressão.

IV.5.4) Dimensionamento dos volumes das bolhas B1 e B2

Conforme descrito na secção IV.4.3 destinada ao funcionamento da unidade viscoelástica, B1 e B2 funcionam como as molas do modelo mola-amortecedor de Voigt-Maxwell, descrito por McDONALD (1974). Quanto maior o volume, maior a complacência do sistema.

Os volumes de B1 e B2 podem ser dimensionados de duas formas. A primeira delas é posicionando as rolhas das provetas na altura desejada. A segunda é preenchendo as provetas de líquido de forma a restar, até a rolha, o volume de ar desejado.

Neste experimento, inicialmente, utilizou-se o mesmo dimensionamento descrito por MARTINS *et al.* (2009). Este autor utilizou o mesmo volume para B1 e B2, 16 ml cada, para uma injeção de 2 ml. O objetivo foi atingir, no trecho de comportamento puramente elástico do sistema, a pressão de 200 cmH₂O (147 mmHg) e posteriormente um platô de pressão em 100 cmH₂O (73 mmHg), quando houvesse a estabilização da pressão no interior do sistema.

Utilizando uma regra de três simples (Equação 4.3), redimensionou-se o volume de B1 e B2 para a injeção de 80 ml, que corresponde aproximadamente à ejeção da bomba descrita anteriormente.

$$\begin{array}{r} 2 - 16 \\ 80 - x \\ \Downarrow \\ x = 640 \end{array} \quad (4.3)$$

Portanto, os volumes utilizados em B1 e B2 foram inicialmente de 640 ml, para cada.

Observou-se, no entanto, que estes valores não são adequados para o modelo, pois este funciona de forma cíclica, e não há tempo entre duas injeções consecutivas para a estabilização da pressão no circuito. Ocorrem então somações consecutivas de pressão em incrementos dados pela variação de pressão produzida pelo volume injetado pela bomba no restante do circuito. Neste ponto é interessante observar que fisiologicamente esta somação de pressão realmente ocorre.

Como não é objetivo promover a estabilização rápida da pressão no circuito, evitando assim o efeito de somação, obviamente, se a primeira injeção da bomba produzir

uma variação de 147 mmHg, como no modelo de MARTINS *et al.* (2009) nos ciclos seguintes haverá aumento ainda maior da pressão, fugindo da faixa de pressão de 80 a 120 mmHg, alvo deste trabalho. Portanto houve a necessidade de um novo redimensionamento de B1 e B2.

Observando o funcionamento cíclico do circuito e o respectivo registro em tempo real de pressão, pode-se concluir que, mantendo-se todos os registros em uma posição fixa, o incremento de pressão para o circuito a cada sístole é muito próximo, mas a queda de pressão durante a diástole, não. Partindo do circuito estabilizado e despressurizado, os primeiros ciclos apresentam queda da pressão mais lenta e, portanto, o ciclo imediatamente subsequente, promove incremento de pressão, pois não há tempo suficiente para que a pressão atinja o mesmo valor do início do ciclo anterior. No entanto, este efeito de somação perdura apenas por alguns ciclos, já que a vazão no registro R2 varia de acordo com a pressão no interior de B1. No momento em que a vazão no registro R2 consegue produzir queda de pressão durante a diástole equivalente à pressão incrementada durante a sístole, a pressão no circuito atinge um equilíbrio dinâmico. É durante este equilíbrio que se deseja manter a faixa de pressão entre 80 e 120 mmHg.

Como o incremento de pressão a cada ciclo é muito próximo, é ele que rege a variação de pressão entre sístole e diástole. Para manter a faixa de pressão entre 80 e 120 mmHg, portanto, este incremento deve estar em torno de 40 mmHg, que corresponde a diferença entre 120 e 80 mmHg.

O dimensionamento do volume de B1 foi feito utilizando-se a Lei de Boyle (Equação 3.9), uma vez que se assumiu que a variação de temperatura no ar ali contido seria desprezível. Esta consideração foi feita já que o fator relevante é a variação de pressão, e não a temperatura e o volume da bolha. Esta é uma simplificação que atendeu satisfatoriamente as necessidades do presente trabalho.

$$P_0 \cdot V_0 = P_1 \cdot V_1,$$

Onde:

P_0 = Pressão registrada no sensor inicialmente

V_0 = Volume de B1 inicialmente

P_1 = Pressão que se deseja atingir: $P_0 + 40 \text{ mmHg}$

V_1 = Volume de B1 após injeção da bomba: $V_0 - 80 \text{ ml}$

Calculando V_0 (Equação 4.4):

$$790 \cdot V_0 = 830(V_0 - 80)$$

$$\Downarrow$$

$$V_0 = 1660 \text{ ml}$$

(4.4)

Portanto, B1 deve ter cerca de 1660 ml.

Este cálculo foi repetido para uma variação de 60 mmHg, para que se pudesse fazer uma análise comparativa do efeito elástico na curva de pressão gerada. Para este novo dimensionamento, o valor de P_1 passa a ser:

$$P_1 = \text{Pressão que se deseja atingir: } P_0 + 60 \text{ mmHg}$$

Calculando V_0 (Equação 4.5):

$$790 \cdot V_0 = 850(V_0 - 80)$$

$$\Downarrow$$

$$V_0 \cong 1133 \text{ ml}$$

(4.5)

Portanto, o volume alternativo de B1 deve ser de cerca de 1133 ml.

Já o volume de B2 é responsável essencialmente pelo nível de pressão no qual haverá o equilíbrio estático da pressão no circuito após um ciclo único isolado. Como este equilíbrio leva alguns segundos para ser atingido, mesmo com as diferentes resistências no registro R2 utilizados, ele não chega a ser atingido durante o funcionamento cíclico do circuito, e, portanto o papel de B2 torna-se menos crítico. Dimensionou-se então esta bolha em 1000 ml.

IV.5.5) Resistência no Registro R2

Por se tratar de um registro hidráulico, a resistência oferecida é de difícil quantificação. Para conseguir ajustá-la foi utilizada inicialmente a seguinte metodologia:

Ao se realizar um ciclo isolado a partir do circuito totalmente despressurizado com o registro contido no recipiente despressurizado (R3) e o registro (R2) contido entre as provetas, totalmente fechados, observa-se uma resposta imediata de pressão no circuito com um pico e posterior equilíbrio em um platô. Caso se repita o procedimento, mas com R2 totalmente aberto, a resposta é semelhante, mas com um pico de pressão mais baixo e um platô de pressão também inferior. Este comportamento indica que a resposta de pressão no circuito nos dois experimentos se deu de forma elástica, sendo que no segundo, a elasticidade é maior. Mas, pretende-se que a resposta de pressão no circuito seja viscoelástica e, portanto, a resistência no registro R2 deve ser tal que:

- 1) O pico de pressão do segundo experimento seja o mesmo (ou próximo) do primeiro experimento: Assim garante-se que o comportamento inicial da pressão no circuito seja essencialmente elástico e regido pelo volume de B1.
- 2) A estabilização da pressão seja no mesmo platô do segundo experimento: Assim garante-se que a pressão se redistribuiu entre as duas bolhas.
- 3) A queda de pressão do pico até o platô ocorra de forma lenta: Característica do comportamento viscoelástico dos tecidos vivos (McDONALD, 1974)

Qualquer posição do registro R2 em que se respeitem estas três condições fará com que a resposta da unidade viscoelástica seja efetivamente viscoelástica.

No entanto durante os experimentos, observou-se que esta metodologia é pouco reproduzível, uma vez que retornar o registro para uma mesma posição antes utilizada é praticamente impossível. Além disso, o trecho em que o registro oferece resistência que satisfaça as três condições acima é muito pequeno e próximo de seu total fechamento. Portanto, para tornar o procedimento mais reproduzível, foram confeccionadas peças de PVC que se encaixam na “bola” do registro R2 (Figura 4.13).

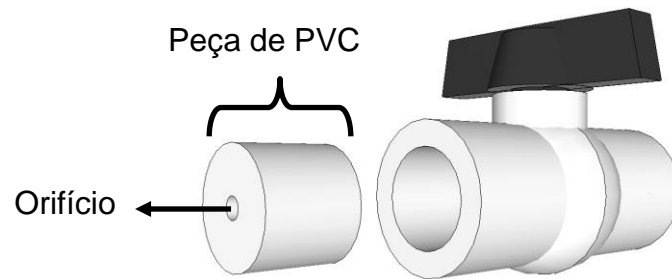


Figura 4.13: Diagrama esquemático das peças de PVC confeccionadas e inseridas no registro R2. Foram utilizados orifícios de 0,7 mm, 1,3 mm e 1,7 mm de diâmetro.

Estas peças fornecem ao registro, três opções de resistência, de acordo com o diâmetro do orifício central, sendo eles: Orifício de 0,7 mm, 1,3 mm e 1,7 mm. Sendo assim as diferentes resistências permitem diferentes vazões e, conseqüentemente, diferentes viscoelasticidades ao circuito. Vale ressaltar que existe grande variabilidade de viscoelasticidade arterial entre indivíduos, mas não há alteração desta, em curto prazo, em um mesmo indivíduo. Portanto, diferentes combinações de dimensionamento de bolhas e resistência podem representar as variações de viscoelasticidade possíveis de serem observadas entre indivíduos.

IV.6) Recipiente despressurizado

A Figura 4.14 a seguir ilustra o recipiente despressurizado.

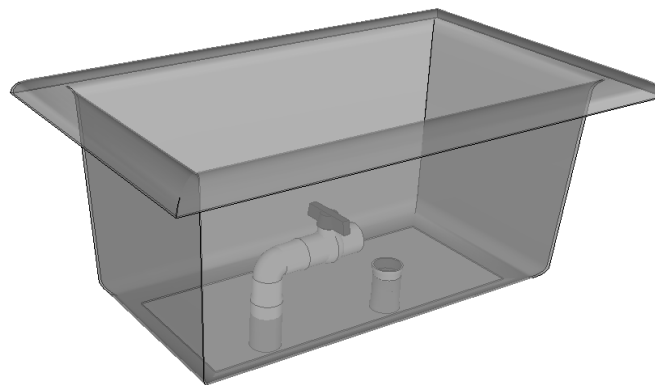


Figura 4.14: Diagrama esquemático do recipiente despressurizado.

IV.6.1) Função

Reproduzir o comportamento capacitivo da rede venosa.

IV.6.2) Confeção

Para a confeção do recipiente despressurizado foram utilizadas:

- 1) 1 (uma) caixa plástica com capacidade volumétrica de 12 litros
- 2) 2 (duas) conexões tipo flange
- 3) 1 (um) registro

Foram realizados dois furos na base da caixa onde foram fixados os flanges. Um flange foi conectado à porta de admissão da bomba através de um tubo flexível de PVC e o outro conectado ao trecho pressurizado do circuito através de um registro que controla a vazão para o reservatório e a pressão no trecho pressurizado do circuito. O trecho pressurizado e o despressurizado do circuito serão descritos com mais detalhes na secção IV.1 destinada à montagem do circuito.

IV.6.3) Princípio de funcionamento

Trata-se de um recipiente que acomoda a maior parte do volume de líquido contido no circuito sob baixa pressão. Encontra-se em série com o trecho pressurizado do circuito, separado deste por um registro que controla a vazão para o recipiente, e concomitantemente, controla a pressão no trecho pressurizado do circuito. O recipiente alimenta a bomba quando esta realiza sucção. Fisiologicamente o retorno venoso para o coração não depende em grande parte da pressão negativa que ocorre no interior do ventrículo esquerdo durante seu relaxamento, e sim do grau de contração muscular existente na rede venosa que é regido pelas necessidades de maior ou menor fluxo de sangue pelo organismo, conforme descrito anteriormente. Já neste modelo, a principal força motriz de re-enchimento da câmara é a sucção além de um componente gravitacional gerado por uma coluna d'água de aproximadamente 20 cm correspondente ao desnível entre o recipiente e a válvula de admissão da bomba.

IV.7) Resistências

A Figura 4.15 a seguir ilustra o modelo de registro utilizado no circuito hidráulico.

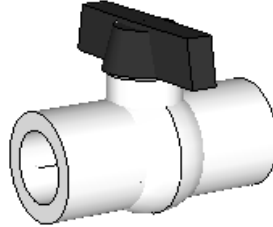


Figura 4.15: Diagrama esquemático de um modelo de registro tipo bola, utilizado como resistência no circuito hidráulico.

IV.7.1) Função

Sua função básica é regular a resistência a passagem de líquidos no segmento em que se encontram, mas, cada um dos registros encontrados no circuito possui analogia com uma função diferente do sistema vascular humano.

IV.7.2) Princípio de funcionamento

Cada um dos três registros dispostos ao longo do circuito hidráulico possui um princípio de funcionamento diferente que será apresentado no decorrer desta secção. A Figura 4.16 a seguir ilustra o posicionamento de cada um deles no circuito.

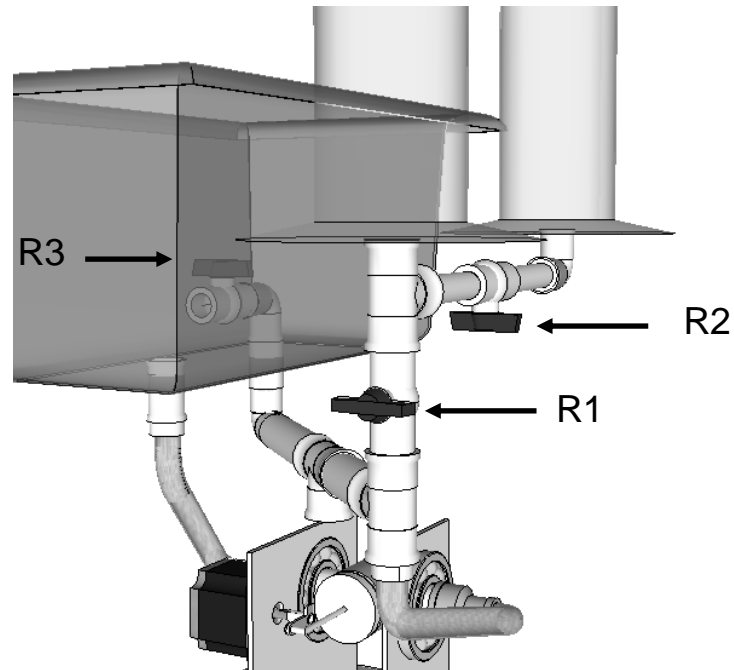


Figura 4.16: Posicionamento dos registros R1, R3 e R3.

R1: Contido entre a unidade viscoelástica e o restante do circuito:

Este registro controla a vazão de líquidos entre esses dois segmentos e o seu ajuste confere maior ou menor viscoelasticidade ao circuito. Se totalmente fechado, o circuito torna-se totalmente rígido. Neste modelo, ele só é útil para fins de calibração e durante o funcionamento cíclico permanece totalmente aberto.

R2: Contido entre os compartimentos da unidade viscoelástica:

Conforme descrito anteriormente, o seu ajuste confere maior ou menor viscosidade ao circuito (para o mesmo ajuste do registro 1) através do controle da vazão de líquidos entre as provetas.

R3: Contido entre o trecho pressurizado do circuito e o recipiente despressurizado:

Funciona efetivamente como o somatório das resistências encontradas ao longo da rede vascular humana, principalmente nas arteríolas e esfíncteres pré-capilares.

IV.8) Ajuste dos registros

Os ajustes dos registros durante os testes e experimentos foram realizados da seguinte maneira:

R1: Utilizado apenas para calibração dos instrumentos. Durante o funcionamento do sistema permanece totalmente aberto.

R2: Conforme descrito anteriormente na secção IV.4.5, confeccionaram-se peças de PVC de forma a oferecer três níveis de resistência. Cada qual confere um nível de viscoelasticidade ao circuito.

R3: Ajustado em uma posição fixa de forma a manter os níveis pressóricos na faixa de 120/80 mmHg para uma configuração-padrão das variáveis do sistema utilizada para a geração de uma sequência de pulsos descrita na secção V.4.1. Foi mantido nesta posição para a avaliação comparativa do efeito das variáveis frequência cardíaca, tempo de sístole, volume de B1 e diâmetro do gígê ajustável (R2) no perfil de pressão gerado.

IV.9) Acionamento da bomba pelo motor de passo

Para o acionamento da bomba construída foi necessária a utilização de um motor de passo. O funcionamento deste motor a uma velocidade constante permite que as características mecânicas da bomba rejam seu padrão de ejeção. O eixo motor de passo está ligado diretamente à peça de aço inoxidável em T, que descreve um arco de 2,5 cm, e movimenta a haste do pistão. Por sua vez o motor de passo é acionado pelo *driver* de motor de passo que se conecta a um computador por uma placa PCI-6221 da National Instruments (EUA).

IV.9.1) Controle de motor de passo

O motor de passo foi controlado por um programa implementado previamente em LabView (National Instruments, EUA) no Laboratório de Instrumentação Biomédica do Programa de Engenharia Biomédica da COPPE/UFRJ e adaptado para uso neste trabalho (CATUNDA, 2009). O programa atua sobre duas saídas digitais da placa PCI-

6221 da National Instruments (EUA). Tais saídas digitais foram conectadas ao *driver* (Akiyama AKDMP5-3.5A) que possui um modo de operação onde há uma entrada digital que controla a execução dos passos e outro que determina o sentido de rotação do motor. O *driver* possui o papel de energizar as bobinas do motor de passo de forma sequencial para a execução dos movimentos. A sequência digital de controle dos ciclos foi produzida no MATLAB 7.1 (Matworks. Inc) e foram utilizadas duas regras básicas. A primeira é que o número total de passos dados multiplicado pelo ângulo percorrido por cada passo leva à excursão angular total. A segunda é que o número de passos por segundo, também multiplicado pelo ângulo por passo, leva à velocidade angular. Sendo assim, foi possível produzir velocidades angulares distintas para os primeiros 180 graus (sístole) e para os últimos 180 graus (diástole), totalizando um ciclo completo. As sequências foram então gravadas em formato .txt, e eram utilizadas pelo programa de controle em LabView (Anexo I). A Figura 4.17, a seguir ilustra o controle do motor.

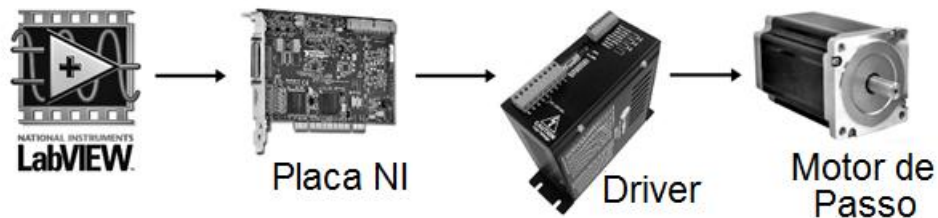


Figura 4.17: Diagrama de blocos do controle do motor de passo.

Os experimentos utilizaram as frequências cardíacas de 60, 70 e 80 bpm com o tempo de sístole fixo em 0,3 ou 0,5 segundos.

IV.10) Monitorização de pressão

Um dos objetivos deste projeto foi a reprodução da curva de pressão no interior da aorta. Portanto há a necessidade de monitorização e controle da pressão no interior do circuito.

De acordo com o descrito na secção IV.1 destinada à montagem do circuito, o sensor de pressão foi acoplado ao trecho pressurizado do circuito conforme a Figura 4.18 a seguir.

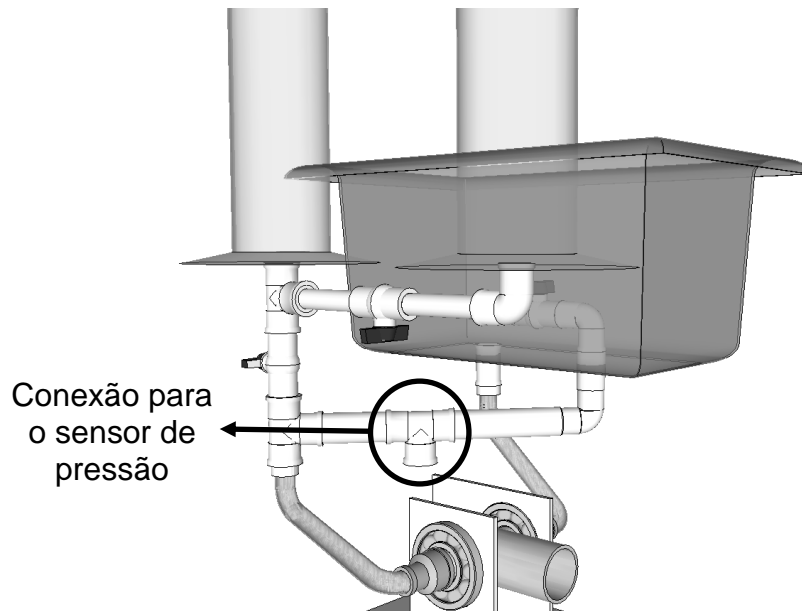


Figura 4.18: Diagrama esquemático do ponto de conexão para o sensor de pressão.

Por meio do Spider 8, o sensor de pressão foi conectado a um PC comercial. Neste, utilizou-se outro programa implementado previamente em LabView no Laboratório de Instrumentação Biomédica do Programa de Engenharia Biomédica da COPPE/UFRJ para visualização e aquisição de sinais (CATUNDA, 2009) (Figura 4.19).



Figura 4.19: Diagrama de blocos do sistema de monitorização de pressão.

Este programa permite aquisição e registro de sinais já calibrados de volts para mmHg. Além disso, é possível a determinação de parâmetros como frequência de amostragem e a utilização de filtros na aquisição. Os sinais adquiridos neste estudo foram todos amostrados a uma frequência de 600 Hz e submetidos a uma pré-filtragem por um filtro digital passa baixas com frequência de corte em 10 Hz. A frequência de corte utilizada em monitores multiparamétricos para sinais de pressão é, habitualmente, de 9 Hz e a banda de frequência que contém a maior parte da energia em um sinal de pressão arterial está abaixo de 4 Hz (AVOLIO *et al.*, 2010).

IV.10.1) Calibração do sensor de pressão

O sensor de pressão foi calibrado utilizando-se uma coluna d'água, conforme a seguinte metodologia:

Foi utilizada uma coluna d'água contida em uma mangueira transparente de 240 cm de comprimento graduada de 10 em 10 cm e fixada na posição vertical.

À extremidade inferior da mangueira foi acoplado um conector em T cujos ramos continham: 1) mangueira, 2) sensor de pressão, 3) registro, conforme a Figura 4.20 a seguir.

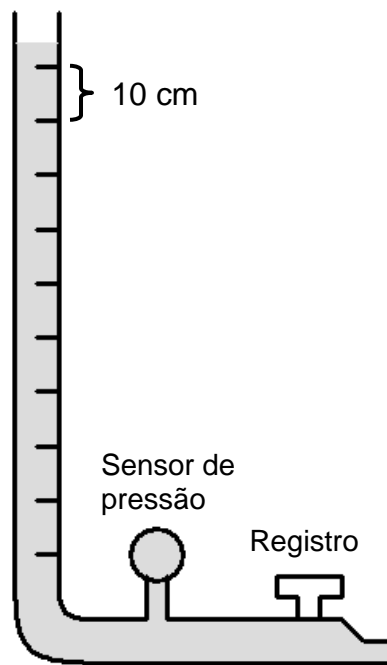


Figura 4.20: Setup experimental para calibração do sensor de pressão.

O registro foi aberto e fechado de forma a permitir que a coluna d'água baixasse de 10 em 10 cm (guiando-se pela graduação na parede da mangueira). Em cada posição da coluna d'água, o programa que realiza o registro de pressão calcula e fornece a linha de base do sinal em volts. O procedimento foi repetido até que o nível da coluna d'água atingisse o nível do sensor de pressão, ou seja, 0 cmH₂O. Foi repetida esta rotina de medição quatro vezes. A média dos valores em volts obtidos para cada nível de pressão em cmH₂O foi plotada em um gráfico volts x pressão (cmH₂O). Foi feita uma conversão

simples de cmH₂O para mmHg através do fator 0,7355 e obteve-se uma curva volts x pressão (mmHg) apresentada na Figura 4.21 a seguir.

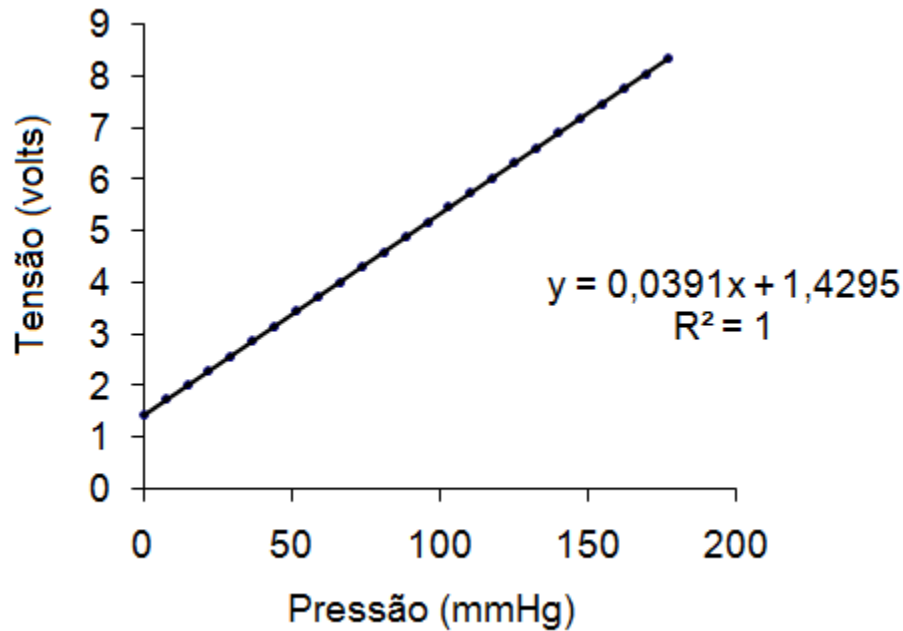


Figura 4.21: Curva de calibração Pressão x Tensão e a respectiva equação de regressão linear.

IV.11) Metodologia experimental

Antes de serem realizados os testes nos quais foram simuladas as diferentes frequências cardíacas, tempo de sístole, volume de B1 e resistência em R2, alguns dos testes realizados por MARTINS *et al.* (2009) foram reproduzidos a fim de observar o comportamento da unidade viscoelástica e realizar ajustes finos nos tamanhos das bolhas, na resistência R2 e na resistência R3 que conecta a unidade viscoelástica ao restante do circuito hidráulico.

IV.11.1) Resposta de pressão baseando-se em um modelo elástico - degrau de pressão

Para a realização deste teste foram realizados os seguintes ajustes no circuito hidráulico:

Em primeiro lugar, o circuito foi totalmente despressurizado através da abertura de todos os registros. Em seguida, o registro contido entre o trecho pressurizado do circuito e o reservatório despressurizado foi totalmente fechado. O registro contido entre as provetas foi totalmente fechado. Com estas medidas restringiu-se o funcionamento da unidade viscoelástica a apenas uma bolha e, portanto, espera-se um comportamento puramente elástico da pressão no circuito. O motor de passo foi então programado para realizar apenas um ciclo. O sinal de pressão foi registrado por 1 minuto. Este experimento foi realizado para B1 com o volume de 1660 ml e 1133 ml.

IV.11.2) Resposta de pressão baseando-se no modelo de Maxwell

MARTINS *et al.* (2009) realizaram experimentos com sua unidade viscoelástica reproduzindo o modelo de Maxwell (Figura 4.22). Este modelo é constituído por uma mola, X e um amortecedor A, arranjados em série. O comportamento da tensão ao longo do tempo ao se submeter o sistema a um estiramento mantido é representado a seguir.

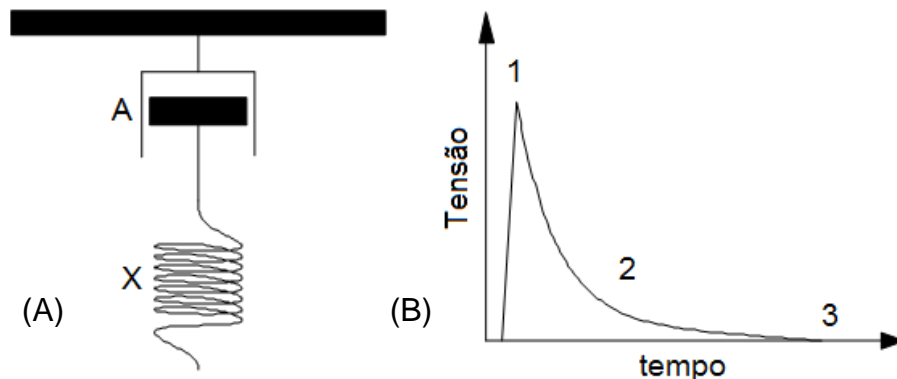


Figura 4.22: (A) Modelo Mola-Amortecedor de Maxwell contendo uma mola X posicionada em série com o amortecedor A (conectados a uma superfície fixa). (B): Curva da tensão em função do tempo, deste modelo quando submetido a um estiramento mantido na mola X. (McDONALD, 1974).

O análogo hidráulico utilizando o modelo de MARTINS *et al.*(2009), é conseguido ao se abrir o segundo compartimento do circuito (B2) para o meio ambiente.

Para a realização deste teste foram realizados os seguintes ajustes no circuito hidráulico:

Em primeiro lugar, o circuito foi totalmente despressurizado através da abertura de todos os registros. Em seguida a rolha do segundo compartimento foi aberta. No registro

R2 contido entre as provetas foram utilizadas as peças de PVC com 0,7 mm, 1,3 mm ou 1,7 mm. Com estas medidas, espera-se um comportamento viscoelástico do circuito, mas com equilíbrio de pressão no mesmo nível do início do experimento (zero), pois o circuito está aberto para o meio ambiente. O motor de passo foi então programado para realizar apenas um ciclo. O sinal de pressão foi registrado por 1 minuto. Este experimento foi realizado com as combinações possíveis de B1 (1660 ml ou 1133 ml) e do diâmetro das peças de PVC utilizadas em R2 (0,7 mm, 1,3 mm ou 1,7 mm).

IV.11.3) Resposta de pressão baseando-se no modelo de Voigt-Maxwell

Para a realização deste teste foram realizados os seguintes ajustes no circuito hidráulico:

Em primeiro lugar, o circuito foi totalmente despressurizado através da abertura de todos os registros. No registro contido entre as provetas foram utilizadas as peças de PVC com diferentes diâmetros. Com estas medidas espera-se um comportamento viscoelástico do circuito, com equilíbrio de pressão em um nível maior que o do início do experimento (Figura 4.23).

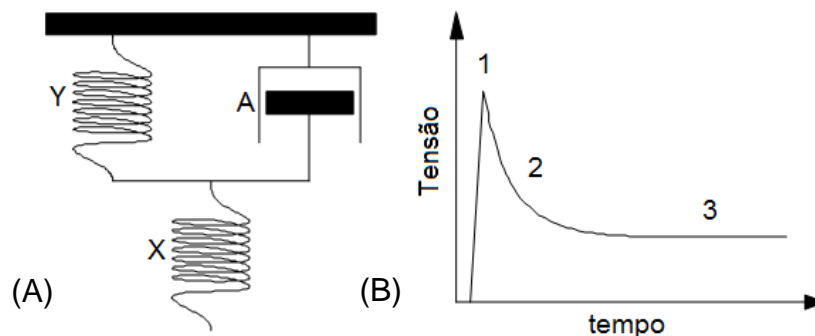


Figura 4.23: (A) Modelo Mola-Amortecedor de Voigt-Maxwell contendo uma mola Y posicionada em paralelo com o amortecedor A (conectados a uma superfície fixa) e ambos em série com a mola X. (B): Curva da tensão em função do tempo do modelo quando submetido a um estiramento mantido. Os instantes 1, 2 e 3 representam a ordem que cada um dos 3 componentes atua (McDONALD, 1974).

O motor de passo foi então programado para realizar apenas um ciclo. O sinal de pressão foi registrado por 1 minuto. Este experimento foi realizado com as combinações possíveis de B1 (1660 ml ou 1133 ml), diâmetro do orifício entre as provetas (0,7 mm, 1,3 mm, 1,7 mm) e B2 = 1000 ml.

IV.11.4) Resposta de pressão durante o funcionamento cíclico da bomba

Conforme descrito no decorrer do texto, existem diferentes variáveis no circuito que podem interferir no perfil de pressão registrado. Destas variáveis algumas são controláveis por ajustes no circuito. São elas:

- 1) Frequência cardíaca: Controlada com a programação do motor de passo. Nos experimentos foram utilizadas as frequências cardíacas de 60, 70 e 80 bpm.
- 2) Tempo de sístole: Controlado com a programação do motor de passo. Nos experimentos foram utilizados os tempos de sístole de 0,3 e 0,5 s. Em um primeiro momento, esta variável foi ignorada e o funcionamento do motor se dava em velocidade constante (FRANÇA *et al.*, 2010), ou seja, quanto maior a frequência cardíaca, menor o tempo de sístole e diástole na mesma proporção. Os resultados desta forma de acionamento do motor não foram tão satisfatórios quanto aqueles onde se utilizou tempo de sístole fixo para as diferentes frequências cardíacas.
- 3) Elasticidade do circuito: Controlada pelo dimensionamento de B1. Nos experimentos foram utilizados os volumes de 1133 e 1660 ml.
- 4) Viscosidade do circuito: Controlada essencialmente pela resistência (R2) entre as provetas e pela pressão em B1. Nos experimentos, foram utilizadas em R2 as peças de PVC de 0,7 mm, 1,3 mm e 1,7 mm. As pressões em B1 variam de acordo com os volumes dimensionados (descrito na secção IV.4.4).
- 5) Resistência do circuito (R3): Controlada através do posicionamento do registro R3. Nos experimentos aqui descritos, R3 foi mantida em uma posição fixa.

Para a avaliação do comportamento da pressão no circuito durante o funcionamento cíclico da bomba utilizou-se uma combinação das variáveis ajustáveis do sistema cujo pulso produzido após a estabilização dinâmica do sistema encontra-se entre a faixa de 80 a 120 mmHg. Este pulso, chamado de pulso-padrão, será definido com mais detalhes na secção V.4.1. O estabelecimento de um pulso-padrão tem como finalidade utilizá-lo como

base para o estudo comparativo dos efeitos das diferentes variáveis do sistema no perfil de pressão gerado.

Para todas as coletas de sinais referentes a esta combinação-padrão das variáveis e para as demais combinações utilizadas, partiu-se do circuito despressurizado e foram realizados 50 ciclos. O sinal de pressão foi coletado durante 1 minuto.

IV.11.5) Simulações com sistema elétrico

Para prever os efeitos das variações realizadas no circuito hidráulico durante os experimentos, foram feitas simulações utilizando o software LT Spice IV (*Linear Technology Corporation*). Um circuito-base onde são representados eletricamente os componentes do circuito hidráulico foi montado. Nele, a bomba é representada por uma fonte de corrente, a válvula aórtica por um diodo, a unidade viscoelástica pela associação de dois capacitores (B1 e B2) e um resistor (R2) e a resistência periférica por um resistor (R3). As características do líquido utilizado são representadas pela associação de um indutor e um resistor e as características das tubulações pela associação de um capacitor e um resistor (Figura 4.24).

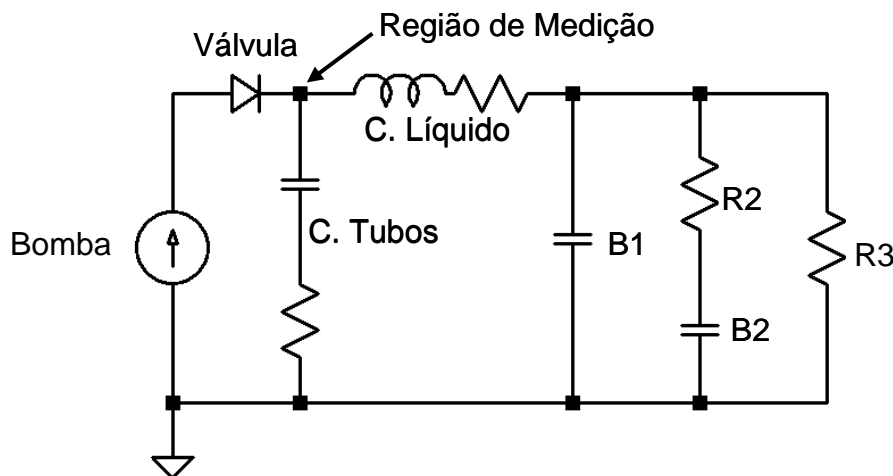


Figura 4.24: Circuito-base com os elementos representativos do circuito hidráulico.

A partir deste circuito-base foram realizados experimentos equivalentes aos realizados no modelo hidráulico. Para tanto, alguns ajustes no circuito elétrico foram necessários. As seções a seguir descrevem estes ajustes.

IV.5.11.1) Resposta de tensão baseado-se em um modelo elástico - degrau de tensão

Para simular esta situação, o modelo elétrico foi ajustado conforme a Figura 4.25 a seguir.

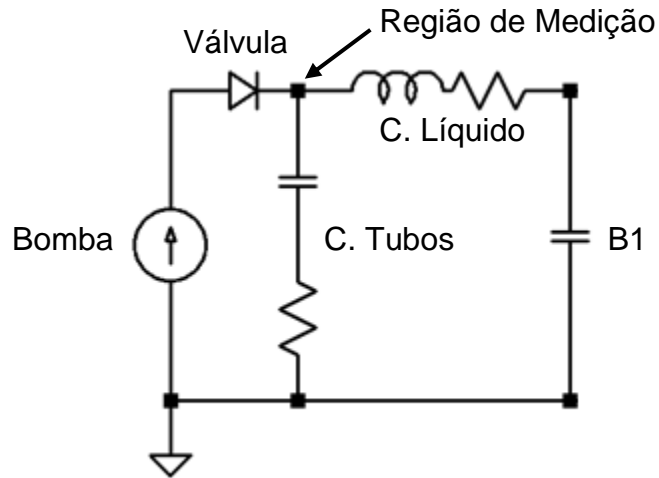


Figura 4.25: Circuito-base ajustado para representar um modelo elástico. Os elementos elétricos representativos da viscoelasticidade ($B2 + R2$) e da resistência periférica ($R3$) foram retirados do circuito, uma vez que para esta situação não participam do circuito hidráulico, tendo como equivalente elétrico um circuito aberto.

A fonte de corrente foi ajustada para realizar apenas um pulso com amplitude de 0,1 A, respeitando o mesmo padrão de queda obtido pela geometria da bomba. O capacitor B1 foi ajustado com os valores de 0,0166 e 0,01133 F de forma a simular a variação do volume da bolha B1 do circuito hidráulico. Os valores das associações indutor-resistor e capacitor-resistor referentes às características do líquido e da tubulação respectivamente foram mantidos fixos. Os sinais de tensão para cada valor de B1 foram registrados por 1 minuto.

IV.5.11.2) Resposta de tensão baseado-se no modelo de Maxwell

Para simular esta situação, o modelo elétrico foi ajustado conforme a Figura 4.26 a seguir.

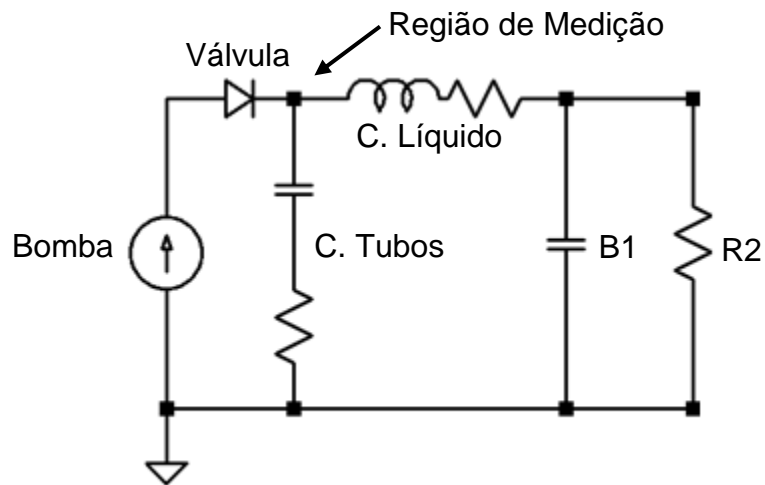


Figura 4.26: Circuito-base ajustado para representar o modelo de Maxwell. Os elementos elétricos representativos da viscoelasticidade (B2) e da resistência periférica (R3) foram retirados do circuito, uma vez que para esta situação eles não participam do circuito hidráulico. O capacitor B2 foi substituído por um curto circuito e o resistor R3 por um circuito aberto.

A fonte de corrente foi ajustada da mesma forma que no experimento anterior. O capacitor B1 foi ajustado com os valores de 0,0166 e 0,01133 F. A resistência R2 foi ajustada com os valores de 585, 1000 e 3450 Ohms para simular a resistência R2 contida entre as bolhas B1 e B2 do circuito hidráulico. Os valores das associações indutor-resistor e capacitor-resistor referentes às características do líquido e da tubulação respectivamente foram mantidos fixos. Os sinais de tensão para as combinações dos valores de B1 e R2 foram registrados por 1 minuto.

IV.5.11.3) Resposta de pressão baseado-se no modelo de Voigt-Maxwell

Para simular esta situação, o modelo elétrico foi ajustado conforme a Figura 4.27 a seguir.

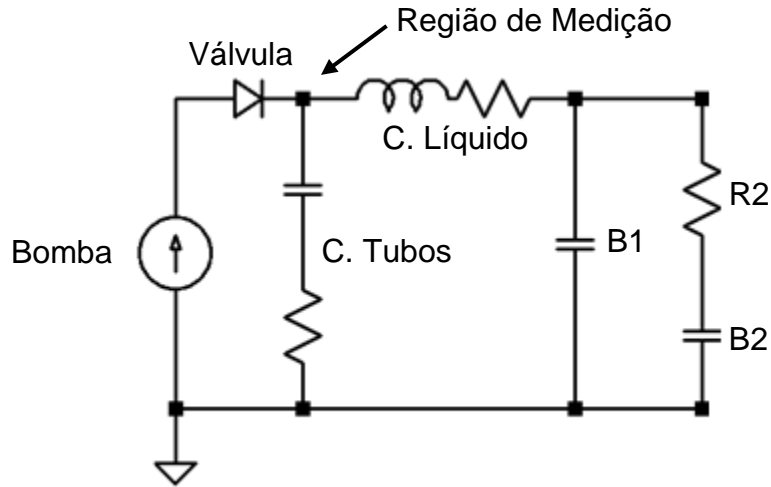


Figura 4.27: Circuito-base ajustado para representar o modelo de Voigt-Maxwell. O elemento elétrico representativo da resistência periférica (R3) foi retirado do circuito uma vez que para esta situação ele não participa do circuito hidráulico. O resistor R3 foi substituído por um circuito aberto.

A fonte de corrente foi ajustada da mesma forma que no experimento anterior. O capacitor B1 foi ajustado com os valores de 0,0166 e 0,01133 F. A resistência R2 foi ajustada com os valores de 585, 1000 e 3450 Ohms para simular a resistência R2 contida entre as bolhas B1 e B2 do circuito hidráulico. O capacitor B2 foi ajustado com o valor de 0,01 F. Os valores das associações indutor-resistor e capacitor-resistor referentes às características do líquido e da tubulação respectivamente foram mantidos fixos. Os sinais de tensão para as combinações dos valores de B1 e R2 foram registrados por 1 minuto.

VI.5.11.4) Resposta de tensão durante o funcionamento cíclico da fonte de corrente

Para simular esta situação, o modelo elétrico foi ajustado conforme a Figura 4.28 a seguir.

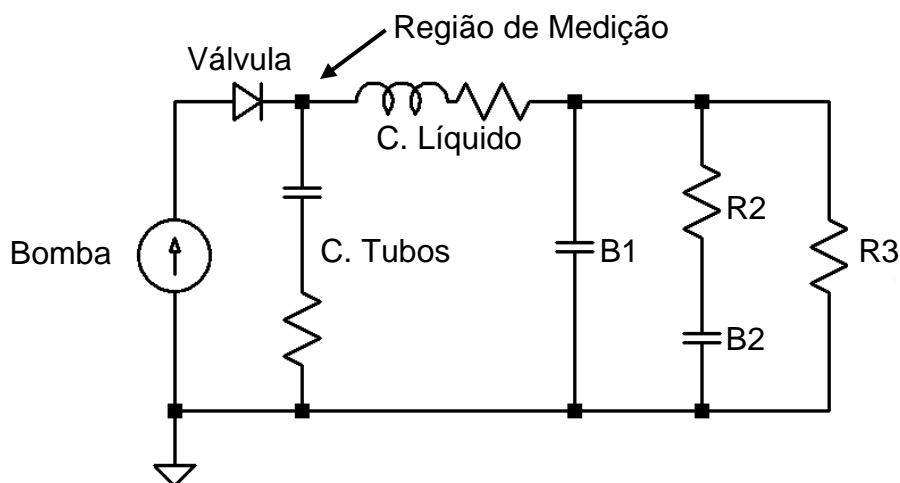


Figura 4.28: Circuito-base com os elementos representativos do circuito hidráulico.

A fonte de corrente foi ajustada para realizar uma série de 50 pulsos de 0,1 A de amplitude. Ao final de cada pulso a fonte permanece desligada por um tempo que varia de acordo com o tempo de sístole e/ou frequência cardíaca que se deseja simular. O tempo de pulso adicionado ao tempo da fonte desligada corresponde ao período do ciclo. Cada pulso respeita o mesmo padrão de queda obtido pela geometria da bomba. Para simular a variação do tempo de sístole, o tempo que a fonte de corrente permanece ligada foi de 0,3 ou 0,5 s. Para simular a variação de frequência cardíaca, o período de cada ciclo foi de 1, 0,85 ou 0,75 Hz. O capacitor B1 foi ajustado com os valores de 0,0166 e 0,01133 F. A resistência R2 foi ajustada com os valores de 585, 1000 e 3450 Ohms. A resistência R3 que representa o registro R3 do circuito hidráulico foi mantida constante. Os valores das associações indutor-resistor e capacitor-resistor referentes às características do líquido e da tubulação, respectivamente, foram mantidos fixos. Os sinais de tensão referentes às combinações de frequência cardíaca, tempo de sístole, B1 e R2 foram registrados por 1 minuto.

CAPÍTULO V

RESULTADOS

Nesta secção são apresentados os resultados da aquisição de sinal de pressão no interior do circuito e as respectivas simulações elétricas. Foram coletados diversos sinais referentes às diferentes combinações de ajustes nas variáveis do circuito (frequência cardíaca, tempo de sístole, volume de B1 (elasticidade), resistência em R2 (viscoelasticidade)). Nem todos correspondem a situações fisiológicas habituais, portanto, para não tornar este texto tedioso com excesso de informação, optou-se por apresentar apenas os sinais mais próximos da realidade fisiológica e aqueles úteis para efeito de comparação.

V.1) Resposta de pressão baseando-se em um modelo elástico - degrau de pressão

Para este estudo foram coletados os sinais referentes a dois degraus de pressão com $B1= 1133$ ml e $B1= 1660$ ml. Nestas condições, os registros R2 e R3 permaneceram fechados. Os perfis de pressão estão apresentados na Figura 5.1, a seguir.

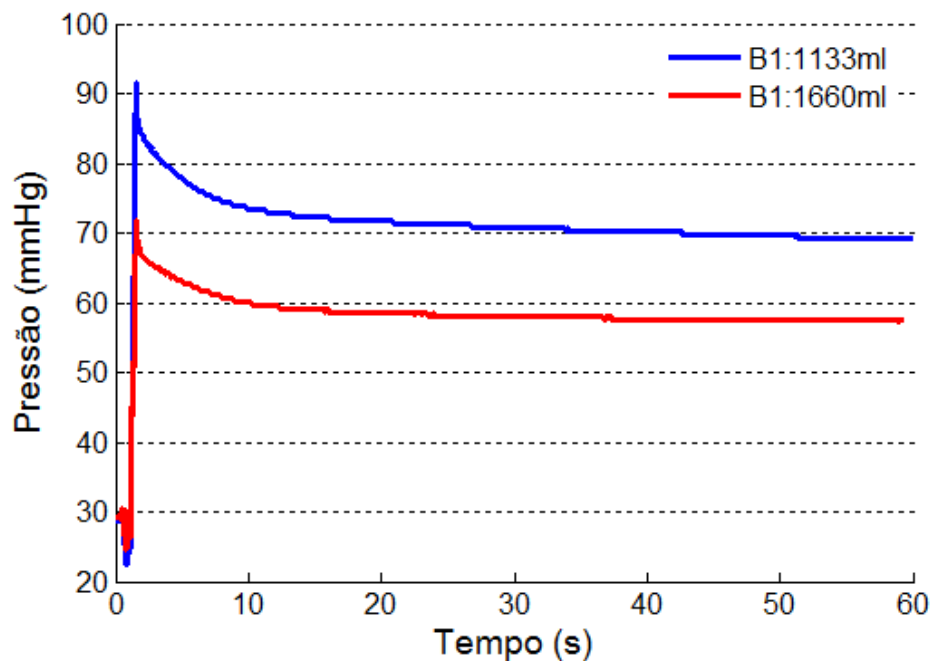


Figura 5.1: Comportamento da pressão para um modelo elástico do circuito para $B1= 1133$ ml e $B1= 1660$ ml.

As simulações elétricas equivalentes apresentaram os seguintes perfis (Figura 5.2):

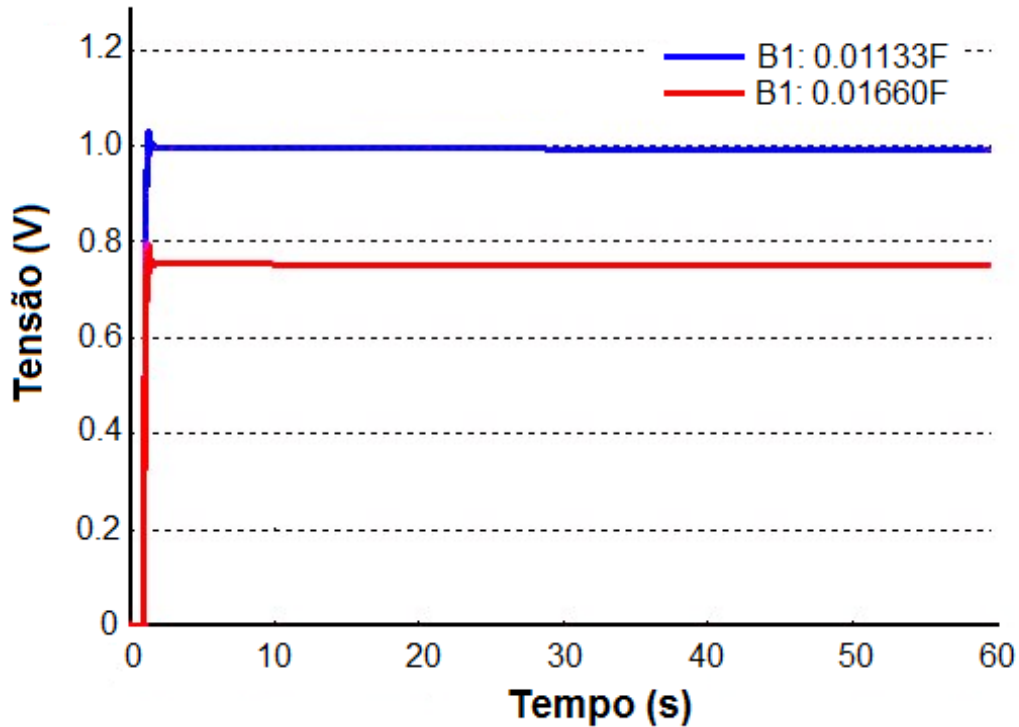


Figura 5.2: Comportamento de tensão no circuito elétrico equivalente ao modelo elástico do circuito hidráulico.

No experimento hidráulico observam-se claramente picos de pressão com queda e posterior estabilização em níveis diferentes, de acordo com o volume de B1. Na simulação elétrica, ocorrem também dois níveis de tensão, mas sem queda. Atribui-se essa perda de pressão no modelo hidráulico a prováveis vazamentos na válvula, nas bolhas e em pontos de junção do circuito.

V.2) Resposta de pressão baseando-se no modelo de Maxwell

Para este estudo foram coletados os sinais referentes às variações das combinações dos diferentes volumes de B1 e das diferentes resistências em R2. Neste caso, B2 permanece aberta para o ambiente e R3 totalmente fechada. A Tabela 5.1 a seguir ilustra estas combinações.

Tabela 5.1: Combinações dos diâmetros das peças de PVC em R2 e volumes em B1.

Diâmetro de R2	Volume de B1 (ml)
0,7mm	1133
	1660
1,3mm	1133
	1660
1,7mm	1133
	1660

Os perfis de pressão estão apresentados nas Figuras 5.3 e 5.4, a seguir:

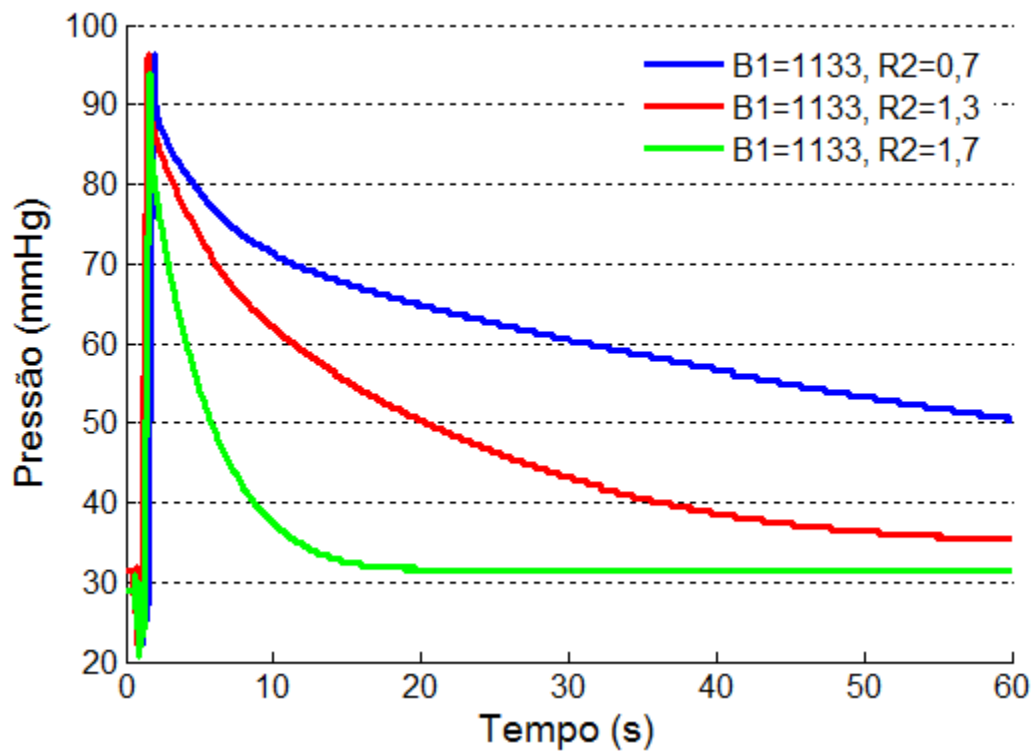


Figura 5.3: Comportamento da pressão segundo o modelo de Maxwell para as combinações de B1= 1133 ml com R2= 0,7 mm, R2= 1,3 mm ou R2= 1,7 mm.

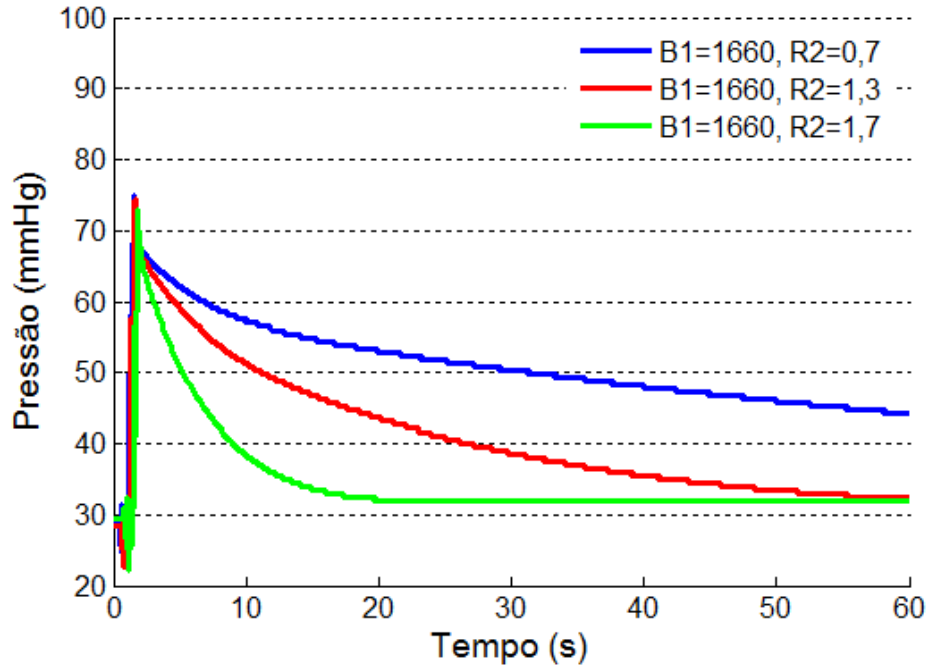


Figura 5.4: Comportamento da pressão segundo o modelo de Maxwell para as combinações de $B1= 1660$ ml com $R2= 0,7$ mm, $R2= 1,3$ mm ou $R2= 1,7$ mm.

As simulações elétricas equivalentes apresentaram os seguintes perfis (Figuras 5.5 e 5.6):

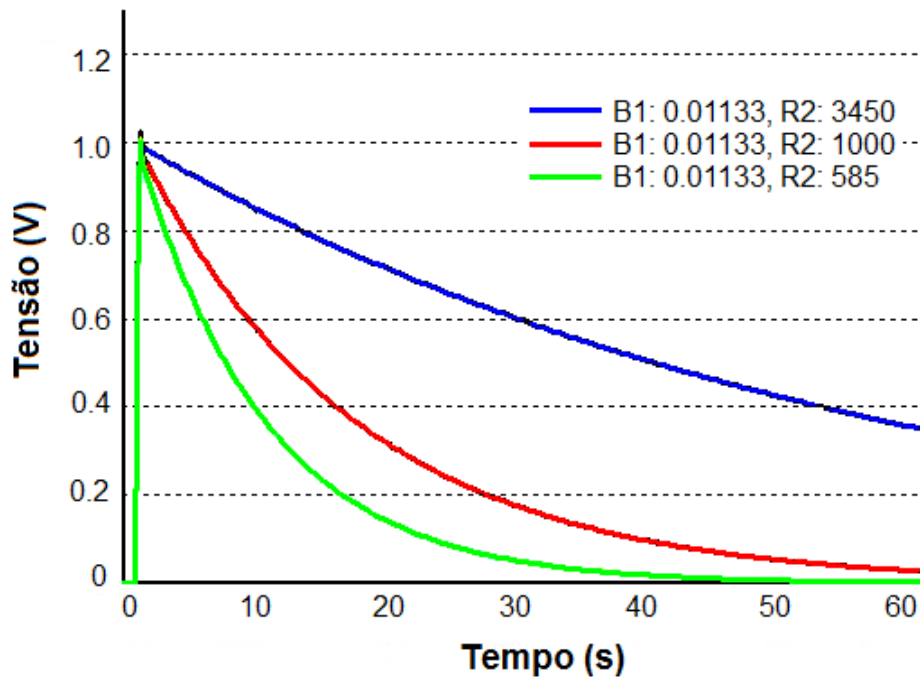


Figura 5.5: Comportamento de tensão no circuito elétrico equivalente ao circuito hidráulico segundo o modelo de Maxwell para as combinações $B1= 0,01133$ F com $R2= 3450$ Ohms, $R2= 1000$ Ohms ou $R2= 585$ Ohms.

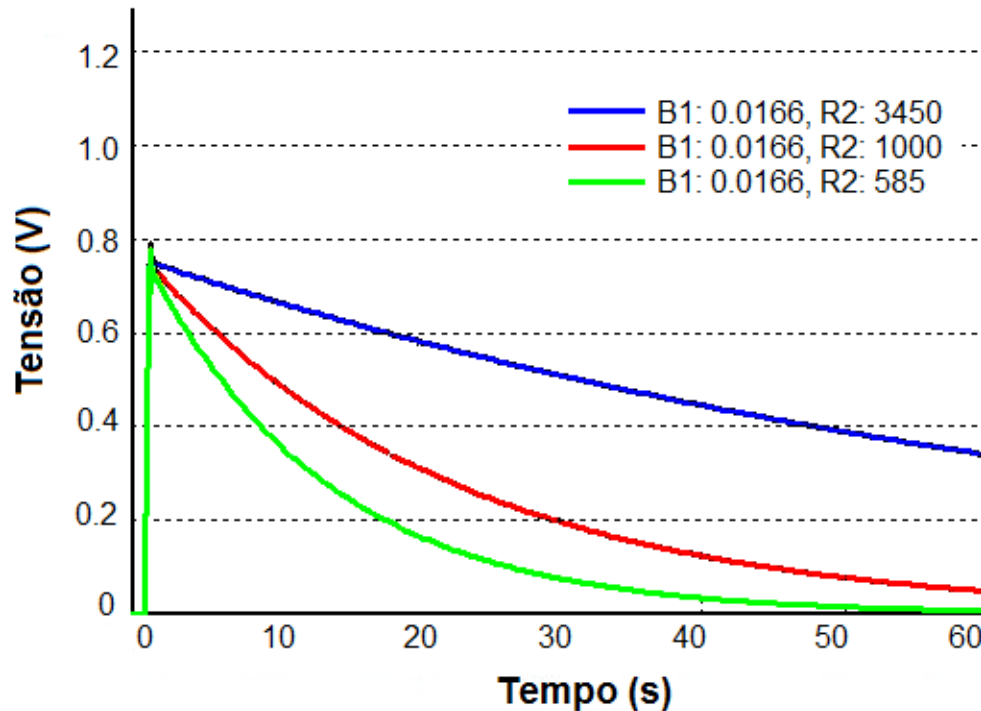


Figura 5.6: Comportamento de tensão no circuito elétrico equivalente ao circuito hidráulico segundo o modelo de Maxwell para as combinações $B_1 = 0,0166$ F com $R_2 = 3450$ Ohms, $R_2 = 1000$ Ohms ou $R_2 = 585$ Ohms.

Observa-se que, no experimento hidráulico, para um volume fixo de B_1 , os picos iniciais de pressão referentes às diferentes peças de PVC em R_2 são semelhantes entre si e semelhantes ao pico de pressão observado durante o experimento anterior (degrau de pressão). Esta é, conforme descrito anteriormente na secção IV.4.5, destinada à resistência em R_2 , condição para se considerar o comportamento do circuito como viscoelástico.

Observa-se que, quanto maior o diâmetro da resistência em R_2 , mais rápida a estabilização da pressão. Quando utilizada a peça de PVC de 1,7 mm de diâmetro, a pressão no circuito não atinge o equilíbrio, após 1 minuto.

As simulações elétricas equivalentes apresentam perfis semelhantes aos obtidos nos experimentos hidráulicos.

V.3) Resposta de pressão baseando-se no modelo de Voigt-Maxwell

Para este estudo foram coletados os sinais referentes às mesmas variações das variáveis do circuito utilizadas para a análise do comportamento da pressão, segundo o

modelo de Maxwell. Neste caso, bem como nos casos onde se avalia o comportamento da pressão durante o funcionamento cíclico da bomba, o volume de B2 é de 1000 ml e R3 permanece totalmente fechada. A Tabela 5.2, a seguir, ilustra estas combinações.

Tabela 5.2: Combinações dos diâmetros das peças de PVC em R2 e volumes em B1.

Diâmetro de R2	Volume de B1 (ml)
0,7mm	1133
	1660
1,3mm	1133
	1660
1,7mm	1133
	1660

Os perfis de pressão estão apresentados nas Figuras 5.7 e 5.8 a seguir:

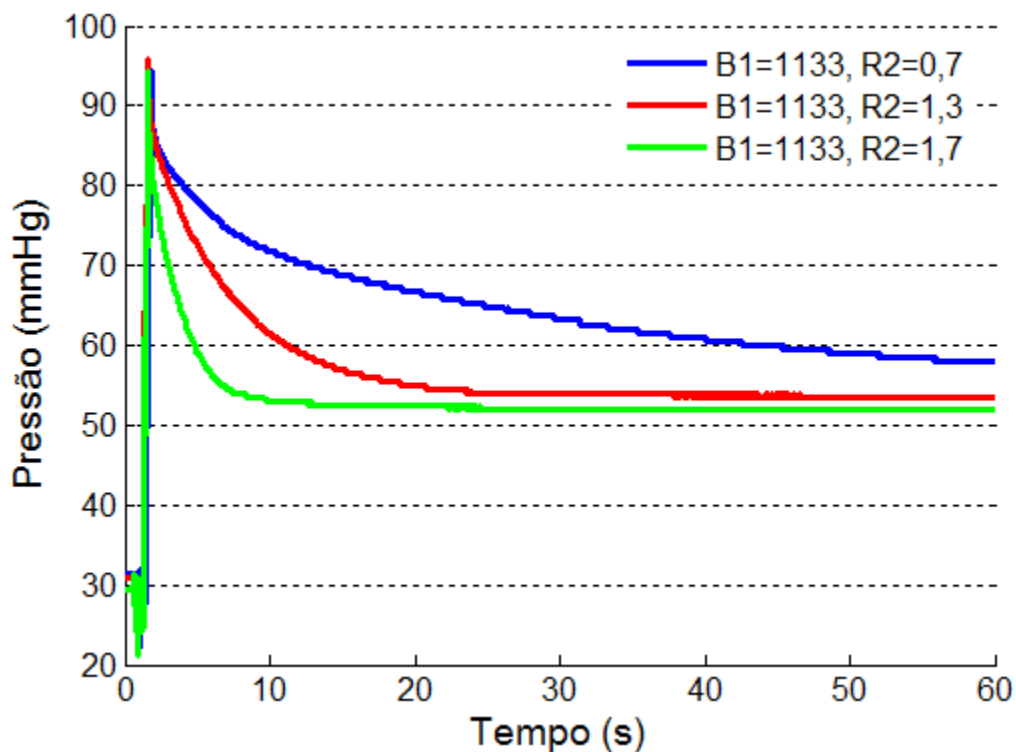


Figura 5.7: Comportamento da pressão segundo o modelo de Voigt-Maxwell para as combinações de B1=1133 ml com R2=0,7 mm, R2= 1,3 mm ou R2= 1,7 mm.

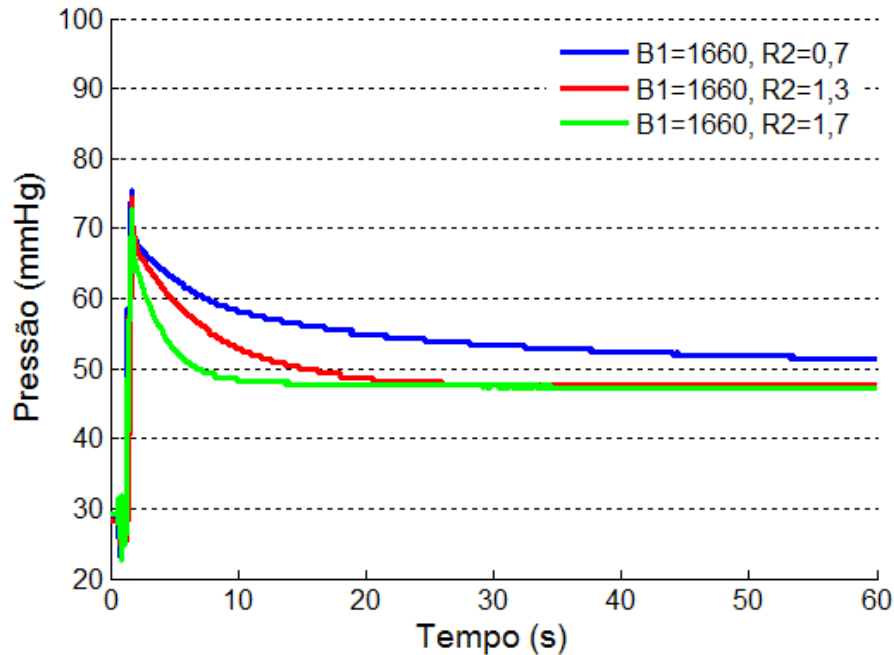


Figura 5.8: Comportamento da pressão segundo o modelo Voigt-Maxwell para as combinações de $B_1=1660$ ml com $R_2=0,7$ mm, $R_2= 1,3$ mm ou $R_2= 1,7$ mm.

As simulações elétricas equivalentes apresentaram os seguintes perfis (Figuras 5.9 e 5.10):

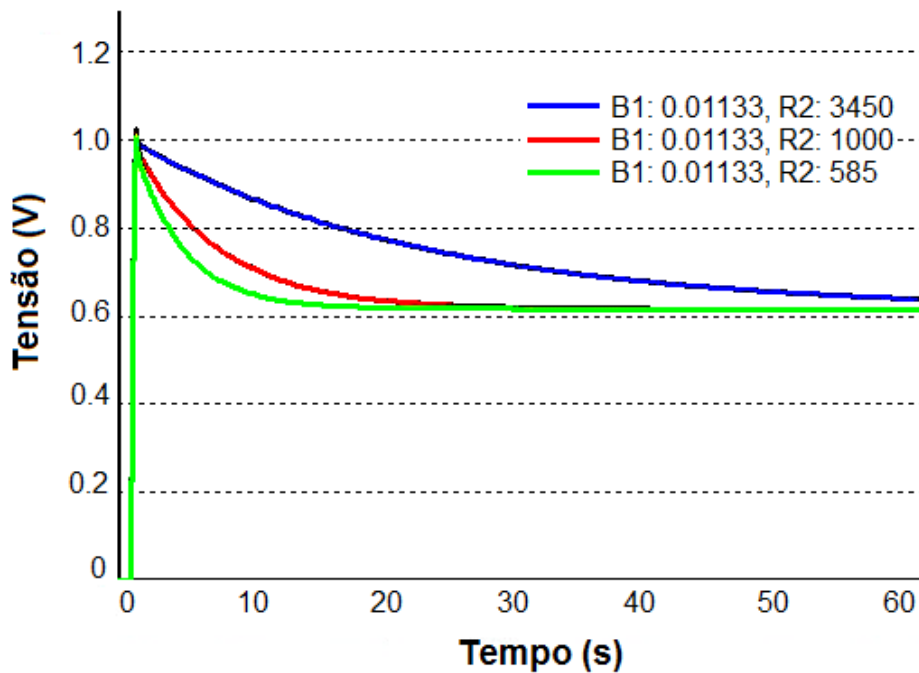


Figura 5.9: Comportamento de tensão no circuito elétrico equivalente ao circuito hidráulico segundo o modelo de Voigt-Maxwell para as combinações $B_1= 0,01133$ F com $R_2= 3450$ Ohms, $R_2= 1000$ Ohms ou $R_2= 585$ Ohms.

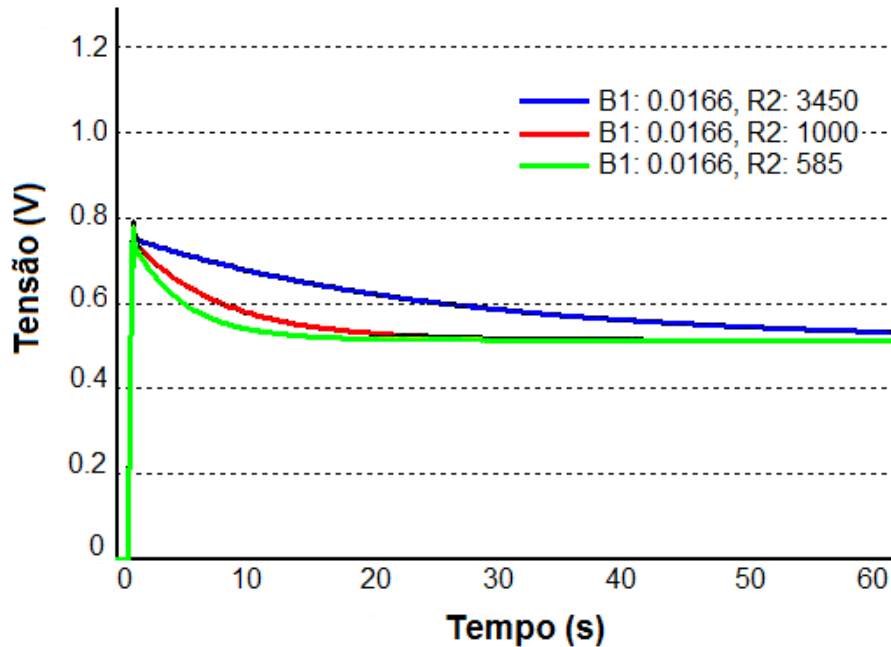


Figura 5.10: Comportamento de tensão no circuito elétrico equivalente ao circuito hidráulico segundo o modelo de Voigt-Maxwell para as combinações $B1= 0,0166$ F com $R2= 3450$ Ohms, $R2= 1000$ Ohms, $R2= 585$ Ohms.

Os achados dos experimentos no circuito hidráulico para o comportamento da pressão segundo o modelo de Voigt-Maxwell são semelhantes àqueles do comportamento segundo o modelo de Maxwell. No entanto, a estabilização da pressão ocorre em um nível intermediário entre aqueles ocorridos para os experimentos de degrau de pressão, e aqueles referentes ao comportamento da pressão segundo o modelo de Maxwell.

Mais uma vez, quando utilizada a peça de PVC de 1,7 mm em R2, a pressão no circuito não atinge o equilíbrio após 1 minuto.

As simulações elétricas equivalentes apresentam perfis semelhantes aos obtidos nos experimentos hidráulicos.

V.4) Resposta de pressão durante o funcionamento cíclico da bomba (com R3 fixo)

A avaliação destas condições é bastante extensa, pois envolve a combinação das variáveis: frequência cardíaca, tempo de sístole, diâmetro de R2 e volume de B1. O volume de B2 é de 1000 ml para todos os experimentos. R3 foi utilizada em uma posição fixa adequada a manter a pressão dentro da faixa de 120/80 mmHg para uma combinação de variáveis que aqui será chamada de pulso-padrão.

A Tabela 5.3, a seguir, ilustra as combinações realizadas, com R3 adequada ao pulso-padrão.

Tabela 5.3: Combinações de resistência em R2, frequência cardíaca, tempo de sístole e volume de B1 com R3 adequada ao pulso-padrão. Em destaque a combinação para o pulso-padrão.

Diâmetro de R2	F. Cardíaca (bpm)	T. de sístole (s)	Volume de B1 (ml)
0,7mm	60	0,3	1133
			1660
		0,5	1133
			1660
	70	0,3	1133
			1660
		0,5	1133
			1660
	80	0,3	1133
			1660
		0,5	1133
			1660
1,3mm	60	0,3	1133
			1660
		0,5	1133
			1660
	70	0,3	1133
			1660
		0,5	1133
			1660
	80	0,3	1133
			1660
		0,5	1133
			1660
1,7mm	60	0,3	1133
			1660
		0,5	1133
			1660
	70	0,3	1133
			1660
		0,5	1133
			1660
	80	0,3	1133
			1660
		0,5	1133
			1660

V.4.1) Pulso-padrão

O pulso-padrão consiste em um pulso de pressão fruto da seguinte combinação de das variáveis do circuito: Frequência cardíaca: 60 bpm, tempo de sístole: 0,3 s, volume de B1: 1660 ml e resistência em R2: 1,3 mm. O formato típico deste pulso só ocorre após a estabilização dinâmica da pressão no circuito.

A seguir estão apresentadas uma sequência de pulsos-padrão (Figura 5.11) e uma sequência de pulsos até a estabilização dinâmica da pressão no circuito (Figura 5.12).

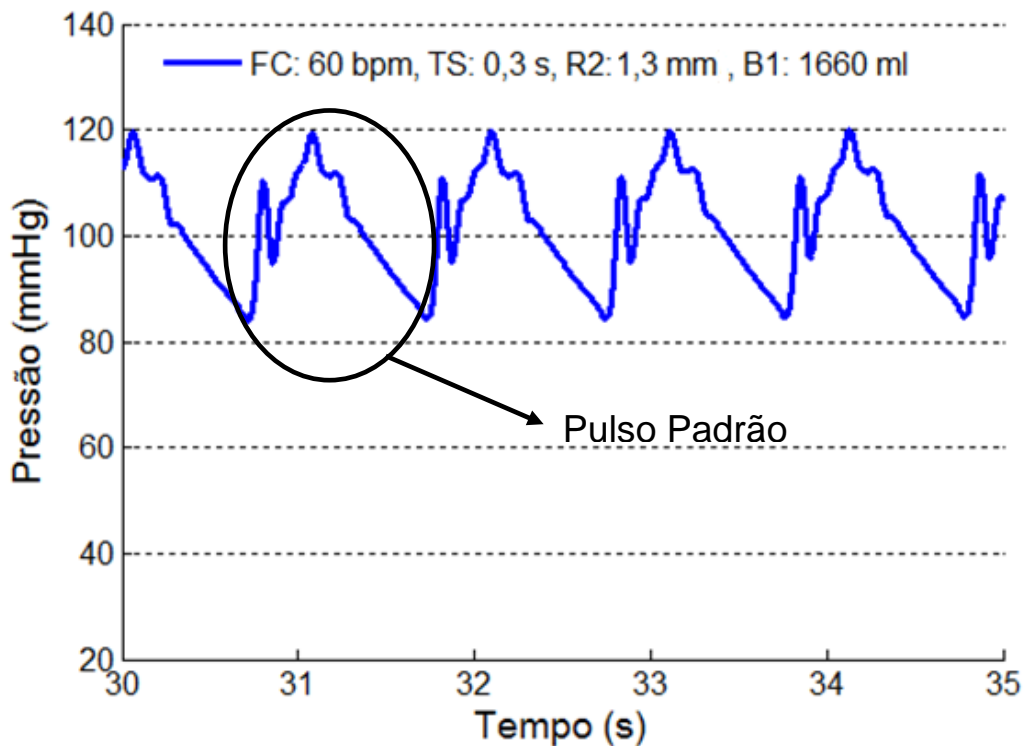


Figura 5.11: Sequência de pulsos-padrão.

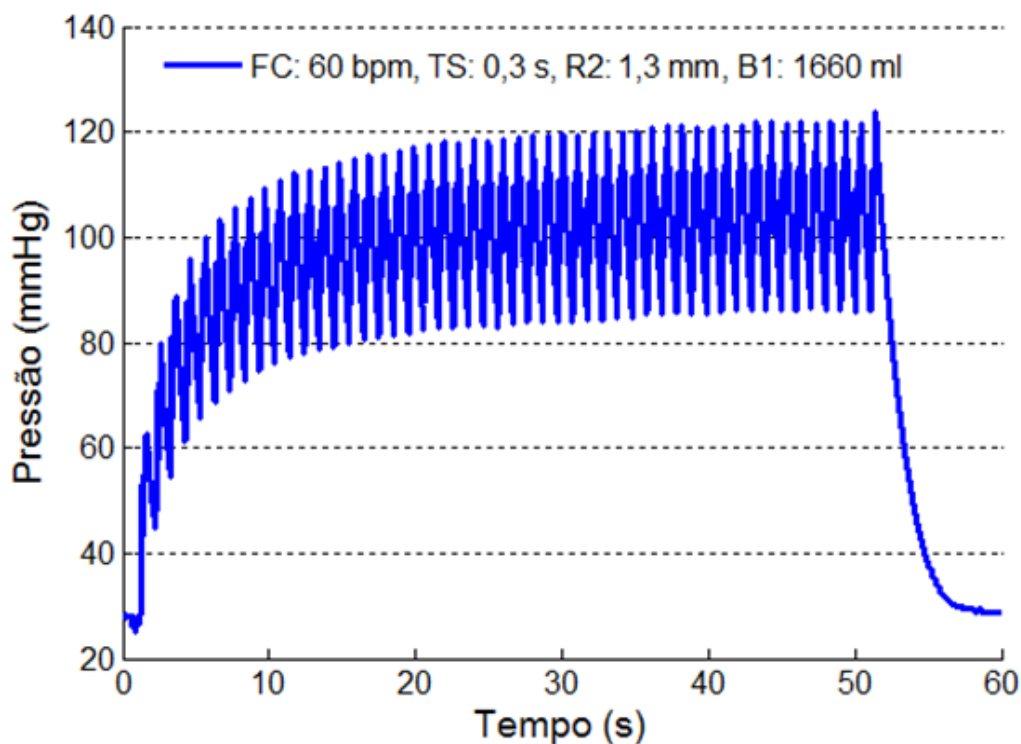


Figura 5.12: Sequência de pulsos até estabilização dinâmica da pressão no circuito.

A seguir serão apresentados os perfis de pressão que melhor expressam os efeitos das diferentes variáveis do circuito na pressão e no pulso-padrão.

V.4.2) Efeito da frequência cardíaca na pressão do circuito e no pulso-padrão

Nos experimentos realizados no circuito hidráulico, ao se aumentar a frequência cardíaca, ocorre no circuito o aumento da pressão, como se pode observar na Figura 5.13. Isto ocorre basicamente porque, ao se aumentar a frequência cardíaca mantendo o tempo de sístole fixo, obrigatoriamente o tempo de diástole diminui. Desta forma, o período onde a pressão está em queda torna-se mais curto e portanto a somação de pressão causada pelo ciclo subsequente se inicia em um nível de pressão mais alto. Na Figura 5.14 é possível observar o tempo de diástole mais curto para frequências cardíacas mais altas, e a conseqüente estabilização da pressão no circuito em um nível mais alto.

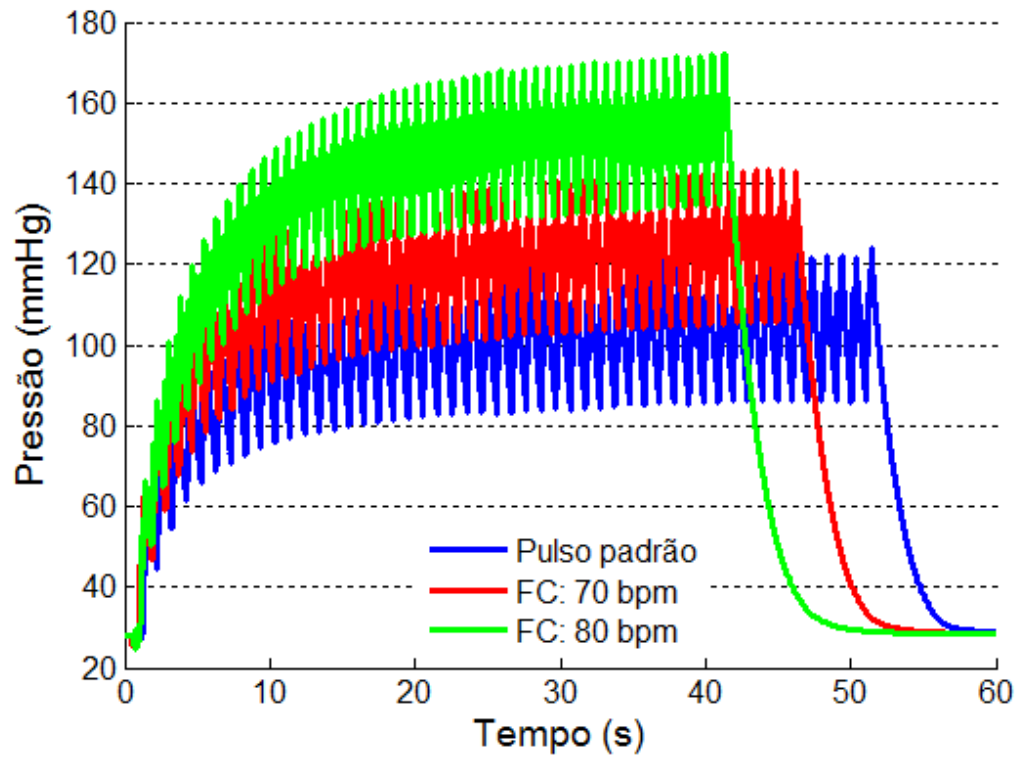


Figura 5.13: Efeito do aumento da frequência cardíaca na pressão do circuito.

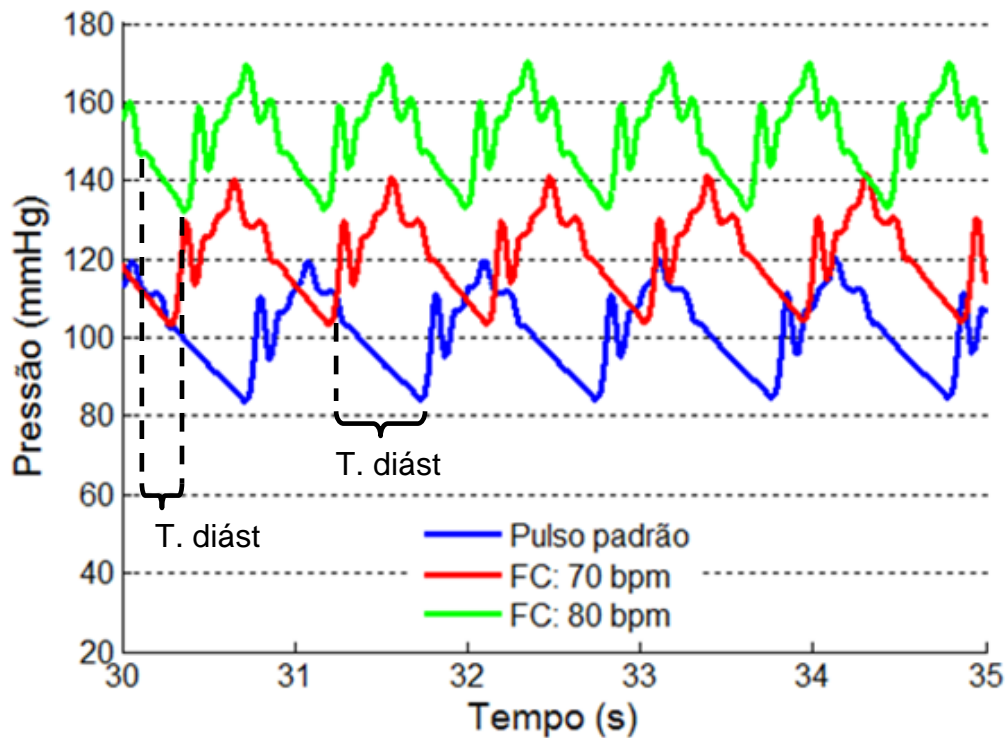


Figura 5.14: Efeito do aumento da frequência cardíaca no formato do pulso-padrão.

As simulações elétricas equivalentes apresentaram os seguintes perfis (Figuras 5.15 e 5.16):

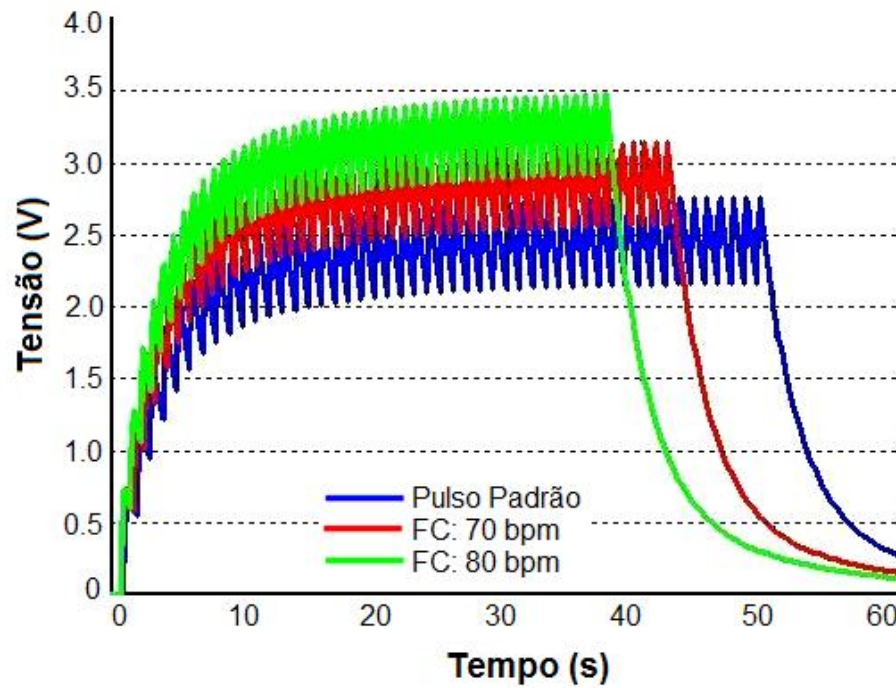


Figura 5.15: Simulação elétrica do efeito do aumento da frequência cardíaca na pressão no circuito hidráulico.

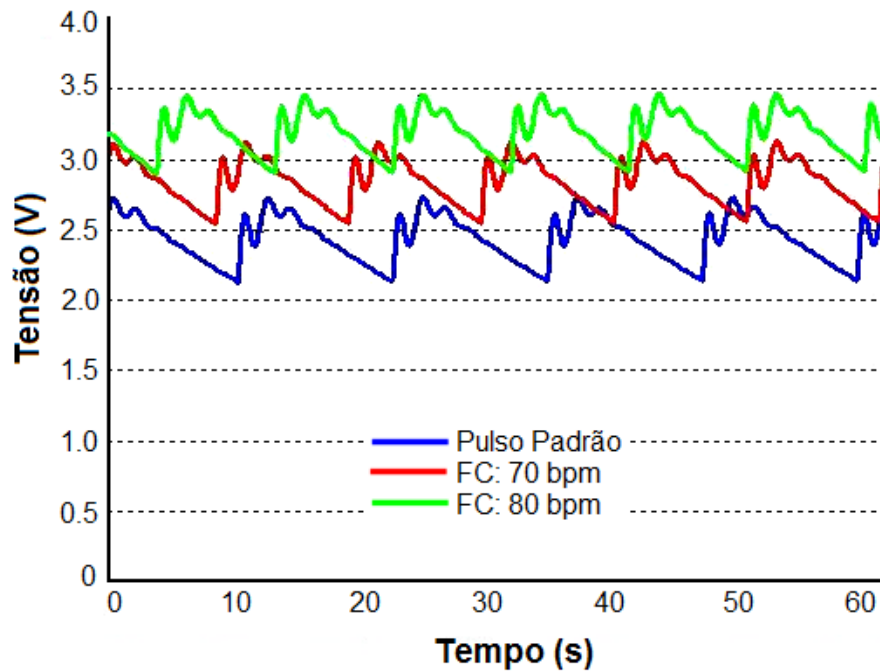


Figura 5.16: Simulação elétrica do efeito do aumento da frequência cardíaca no formato do pulso-padrão no circuito hidráulico

As simulações elétricas equivalentes apresentam perfis semelhantes aos obtidos nos experimentos hidráulicos.

V.4.3) Efeito do tempo de sístole na pressão do circuito e no pulso-padrão

O aumento do tempo de sístole proporciona contornos mais arredondados, além de gerar achatamento (diminuição da amplitude) no pulso-padrão, conforme pode ser observado nas Figuras 5.17 e 5.18.

Os contornos mais arredondados (Figura 5.18) provavelmente se dão porque, ao se aumentar o tempo de sístole, a velocidade de ejeção diminui e conseqüentemente a amplitude da onda refletida se torna menor. Sendo assim, tem-se um menor aumento de pressão gerado pela onda refletida e conseqüentemente a pressão sistólica diminui e sua forma de onda se torna mais arredondada.

O achatamento do pulso se dá, pois, conforme descrito anteriormente, a pressão sistólica diminui. Além disso, a pressão diastólica aumenta, uma vez que o tempo disponível para diástole diminui com o aumento do tempo de sístole.

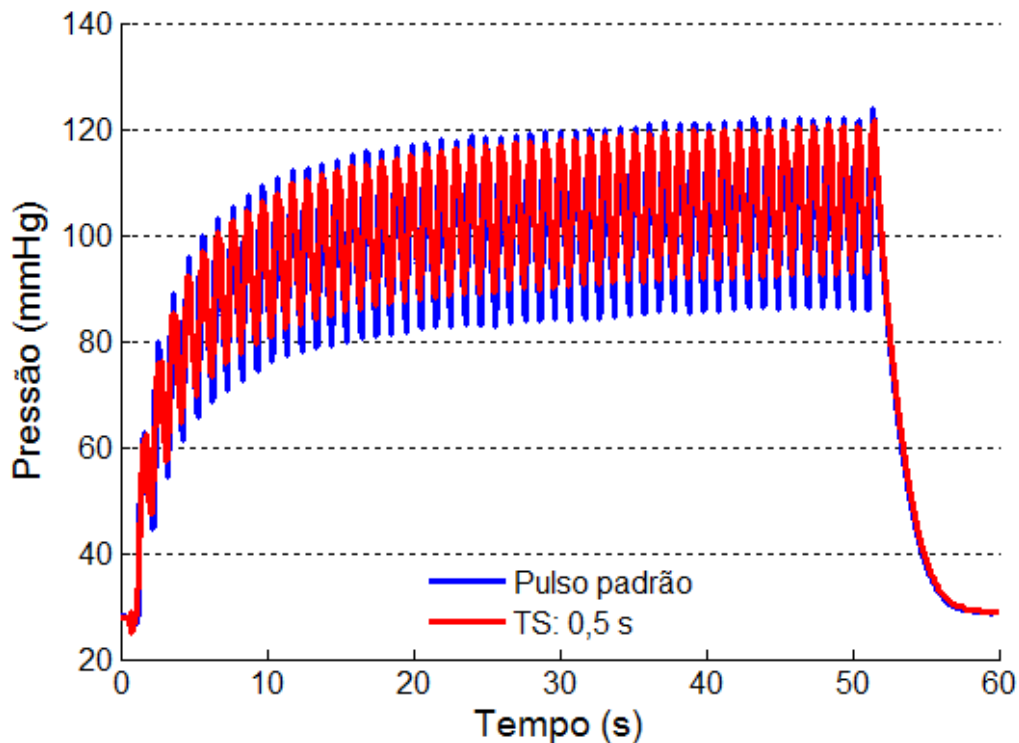


Figura 5.17: Efeito do tempo de sístole na pressão do circuito.

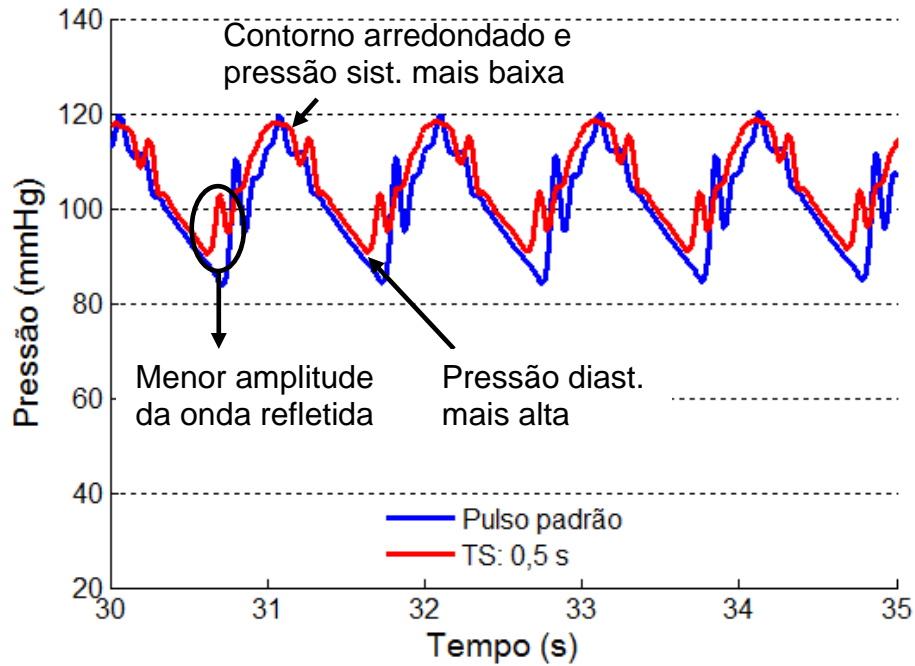


Figura 5.18: Efeito do tempo de sístole no formato do pulso-padrão.

As simulações elétricas equivalentes apresentaram os seguintes perfis (Figura 5.19 e 5.20):

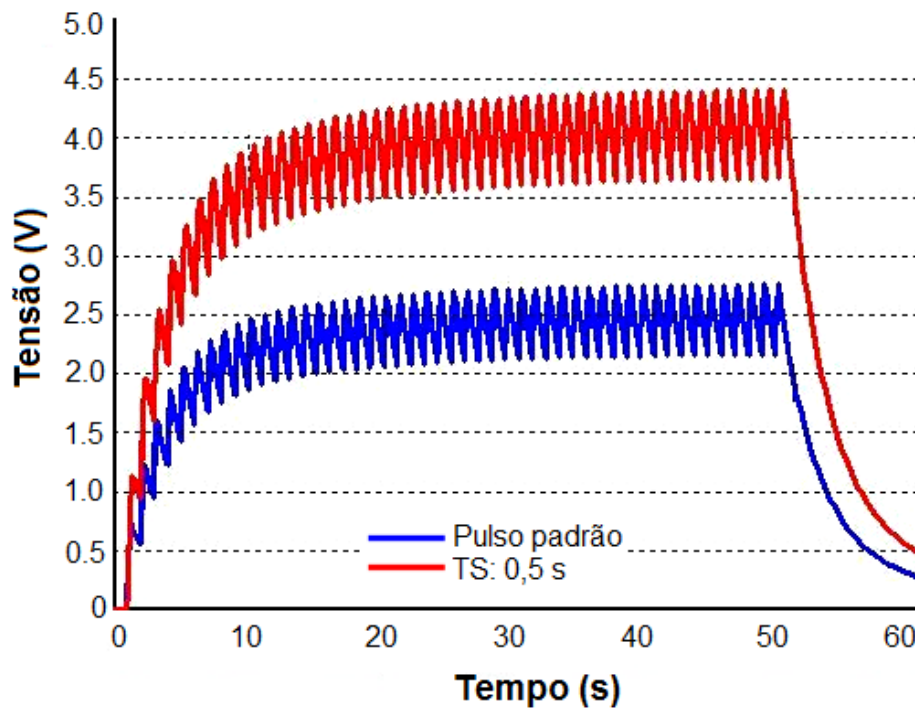


Figura 5.19: Simulação elétrica do efeito do aumento do tempo de sístole na pressão no circuito hidráulico.

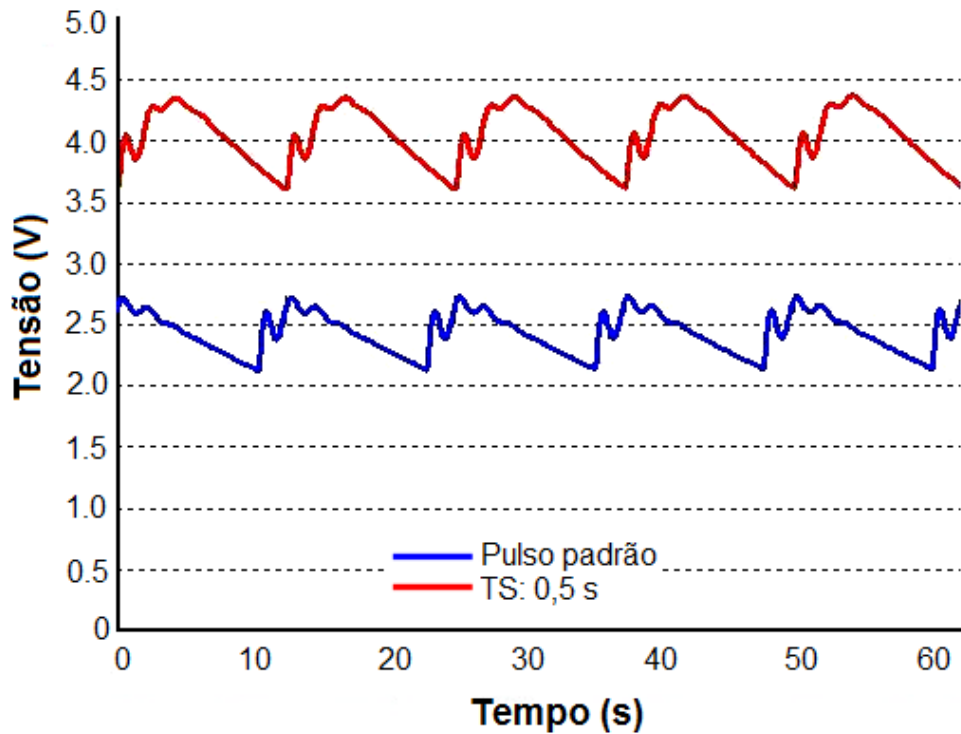


Figura 5.20: Simulação elétrica do efeito do aumento do tempo de sístole no formato do pulso-padrão no circuito hidráulico.

Os resultados das simulações elétricas diferem dos obtidos no circuito hidráulico. Os níveis de tensão atingidos, quando o “tempo de sístole” é mais curto, são mais altos. No entanto, algumas características morfológicas das curvas elétricas coincidem com as das curvas hidráulicas, como contornos mais arredondados e menor amplitude a onda refletida. O achatamento do pulso não foi observado no equivalente elétrico para o “tempo de sístole” mais longo.

V.4.4) Efeito do volume de B1 na pressão do circuito e no pulso-padrão

B1 representa a complacência do circuito. Ao tornar o circuito menos complacente com a diminuição do volume de ar em B1, a resposta da pressão à variação de volume gerada pela injeção da bomba, é de maior amplitude conforme se observa nas Figuras 5.21 e 2.22.

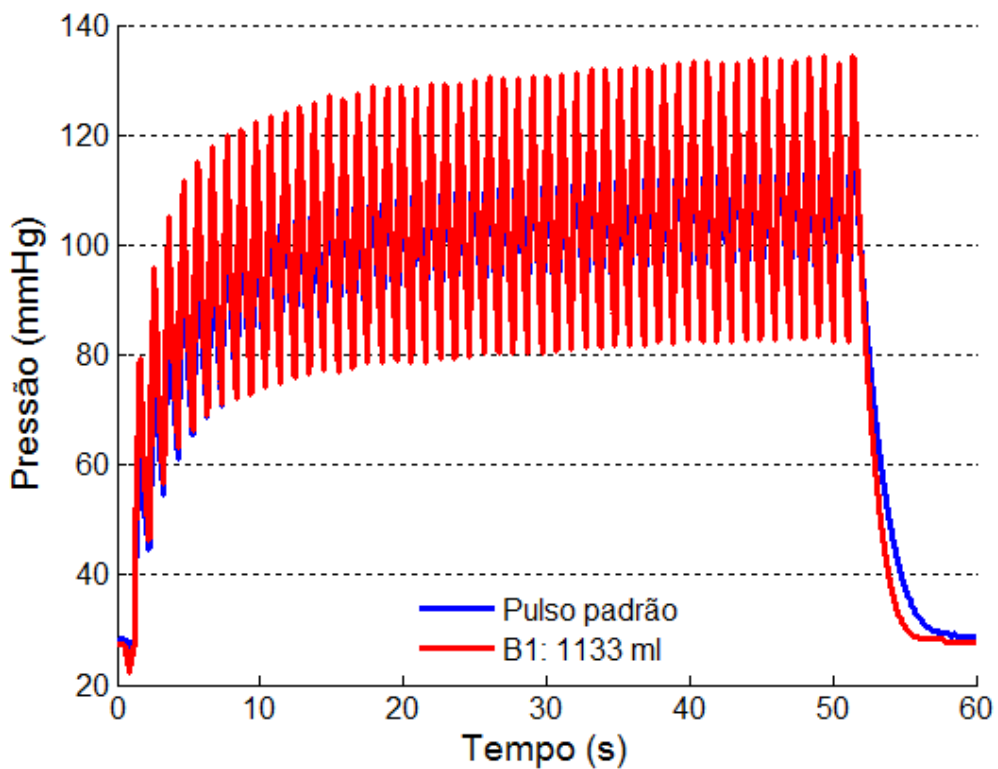


Figura 5.21: Efeito do volume de B1 na pressão do circuito.

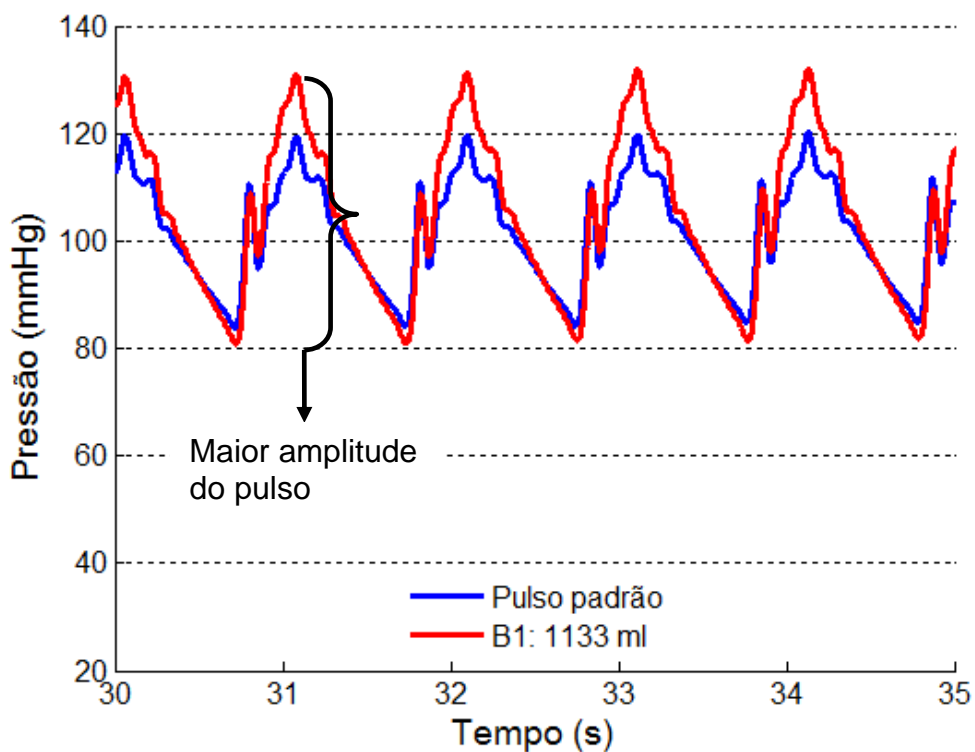


Figura 5.22: Efeito do volume de B1 no formato pulso-padrão.

As simulações elétricas equivalentes apresentaram os seguintes perfis (Figuras 5.23 e 5.24):

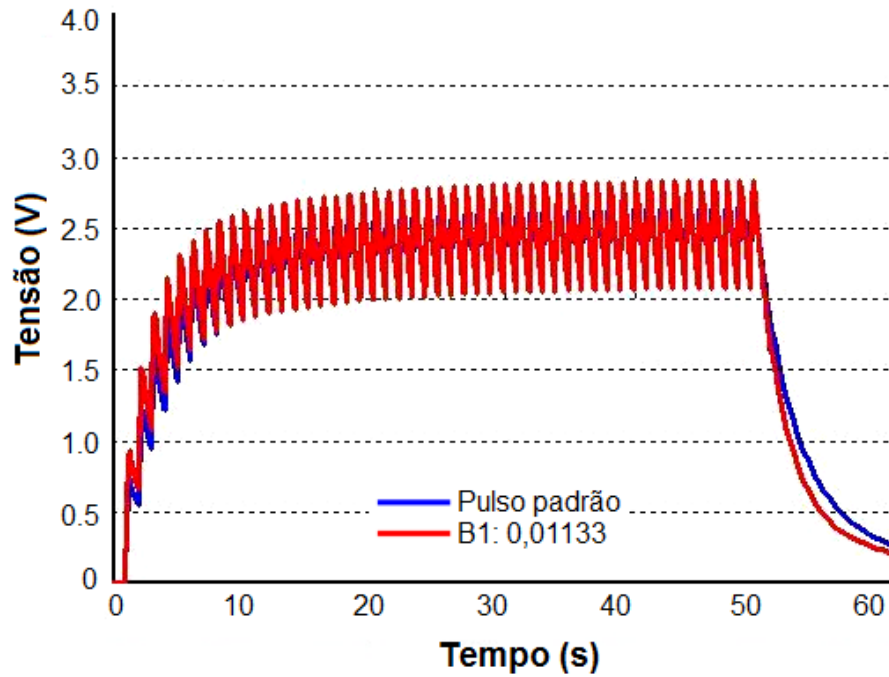


Figura 5.23: Simulação elétrica do efeito do aumento do volume de B1 na pressão no circuito hidráulico.

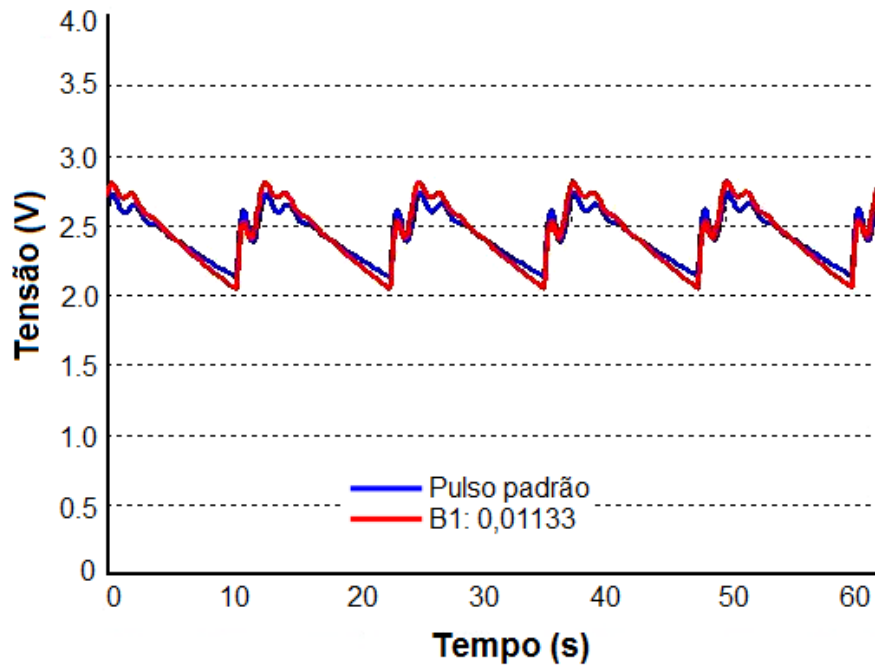


Figura 5.24: Simulação elétrica do efeito do aumento do volume de B1 no formato do pulso-padrão no circuito hidráulico.

As simulações elétricas equivalentes apresentam perfis semelhantes aos obtidos nos experimentos hidráulicos.

V.4.5) Efeito do diâmetro da peça de PVC em R2 na pressão do circuito e no pulso-padrão

O diâmetro da peça de PVC em R2 determina a viscoelasticidade do circuito. Aparentemente, esta variável só tem interferência no período em que a pressão no circuito ainda não atingiu o equilíbrio dinâmico (Figura 5.26).

Conforme se pode observar na Figura 5.25, quanto mais estreito o diâmetro da peça de PVC em R2, mais rápido o circuito atinge este equilíbrio. Este efeito se deve ao fato de que a pressão no circuito cai mais rapidamente para a peça de PVC mais calibrosa. Sendo assim o pulso de pressão seguinte, se inicia em um patamar mais baixo, levando mais tempo, portanto, para atingir o equilíbrio dinâmico.

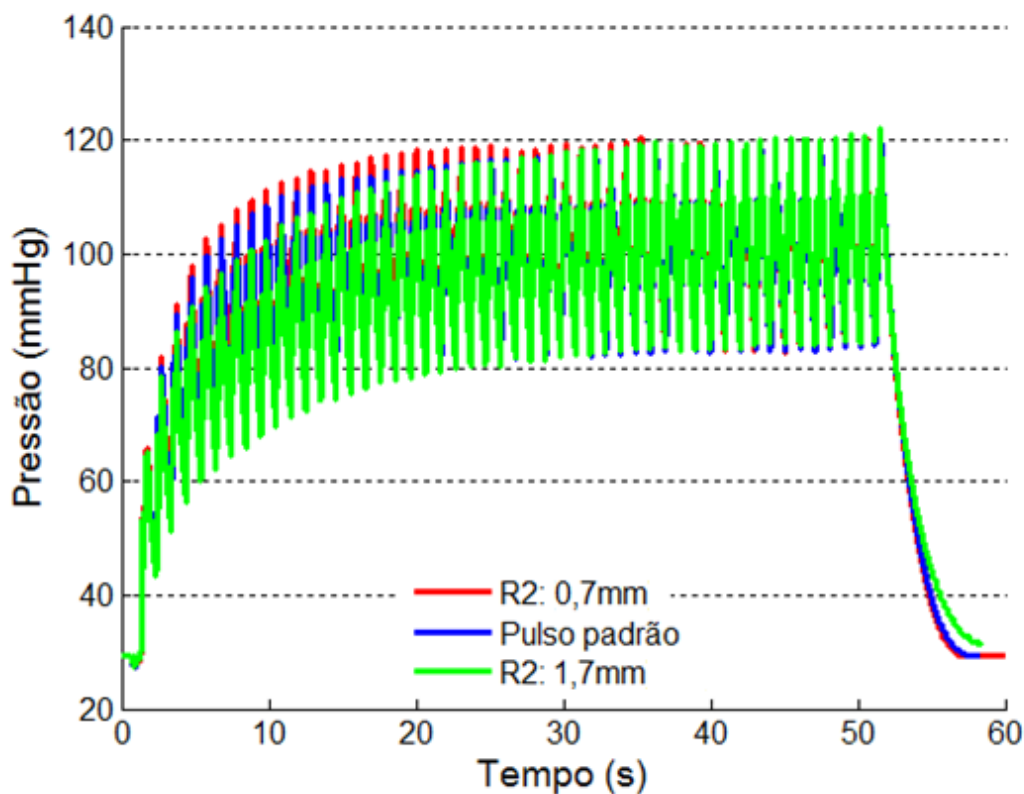


Figura 5.25: Efeito do diâmetro do da peça de PVC em R2 na pressão do circuito.

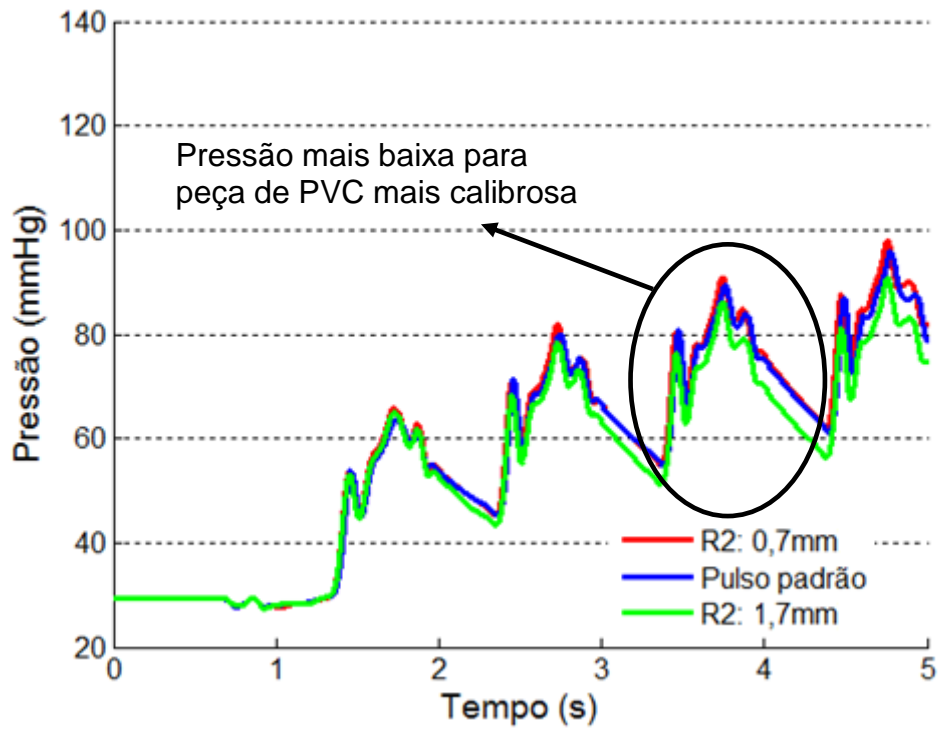


Figura 5.26: Efeito do diâmetro da peça de PVC em R2 antes da estabilização dinâmica do circuito.

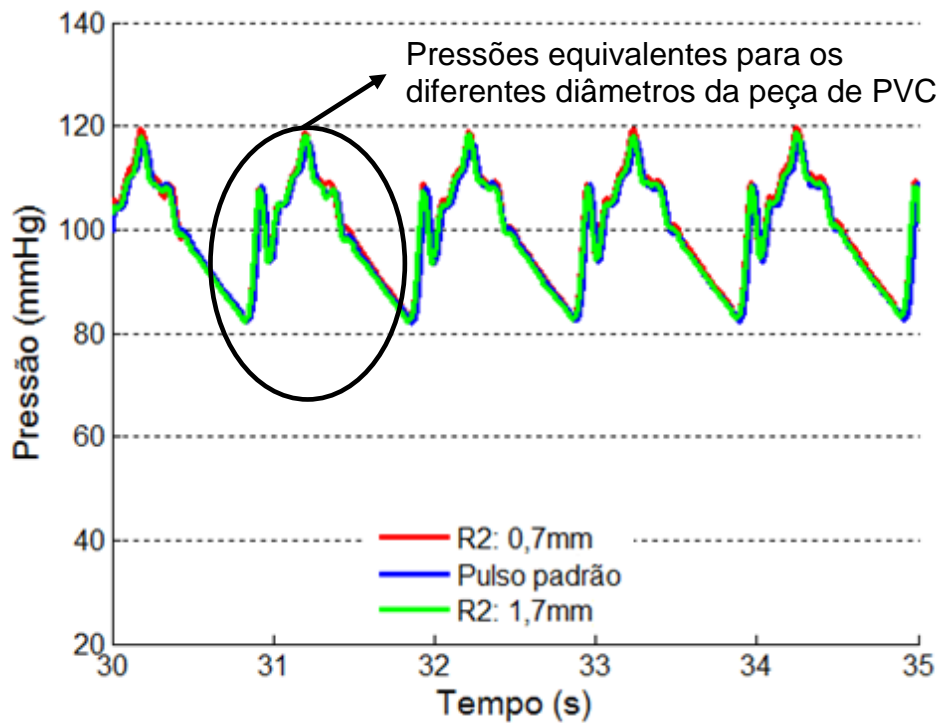


Figura 5.27: Efeito do diâmetro da peça de PVC em R2 no formato pulso-padrão.

As simulações elétricas equivalentes apresentaram os seguintes perfis (Figuras 5.28, 5.29 e 5.30):

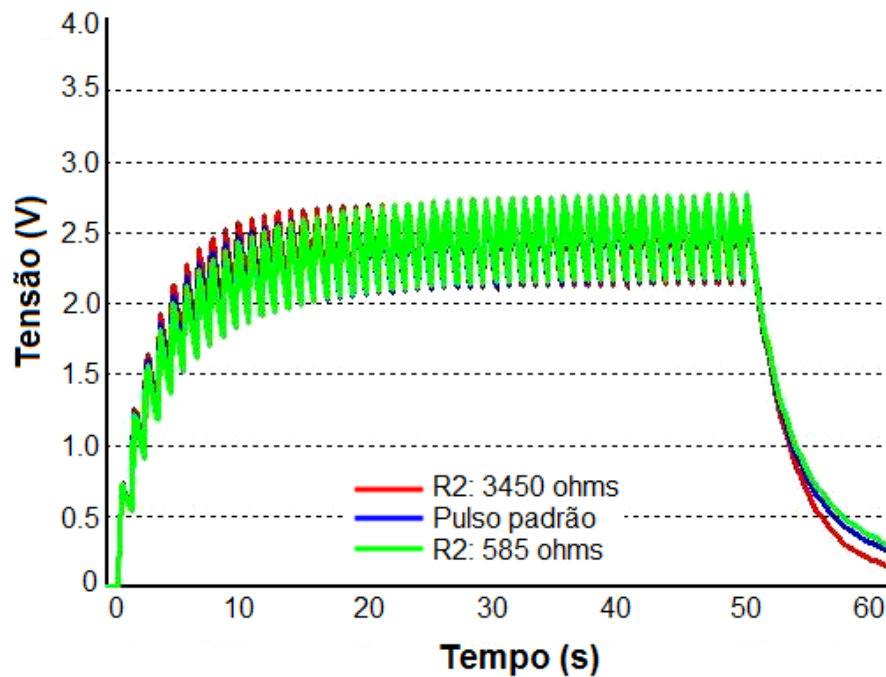


Figura 5.28: Simulação elétrica do efeito do diâmetro da peça de PVC em R2 na pressão no circuito hidráulico.

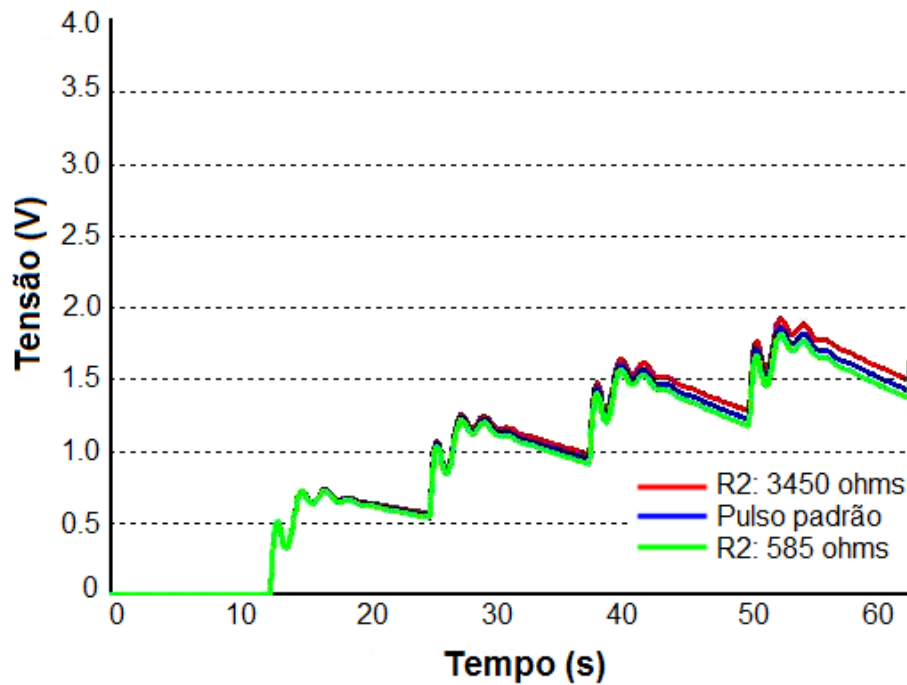


Figura 5.29: Simulação elétrica do efeito do diâmetro da peça de PVC em R2 na pressão no pulso-padrão antes da estabilização dinâmica no circuito hidráulico.

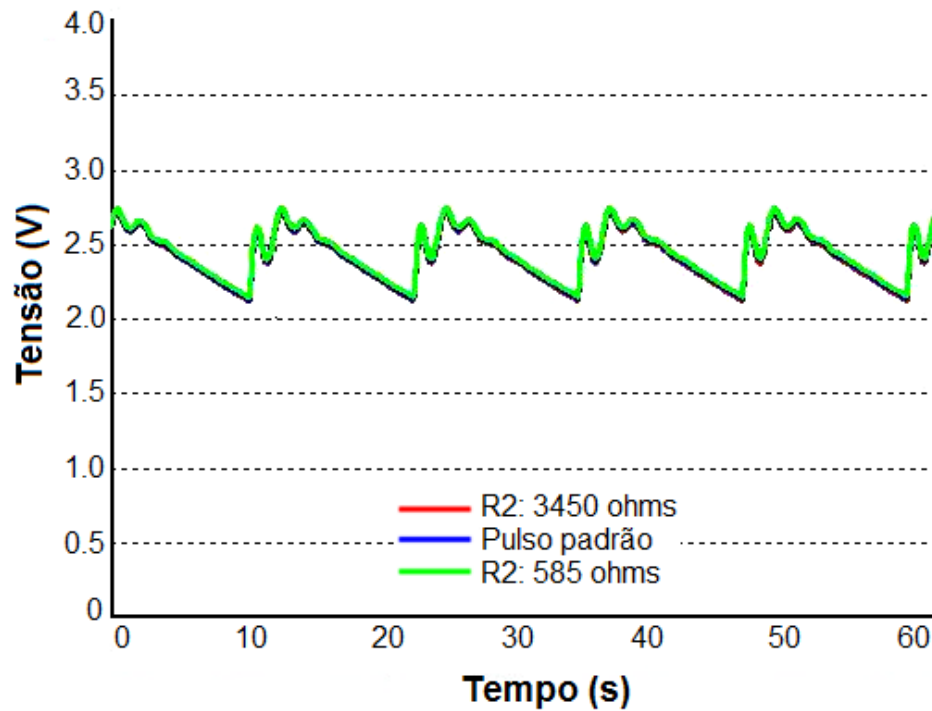


Figura 5.30: Simulação elétrica do efeito do diâmetro da peça de PVC em R2 na pressão no pulso-padrão depois da estabilização dinâmica no circuito hidráulico.

As simulações elétricas equivalentes apresentam perfis semelhantes aos obtidos nos experimentos hidráulicos.

CAPITULO VI

DISCUSSÃO

Nesta secção serão discutidos os resultados incluindo sua relação com os demais trabalhos encontrados na literatura.

VI.1) Análise do efeito das variáveis no perfil de pressão durante um ciclo isolado da bomba

Serão analisados os resultados para a resposta de pressão baseando-se num modelo elástico, no modelo de Maxwell e no modelo de Voigt-Maxwell.

VI.1.1) Modelo elástico

Conforme observado na simulação elétrica, esperava-se que este experimento retornasse dois platôs de pressão correspondentes ao volume de ar contido em B1. No caso em que B1 contém 1660 ml, esperava-se um platô 40 mmHg acima do nível de pressão inicial do circuito, já para B1 contendo 1133 ml, esperava-se um platô a 60 mmHg acima do mesmo nível. Em ambos os casos a estabilização não ocorreu no platô em que se esperava, no entanto o pico inicial de pressão fica próximo ao valor esperado para os platôs e, em seguida, há uma perda de pressão até a estabilização. No caso de B1 contendo 1660 ml, há uma perda de aproximadamente 20 mmHg e para B1 contendo 1133 ml, perde-se aproximadamente 10 mmHg. As possíveis causas para essa queda de pressão são:

O fato de B1 ter inicialmente uma resposta quasi-adiabática e com o passar do tempo tender para comportamento isotérmico: Neste caso a temperatura do gás no interior de B1 aumentaria instantaneamente com a diminuição do volume devido à “sístole”, entretanto com a subsequente troca de calor para o meio esta temperatura cai acarretando queda de pressão. A resposta quasi-adiabática pode gerar um efeito compensatório para perda de pressão causada pelos mecanismos descritos abaixo. Isto será mais evidente durante o funcionamento cíclico da bomba.

Um possível atraso no fechamento da válvula aórtica: Este fenômeno pode ocorrer fisiologicamente e a válvula em questão é a mesma utilizada em cirurgias de valvuloplastias.

Pode estar havendo vazamento na válvula: O fato de que, ao passar de sístole para diástole, a bomba promove queda de pressão súbita em seu interior pode estar causando vazamentos indesejados nos folhetos da válvula. Este efeito não é fisiológico e pode estar comprometendo o funcionamento da válvula.

Pode haver pontos de vazamento nas junções do circuito: Apesar de aparentemente pouco detectáveis, pode estar havendo vazamento lento de líquido em algumas junções do circuito.

Pode haver vazamento em B1 ou B2: Apesar dos cuidados tomados com a vedação de B1 e B2, pode ser que, ao se pressurizar o sistema, esteja havendo vazamento lento de ar para o meio ambiente pelas rolhas.

VI.1.2) Modelo de Maxwell

Os resultados deste experimento estão em conformidade com os resultados das simulações elétricas. Todos os sinais atingem um pico de pressão inicial semelhantes àqueles encontrados nos experimentos referentes ao modelo elástico, e em seguida sofrem queda desacelerada de pressão de acordo com o diâmetro da peça de PVC utilizada em R2. Quanto mais calibrosa a peça de PVC, mais rápida a queda de pressão. Pelo fato de B2 estar aberta para o meio ambiente, esperava-se que todos os perfis de pressão retornassem para a linha de base de onde partiram. Este fato se observou, exceto no caso da peça de PVC mais estreita (0,7 mm), onde o tempo de coleta do sinal (1 minuto), não foi suficiente para que a pressão retornasse para a linha de base.

VI.1.3) Modelo de Voigt-Maxwell

Os resultados destes experimentos estão em conformidade com os resultados das simulações elétricas. Esperava-se que este experimento retornasse picos de pressão inicial semelhantes àqueles encontrados nos experimentos referentes ao modelo elástico, fato que se observou. Esperava-se queda de pressão desacelerada de acordo com o diâmetro da peça de PVC utilizada em R2 (da mesma forma que no modelo de Maxwell) e posterior estabilização em um platô de pressão, fato também observado. Esperava-se que

a estabilização para $B1 = 1660$ ml se desse em torno de 24 mmHg acima da linha de base do início do experimento e para $B1 = 1133$ ml, 31 mmHg acima da linha de base do início do experimento. Estes valores foram obtidos através dos seguintes cálculos a partir da Equação 3.9:

$$P_0 \cdot V_0 = P_1 \cdot V_1$$

P_0 = Pressão inicial registrada no sensor

V_0 = Volume inicial de B1 + B2

P_1 = Pressão registrada no sensor ao final do experimento

V_1 = Volume de B1 + B2 após injeção da bomba: $V_0 - 80$ ml

Utilizando $B1 = 1660$ ml (Equação 6.1):

$$790 \cdot (1660 + 1000) = P_1 \cdot (2660 - 80)$$

⇕

$$P_1 \cong 814 \text{ mmHg}$$

(6.1)

Portanto a diferença entre a pressão inicial e a final é (Equação 6.2):

$$814 - 790 = 24 \text{ mmHg}$$

(6.2)

Utilizando $B1 = 1133$ ml (Equação 6.3):

$$790 \cdot (1133 + 1000) = P_1 \cdot (2133 - 80)$$

⇕

$$P_1 \cong 821 \text{ mmHg}$$

(6.3)

Portanto a diferença entre a pressão inicial e a final é (Equação 6.4):

$$821 - 790 = 31 \text{ mmHg}$$

(6.4)

Pelas mesmas razões que se relacionam às perdas de pressão no circuito, relatadas no modelo elástico, a estabilização de pressão não se dá nos níveis esperados.

VI.2) Análise do efeito das variáveis no perfil de pressão durante o funcionamento cíclico da bomba

Dentre as vantagens de se comparar um circuito hidráulico com um equivalente elétrico estão a possibilidade de se analisar o efeito isolado de cada uma de suas variáveis em dois ambientes e observar se apresentam as mesmas tendências. Além disso, simulações elétricas podem ser rapidamente alteradas para prever efeitos de modificações em um circuito hidráulico, onde as modificações demandam mais tempo e trabalho. Será analisado agora o efeito de: frequência cardíaca, tempo de sístole, volume de B1 e diâmetro da peça de PVC em R2 no perfil de pressão, durante o funcionamento cíclico da bomba.

VI.2.1) Frequência cardíaca

Os resultados do perfil de pressão com a variação da frequência cardíaca estão dentro do esperado e de acordo com os resultados das simulações elétricas. Quanto maior a frequência cardíaca, maior a pressão. Este efeito decorre do fato de que, ao se aumentar a frequência cardíaca sem alterar o tempo de sístole (que permaneceu fixo em 0,3 s), obrigatoriamente, há diminuição o tempo de diástole. Com o tempo de diástole mais curto, a queda de pressão que ocorre nesta fase é interrompida mais precocemente por um pulso subsequente, que gerará novo aumento de pressão sobre uma pressão diastólica aumentada. Este efeito de somação ocorre até o momento em que o incremento de pressão gerado pelo pulso se iguala ao decremento gerado pela vazão em R2 (determinada pelo diâmetro da peça de PVC e pela pressão em B1) e pela vazão em R3. Neste momento a pressão no circuito entra em equilíbrio dinâmico. Sendo assim esperava-se que, quanto maior a frequência cardíaca, mais alta a pressão atingida no circuito durante o equilíbrio dinâmico. Fato que se observou.

VI.2.2) Tempo de sístole

Os resultados do perfil de pressão com a variação do tempo de sístole no circuito hidráulico, não correspondem ao perfil observado na simulação elétrica equivalente. Quanto maior o tempo de sístole, mais lenta é a ejeção da bomba. Isto faz com que a amplitude da onda refletida seja menor, e conseqüentemente, ocorre menos oscilação no circuito, sendo assim, o contorno da curva se apresenta mais suave. Fato que se observa tanto no circuito hidráulico quanto no circuito elétrico. Decorre indiretamente do fato de o tempo de sístole ser mais longo, a diminuição do tempo de diástole, uma vez que se manteve a mesma frequência cardíaca. Os efeitos de um tempo diastólico mais curto levariam a um aumento da pressão pelo exposto no item anterior, no entanto este efeito só se observou na simulação elétrica. As limitações causadas por vazamentos e comportamento inadequado da válvula descritos na secção V.1.1, podem também explicar a ausência de aumento de pressão com o aumento do tempo de sístole.

VI.2.3) Volume de B1

Os resultados do perfil de pressão com a variação do volume de B1 estão dentro do esperado e de acordo com os resultados das simulações elétricas. Pelo fato de B1 representar essencialmente a complacência do circuito, quanto menor o seu volume, menor a complacência e conseqüentemente maior a amplitude do sinal de pressão. Fato que se observou tanto no circuito hidráulico, quanto no circuito elétrico.

VI.2.4) Diâmetro da peça de PVC em R2

Os resultados do perfil de pressão com a variação dos diâmetros da peça de PVC em R2 estão dentro do esperado e de acordo com os resultados das simulações elétricas. O diâmetro da peça de PVC em R2 relaciona-se com o tempo que a pressão leva para atingir o equilíbrio após a injeção de volume. Quanto mais calibrosa, mais rápido ocorre a estabilização. Este fato já foi discutido e observado nos experimentos referentes ao modelo de Maxwell e Voigt-Maxwell. No funcionamento cíclico do sistema, no entanto, o efeito esperado do diâmetro da peça de PVC em R2 é um pouco diferente. Uma vez que em um ciclo isolado a peça mais calibrosa leva à queda e ao equilíbrio de pressão mais rapidamente, no funcionamento cíclico o tempo que se leva para atingir o equilíbrio

dinâmico é maior para esta mesma peça. Isto decorre do fato de que ciclo subsequente ocorre a partir de um nível de pressão mais baixo (uma vez que a pressão cai mais rapidamente). O efeito final é que, nos primeiros ciclos, a pressão referente à peça de PVC mais calibrosa sobe mais lentamente e, portanto é mais baixa. Mas, uma vez atingido o equilíbrio dinâmico do sistema, as pressões referentes aos diferentes diâmetros das peças de PVC se equivalem. Fato observado tanto na simulação elétrica quanto nos experimentos hidráulicos. Basicamente, quanto mais calibrosa a peça de PVC em R2, maior o tempo para se atingir este equilíbrio. No entanto, depois de atingido, os três perfis de pressão comportam-se identicamente.

VI.3) Análise do pulso-padrão e sua comparação com um pulso fisiológico

Até o presente momento foram feitas discussões e comparações do comportamento do perfil de pressão no circuito hidráulico e o seu equivalente elétrico. A discussão seguirá comparando o perfil de pressão obtido no circuito hidráulico com o perfil de pressão aórtica obtido através de tonometria radial de um homem de 50 anos (Figura 6.1).

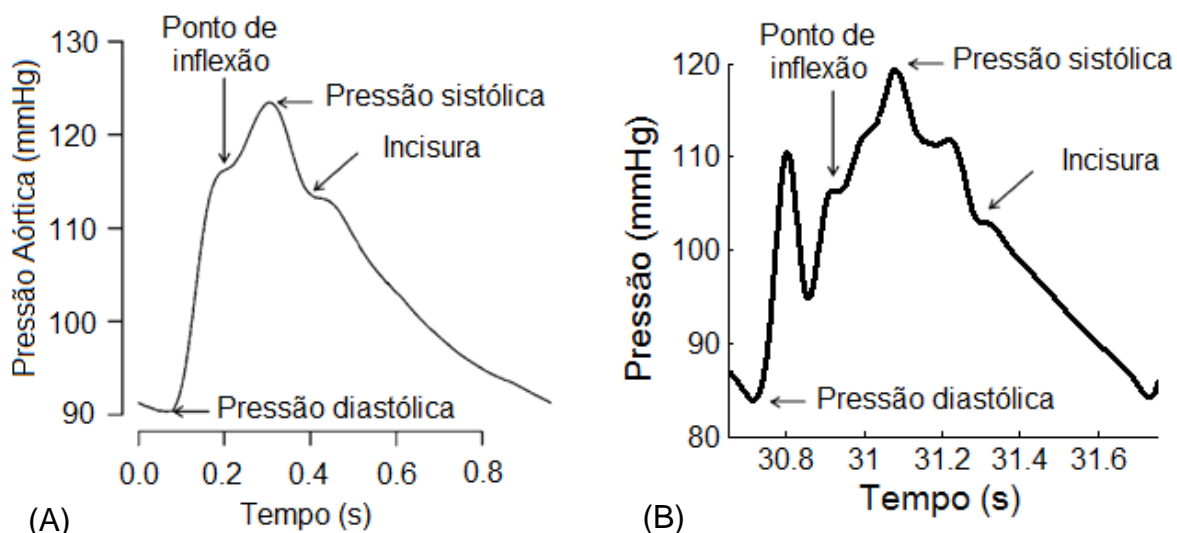


Figura 6.1: (A) Perfil de pressão no interior da aorta obtido através de tonometria da artéria radial de um homem de 50 anos (AVOLIO, 2010), (B) Perfil de pressão obtido com o funcionamento do circuito com os ajustes de pulso-padrão.

É possível observar que o pulso-padrão obtido através do funcionamento do circuito desenvolvido possui perfil semelhante ao do registro de pressão aórtica obtido por meio de tonometria radial. Observa-se, no entanto a presença de uma oscilação logo no início

do pulso, que pode ser atribuída à inércia do líquido associada à rigidez da tubulação, uma vez que este modelo utiliza parâmetros concentrados para representar resistência periférica e complacência. Tais características mecânicas contribuem para o aumento da amplitude e velocidade da onda refletida bem como a geração de oscilação no circuito. No caso real, estes parâmetros são distribuídos ao longo da rede vascular, o que produz amortecimento desta oscilação.

Observa-se também, na região que antecede o fechamento da válvula aórtica (incisura), caracterizado pelo início de uma queda de pressão desacelerada, a presença de outra incisura. Esta pode ser atribuída à troca de direção no movimento do pistão, que gera pressão negativa. Como a válvula ainda não se fechou, o restante do circuito se comunica com o interior da bomba, que, no momento de reenchimento, é rapidamente despressurizado. Este efeito não se observa fisiologicamente, pois o reenchimento do ventrículo se dá essencialmente pelo retorno venoso, com pouca contribuição da queda de pressão no interior desta câmara. Além disso, as razões descritas para o fenômeno anterior, também contribuem para o aumento da amplitude desta oscilação que só não é maior, pois ocorre num momento em que a pressão do circuito está em queda.

VI.4) Posicionamento do trabalho em relação aos demais encontrados na literatura

Como já mencionado no início desta dissertação, a literatura que abrange *phantoms* de fluxo é muito escassa.

Apesar de ainda não se tratar de um *phantom* de fluxo propriamente dito, o objetivo do circuito é gerar um meio pressurizado semelhante ao sistema arterial humano no ramo aórtico e, a partir daí, gerar perfis de fluxo através de vasos de menor calibre (coronárias, principalmente) para ensaios com TTFM. O fato de se tratar de um circuito pressurizado dentro da faixa de pressão arterial humana o torna diferente dos demais *phantoms* descritos na literatura, uma vez que a grande maioria deles preocupa-se essencialmente em produzir fluxo pulsado ou contínuo.

O *phantom* descrito por SILVA *et al.*, 2008, apesar da facilidade de confecção e operação, promove apenas fluxo contínuo e, portanto, não apresenta perfil compatível com o fluxo arterial, restringindo seu uso para simulações de fluxo venoso.

O *phantom* descrito por HEIN e O'BRIEN, 1992, é mais versátil e promove fluxo contínuo e pulsado, mas, não se trata de um sistema pressurizado e, portanto, só ocorre fluxo durante a ejeção da bomba pistão. Este padrão também é incompatível com a

realidade da vasculatura humana, onde o fluxo não tem interrupção, e sim aumenta e diminui de acordo com os batimentos cardíacos. Sendo assim o *phantom* é útil para simular fluxo venoso, mas ao gerar fluxo pulsado, não é fiel ao comportamento de fluxo arterial.

O simulador mecânico de ZANOLLI, 2009, apesar de não ter sido confeccionado para ser um *phantom*, possui características semelhantes às da confecção do circuito hidráulico desenvolvido neste trabalho, conforme descrito na secção II.1. Estas características trazem, como vantagem, a presença de um reservatório venoso compressível (de volume variável), e de um compartimento distensível ao redor da bomba. A união destes dois mecanismos permite que o volume ejetado pela bomba seja regido pelo “retorno venoso”, como o é fisiologicamente. No circuito aqui apresentado, o volume ejetado pela bomba é constante. Em contrapartida, o simulador de ZANOLLI, 2009, não utiliza mecanismos controláveis de viscoelasticidade (como a unidade viscoelástica deste trabalho), e sua construção, por tratar-se ainda de um protótipo, possui dimensões bem menores que as do sistema vascular humano, como diâmetro da aorta e volume de ejeção do ventrículo, que neste caso, são respectivamente 4 mm e cerca de 1 ml. Além disso, utiliza como válvula aórtica uma válvula tipo bola, que sabidamente promove grande resistência à ejeção da bomba.

CAPÍTULO VII

CONCLUSÃO

Foram desenvolvidos neste trabalho, uma bomba capaz de simular o padrão de ejeção do ventrículo esquerdo e um circuito hidráulico capaz de simular as propriedades viscoelásticas, resistivas e capacitivas da rede vascular humana.

O funcionamento deste circuito é capaz de mimetizar o perfil de pressão típico do interior de uma aorta e através do ajuste das diferentes variáveis, é possível simular situações clínicas como hipertensão arterial, enrijecimento de artérias, aumento de resistência vascular periférica, etc.

O ajuste de tempo de sístole e frequência cardíaca no funcionamento da bomba é capaz de reproduzir diferentes padrões de ejeção cardíaca.

O dimensionamento das bolhas B1 e B2, bem como o ajuste da resistência contida entre elas (R2) é capaz de reproduzir diferentes graus de viscoelasticidade arterial.

O ajuste da resistência R3 é capaz de representar o somatório das resistências encontradas principalmente nas arteríolas e esfíncteres pré-capilares.

Note-se que é possível ajustar uma variável isoladamente (como nos experimentos), facilitando o estudo dos efeitos específicos de cada uma delas. Também é possível o ajuste de mais de uma variável ao mesmo tempo, de forma a reproduzir o que ocorre fisiologicamente, ou seja, ajustes dinâmicos de forma a manter a pressão arterial dentro de uma faixa fisiológica.

O circuito possui baixo custo, uma vez que pode ser confeccionado em grande parte com peças comerciais de encanamentos.

É possível a utilização de fluidos mimetizadores de sangue no circuito, tornando-o mais realista.

O circuito faz parte de um projeto cujo objetivo final é a confecção de um *phantom* de fluxo para ensaios e calibração de fluxômetros por tempo de trânsito. Para tanto, seguindo a premissa de que o sistema vascular se organiza basicamente em paralelo, basta emergir um ramo a partir do trecho pressurizado do circuito até o recipiente despressurizado. A complacência e resistência deste ramo devem estar de acordo com a daquele vaso que se deseja mimetizar, para que se obtenha um perfil de fluxo semelhante. Um ramo referente à circulação coronariana, principal alvo das avaliações com fluxômetros por tempo de trânsito, está em desenvolvimento no LUS.

Sugerem-se, como passos futuros para a continuação do trabalho: Melhorar conexão das partes do circuito a fim de contornar problemas como pequenos vazamentos. A utilização de fluidos mimetizadores de sangue. Desenvolver estratégias mecânicas que reproduzam melhor a onda refletida, pois esta ainda apresenta grande amplitude. Desenvolver estratégias mecânicas que distribuam a viscoelasticidade ao longo do trecho pressurizado do circuito (esta solução pode ser a mesma para o problema anterior). Interligação (em paralelo ao trecho pressurizado do circuito) de vasos para ensaios com fluxômetros ultrassônicos.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

AVOLIO, A. P., BUTLIN, M., WALSH, A., 2010, "Arterial Blood Pressure Measurement and Pulse Wave analysis - Their role in enhancing cardiovascular assessment", *Physiological Measurement*, v.31, n.1, pp. R1-R47.

BELDI, G., BOSSHARD, A., HESS, O. M., *et al.*, 2000, "Transit Time Flow Measurement: Experimental Validation and Comparison of Three Different Systems", *Annals of Thoracic Surgery*, v.70, pp. 212-217.

BERGEL, D. H., 1961, "The Dynamic Elastic Properties of The Arterial Wall", *Journal of Physiology*, v.156, pp. 458-469.

BIA, D., AQUIRE, I., ZÓCALO, Y., *et al.*, 2005, "Regional Differences in Viscosity, Elasticity and Wall Buffering Function in Systemic Arteries: Pulse Wave Analysis of Arterial Pressure-Diameter Relationship", *Revista Espanhola de Cardiología*, v.58, n.2, pp.167-74.

BORTOLOTTI, L. A., SAFAR, M. E., 2006, "Perfil da Pressão Arterial ao Longo da Árvore Arterial e Genética da Hipertensão", *Arquivos Brasileiros de Cardiologia*, v.86, n.3, pp.166-169.

CATUNDA, J.M.Y., 2009, *Efeitos de Diferentes Frequências de Estimulação Elétrica no Reflexo de Hoffmann e na Oposição ao Movimento Passivo de Punho em Indivíduos Saudáveis*. Dissertação de M.Sc., Programa de Engenharia Biomédica, COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, RJ, Brasil.

DESAI, N. D., MIWA, S. KODAMA, D., *et al.*, 2006, "A Randomized Comparison of Intraoperative Indocyanine Green Angiography and Transit-Time Flow Measurement to Detect Technical Errors in Coronary Bypass Grafts", *The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery*, v.132, n.3, pp. 585-594.

FOX, R.W., MCDONALD, A.T., 1998, *Introdução à mecânica dos fluidos*. 4 ed. Rio de Janeiro, Brasil, LTC.

FRANÇA, B. R., MARTINS, V. C., CATUNDA, J. M. Y. *et al.*, 2010, “Circuito Hidráulico Mimetizador de Ejeção do Ventrículo Esquerdo e de Pressão no Interior da Aorta”, *XXII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica*, 135, Tiradentes, MG, Brasil, Novembro.

GORDON, I. L. 1995, “Effects of Stenosis on Transit-Time Ultrasound Measurement of Blood Flow”, *Ultrasound in Medicine & Biology*, v.21, n.5, pp. 623-633.

GUYTON, A.C., HALL, J.E., 2006, *Textbook of Medical Physiology*, 11 ed., Philadelphia, Pennsylvania, Elsevier Saunders.

HEIN, I. A., O'BRIEN, W. D., 1992, “A Flexible Flow Phantom Capable of Independently Producing Constant and Pulsatile Flow with a Predictable Spatial Flow Profile for Ultrasound Flow Measurement Validation”, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. v. 39, n. 11, pp. 1111-1122.

HERMAN, C., SULLIVAN, J. A., BUTH, K., *et al.*, 2008, “Intraoperative Graft Flow Measurements During Coronary Artery Bypass Surgery Predict In-Hospital Outcomes”, *Interactive Cardiovascular and Thoracic Surgery*, v.7, pp. 582-585.

HOSKINS, P.R., ANDERSON, T., McDICKEN, W. N., 1989, “A Computer Controlled Flow Phantom for Generation of Physiological Doppler Waveforms”, *Physics in Medicine and Biology*, v.34, n.11, pp.1709-1717.

KLABUNDE, R.E., 2005, *Cardiovascular Physiology Concepts*. Philadelphia, Lippincott Williams e Wilkins.

LAUTSEN. J, 2001, “Transit Time Flow Measurement: Principles and Clinical Applications”, In: Giuseppe D'Anconna, Hratch L. Karamanoukian, Marco Ricci, Tomas A. Salerno, Jacob Bergsland, *Intraoperative Graft Patency Verification in Cardiac and Vascular Surgery*, cap. 3, Armonk, NY, Futura Publishing Company, Ink.

MACHADO, M. R., von KRÜGER, M. A., PEREIRA, W. C. A., 2008, “Análises Reológica e Termofísica de Um Fluido Artificial Mimetizador do Sangue Humano” In: *Anais do XXI Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica*, pp. 1094-1097, Salvador, Bahia, Brasil, Novembro.

MARTINS, V. C., von KRÜGER, M. A., PEREIRA, W. C. A., 2008, “Sistema Hidráulico para Mimetizar a Viscoelasticidade Arterial”. In: *Anais do XXI Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica*, pp. 9-12, Salvador, Bahia, Brasil, Novembro.

MARTINS, V.C., 2009, *Sistema Hidráulico para Mimetização da Viscoelasticidade Arterial*, Dissertação de M. Sc., Programa de Engenharia Biomédica, COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, RJ, Brasil.

MATSIEVSKII, D. D., 2003, “Ultrasound as a Tool in Experimental Research of Macro- and Microcirculation”, *Bulletin of Experimental Biology and Medicine*, v.136, n. 1, pp. 101-104.

McDONALD, D.A., 1974, “The Elastic Properties of the Arterial Wall”, In: *Blood Flow in Arteries*. 2 ed., chapter 10, London, England, Edward Arnold.

MOORE, P. I., BROWN, G. J., STIMPSON, B. P., 2000, “Ultrasonic Transit-Time Flowmeters Modeled with Theoretical Velocity Profiles: Methodology”, *Measurement Science and Technology*, v.11, pp.1802-1811.

NAKAYAMA, N., KURODA, S., HOUKIN, K., *et al.*, 2001, “Intraoperative Measurement of Arterial Blood Flow Using a Transit Time Flowmeter: Monitoring of Hemodynamic Changes During Cerebrovascular Surgery”, *Acta Neurochirurgica*, v.143, pp.17-24.

NELSON, M. R., STEPANEK, J., CEVETTE, M., *et al.*, 2010, “Noninvasive Measurement of Central Vascular Pressures with Arterial Tonometry: Clinical Revival of the Pulse Pressure Waveform?”, *Mayo Clinic Proceedings*, v.85, n.5, pp.460-472.

PRATES, P. R., 1999, “Pequena história da cirurgia cardíaca: e tudo aconteceu diante de nossos olhos...”, *Revista Brasileira de Cirurgia Cardiovascular*, v.14, n.2, pp. 177-184.

RAMNARINE, K. V., NASSIRI, D. K., HOSKINS, P. R. *et al.*, 1998, "Validation of a new blood-mimicking fluid for use in Doppler flow test objects", *Ultrasound in Medicine and Biology*, v.24, n.3, pp.451-459.

SANISOGLU, I., GUDEN, M., BALCI, C., *et al.*, 2003, "Comparison of Intraoperative Transit-Time Flow Measurement with Early Postoperative Magnetic Resonance Flow Mapping in Off-pump Coronary Artery Surgery", *Texas Heart Institute Journal*, v. 30, n.1, pp.31-37.

SILVA, F. A. M., von KRÜGER, M. A., MARTINS, V. C., PEREIRA, W. C. A., 2008, "Phantom de Fluxo Para Calibração de Fluxômetro por Tempo de Trânsito Ultrassônico" In: *Anais do XXI Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica*, pp.1139-1142, Salvador, BA, Brasil, Novembro.

SILVA, F. A. M., 2009, *Phantom de Fluxo Para Calibração de Fluxômetro Ultrassônico por Tempo de Trânsito*, Dissertação de M. Sc., Programa de Engenharia Biomédica, COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, RJ, Brasil.

SMITH, C.J., 1937, *Intermediate Physics in Elasticity*, 2 ed., Londres, Edward Arnold.

STRANDER. E, "Functional and Anatomical Tests to Evaluate Graft Patency after Vascular Surgery Procedures: Principles and Clinical Applications", In: Giuseppe D'Anconna, Hratch L. Karamanoukian, Marco Ricci, Tomas A. Salerno, Jacob Bergsland, *Intraoperative Graft Patency Verification in Cardiac and Vascular Surgery*, cap. 2, Armonk, NY, Futura Publishing Company, Ink, 2001.

WALPOTH, B. H., BOSSHARD, A., GENYK, I., *et al.*, 1998, "Transit-Time Flow Measurement for Detection of Early Graft Failure During Myocardial Revascularization", *Annals of Thoracic Surgery*, v.66, pp.1097-1100.

ZANNOLI, R., CORAZZA, I., BRANZI, A., 2009, "Mechanical Simulator of the Cardiovascular System", *Physica Medica*, v.25, pp.94-100.

ANEXO I

Código de controle em MatLab que gera arquivo .txt utilizado pelo programa previamente implementado em LabView para acionar o driver do motor de passo.

```
%PROGRAMA PARA GERAR SEQUENCIA DE CONTROLE DO DRIVER%

Tsistole= 0.25; %tempo para fazer os primeiros 180 graus (em segundos)
Tdiastole= 0.50; %tempo para fazer os ultimos 180 graus (em segundos)
movfinal0=0; %pausa no final do ciclo (em segundos)
divisaodepasso=40;

ppr=200*divisaodepasso; %passos por revolucao
ang_por_passo=360/ppr;
ang=180; %amplitude do movimento em graus para a sistole-vale o mesmo pra
diastole

clo=10e+6; %clock
gravar=1; %colocar gravar=1 para gravar o txt no final
graficos=0; %colocar graficos=1 para exibir graficos

%GERANDO SEQUENCIA BINARIA DA SISTOLE
CCW=[];
CW=[];
ind_clock=[0];

%DETERMINANDO PASSOS POR TRECHO E VELOCIDADE NA SEQ DO CLOCK
np=round(ang/ang_por_passo); %numero de passos por trecho
ne=np*2; %numero de mudancas de estado
ticsporestado=(round((Tsistole*clo)/ne)); %'tics' do clock que fica 1 ou 0
temp=[1:ne];
ind_clock=[ticsporestado*temp];

%CRIANDO VETORES DE 010101
zerzer=zeros(1,ne); %zeros no comprimento do numero de mudancas de estado
zer1=zerzer; zer1(2:2:end)=zerzer(2:2:end)+1; %gerando sequencia de 0101010
comecando por 0

%CONCATENANDO VETORES
CCW=[zer1;ind_clock];
CW=[zerzer;ind_clock];
SISTOLE_CCW=CCW';
SISTOLE_CW=CW';

%GERANDO SEQUENCIA BINARIA DA DIASTOLE
CCW=[];
CW=[];
ind_clock=ind_clock(end);

%DETERMINANDO PASSOS POR TRECHO E VELOCIDADE NA SEQ DO CLOCK
np=round(ang/ang_por_passo); %numero de passos por trecho
ne=np*2; %numero de mudancas de estado
ticsporestado=(round((Tdiastole*clo)/ne)); %'tics' do clock que fica 1 ou 0
temp=1:ne;
ind_clock=[ind_clock(end)+(ticsporestado*temp)];

%CONCATENANDO VETORES
CCW=[zer1;ind_clock];
CW=[zerzer;ind_clock];
```

```

DIASTOLE_CCW=CCW';
DIASTOLE_CW=CW';

%COLOCANDO NA FORMATAÇÃO CORRETA
z=[0 0 ; 0 0 ];
CW=[z;SISTOLE_CW;DIASTOLE_CW];
CCW=[z;SISTOLE_CCW;DIASTOLE_CCW];

%COLOCANDO PERÍODO SEM MOVIMENTO NO FINAL
if movfinal0~=0
    z=[0, [CCW(end)+clo*movfinal]]; %adicionando'movfinal'seg de imobilidade
    para melhor diferenciar um ciclo do outro
    CW=[CW;z];
    CCW=[CCW;z];
End

%GRAVANDO O TXT
if gravar==1
    [filename, pathname] = uiputfile('*.txt', 'ESCOLHA O LOCAL PARA SALVAR OS
ARQUIVOS');

    arq1=[pathname filename '_CCW' '.txt'];
    dlmwrite(arq1,CCW,'\t');
    [s, msg] = replaceinfile('.', ',',arq1);

    arq2=[pathname filename '_CW' '.txt'];
    dlmwrite(arq2,CW,'\t');
    [s, msg] = replaceinfile('.', ',',arq2);
end

%GRAFICOS
if graficos==1
    figure;
    subplot(2,1,1);hold on;
    plot(1:length(CCW),CCW(:,2),'r') %indices

    axis tight;grid on;
    xlabel('INDICES->VERMELHO ESTADOS CCW->VERDE CW->AZUL')
    ylabel('IND_CLOCK')

    subplot(2,1,2);hold on;
    plot(1:length(CCW),CCW(:,1),'g-') %010101
    plot(1:length(CW),CW(:,1),'b-')

    axis tight;grid on;
    xlabel('INDICES->VERMELHO ESTADOS CCW->VERDE CW->AZUL')
    ylabel('0101')
end
disp('TERMINOU!!!!')

```