

EDIR BRANZONI LEAL

**SIMULADOR HIDRODINÂMICO PARA ESTUDOS
" IN VITRO" DO SISTEMA CARDIOVASCULAR**

Dissertação apresentada ao
Departamento de Engenharia
Mecânica da Escola Politécnica da
Universidade de São Paulo para
obtenção do título de Mestre em
Engenharia

São Paulo
2001

**SIMULADOR HIDRODINÂMICO PARA ESTUDOS
" IN VITRO " DO SISTEMA CARDIOVASCULAR**

EDIR BRANZONI LEAL

Dissertação apresentada ao
Departamento de Engenharia
Mecânica da Escola Politécnica da
Universidade de São Paulo para
obtenção do título de Mestre em
Engenharia

Area de Concentração:
Engenharia Mecânica

Orientador:
Jayme Pinto Ortiz

São Paulo
2001

DEDICATÓRIA

A minha esposa Maria Helena e a minha filha Isabela.

DEDICATÓRIA ESPECIAL

Ao doutor e amigo

Domingos Guerino Silva

que soube me apoiar deste o início desta pesquisa, não medindo qualquer tipo de
esforço, dedico o resultado deste trabalho.

AGRADECIMENTOS

Expresso neste momento, meus agradecimentos a todos aqueles que contribuíram, direta ou indiretamente, para a realização deste trabalho.

Agradeço em primeiro lugar, ao Prof. Dr. Jayme Pinto Ortiz, orientador, pela possibilidade que me ofereceu quando aceitou o trabalho neste vasto campo da pesquisa experimental médica, pela orientação e apoio constante;

A Fundação Adib Jatene e o Instituto Dante Pazzanese de Cardiologia pela colaboração na construção do simulador e pela liberação de horário para que este trabalho pudesse ser realizado.

Aos colegas do Setor de Biomecânica do Instituto Dante Pazzanese de Cardiologia, cuja experiência e capacidade fizeram mais simples e possível, as difíceis tarefas de projetar, montar e construir a bancada experimental;

Ao corpo médico do Instituto Dante Pazzanese de Cardiologia, pelo fornecimento das veias que permitiram a realização deste trabalho;

Ao Departamento de Mecânica dos Fluidos da Escola Politécnica de São Paulo pelo espaço cedido para a montagem e realização dos ensaios experimentais, bem como uso das diversas instalações.

A Emilia Arasaki, pela sua habilidade em montar as veias na seção de teste e pela frequente e sistemática disposição em ajudar nos testes experimentais.

Ao Leonardo Lopes Carnelos, pela ajuda no manuseio do sistema de aquisição de dados durante os testes experimentais.

Ao médico Sidnei José Galego, pelo fornecimento das veias animais inicialmente

testadas que permitiram a realização dos ensaios iniciais de calibração;

Ao CNPq pelo apoio financeiro.

A todos os colegas que minha memória esqueceu. Hoje e no futuro sempre estarei

lembrando de vocês, meu muito obrigado.

ERRATA

Dissertação de Mestrado

Autor: Edir Branzoni Leal

Orientador: Jayme P. Ortiz

Título: Simulador hidrodinâmico para estudos "in vitro" do sistema cardiovascular.

	Pág.	Parágrafo/ linha ref.	Onde se lê	Leia-se
Resumo	Resumo	4/2	mPa	kPa
Abstract	Abstract	4/1	mPa	kPa
Cap. 2	7	2/7	viscosidade da água	viscosidade relativa da água
Cap. 2	7	2/7	viscosidade do sangue	viscosidade relativa do sangue
Cap. 2	12	2/8	200 a 400	2000 a 4000
Cap. 4	46	3/2	1998.	1998 a.
Cap. 4	55	3/1	0 a 100 mPa	0 a 1000 kPa
Cap. 6	65	-	mPa	kPa
Cap. 6	65	1/2	1998	1988
Cap. 6	66	4/4	1998.	1998 b.
Cap. 7	69	-	mPa	kPa
Cap. 7	80	Tabela 7.5/4	50	300
Cap. 7	80	Tabela 7.5/5	40	300
Cap. 7	80	Tabela 7.5/6	20	300
Cap. 7	80	Tabela 7.5/7	50	300

300	40	80	80	Cap. 7	Ref. Bibl.
300	40	80	80	Cap. 7	Ref. Bibl.
300	40	80	82	Cap. 7	Ref. Bibl.
kPa	mPa	-	82	Cap. 8	Ref. Bibl.
1998 a.	1998.	7/3	84	84	84
1998 b.	1998.	8/3	84	84	84

SUMÁRIO

Lista de figuras	
Lista de tabelas	
Lista de gráficos	
Lista de símbolos	
Resumo	
Abstract	
1 Introdução	1
1.1 Objetivos da Pesquisa	2
2 Fisiologia do Sistema Vascolar	3
2.1 Conceitos da Fisiologia	3
2.2 Sistema Cardiovascular	3
2.2.1 Coração	3
2.3 Hemodinâmica	5
2.3.1 Características Físicas do Sangue	6
2.3.1.1 Hematócrito	7
2.3.1.1.1 O Efeito do Hematócrito na Viscosidade Sanguínea	7
2.3.1.2 Plasma	9
2.3.2 Inter-Relações entre Pressão, Fluxo e Resistência	10
2.3.2.1 Fluxo Sanguíneo	10
2.3.2.1.1 Alguns Métodos para Determinar o Fluxo Sanguíneo	10
2.3.2.1.2 Fluxo Laminar do Sangue nos Vasos	11
2.3.2.1.3 Perfil Parabólico da Velocidade durante o Fluxo Laminar "Equação de Poiseuille"	11
2.3.2.1.4 Fluxo Sanguíneo Turbulento sob Determinadas Condições	11
2.3.2.2 Pressão Sanguínea	13
2.3.2.3 Resistência ao Fluxo Sanguíneo	13
2.3.2.3.1 Resistência Periférica Total e Resistência Pulmonar Total	13
2.3.2.3.2 Condutância do Sangue num Vaso e a sua Relação com a Resistência	14
2.3.2.3.3 Efeito do Diâmetro Vascolar na Condutância	14

2.3.2.3.4. Resumo dos Diversos Fatores que Afetam a Condutância e a Resistência.....	17
2.3.2.4 Distensibilidade Vascular.....	17
2.3.2.5 Complacência Vascular (Capacitância)	18
2.3.2.6 Curvas Volume-Pressão das Circulações Arterial e Venosa	19
2.3.2.6.1. Efeito da Estimulação ou da Inibição Simpática nas Relações Volume-Pressão dos Sistemas Venoso e Arterial.....	20
2.3.2.7 Pressão Circulatoria Média de Enchimento	21
2.3.2.8 Circulação Sistêmica	22
2.3.2.8.1 Partes Funcionais da Circulação Sistêmica.....	22
2.3.2.8.2 Características Físicas da Circulação Sistêmica	23
2.3.2.8.2.1 Áreas de Secção Transversal e Velocidade do Sangue	23
2.3.2.8.2.2 Pressão e Resistência nas Diversas Partes da Circulação Sistêmica.....	24
2.3.2.9 Pulsos de Pressão nas Artérias.....	25
2.3.2.9.1 Fatores que Afetam a Pressão de Pulso.....	27
2.3.2.9.2 Fatores que Afetam a Pressão do Pulso pela Alteração de Débito Sistólico	27
2.3.2.10 Transmissão do Pulso de Pressão para a Periferia	28
2.3.2.10.1 Aumento da Pressão de Pulso nas Artérias Periféricas.....	29
2.3.2.10.2 Amortecimento do Pulso de Pressão nas Pequenas Artérias e Arteríolas.....	30
2.3.2.11 Anatomia dos Vasos Sanguíneos	31
2.3.2.11.1 Principais Artérias do Corpo Humano.....	31
2.3.2.11.2 Principais Veias do Corpo Humano	32
2.3.2.11.3 Artérias	33
2.3.2.11.4 Veias.....	34
2.3.2.11.5 Capilares	34
3 Simuladores Hidrodinâmicos de Sistema Cardiovascular	36
3.1 Revisão Bibliográfica	36
4 Instalação Experimental	42
4.1 Descrição da Primeira Instalação Experimental	42

4.2	Descrição da Segunda Instalação Experimental	43
4.3	Descrição da Instalação Experimental	44
4.3.1	Princípio de Funcionamento do Simulador Atual	44
4.4	Descrição do Módulo de Teste	45
4.4.1	Módulo para Estudo da Ruptura do Segmento Vascular	45
4.5	Primeira Bancada de Teste Proposta	46
4.6	Descrição da Bancada de Teste Utilizada	48
4.6.1	Princípio de Funcionamento da Bancada de Teste Utilizada	51
4.6.2	Instalação Utilizada	52
4.6.2.1	Fluxômetro Eletromagnético	52
4.6.2.2	Características do Sensor	53
4.6.2.3	Placas de Aquisição de Dados	53
4.6.2.4	Sistema de Aquisição de Dados	53
4.6.2.5	Microcomputador	54
4.6.2.6	Mandômetros	54
4.6.2.7	Instalação de Apoio	55
4.7	Descrição da Bancada de Calibração Utilizada	55
4.7.1	Princípio de Funcionamento da Bancada de Calibração Utilizada	57
5	Procedimento Cirúrgico e Preparo do Segmento Vascular	58
5.1	Técnica Cirúrgica para Retirada da Veia Safena Magna	58
5.2	Aspectos Histológicos	59
5.3	Anatomia das Veias dos Membros Inferiores	59
5.4	Anatomia da Veia Safena Magna	60
5.5	Preparo da Veia para a Cirurgia de Ponte de Safena	62
5.6	Preparo da Veia para o Teste de Ruptura	62
6	Procedimento Experimental	65
6.1	Acondicionamento e Transporte do Segmento Vascular	65
6.2	Montagem do Segmento Vascular na Segão de Teste	65
6.3	Procedimento de Escolha do Líquido Perfusor	66
6.4	Metodologia de Ensaios	67
7	Resultados Obtidos	69

7.1 Unidades de Pressão	69
7.2 Identificação das Veias Magnas	70
7.3 Resultados Esperados	73
7.4 Resultados de Calibração	74
7.5 Resultados da Primeira Parte do Ensaio	76
7.6 Resultados da Segunda Parte do Ensaio	77
7.7 Resultados da Terceira Parte do Ensaio	79
7.8 Resultados Inesperados Durante a Realização dos Ensaios de Calibração	81
8 Conclusões	82
Referências Bibliográficas	84

LISTA DE FIGURAS

- Figura 2.1 - Estrutura do coração.
- Figura 2.2 - Representação da circulação, mostrando as circulações sistêmica e pulmonar.
- Figura 2.3 - Efeito do hematócrito sobre a viscosidade.
- Figura 2.4-A - Demonstração do efeito do diâmetro vascular sobre o fluxo sanguíneo.
- Figura 2.4-B - Anéis concêntricos de sangue fluindo a velocidades diferentes; quanto mais distante da parede vascular, mais rápido o fluxo.
- Figura 2.5 - Curvas volume-pressão do sistema arterial e venoso sistêmicos, mostrando também os efeitos da estimulação e inibição simpáticas.
- Figura 2.6 - Pressão sanguínea nas diferentes porções do sistema circulatório sistêmico.
- Figura 2.7 - Um contorno normal da curva de pressão registrado na aorta ascendente.
- Figura 2.8 - Contornos da curva de pressão em diferentes segmentos da árvore arterial em serem humanos, mostrando (1) o retardo no pulso de pressão à medida que ele se aproxima da periferia e (2) aumento da pressão de pulso, especialmente na artéria dorsal do pé.
- Figura 2.9 - Principais artérias.
- Figura 2.10 - Principais veias.
- Figura 2.11 - Arteria.
- Figura 2.12 - Veia.
- Figura 3.1 - Desenho esquemático do sistema cardiovascular proposto por DUFF e FOX - 1972.
- Figura 3.2 - Sistema de simulação cardiovascular proposto por MAZZA e ROSA - 1995.

Figura 4.1 – Primeiro simulador hidrodinâmico.

Figura 4.2 – Segundo simulador hidrodinâmico.

Figura 4.3 – Simulador atual.

Figura 4.4 – Módulo para o estudo da ruptura vascular.

Figura 4.5 – Primeira bancada experimental.

Figura 4.6 – Fixação do sensor eletromagnético.

Figura 4.7 – Módulo de complacência.

Figura 4.8 – Bancada de teste utilizada.

Figura 4.9 – Bancada de teste na forma esquemática.

Figura 4.10 – Bancada de calibração utilizada.

Figura 4.11 – Bancada de calibração na forma esquemática.

Figura 5.1 – Representação esquemática das veias superficiais do membro inferior.

Figura 5.2 – Distensão cuidadosa da veia permite a visualização de ramos sectionados e

dilatações localizadas.

Figura 5.3 – Visualização do pré teste do segmento vascular recebido.

Figura 5.4 – Seleção do segmento vascular.

Figura 6.1 – Fixação do segmento vascular.

Figura 7.1 – Traçado Distensão cuidadosa da veia permite a visualização de ramos sectionados e dilatações localizadas.

LISTA DE TABELAS

Tabela 7.1 – Tabela resumo da identificação das veias magnas.

Tabela 7.2 – Valores comparativos entre o valor apresentado pelo sistema de aquisição

de dados e o sistema de calibração.

Tabela 7.3 – Pressões medida durante a primeira parte do ensaio.

Tabela 7.4 – Pressões e ocorrências medida durante a segunda parte do ensaio.

Tabela 7.5 – Pressões e ocorrências medida durante a terceira parte do ensaio.

LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 7.1 – Calibração.

Gráfico 7.2 – Gráfico da primeira parte do ensaio.

Gráfico 7.3 – Mostra a primeira parte do ensaio com uma escala de tempo diferente do

anterior.

Gráfico 7.4 – Gráfico da Segunda parte do ensaio utilizado na calibração.

Gráfico 7.5 – Gráfico da terceira parte do ensaio.

LISTA DE SÍMBOLOS

C	Condutância
d	Diámetro interior do vaso sanguíneo
f	Coefficiente de perda de carga universal
g	Aceleración da gravidade
h_f	Perda de carga
l	Comprimento do segmento vascular
\bar{Q}	Fluxo sanguíneo
r	Raio do segmento vascular
R	Resistência
Re	Número adimensional de Reynolds
V	Velocidade média do escoamento
<i>Letras Gregas</i>	
ΔH	Diferença de carga
ΔP	Diferença de pressão
η	Viscosidade
μ	Coefficiente de viscosidade dinâmica do fluido
ν	Coefficiente de viscosidade cinemática do fluido
ρ	Massa específica do fluido
γ	Peso específico

O presente trabalho refere-se ao aperfeiçoamento e otimização de um simulador cardiovascular para a avaliação de vasos sanguíneos. O simulador é constituído basicamente de duas partes: uma unidade central de fluxo pulsátil e pressão para geração de uma onda pulsátil e outra modular onde ocorrerão os diversos testes dos vasos sanguíneos.

Os segmentos utilizados foram obtidos por meio de procedimento cirúrgico de ponte de safena e cirurgia de varizes. Esses segmentos foram cuidadosamente retirados e após a escolha do médico, as partes remanescentes do segmento vascular que apresentava boa condição, foi utilizada no simulador.

A calibração foi realizada antes do teste de ruptura da veia. Com o auxílio de um fluxômetro eletromagnético, manômetros do tipo Bourdon, foi possível obter-se os valores de vazão e pressão na seção de teste.

Os valores de pressão alcançados para a ruptura das veias são da ordem de 300 mPa ou maior, comprovando a alta resistência da estrutura da parede da veia.

RESUMO

The present work refers both to the perfecting and optimization of a cardiovascular simulator for the evaluation of blood vessels. The simulator consists basically of two parts: a central unit of pulsing flux and pressure to generate a wave pulse and a modular unit in which the various blood vessel tests will occur.

The vein segments used were obtained from surgery procedure of Saphena overpass and varix surgery. These segments were carefully removed during surgeries and after the choice of surgeons, the reminiscent parts of vascular segment presenting a good shop were used in the simulator.

The calibration system was performed before the system of vein rupture test. With the aid of an electromagnetic flow meter, Bourdon manometers, it was possible to get results of volumetric flux and pressure in the test section.

The pressure values reached for vein segment ruptures are on the order of 300 mPa or more, proving the high resistance of the vein wall structure.

ABSTRACT

importante ferramenta para a pesquisa dos fatores que afetam o escoamento hemodinâmico (aneurismas, suturas, prótese valvar, bifurcações, vaso elasticidade, etc.) e também para o desenvolvimento de novos métodos e técnicas de medida de velocidade de um escoamento para aplicação biomédica.

Com o objetivo de desenvolver atividades visando ao desenvolvimento da Bioengenharia em regime de cooperação foi assinado um protocolo de intenções, no qual este trabalho esta incluído, entre a Universidade de São Paulo, através da Escola Politécnica, Universidade Federal de São Paulo (UNIFESP) - Escola Paulista de Medicina (EPM) e o Instituto "Dante Pazzanese" de Cardiologia (IDPC).

1.1 Objetivos da Pesquisa

O objetivo principal deste trabalho é o aperfeiçoamento e a otimização de um simulador hidrodinâmico para estudo da resistência de vasos sanguíneos de modo a possibilitar um conhecimento das condições hemodinâmicas e de algumas características do segmento vascular.

O simulador vem sendo utilizado pelo Dr. Domingos Guerino Silva, do IDPC, no estudo comparativo de suturas arteriais em suínos, pressão de inversão da válvula venosa, entre outras.

A investigação experimental esta baseada no gerador de fluxo pulsátil que reproduz a forma de onda fisiológica na artéria femoral, em níveis mais altos que o fisiológico para que se possa conhecer a resistência dos vasos sanguíneos.

FISIOLOGIA DO SISTEMA VASCULAR

Neste capítulo apresenta-se uma revisão dos conceitos mais importantes da fisiologia do sistema cardiovascular relacionada ao tema de pesquisa e uma exposição dos conceitos fundamentais que servirão de base para a mesma.

2.1 Conceito da Fisiologia.

Os conceitos serão mostrados de forma resumida, tomando por base, GUYTON - 1984 (Tratado de Fisiologia Médica), WALKER - 1994 (Atlas do Corpo Humano) e recomendando-se para maiores informações, outros trabalhos.

2.2 Sistema Cardiovascular

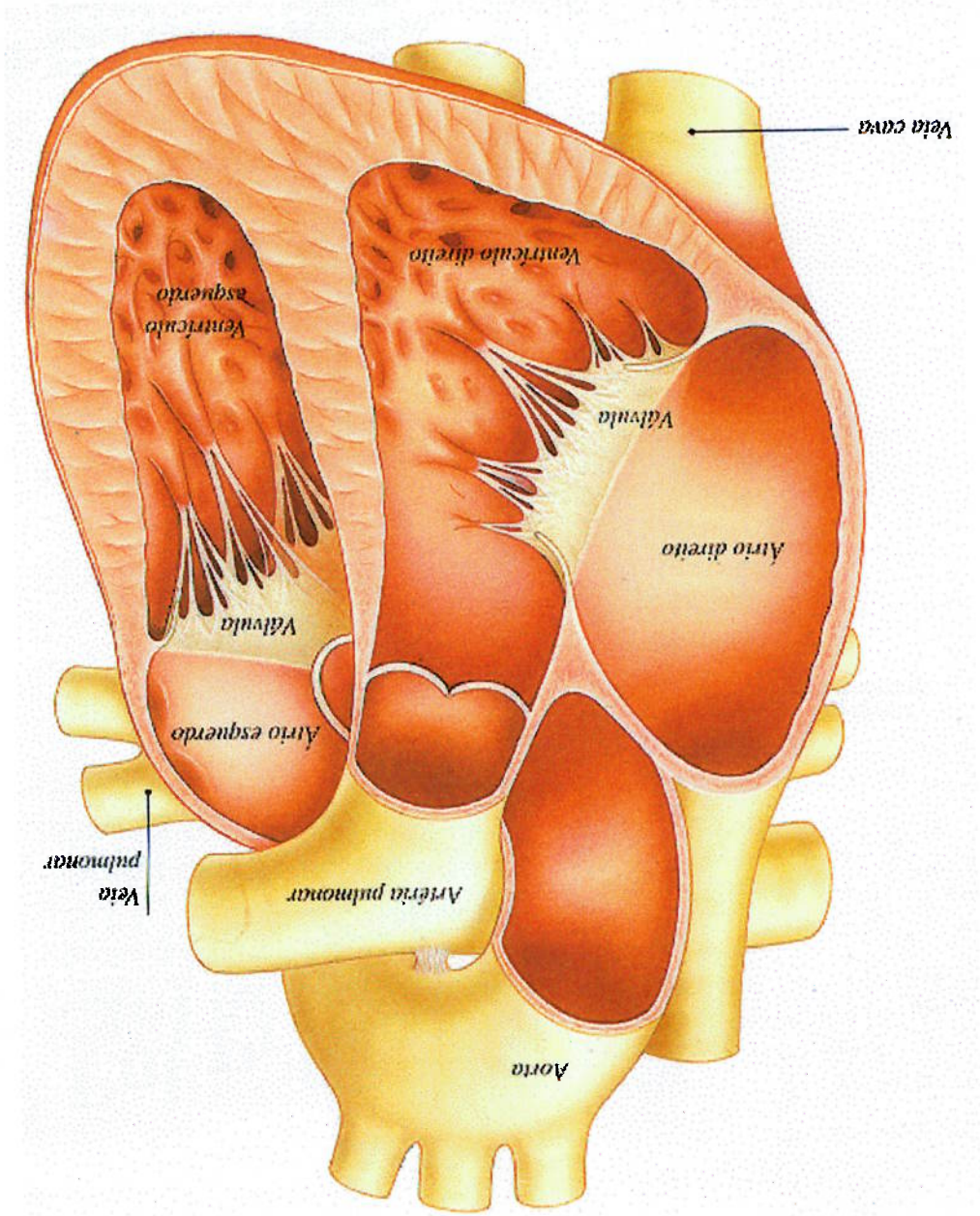
O sistema cardiovascular é indispensável à manutenção da vida do ser humano . A parte mecanicamente ativa deste sistema é o coração, e a sua função primária é a mesma de duas bombas hemodinâmicas (hidráulicas). Para seu correto funcionamento, é necessário a sincronização entre os seus diversos componentes, constituídos de um sistema bioelétrico e de válvulas cardíacas unidirecionais que determinam o sentido do fluxo cardíaco e fazem parte da lógica de bombeamento do coração.

2.2.1 Coração

O coração é uma bomba pulsátil, de quatro cavidades cardíacas conhecidas pelos nomes de átrios e ventrículos, que dividem-se em átrios esquerdo e direito e ventrículos esquerdo e direito. Cada átrio se comunica com um ventrículo através de uma válvula, como pode ser visto na Fig. 2.1.

Suponha-se um sistema fechado da seguinte maneira: o sangue é movimentado pelo bombeamento cardíaco. O sangue não oxigenado, vindo da rede sistêmica é chamado de sangue venoso e entra no coração através do átrio direito. Do átrio direito ele é impulsionado ao ventrículo direito, passando através da válvula tricúspide. Do ventrículo direito o sangue é impulsionado aos pulmões para ser oxigenado. Após oxigenado, o sangue (chamado sangue arterial), se dirige ao átrio esquerdo. Do átrio

Figura 2.1 – Estrutura do coração, WALKER - 1994.



Como uma etapa inicial na explicação da função global da circulação, serão discutidas características físicas do sangue e também os princípios físicos do fluxo sanguíneo através dos vasos, compreendendo, em especial, as inter-relações entre

circulação sistêmica e 22 mm Hg na circulação pulmonar. sob alta pressão, normalmente numa pressão sistólica em torno de 120 mm Hg na pequenos vasos de “resistências”, o coração bombeia o sangue para dentro das artérias e capilares, onde há uma maior resistência. Para fazer o sangue passar através desses resistências em todos os grandes vasos da circulação, mas isto não acontece nas arteríolas principais: circulação sistêmica e circulação pulmonar. O sangue flui com pouca A Fig. 2.2 ilustra o plano geral da circulação, mostrando as duas subdivisões da cada subdivisão da circulação.

é que ela se constitui em um circuito contínuo, isto é, se uma determinada quantidade de sangue for bombeada pelo coração, essa mesma quantidade também deve passar através

A característica mais importante da circulação que se deve sempre ter em mente

2.3 Hemodinâmica

cardíaco. Elas são acionadas pela própria diferença de pressão criada entre as mesmas. cavidades cardíacas e fazer assim a propulsão do sangue, em cada ciclo do batimento com função de dar sentido único ao fluxo sanguíneo, além de criar pressão interna às hemodinâmico. É importante ressaltar que estas válvulas, são válvulas unidirecionais, células e retorna já desoxigenado ao átrio direito, completando assim o circuito esquerdo temos a válvula aórtica. O sangue então flui pelo corpo, levando nutrientes às missão de impulsionar o sangue oxigenado para todo o corpo. Na saída do ventrículo mitral. A mais importante das bombas cardíacas é o ventrículo esquerdo devido à sua esquerdo o sangue é impulsionado ao ventrículo esquerdo passando através da válvula

pressão, fluxo e resistência. O estudo dessas inter-relações e de outros princípios físicos básicos da circulação sanguínea denomina-se hemodinâmica.

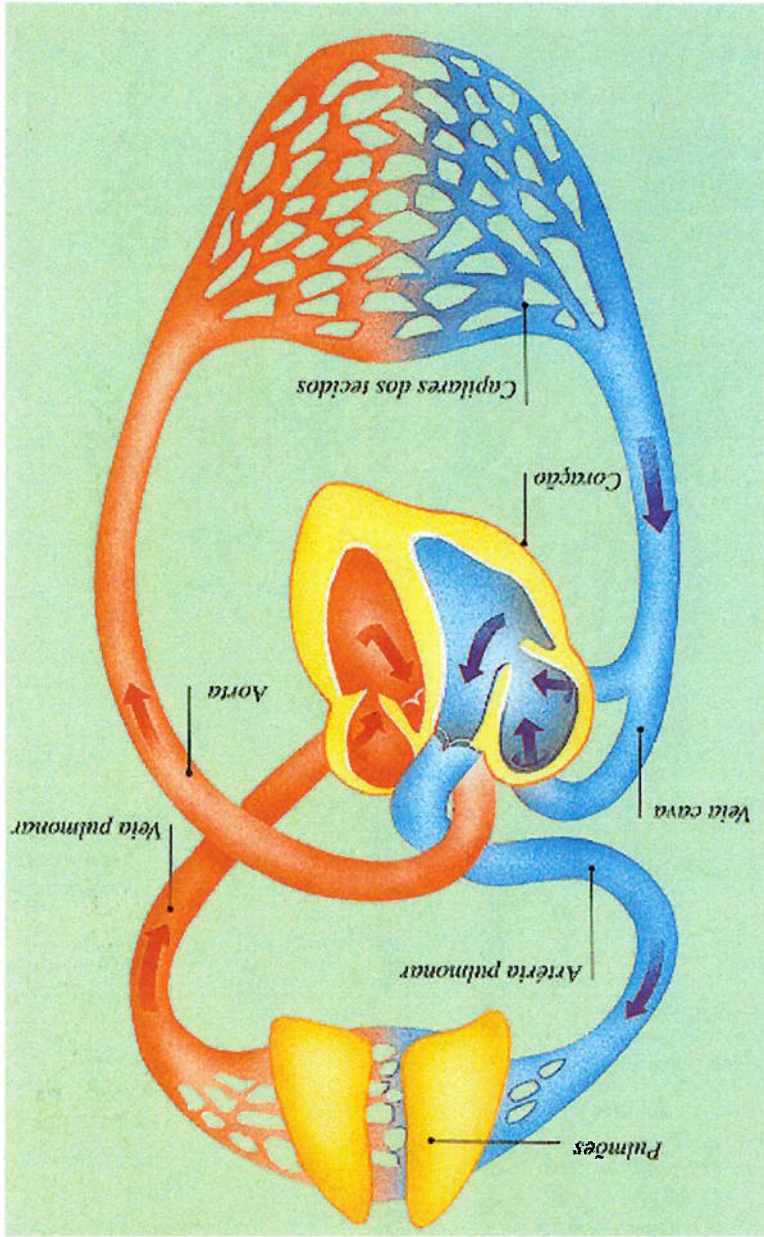


Figura 2.2 - Representação da circulação, mostrando as circulações sistêmica e pulmonar, WALKER - 1994.

2.3.1 Características Físicas do Sangue

O sangue é um líquido viscoso composto de células e plasma. Mais de 99% das células são eritrócitos; isto significa que, para fins práticos, os leucócitos praticamente não tem papel nenhum na determinação das características físicas do sangue.

Como a maior parte da resistência no sistema circulatório ocorre nos vasos sanguíneos de menor calibre, é de importância primordial saber como a viscosidade sanguínea afeta o fluxo nesses pequenos vasos. Pelo menos três fatores adicionais, além

do plasma sanguíneo é de cerca de 1,5 a da água. hematócrito, sendo desprezíveis na maioria dos estudos hemodinâmicos. A viscosidade protéicas plasmáticas, mas esses efeitos são tão menos importantes que o efeito do Outro fator que afeta a viscosidade sanguínea é a concentração e os tipos de dos vasos sanguíneos fica bastante retardado.

a viscosidade sanguínea pode tornar-se 8 vezes maior que a da água e seu fluxo através quando o hematócrito se eleva para 60 ou 70, o que quase sempre ocorre na policitemia, vezes mais pressão para forçar o sangue através do mesmo tubo. Observe-se que, hematócrito normal é de aproximadamente 3; isso significa que são necessárias três arbitrária a viscosidade da água como sendo 1, então a viscosidade do sangue total com aumenta o hematócrito, conforme mostra a Fig. 2.3. Se considerarmos de forma viscosidade. Portanto, a viscosidade sanguínea aumenta de forma drástica à medida que entre as camadas adjacentes de sangue sendo esse atrito determinado pelo efeito da percentagem das células no sangue isto é, quanto maior o hematócrito - maior o atrito dificuldade com que o sangue flui através dos pequenos vasos. Quanto maior a O sangue é muito mais viscoso que a água e essa viscosidade aumenta a

2.3.1.1.1 O Efeito do Hematócrito na Viscosidade Sanguínea

42 enquanto o da mulher normal está em torno de 38. sangue são células e o resto é plasma. O hematócrito do homem normal é, em média, quando se diz que uma pessoa tem hematócrito de 40, significa que 40% do volume O hematócrito é a percentagem de sangue composta por células. Dessa forma,

2.3.1.1 Hematócrito

do hematócrito e das proteínas plasmáticas, afetam a viscosidade sanguínea nesses vasos, conforme discriminados abaixo:

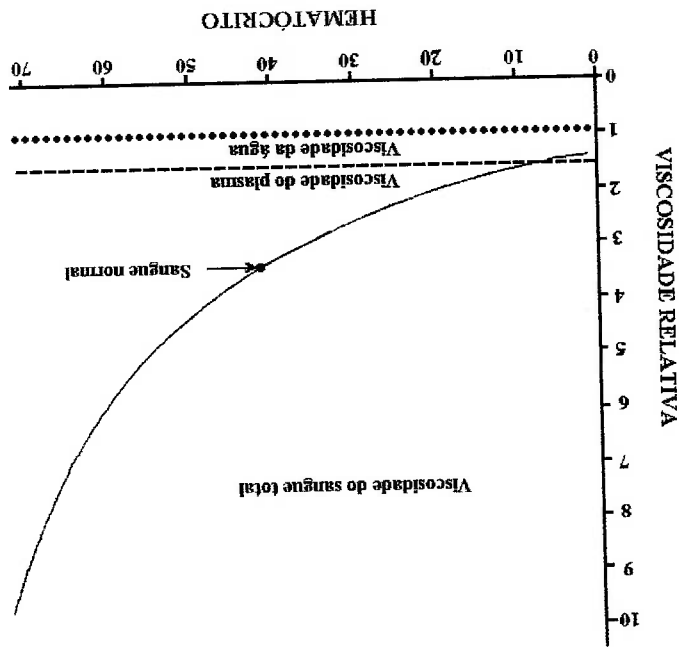


Figura 2.3 - Efeito do hematócrito sobre a viscosidade.

1. O fluxo sanguíneo em vasos muito pequenos representa muito menor efeito de viscosidade do que nos grandes vasos. Esse efeito, denominado efeito de Fahreus-Lindqvist, começa a aparecer quando o diâmetro do vaso cai abaixo de cerca de 1,5 mm. Nos vasos menores, como os capilares, esse efeito é tão pronunciado que a viscosidade do sangue total corresponde à metade da que ocorre nos grandes vasos. O efeito de Fahreus-Lindqvist se deve, provavelmente, ao alinhamento das hemácias ao passar através dos vasos. Isto é, as hemácias, ao invés de se moverem ao acaso, alinham-se e movem-se através dos vasos como um único bloco, eliminando, assim, a resistência provocada pela viscosidade que ocorre internamente no próprio sangue. Entretanto, é provável que o efeito de Fahreus-Lindqvist seja neutralizado, na maioria das vezes, pelos dois efeitos que se seguem.

2. A viscosidade sanguínea aumenta drasticamente quando sua velocidade de fluxo diminui. Como a velocidade do fluxo sanguíneo nos pequenos vasos é extremamente reduzida, quase sempre menor que 1 mm por segundo, a viscosidade sanguínea pode aumentar até 8 vezes devido apenas a este fator. É possível que esse efeito seja causado pela aderência dos eritrócitos entre si e às paredes dos vasos.

3. As células também costumam ficar retidas nas constrições nos pequenos vasos sanguíneos; isso acontece sobretudo nos capilares, onde os núcleos das células endoteliais fazem protrusão na luz do capilar. Quando isso ocorre, o fluxo sanguíneo pode ficar totalmente bloqueado por uma fração de segundo, vários segundos ou períodos de tempo muito maiores, dando, dessa maneira, um efeito aparente de grande aumento da viscosidade.

2.3.1.2 Plasma

O plasma é parte do líquido extracelular do organismo. É quase idêntico ao líquido intersticial encontrado entre as células teciduais, exceto por uma diferença principal: o plasma contém cerca de 7% de proteínas, enquanto o líquido intersticial contém em média 2%. A razão para essa diferença é que as proteínas plasmáticas escapam somente em pequena escala, através dos poros capilares, para dentro dos espaços intersticiais. Em consequência, a maioria das proteínas plasmáticas fica retida no sistema circulatório e o que escapa retorna eventualmente à circulação pelos vasos linfáticos. Portanto, a concentração de proteína no plasma é cerca de três vezes e meia a do líquido fora dos capilares.

As proteínas plasmáticas dividem-se em três tipos principais: albumina, globulina e fibrinogênio.

2.3.2 Inter-Relações entre Pressão, Fluxo e Resistências

O fluxo através de um vaso sanguíneo é determinado inteiramente por dois fatores: (1) a diferença de pressão entre as duas extremidades do vaso, que é a força que empurra o sangue através deste e (2) o impedimento ao fluxo sanguíneo através do vaso, que se denomina resistência vascular. O fluxo para escoamento laminar através do vaso pode ser calculado como segue:

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

onde \tilde{Q} é o fluxo sanguíneo, ΔH é a diferença de carga entre as duas extremidades do vaso e R é a resistência.

2.3.2.1 Fluxo Sanguíneo

Fluxo sanguíneo significa, simplesmente, a quantidade de sangue que passa por um dado ponto da circulação, em determinado período de tempo. Em geral, na literatura médica o fluxo sanguíneo é expresso em mililitros ou litros por minuto, porém pode ser expresso em mililitros por segundo ou em qualquer outra unidade de fluxo. O fluxo sanguíneo médio na circulação de uma pessoa adulta em repouso está em torno de 5.000 ml por minuto. Isso é denominado débito cardíaco porque é a quantidade de sangue bombeada pelo coração num período unitário de tempo.

2.3.2.1.1 Alguns Métodos para Determinar o Fluxo Sanguíneo

Muitos dispositivos diferentes, mecânicos ou eletromecânicos, podem ser inseridos em série com um vaso sanguíneo ou, em alguns casos, colocados em torno do vaso, para determinar o fluxo. Denominam-se, simplesmente, fluxômetros. Comercialmente podemos encontrar fluxômetros do tipo eletromagnético e ultrassônico capazes de registrar alterações pulsáteis do fluxo sanguíneo.

Quando a velocidade do sangue se torna muito grande, quando ele passa por uma obstrução num vaso, quando faz uma curva brusca ou quando passa por uma superfície áspera, o fluxo tende a ser de transição ou turbulento. Fluxo turbulento significa que o sangue flui tanto radial quanto longitudinalmente ao vaso, em geral formando espirais denominadas corrente em redemoinho.

2.3.2.1.4 Fluxo Sanguíneo Turbulento sob Determinadas Condições

Neste caso, as moléculas que tocam a parede mal se movem devido à sua aderência ao vaso. A camada seguinte de molécula desliza sobre essas, e assim por diante. Dessa forma, o líquido no centro do vaso pode se mover com mais rapidez porque existem muitas camadas de moléculas entre o centro e a parede do vaso, todas elas capazes de deslizar uma sobre as outras, enquanto as porções líquidas junto à parede não tem essa vantagem.

Quando ocorre o fluxo laminar, a velocidade de fluxo no centro do vaso é muito maior do que nas camadas mais externas, caracterizando-se perfil parabólico de velocidades para o fluxo sanguíneo.

"Poiseuille"

2.3.2.1.3 Perfil Parabólico da Velocidade durante o Fluxo Laminar "Equação de

no vaso.

Fluxo turbulento, no qual o sangue flui em todas as direcções e se mistura continuamente fluxo de laminas. Esse tipo de fluxo denomina-se fluxo laminar que se diferencia do mesma distância da parede. Também a porção central do sangue permanece com um liso, ele flui em camadas laminares com cada camada de sangue permanecendo a Quando o sangue flui de forma estável e continua, através de um vaso longo e

2.3.2.1.2 Fluxo Laminar do Sangue nos Vasos

Quando há correntes em redemoinho, o sangue flui com muito maior resistência

do que quando o fluxo é laminar, pois os redemoinhos aumentam enormemente a

fricção global do fluxo no vaso.

A tendência ao fluxo turbulento aumenta em proporção direta à velocidade do

sangue e ou diâmetro do vaso e inversamente em relação à viscosidade do sangue

dividida por sua densidade, de acordo com a seguinte equação:

$$Re = \frac{Vd}{\nu} = \frac{Vd}{\rho \nu} \quad (2)$$

onde Re é o número de Reynold, que é uma medida da tendência para ocorrer turbulência, V é a velocidade do sangue, μ é a viscosidade absoluta ou dinâmica e ρ é a massa específica. A viscosidade do sangue é normalmente cerca de 1/30 poise = 0,00333 kg/m.s e a densidade relativa é só ligeiramente maior que 1. Quando o número de Reynolds aumenta acima de 200 a 400 de acordo com a literatura médica ocorrerá fluxo de transição e turbulento em algumas ramificações dos vasos, mas se extinguirá nas porções lisas dos vasos. Entretanto, quando esse número sobe acima de 2.000, a turbulência em geral ocorrerá mesmo num vaso liso e reto. O número de Reynolds para fluxo no sistema vascular sobe até 200 a 400, mesmo normalmente, nas grandes artérias; como resultado, há quase sempre alguma turbulência de fluxo nas ramificações desses vasos. Nas porções proximais da aorta e da artéria pulmonar, o número de Reynolds pode subir para valores de alguns milhares, durante a fase de ejeção rápida pelos ventrículos; isto causa turbulência na aorta proximal e na artéria pulmonar, onde muitas condições são apropriadas para tal: (1) alta velocidade do sangue; (2) natureza pulsátil do fluxo; (3) alteração súbita no diâmetro do vaso e (4) grande diâmetro do vaso.

O Fluxo sanguíneo através do sistema circulatório, quando a pessoa está em repouso, é da ordem de 100 ml/s e o gradiente de pressão entre as artérias e as veias sistêmicas é de cerca de 100 mm Hg. Portanto em números redondos, a resistência de toda a circulação sistêmica, denominada resistência periférica total, é de aproximadamente 100/100 ou 1 URP. Em determinadas condições, quando os vasos

2.3.2.3.1 Resistência Periférica Total e Resistência Pulmonar Total

$$R = \frac{\Delta P}{\bar{Q}} \quad (3)$$

A resistência pode ser calculada pela seguinte fórmula :

para URP.

Resistência é a dificuldade encontrada pelo fluxo sanguíneo em um vaso, mas não pode ser medida por nenhum meio direto. A resistência deve ser então calculada a partir de medidas de fluxo sanguíneo e de diferença de pressão no vaso. Se a diferença de pressão entre dois pontos num vaso for de 1 mm Hg e o fluxo for de 1 ml/s, diz-se então que a resistência é uma unidade de resistência periférica, geralmente abreviada

2.3.2.3 Resistência ao Fluxo Sanguíneo

altura de 10 cm.

cm de água significa uma pressão suficiente para elevar uma coluna de água a uma Ocasionalmente, a pressão é medida em centímetros de água. A pressão de 10 unitária da parede vascular.

verdade, pressão sanguínea significa a força exercida pelo sangue contra qualquer área A pressão é quase sempre medida em milímetros de mercúrio (mm Hg). Na

2.3.2.2 Pressão Sanguínea

suficientemente alto para causar turbulência.

Em pequenos vasos, no entanto, o número de Reynolds quase nunca é

Pequenas variações do diâmetro de um vaso causam enormes alterações na sua capacidade de conduzir o sangue quando o fluxo sanguíneo é laminar, o que está ilustrado com clareza na experiência da Fig. 2.4A, que mostra três vasos diferentes com diâmetros relativos de 1,2 e 4, mas com a mesma diferença de pressão de 100 mm Hg entre duas extremidades. Embora os diâmetros desses vasos aumentam apenas quatro vezes, os fluxos respectivos são 1,16 e 256 ml/min, o que significa um aumento de 256

2.3.2.3.3 Efeito do Diâmetro Vascular na Condutância

$$(4) \quad \text{Condutância} = \frac{\text{Resistência}}{1}$$

com a seguinte equação:

Torna-se logo evidente que a condutância é o inverso da resistência, de acordo com a seguinte equação:

unidade de fluxo sanguíneo e pressão. Geralmente, é expressa em termos de ml/s mm Hg de pressão, mas também pode ser expressa em litros /s mm Hg ou em qualquer outra determinada diferença de pressão. Condutância é a medida do fluxo sanguíneo através de um vaso para uma

2.3.2.3.2 Condutância do Sangue num Vaso e sua Relação com a Resistência

URP.

até 1 URP e diminuir em determinados estados fisiológicos, como o exercício, até 0,03 calculada como sendo em torno de 0,12 URP. Pode aumentar em condições patológicas mm. Portanto, em números redondos, a resistência pulmonar total em repouso é pressão articular esquerda por volta de 4 mm Hg, dando uma diferença de pressão de 12 No sistema pulmonar, a pressão arterial média fica em torno de 16 mm Hg e a eleva-se até 4 URP e, quando os vasos ficam muito dilatados, ela pode cair até 0,2 URP. sanguíneos de todo o corpo ficam em forte constrição, a resistência periférica total

vezes no fluxo. Assim, a condutância do vaso aumenta na proporção da quarta potência

do seu diâmetro, de acordo com a seguinte relação:

$$\text{Condutância} \propto \text{Diâmetro}^4 \quad (5)$$

A causa desse grande aumento de condutância em função do diâmetro pode ser

explicada pela Fig. 2.4 B que ilustra as seções transversais de um vaso grande e de outro

pequeno. Os anéis concêntricos dentro desses vasos indicam que a velocidade do fluxo

em cada anel é diferente da dos outros devido ao fluxo laminar. Isto é, o sangue no anel

que toca a parede do vaso quase não flui devido à sua aderência ao endotélio vascular;

o próximo anel de sangue desliza sobre o primeiro e, por isso, flui com maior velocidade.

O terceiro, quarto, quinto e sexto anéis, da mesma forma, fluem com velocidades

progressivamente maiores. Assim sendo, o sangue que está muito próximo à parede do

vaso flui com grande lentidão, enquanto o que está no meio do vaso o faz com maior

rapidez.

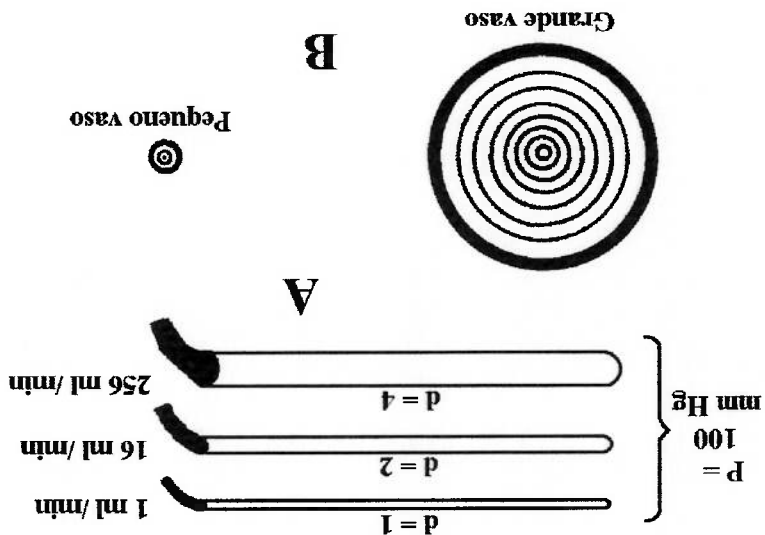


Figura 2.4 - A, Demonstração do efeito do diâmetro vascular sobre o fluxo sanguíneo. B, Anéis concêntricos de sangue fluindo a velocidades diferentes; quanto mais distante da parede vascular, mais rápido o fluxo.

No pequeno vaso, praticamente todo o sangue está muito próximo à parede, de

forma que a corrente central que flui com extrema rapidez simplesmente não existe.

Partindo da equação de Darcy-Weisbach que é adotada para cálculos de

condutos de fluidos incompressíveis em regime permanente e desprezando as diferenças

de cotas podemos deduzir a velocidade de todos os anéis concêntricos:

$$h_f = f \frac{l}{V^2} \frac{\rho}{2g} \quad (6)$$

$$h_f = \frac{\gamma}{\Delta P}$$

$$f = \frac{64}{\text{Re}}$$

$$\frac{\Delta P}{64 l V^2} = \frac{\gamma}{\text{Re} d 2g}$$

$$\frac{\Delta P}{\gamma} = \frac{\mu 64 l V^2}{\rho V d^2 2g} = \frac{64 \mu l}{\rho V^2 d^2 2g} V^2 = \frac{8 \mu l}{\rho g r^2} V^2$$

$$V = \frac{8 \mu l}{\Delta P r^2} \quad (7)$$

em que V é a velocidade média de escoamento ΔP é o gradiente de pressão, r é o raio

do vaso, μ é a viscosidade absoluta, γ é o peso específico, l é o comprimento do

vaso, h_f é a perda de carga, f é coeficiente universal da perda de carga necessário à

equação para se ter valores corretos para as perdas e Re é o número de Reynolds dado

por Vd/μ .

A quantidade de sangue que passará através de um vaso num determinado

período de tempo é igual à velocidade média do sangue multiplicada pela área de secção

transversal, de acordo com a equação:

$$\tilde{O} = V \pi r^2 \quad (8)$$

onde Q é o fluxo sanguíneo e πr^2 é a área de secção transversal.

Substituindo, o valor da velocidade média do fluxo sanguíneo da Equação 7 para

a Equação 8. Isso nos dá a seguinte equação, conhecida como lei de Poiseuille:

$$\bar{Q} = \frac{\pi \Delta P r^4}{8 \mu l} \quad (9)$$

Nota-se especialmente nesta equação que o fluxo sanguíneo é diretamente

proporcional à quarta potência do raio do vaso, o que mostra, uma vez mais que o

diâmetro do vaso sanguíneo desempenha, sem sombra de dúvida, um dos papéis mais

importantes na determinação do fluxo sanguíneo através do vaso.

2.3.2.3.4 Resumo dos Diversos Fatores que Afetam a Condutância e a Resistência

Na equação que representa a lei de Poiseuille, Q significa fluxo e ΔP a diferença

de pressão. O restante da equação representa a condutância, de acordo com a seguinte

equação:

$$C = \frac{\pi r^4}{8 \mu l} \quad (10)$$

E, como a condutância é o inverso da resistência, a equação que se segue mostra os

fatores que afetam a resistência:

$$R = \frac{8 \mu l}{\pi r^4} \quad (11)$$

Assim, observe-se que a resistência de um vaso é diretamente proporcional à

viscosidade sanguínea (μ) e ao comprimento do vaso (l), mas inversamente

proporcional à quarta potência do raio (r^4).

2.3.2.4 Distensibilidade Vasculiar-Curvas Volume-Pressão

O diâmetro dos vasos sanguíneos, ao contrário dos tubos de metal e de vidro,

aumenta quando a pressão interna se eleva, pois os vasos sanguíneos são distensíveis.

Em geral, nos estudos hemodinâmicos, é muito mais importante saber a quantidade total de sangue que pode ser armazenada em determinado setor da circulação para cada mm Hg de aumento de pressão do que conhecer a distensibilidade de cada vaso. Esse valor é algumas vezes denominado distensibilidade total ou global, ou pode ser expresso, ainda com mais precisão, pelos termos complacência ou capacitância,

2.3.2.5 *Complacência Vasculiar (Capacitância)*

Na circulação pulmonar, as veias são muito semelhantes às da circulação sistêmica. Contudo, as artérias pulmonares, que normalmente funcionam com pressões em torno de um sétimo da pressão arterial sistêmica, têm distensibilidade em torno da metade daquela das veias, ao invés de um oitavo, como acontece nas artérias sistêmicas.

A diferença na distensibilidade das artérias e veias em termos anatômicos, são que as paredes das artérias são muito mais fortes do que as das veias. Por conseguinte, as veias, em média, são cerca de seis a 10 vezes mais distensíveis que as artérias. Isto é, um determinado aumento de pressão causará um enchimento extra de seis a 10 vezes mais sangue na veia do que na artéria de diâmetro comparável.

Isto é, se 1 mm Hg aumenta em 1 ml o volume do vaso que originalmente continha 10 ml de sangue, a distensibilidade seria então de 0,1 por mm Hg ou 10% por mm Hg.

$$(12) \quad \text{Distensibilidade Vasculiar} = \frac{\text{Aumento de Pressão} \times \text{Volume Original}}{\text{Aumento de Volume}}$$

Atualmente na pressão, de acordo com a seguinte fórmula:
 e, como veremos, isto afeta de maneira significativa o funcionamento do sistema circulatório em muitas condições de alterações fisiológicas. A distensibilidade vascular é expressa como a fração de aumento de volume para cada milímetro de mercúrio de aumento na pressão, de acordo com a seguinte fórmula:

termos físicos que significam o aumento em volume que causa um determinado

aumento de pressão, como segue:

$$\text{Complacência Vascular} = \frac{\text{Aumento no Volume}}{\text{Aumento na Pressão}} \quad (13)$$

Complacência e distensibilidade são muito diferentes. Um vaso altamente distensível

que tem um volume muito pequeno pode ter complacência muito menor do que um vaso

muito menos distensível que tenha um volume muito grande, pois a complacência é

igual à distensibilidade x volume.

A complacência de uma veia é cerca de 24 vezes a de uma artéria

correspondente porque é cerca de oito vezes mais distensível e tem um volume

aproximadamente três vezes maior.

2.3.2.6 Curvas Volume-Pressão das Circulações Arterial e Venosa

Um método conveniente para exprimir a relação entre pressão e volume num

vaso ou numa grande porção da circulação é a denominada curva volume-

pressão. (também frequentemente chamada curva pressão-volume). As duas curvas de

traçado contínuo da Fig. 2.5 representam, respectivamente, as curvas de volume-pressão

dos sistemas venoso e arterial normais, mostrando que, quando o sistema arterial,

incluindo as grandes e pequenas artérias e arteríolas, é preenchido com

aproximadamente 750 ml de sangue, a pressão arterial média é de 100 mm Hg, mas

quando apenas com 500 ml, a pressão cai a zero.

O volume de sangue, normalmente, em toda a árvore venosa e de mais ou menos

2.500 ml, e enormes alterações nesse volume são necessárias para modificar a pressão

venosa somente uns poucos milímetros de mercúrio.

A diferença na complacência dos sistemas venoso e arterial pode ser observada

através da Fig. 2.5 onde mostra-se que a alteração de 1 mm Hg requer um aumento

muito grande no volume venoso, mas muito menor no volume arterial. Isto é, a complacência do sistema venoso é muito maior do que a das artérias - cerca de 24 vezes maior.

Essa diferença na complacência é importante porque significa que enormes quantidades de sangue podem ser armazenadas nas veias com apenas pequenas alterações de pressão. Portanto, as veias são chamadas, com frequência, de áreas de armazenamento da circulação.

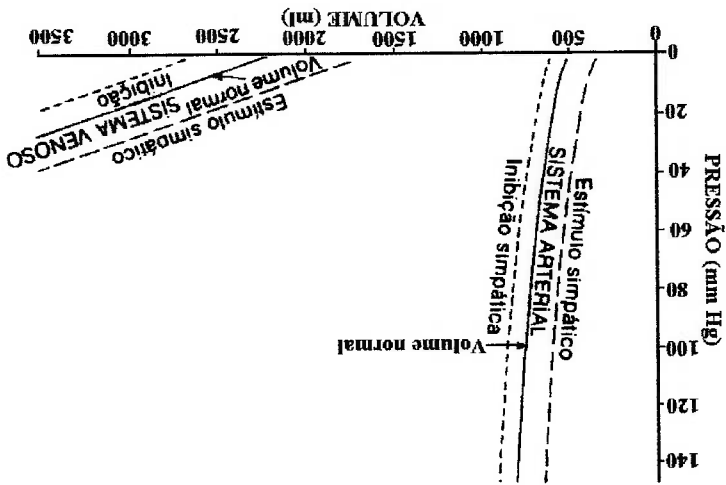


Figura 2.5 - Curvas volume-pressão do sistemas arterial e venoso sistêmicos, mostrando também os efeitos da estimulação e inibição simpáticas.

2.3.2.6.1 Efeito da Estimulação ou da Inibição Simpática nas Relações Volume-

Pressão dos Sistemas Venoso e Arterial

Também estão apresentadas na Fig. 2.5 as curvas de volume-pressão dos sistemas venoso e arterial durante a estimulação simpática moderada e durante a inibição simpática. É claro que o estímulo simpático, com seu aumento concomitante do tônus da musculatura lisa das paredes vasculares, aumenta a pressão a cada volume das artérias ou veias, enquanto, por outro lado, a inibição simpática diminui a pressão a cada volume respectivo. Obviamente, essa forma de controle dos vasos pelo simpático pode

alterações do volume sanguíneo e diminuição ou aumento da estimulação simpática. menos o mesmo. Contudo, muitos fatores diferentes podem alterá-la, sobretudo, cão anestesiado com pentobarbital. Acredita-se que o valor no homem seja mais ou é quase exatamente 7 mm Hg e quase nunca se afasta mais que 1 mm desse valor, no A pressão circulatória média de enchimento, medida da maneira descrita acima, principais câmaras da circulação.

rapidamente das artérias sistêmicas para as veias, para haver equilíbrio entre as duas se o coração entrar em fibrilação através de um estímulo elétrico e bombeia-se o sangue razoável precisão em cães, 2 a 5 segundos após ter sido parado o coração. Para tal, faz-na circulação. A pressão circulatória média de enchimento tem sido medida com instantaneamente todo o fluxo sanguíneo e equilibrar imediatamente todas as pressões circulatório. Isto é, é a pressão que seria medida na circulação se fosse possível parar circulatória média" ou "pressão estática") é uma medida do grau de enchimento A pressão circulatória média de enchimento (também chamada "pressão

2.3.2.7 Pressão Circulatória Média de Enchimento

normalmente, mesmo quando foram perdidos 25% do volume total de sangue. reduz as dimensões do sistema circulatório e a circulação continua a funcionar quase durante a hemorragia. O aumento do tônus simpático dos vasos, sobretudo das veias, O controle simpático da capacidade vascular também tem especial importância

bombeamento cardíaco. desloquem-se para o coração, sendo o principal modo pelo qual aumenta o toda a circulação sistêmica, na maioria das vezes, faz com que grandes volumes assim, o sangue para outros segmentos. Por exemplo, um aumento no tônus vascular em ser valiosa para diminuir as dimensões de um segmento da circulação, transferindo,

A função dos capilares é trocar líquido, nutrientes, eletrólitos, hormônios e outras substâncias, entre o sangue e os espaços intersticiais. Para desempenhar esse papel as paredes capilares são muito delgada e permeáveis, a substância de pequeno tamanho molecular.

As artérias são as últimas pequenas ramificações do sistema arterial, e atuam como válvulas de controle através das quais o sangue é liberado para os capilares. A artéria possui uma parede muscular forte, capaz de fechá-la totalmente ou de permitir que se dilate muitas vezes, tendo assim a capacidade de alterar enormemente o fluxo sanguíneo para os capilares.

Antes de tentar discutir os detalhes de função na circulação sistêmica, é importante entender o papel global de cada uma de suas partes. A função das artérias é transportar sangue sob alta pressão aos tecidos. Por esse motivo, as artérias possuem paredes vasculares resistentes e o sangue passa rapidamente através delas.

2.3.2.8.1 Partes Funcionais da Circulação Sistêmica

A circulação sistêmica divide-se em circulação sistêmica e circulação pulmonar. Como a circulação sistêmica distribui fluxo sanguíneo a todos os tecidos do corpo, exceto aos pulmões, também costuma ser chamada de grande circulação ou circulação periférica. Embora o sistema vascular em cada parte do corpo tem as suas próprias características especiais, alguns princípios gerais da função vascular são, contudo, válidos em todas as partes da circulação sistêmica.

2.3.2.8 Circulação Sistêmica

A pressão circulatória média de enchimento é um dos principais fatores que determinam a intensidade com o qual o sangue passa da árvore vascular para o átrio direito do coração, o que, por sua vez, determina o débito cardíaco.

As vênulas coletam o sangue dos capilares; coalescem gradualmente em veias

progressivamente maiores.

As veias funcionam como condutos para o transporte do sangue que retorna abastecido para o coração. Como a pressão no sistema venoso é muito baixa, as paredes venosas são delgadas. Mesmo assim, são musculares e isso permite que se contraiam ou se expandam e dessa forma atuam como um reservatório de sangue suplementar para quantidades grandes ou pequenas, dependendo das necessidades do organismo.

2.3.2.8.2 Características Físicas da Circulação Sistemica

2.3.2.8.2.1 Areas de Secção Transversal e Velocidade do Sangue.

Se todos os vasos de cada tipo fossem colocados lado a lado, suas áreas totais de

secção transversal seriam:

Área cm ²	
2,5	Aorta
20	Pequenas Artérias
40	Arteríolas
2.500	Capilares
250	Vênulas
80	Pequenas Veias
8	Veias cavas

Observa-se em especial, a grande área de secção transversal das veias, cerca de

quatro vezes a das artérias correspondentes. Isso explica o grande armazenamento de

sangue no sistema venoso, em comparação com o que existe no sistema arterial.

A velocidade do sangue em cada segmento da circulação é inversamente

proporcional à sua área de secção transversal. Assim, em condições de repouso, a

velocidade é, em média, 33 cm por segundo na aorta, mas 1/1.000 deste valor nos

capilares ou cerca de 0,3 mm por segundo. Entretanto, como os capilares têm comprimento de apenas 0,3 a 1 mm, cada segmento de sangue em movimento permanece nos capilares por apenas um a três segundos, fato muito surpreendente, pois toda a difusão que está acontecendo através das paredes capilares deve ocorrer neste tempo extremamente curto.

2.3.2.8.2 Pressões e Resistências nas Diversas Partes da Circulação Sistêmica

Como o coração bombeia sangue continuamente para a aorta, é evidente que a pressão neste vaso é alta, aproximadamente em torno de 100 mm Hg. E, como o bombeamento pelo coração é pulsátil, a pressão arterial flutua entre um nível sistólico de 120 mm Hg e um nível diastólico de 80 mm Hg, conforme ilustra a Fig. 2.6 A medida que o sangue passa através da circulação sistêmica, sua pressão cai, progressivamente, até mais ou menos 0 mm Hg quando atinge o átrio direito.

A diminuição da pressão arterial em cada parte da circulação sistêmica é diretamente proporcional à resistência vascular. Assim sendo, na aorta a resistência é pequena; por isso, a pressão arterial média no fim da aorta é quase 100 mm Hg. Da mesma forma, a resistência nas grandes artérias é muito pequena, de modo que a pressão arterial média nas artérias de apenas 3 mm de diâmetro é ainda de 95 a 97 mm Hg. Então, a resistência começa a aumentar rapidamente nas artérias muito pequenas, fazendo a pressão cair até mais ou menos 85 mm Hg no início das artérias. A resistência das artérias é a maior de todas da circulação sistêmica, representando cerca de metade da resistência de toda esta circulação. Dessa forma, a pressão diminui cerca de 55 mm Hg nas artérias, de modo que a pressão sanguínea, quando deixa as artérias para entrar nos capilares, é de apenas 30 mm Hg.

A pressão nas extremidades arteriais dos capilares normalmente está em torno de 10 mm Hg. Portanto, a diminuição da pressão nos capilares é de apenas 20 mm Hg, mostrando que a resistência capilar é cerca de dois quintos à das arteríolas.

A pressão no início do sistema venoso, isto é, nas vênulas, é de cerca de 10 mm Hg e diminui para quase 0 mm Hg no átrio direito. Essa grande diminuição na pressão venosa indica que as veias possuem resistência muito maior do que era de se esperar para vasos de dimensões tão grandes. A maior parte dessa resistência é causada pela compressão externa das veias, que mantêm muitas delas, em especial as veias cavas, colapsadas uma grande parte do tempo.

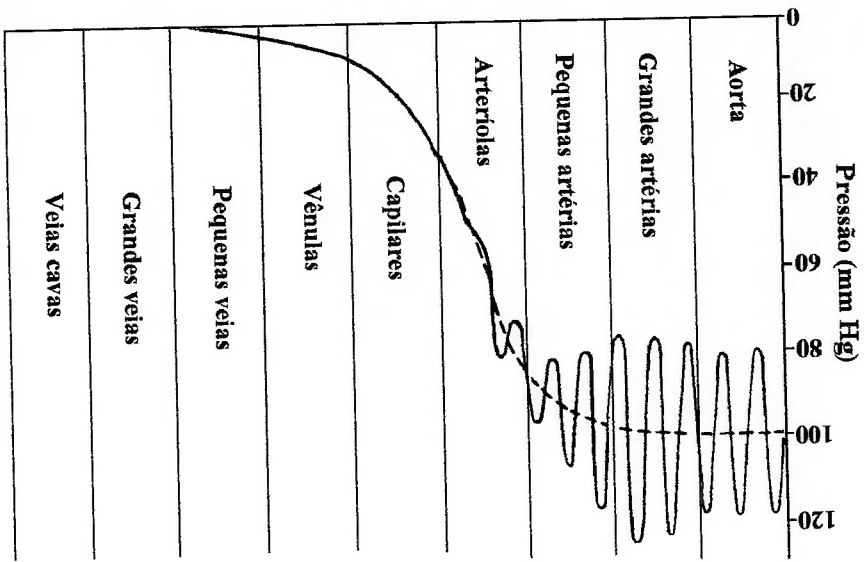


Figura 2.6 - Pressão sanguínea nas diferentes porções do sistema circulatório sistêmico.

2.3.2.9 Pulsos de Pressão nas Artérias

Como o coração é uma bomba pulsátil, o sangue entra nas artérias de maneira intermitente, a cada batimento cardíaco, produzindo pulsos de pressão no sistema arterial. No adulto jovem normal, a pressão no pico de uma pulsação, a pressão sistólica, é de cerca de 120 mm Hg e no seu ponto mais baixo, a pressão diastólica, é de mais ou

menos 80 mm Hg. A diferença entre essas pressões, em torno de 40 mm Hg,

denomina-se pressão de pulso.

A Fig. 2.7 ilustra uma curva de pulso de pressão típica, registrada na aorta

ascendente de uma pessoa, mostrando uma elevação muito rápida na pressão arterial durante a sístole ventricular, seguida de um alto nível de pressão que se mantém 0,2 a 0,3 segundo. Este termina por uma brusca incisura ou entalhe no final da sístole, seguido por um lento declínio da pressão de volta ao nível diastólico. A incisura aparece logo antes do fechamento da válvula aórtica e é produzida do seguinte modo: quando o ventrículo relaxa, a pressão intraventricular começa a cair rapidamente e o fluxo retrogrado de sangue da aorta para os ventrículos permite que a pressão aórtica também comece a cair. Contudo, o fluxo retrogrado faz a válvula aórtica fechar-se de repente. O momento originado pelo fluxo sanguíneo retrogrado mantém uma quantidade de sangue ainda maior na raiz da aorta, mesmo após o fechamento da válvula, e isso eleva a pressão novamente, formando, assim, a pequena onda positiva de pressão no registro, logo após a incisura.

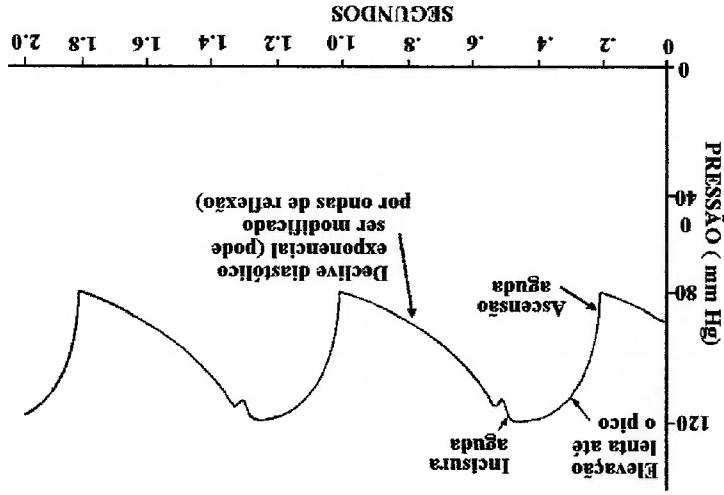


Figura 2.7 - Um contorno normal da curva de pressão registrado na aorta ascendente.

2.3.2.9.1 Fatores Que Afetam a Pressão de Pulso

Existem dois fatores principais que afetam a pressão de pulso: (1) o volume sistólico cardíaco e (2) a complacência (distensibilidade total) da árvore arterial. Um terceiro fator, menos importante, é o caráter de ejeção do coração durante a sístole.

Em geral, quanto maior o débito sistólico, maior a quantidade de sangue que deve ser acomodada na árvore arterial a cada batimento cardíaco e, portanto, maior é a elevação e queda da pressão durante a sístole e diástole, produzindo, assim, uma maior pressão de pulso.

Por outro lado, quanto maior a complacência do sistema arterial, menor será a elevação da pressão para um determinado volume sistólico de sangue bombeado nas artérias. Na realidade, então, o pulso de pressão é determinado, aproximadamente, pela proporção entre o débito sistólico e a complacência da árvore arterial, portanto, qualquer condição da circulação que afete um desses dois fatores também afetará a pressão de pulso.

2.3.2.9.2 Fatores que Afetam a Pressão de Pulso pela Alteração de Débito Sistólico

Tantas são as diferentes condições circulatórias que modificam o débito sistólico que apenas algumas delas serão mencionadas.

Um aumento da frequência cardíaca enquanto o débito cardíaco permanece constante causa diminuição do débito sistólico em proporção inversa ao aumento da frequência e a pressão de pulso diminui proporcionalmente.

Uma diminuição da resistência periférica total permite um rápido fluxo sanguíneo das artérias para as veias. Isso aumenta o retorno venoso ao coração e o débito sistólico. Portanto, a pressão de pulso também fica bastante aumentada.

Um aumento da pressão circulatória média de enchimento, se todos os outros fatores circulatórios permanecem constantes, aumenta o retorno venoso ao coração e,

conseqüentemente, aumenta tanto o débito sistólico quanto a pressão de pulso. Esse efeito é o que ocorre, por exemplo, quando uma transfusão rápida é realizada num indivíduo, aumentando o volume sanguíneo e a pressão circulatória média.

O caráter da ejeção cardíaca afeta a pressão de pulso de duas maneiras: primeiro, se a duração da sistole for longa, grande parte do débito sistólico se escoar através da circulação sistêmica enquanto está sendo ejetado na aorta; portanto, a magnitude do efeito do volume sistólico sobre a pressão de pulso é diminuída. Segundo, às vezes acontece um início rápido de contração cardíaca quando o coração está batendo vigorosamente e isto faz com que a pressão na aorta se eleve muito antes que o sangue possa cair para a circulação periférica. Por isso, a ejeção súbita produz uma pressão de pulso maior do que a ejeção mais prolongada.

2.3.2.10 Transmissão do Pulso de Pressão para a Periferia

Quando o coração ejeta sangue para a aorta durante a sistole, inicialmente apenas sua porção proximal fica distendida, e é só nesta porção da árvore arterial que a pressão se eleva imediatamente. A causa disso é a inércia do sangue na aorta, que impede seu movimento súbito das artérias centrais para as artérias periféricas.

Contudo, a elevação da pressão na aorta central rapidamente supera a inércia do sangue, fazendo com que a pressão se eleve progressivamente e se transmita a toda a árvore arterial.

A velocidade de transmissão do pulso de pressão ao longo da aorta normal é de 3 a 5 m por segundo; ao longo dos grandes ramos arteriais, 7 a 10 m por segundo e, nas menores artérias 15 a 35 m por segundo. Em geral, quanto maior a complacência de cada segmento vascular, menor é a velocidade de transmissão, o que explica a lentidão de transmissão na aorta em comparação com a rapidez de transmissão nas pequenas artérias distais, muito menos complacentes.

A velocidade de transmissão do pulso de pressão é muito maior do que a

velocidade do sangue. Durante a transmissão do pulso de pressão, apenas uma pequena quantidade de sangue que entra na aorta proximal empurra suficientemente o sangue mais distal para a frente, para elevar a pressão nas artérias mais distais. Portanto, o volume real ejetado pelo coração pode ter se deslocado apenas alguns centímetros no momento em que a onda de pressão já atingiu as extremidades distais das artérias. Na aorta, a velocidade do pulso de pressão é aproximadamente 15 vezes maior do que a do sangue, enquanto nas artérias mais distais a velocidade da onda de pressão pode atingir 100 vezes a velocidade do sangue.

2.3.2.10.1 Aumento da Pressão de Pulso nas Artérias Periféricas

Um fenômeno interessante que ocorre, com frequência, na transmissão dos pulsos de pressão para a periferia é um aumento na pressão de pulso. Esse efeito está ilustrado na Fig. 2.8, que mostra aumento considerável da pressão de pulso quanto mais periféricamente ele ocorre. Esse efeito, cuja causa primária é a reflexão da onda de pulso das artérias periféricas, pode ser explicado da seguinte maneira.

Quando o pulso de pressão penetra nas artérias periféricas e as distende, a complacência das artérias menores, que decresce rapidamente, torna difícil para o pulso de pressão seguir adiante. Ao invés disso, o aparecimento de pressão nas artérias mais estreitas faz com que a onda de pulso comece a se deslocar em sentido retrógrado ao longo dos mesmos vasos dos quais ela veio, refletindo, dessa forma, a onda de volta em direção ao coração. Isso é análogo a uma onda propagando-se numa bacia de água até que atinja a borda. Ao bater na borda, a onda se reflete e volta pela superfície da água. Se a onda refletida vai de encontro a outra que se aproxima, as duas “se somam”, produzindo uma onda muito maior do que ocorreria de outra forma. Esse é o caso na árvore arterial. A primeira parte da onda de pressão reflete-se antes que a última parte

da mesma onda atinja as artérias periféricas. Por isso, a primeira parte, somada à última,

produz pressões mais altas do que seriam registradas normalmente.

Embora esse aumento periférico do pulso de pressão de pequeno significado

para o funcionamento da circulação, esse fenômeno deve ser levado em conta, de tal

forma que medidas de pressão sejam realizadas nas artérias periféricas, pois a pressão

sistólica é, algumas vezes, 20 a 30% maior do que a da aorta central e a pressão

diastólica em muitos casos, está diminuída em 10 a 15%.

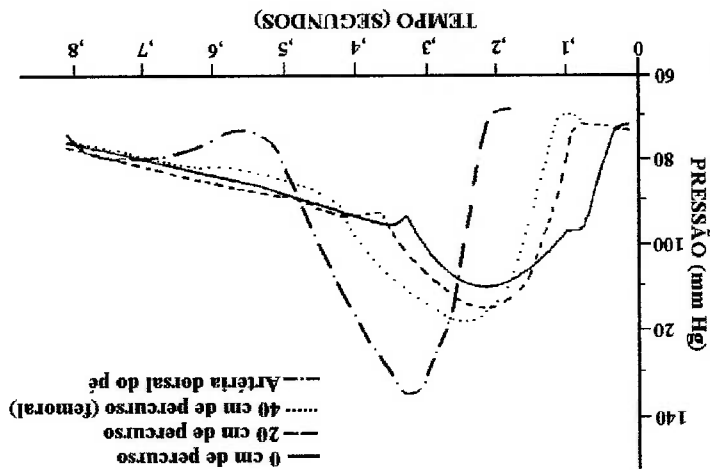


Figura 2.8 - Contornos da curva de pressão em diferentes segmentos da árvore arterial

em seres humanos, mostrando (1) o retardo no pulso de pressão à medida que ele se

aproxima da periferia e (2) aumento da pressão de pulso, especialmente na artéria dorsal

do pé.

2.3.2.10.2 Amortecimento do Pulso de Pressão nas Pequenas Artérias e Arteríolas

O pulso de pressão torna-se cada vez menos intenso à medida que passa através

das pequenas artérias e arteríolas, até quase desaparecer nos capilares.

2.3.2.11 Anatomia dos Vasos Sanguíneos

2.3.2.11.1 Principais Artérias do Corpo Humano

A Fig. 2.9 mostra as principais artérias e sua localização em relação ao corpo humano.

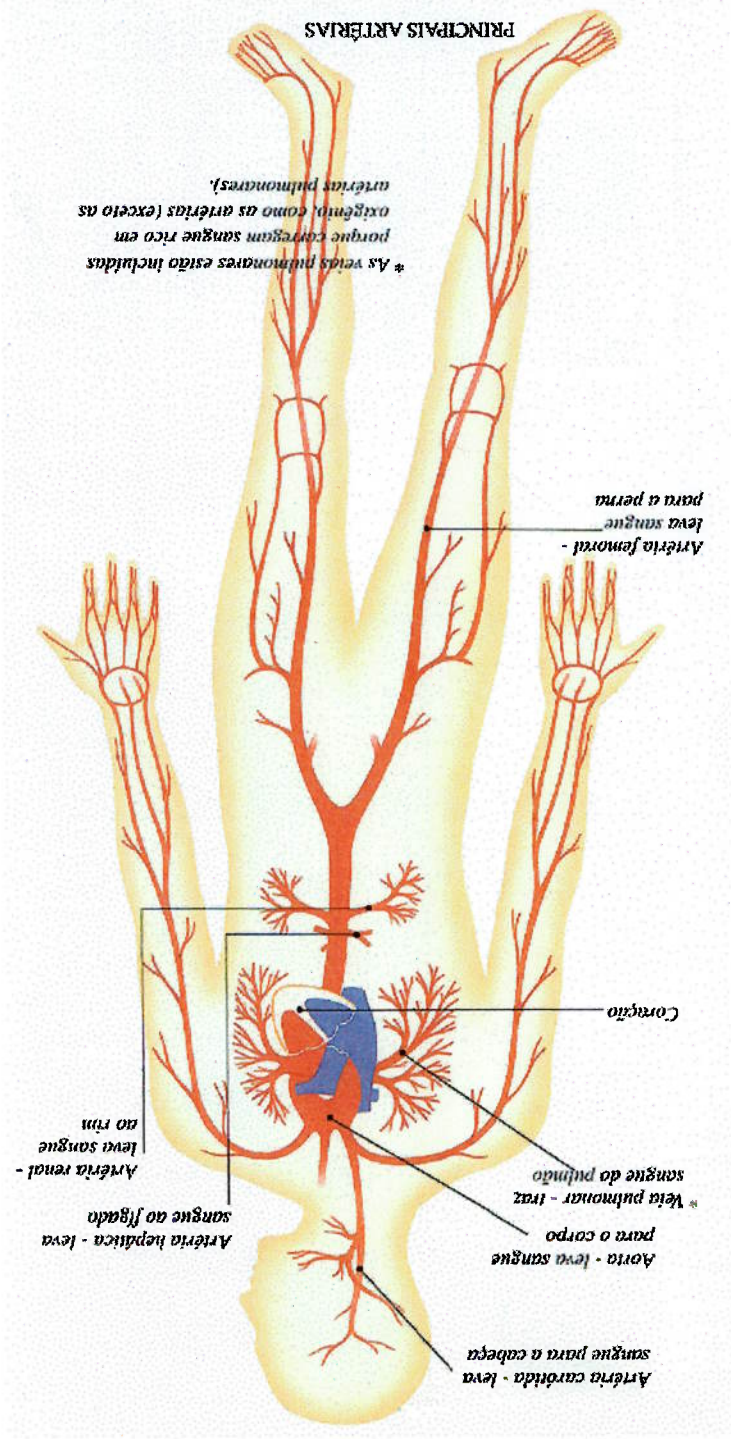


Figura 2.9 – Principais artérias, WALKER - 1994.

2.3.2.11.2 Principais Veias do Corpo Humano

A Fig. 2.10 mostra as principais veias e sua localização em relação ao corpo humano.

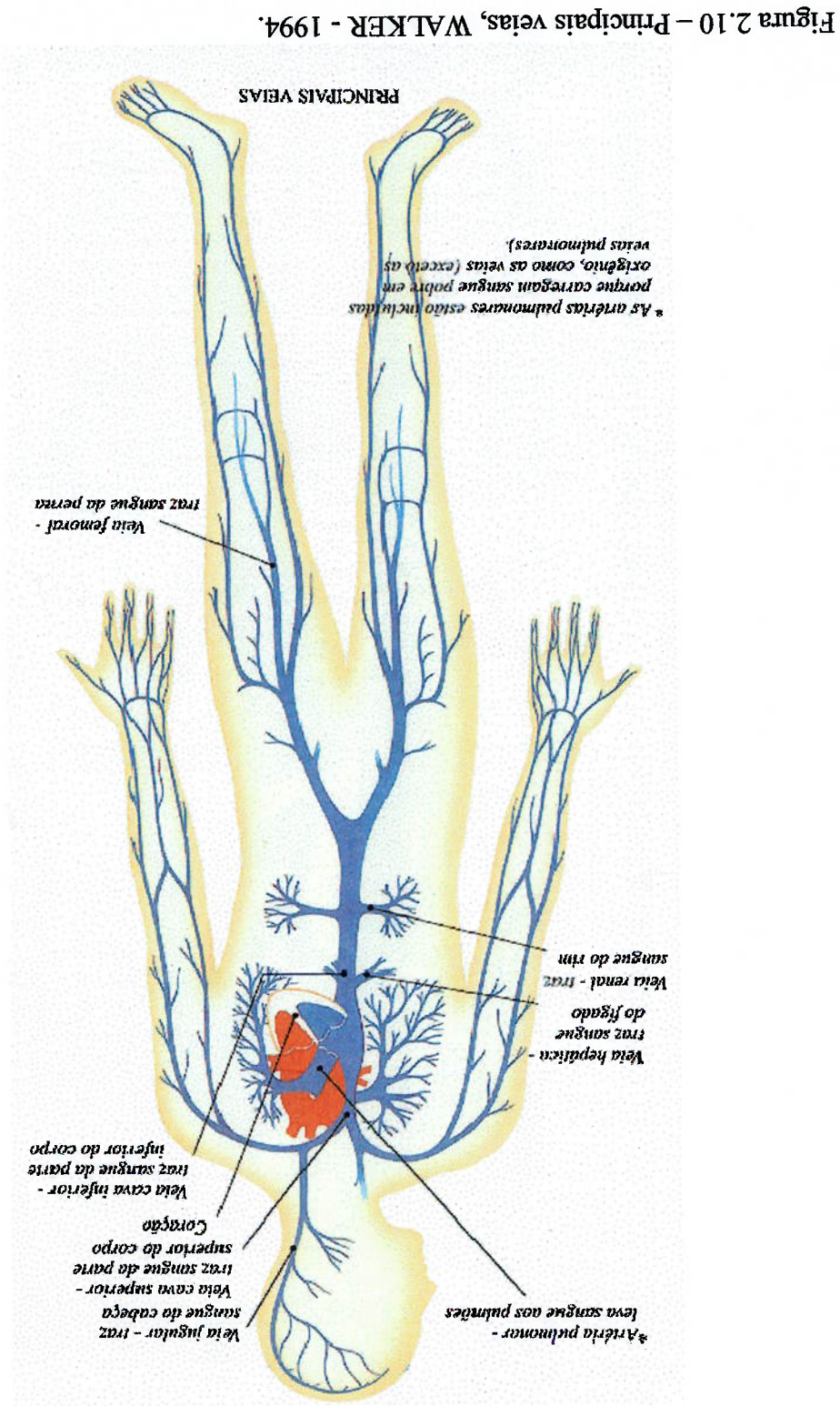


Figura 2.10 – Principais veias, WALKER - 1994.

O amortecimento do pulso de pressão é causado, principalmente, pelo efeito combinado da distensibilidade e resistência vasculares. Isto é, para que uma onda de pressão se desloque de uma para outra área de uma artéria, uma pequena quantidade de sangue deve fluir entre as duas áreas. A resistência nas pequenas artérias e arteríolas é grande o suficiente para impedir esse pequeno fluxo de sangue e, em consequência, a transmissão da pressão. Ao mesmo tempo, a distensibilidade das pequenas artérias é grande o bastante para que a pequena quantidade de sangue que é impulsionada durante cada onda de pressão produza progressivamente menor aumento e queda de pressão, quanto mais ela progride através dos vasos em sentido distal.

Podemos comparar os vasos sanguíneos a rodovia que percorrem todo o nosso corpo. As grandes artérias e veias, fazem a ligação principal entre o coração e os órgãos. As artérias e veias menores se ramificam pelos tecidos e nos capilares, onde o sangue realiza suas trocas de substâncias com as células.

2.3.211.3 Artérias

Os vasos sanguíneos que levam sangue do coração são chamados de “artérias”. Todas as artérias, exceto as pulmonares, transportam sangue rico em oxigênio.

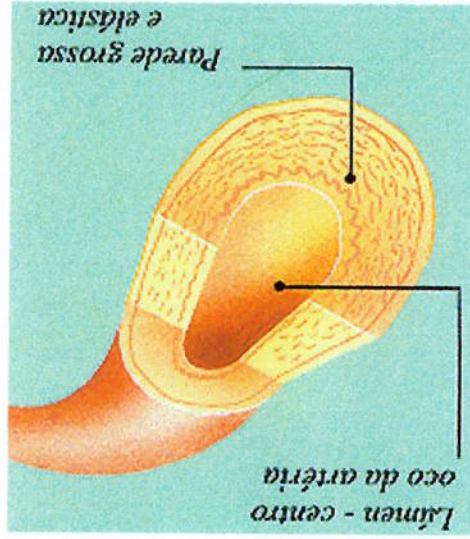


Figura 2.11 – Artéria, WALKER - 1994.

As artérias possuem paredes grossas e elásticas, providas de músculos. Isso evita que elas se rompa sob a alta pressão produzida pelo coração. As artérias mais grossas têm diâmetro aproximado de um dedo; já as artérias menores, as arteríolas, são tão finas quanto uma linha. A Fig. 2.11 mostra a anatomia de uma artéria.

2.3.2.11.4 Veias

As veias devolvem o sangue ao coração. Todas as veias, exceto as pulmonares, carregam sangue pobre de oxigênio. No interior das veias há válvulas que impedem o retorno do sangue. As veias possuem paredes mais finas do que as artérias, pois precisam suportar esforços menores – o sangue que circula dentro delas está a baixa pressão. O diâmetro das veias varia entre 2,5 cm e a espessura de um fio de linha. As veias menores são denominadas “vênulas”.

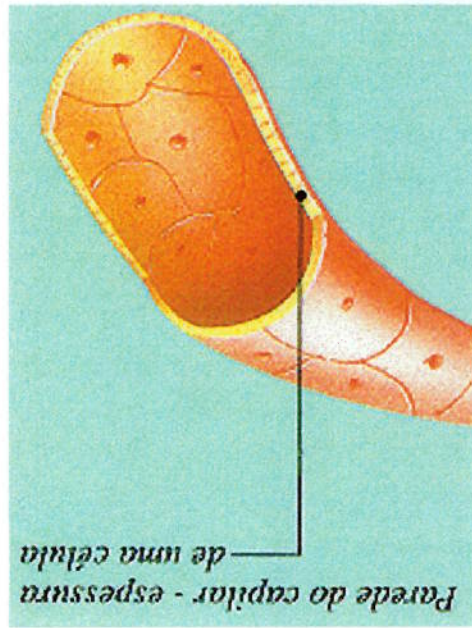


Figura 2.12 – Veia, WALKER – 1994.

2.3.2.11.5 Capilares

Os capilares fazem a ligação entre as artérias e as veias. São tão finos que permitem apenas a passagem de uma fita de hemácias.

A parede dos capilares tem a espessura de uma única célula. A rede de capilares é o ponto de contato entre o sistema circulatório e as células do corpo humano. Conforme o sangue vai percorrendo os tecidos, ao longo dos capilares, fornece às células materiais como alimento e oxigênio. Ao mesmo tempo, remove os produtos de excreção.

SIMULADORES HIDRODINÂMICOS DE SISTEMA CARDIOVASCULAR

3.1 Revisão Bibliográfica

Os simuladores encontrados na literatura basicamente dividem-se em dois grupos. O primeiro grupo é utilizado no teste de desempenho de próteses valvares cardíacas, e para tanto, é necessário que este tipo de simulador reproduza os padrões fisiológicos, sendo as válvulas responsáveis pela reprodução dos pulsos de velocidade, enquanto o segundo grupo é utilizado no estudo do escoamento hemodinâmico nas principais artérias e veias e suas possíveis perturbações.

Os simuladores ainda podem ser divididos em simuladores experimentais e simuladores numéricos (modelo matemático).

Mostra-se a seguir uma breve descrição de alguns tipos de simuladores que tem como objetivo reproduzir pulsos de velocidade de fluxo sanguíneo:

HOPPMAN e LIU – 1972, descreveram um sistema que utilizava como bomba uma câmara elástica comprimido por uma carne e com uma mola de controle, a qual era acionada por diferença de pressão. Os pulsos de velocidade obtidos não foram mostrados e o sistema apresentava falta de flexibilidade na avaliação dos mesmos, (apud LAW et al - 1987).

NEWGARD - 1963, descreveu um sistema de simulação cardiovascular baseado em três conjuntos de cilindro-carne-pistão.

O primeiro conjunto funciona como reservatório e representa o sistema cardiovascular pulmonar. Neste reservatório o conjunto carne-pistão comprime o ar, provocando assim, um aumento amortecido de pressão e esse aumento de pressão provoca um aumento na vazão do reservatório para o segundo conjunto.

O princípio de funcionamento está baseado quando da sistole ventricular, a bomba a pistão aumenta a pressão do ventrículo fazendo com que a válvula mitral se feche e, quando a pressão ventricular supera a pressão aórtica, a válvula aórtica se abre permitindo que o fluido armazenado no ventrículo escorra para a aorta. Enquanto a válvula mitral está fechada, o reservatório elevado enche o átrio, esticando assim a

representa a válvula aórtica, como pode ser visto na Fig. 3.1. ventrículo que representa a válvula mitral e outra entre o ventrículo e a aorta que sistêmica, um tubo, que representa a artéria aorta, e duas válvulas, uma entre o átrio e o um reservatório fechado preenchido com fluido e ar que representa a capacidade, representa o átrio esquerdo, uma bomba a pistão que representa o ventrículo esquerdo, elevado, fornecendo uma vazão constante, uma câmara com membrana flexível que cardiovascular baseado em uma bomba a pistão. O sistema possui um reservatório DUFF e FOX - 1972, mostraram um sistema de simulação de fluxo e de pressão.

apresentar boas respostas para componentes de alta frequência dos pulsos de velocidade parâmetros de fluxo eram necessários novos conjuntos de carne-mola-fuso, além de não Este sistema não se mostrou versátil, pois para quaisquer mudanças dos apresentados pelo coração dentro da cavidade cardíaca esquerda.

interligadas através de um fuso que garante a reprodução dos parâmetros de fluxo Para assegurar um perfeito sincronismo dos três conjuntos, as carnes são impedir o contra-fluxo. Este conjunto representa o ventrículo.

anterior, diferenciando-se por possuir uma maior rigidez da mola, e duas válvulas para O terceiro conjunto cilindro-carne-pistão possui o mesmo sistema do conjunto

mola liga o carne ao pistão. Este conjunto representa o átrio e a mola sua capacidade. O segundo conjunto cilindro-carne-pistão apresenta uma particularidade, uma

membrana flexível. Terminada a sístole ventricular, o pistão começa a retornar, diminuindo a pressão ventricular, e quando se torna inferior à pressão aórtica, a válvula aórtica se fecha. Quando a pressão ventricular é inferior à pressão arterial, a válvula mitral se abre, fazendo com que o fluido armazenado no átrio escoe para o ventrículo. Inicialmente o fluido escoou com alta velocidade, devido à contração da membrana flexível, tornando-se mais lento quando a membrana retorna à posição original.

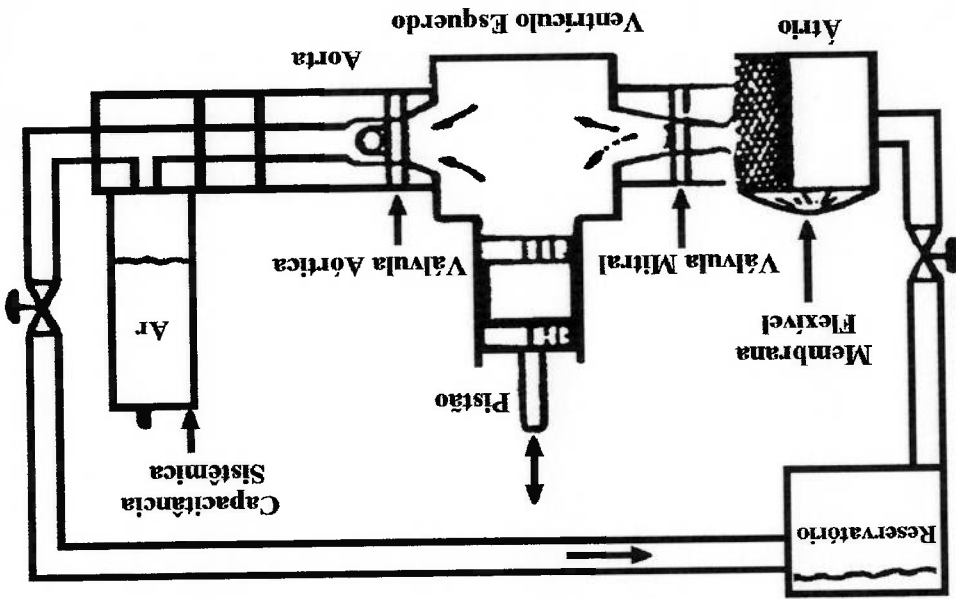


Figura 3.1 – Desenho esquemático do sistema cardiovascular proposto por DUFF e FOX - 1972.

O simulador cardiovascular foi construído com o objetivo de avaliar como uma prótese valvar cardíaca afeta o escoamento sanguíneo normal. A flexibilidade desse sistema mostrou-se suficiente para reproduzir os diferentes parâmetros de interesse do fluxo.

CHANDRAN et al - 1989, descreveram um sistema de simulação cardiovascular baseado em uma bomba de membrana. Esse sistema de simulação cardiovascular utilizou um ventrículo esquerdo artificial em acrílico na diástole confeccionado a partir de um molde plástico. Este molde foi obtido através da injeção do material plástico em um coração humano cadavérico. Na base do ventrículo, foi

O princípio de funcionamento baseia-se na compressão de um tubo flexível pelos roletes que empurram o fluido para a seção de teste. São dois roletes fazendo este trabalho, quando um está deixando a região de compressão, o outro está entrando na

oferecer resistência ao escoamento. O sistema conta ainda com um motor de passo, controlado por microcomputador através de uma interface ligada ao controlador do motor, que movimenta os roletes e uma válvula ajustável na seção de teste, para na simulação dos pulsos de velocidade. O sistema não necessita de uma câmara atrial ou de válvulas para impedir o contra fluxo ou seja, adaptação de um prolongamento na saída da região de compressão dos roletes, baseado em uma bomba de rolete peristáltico, sendo proposta uma alteração na mesma, o que permitiu uma melhor uniformidade dos pulsos de velocidade em cada ciclo. O sistema não necessita de uma câmara atrial ou de válvulas para impedir o contra fluxo

LAW et al - 1987, descreveram um sistema de simulação cardiovascular

testar próteses valvares cardíacas.

descrição mais detalhada do funcionamento do sistema. O simulador foi construído para Os pulsos de velocidade deste sistema não foram registrados bem como uma

as válvulas mitral e aórtica.

montadas válvulas de entrada e saída do ventrículo artificial, que são respectivamente, monitoram o sistema e servem de parâmetros de controle do escoamento. Foram Tomadas de pressão nas vias de entrada, saída e no próprio ventrículo

a capacitância sistêmica e um outro sistema que estimula a resistência periférica. reservatório elevado, uma câmara elástica que representa o átrio, um sistema que simula comprimido, controlados por microcomputador. O sistema também possui, um fluido. Esse diafragma é acionado pneumáticamente, através de pulsos de ar adaptada uma membrana flexível (diafragma), responsável pelo bombeamento do

mesma. O motor de passo controla a frequência e a direção dos roletes nos vários passos de cada ciclo, possibilitando assim, obter os pulsos de velocidade desejáveis.

O sistema de simulação cardiovascular apresenta bons resultados quanto a possibilidade de se obter os diversos pulsos de velocidade fisiológicos humanos, mas com alguns inconvenientes. Para gerar os componentes de fluxo reverso do pulso de velocidade, há a necessidade de se inverter a rotação do motor de passo, o que gera um choque na união do motor com a bomba.

Outro inconveniente é que para cada pulso de velocidade desejado há a necessidade de um diâmetro específico do tubo flexível e este sistema só poderá reproduzir os pulsos de velocidade, não produzindo os pulsos de pressão.

MAZZA e ROSA – 1995, propuseram um sistema de simulação cardiovascular e

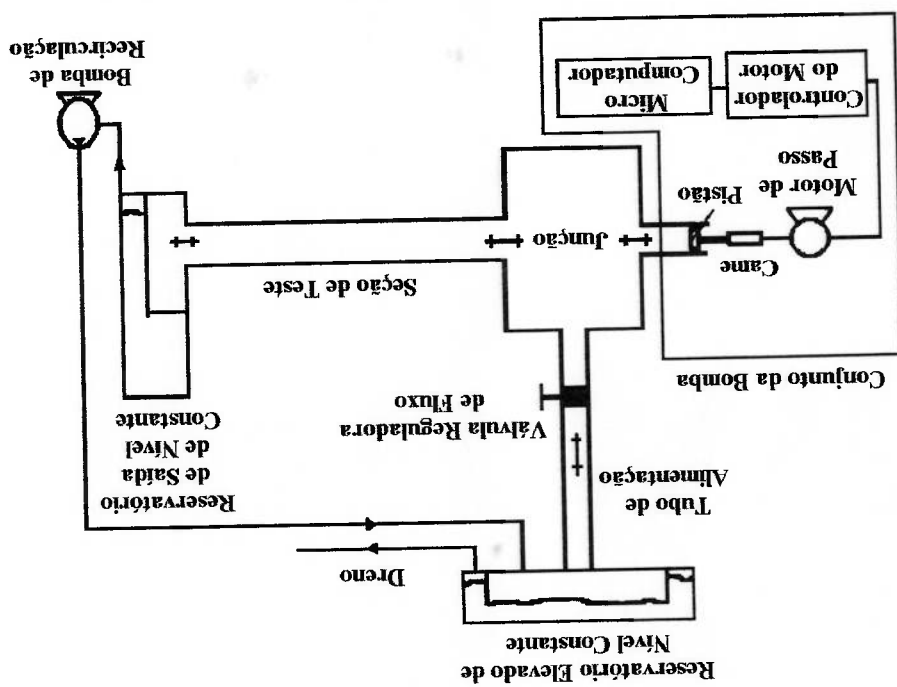
desenvolveram a modelagem matemática apresentando uma solução numérica constituído de um reservatório elevado de nível constante; de um conjunto de bombeamento, o qual consiste de um pistão guiado por uma carne movimentada por um motor de passo que, por sua vez, é controlado por um micro computador; uma junção; um tubo de alimentação; uma válvula reguladora de fluxo; um tubo onde será reproduzido o escoamento (seção de teste) um reservatório de saída de nível constante e um sistema de recirculação, constituído de uma bomba centrífuga e da tubulação que liga o reservatório de saída ao reservatório elevado, como mostra a Fig. 3.2.

O princípio de funcionamento deste sistema de simulação cardiovascular baseia-se no fato de que podemos decompor qualquer onda em duas componentes: uma componente constante, que representa a média temporal da onda, e uma componente de flutuação, que representa o nível de flutuação da onda.

Como resultados obtive-se o modelamento do pulso de velocidade do pistão necessário para reproduzir a velocidade da artéria aorta ascendente.

1995.

Figura 3.2 - Sistema de simulação cardiovascular proposto por MAZZA e ROSA -



INSTALAÇÃO EXPERIMENTAL

4.1 Descrição da Primeira Instalação Experimental

A Fig. 4.1 mostra o primeiro Simulador Hidrodinâmico construído com a finalidade de se testar segmentos vasculares, objetivando a ruptura do mesmo sem que houvesse fadiga do material por se tratar de material orgânico.

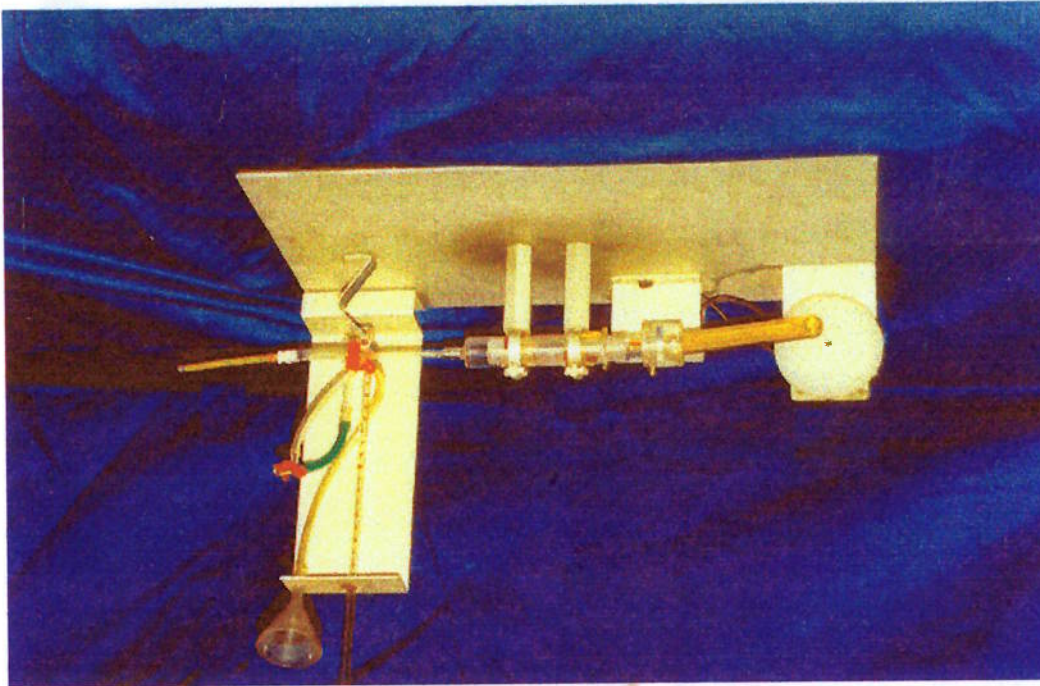


Figura 4.1 - Primeiro simulador hidrodinâmico.

O simulador baseava-se num conjunto cilindro came pistão tendo apresentado diversos problemas para conseguir romper vasos arteriais dentre os quais podemos citar:

- Baixa potência do motor;
- Baixo nível de pressão alcançado;
- Fluxo não pulsátil;
- Manômetro de mercúrio inadequado;
- Estrutura de apoio incapaz de suportar os esforços a que era submetida.

4.2 Descrição da Segunda Instalação Experimental

Uma segunda instalação experimental foi construída consistindo basicamente de duas partes: uma unidade central de fluxo pulsátil e pressão para geração da forma de onda desejada e outra modular onde deveriam ocorrer os diversos testes.

A Fig. 4.2 mostra o segundo Simulador Hidrodinâmico construído que teve como principais alterações em relação ao anterior a colocação de duas válvulas reguladoras de fluxo com o objetivo de simular o ventrículo esquerdo e consequentemente, a obtenção de um fluxo pulsátil.

Outras alterações que podem ser notadas são a troca do motor, a colocação de um controlador de rotação do motor, a estrutura de apoio e o manômetro.

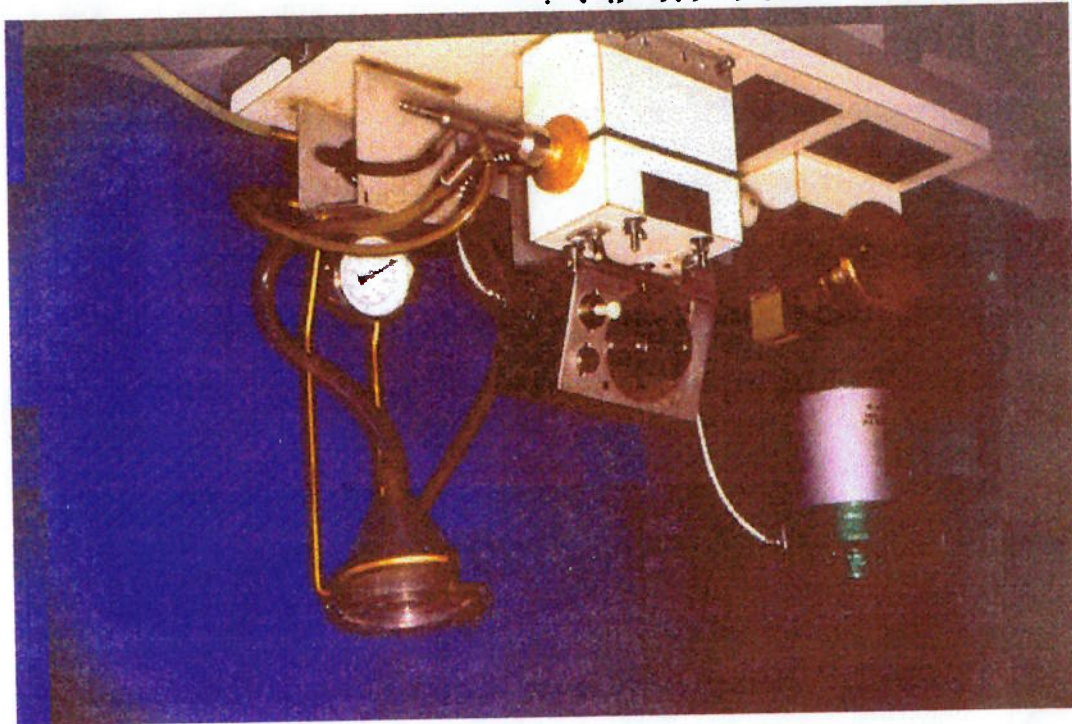


Figura 4.2 - Segundo simulador hidrodinâmico.

O segundo simulador apresentou alguns problemas para romper os segmentos

vasculares, dentre os quais podemos citar:

- Baixa capacidade do reservatório;
- Falta de controle da temperatura do fluido circulante;

- Falta de controle da frequência de pulsação.

4.3 Descrição da Instalação Experimental Atual

As experiências anteriores levaram a concepção do simulador atual, construído com algumas alterações em relação ao anterior que são: um reservatório de maior capacidade, um medidor de rotação e um termostato, conforme pode ser visto na Fig. 4.3.

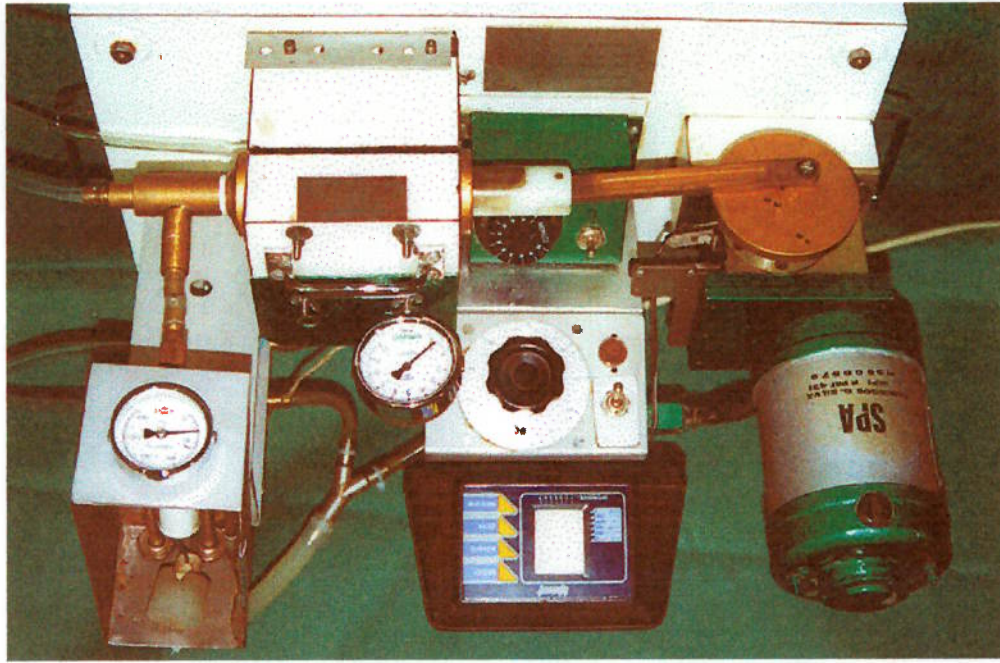


Figura 4.3 – Simulador atual.

O simulador proposto, consiste de um reservatório elevado, de um termostato, de um conjunto de bombeamento, o qual consiste de um pistão guiado por uma came movimentada por um conjunto motor de corrente contínua e redutor, que por sua vez, é controlado por um variac e um contágrio; de um tubo de alimentação; de duas válvulas unidirecionais que simulam o comportamento das válvulas mitral e aórtica e do ventrículo.

4.3.1 Princípio de Funcionamento do Simulador Atual

O princípio de funcionamento do simulador cardiovascular está baseado na função ventricular, quando o pistão aumenta a pressão no interior do ventrículo (sístole

ventricular), a válvula mitral se fecha e quando a pressão ventricular supera a pressão do sistema a válvula aórtica se abre permitindo que o fluido armazenado no ventrículo vá diminuir para o sistema. Quando o pistão começa a retornar, a pressão no ventrículo vai diminuindo e quando a pressão no ventrículo é menor que a pressão no sistema a válvula aórtica se fecha, a válvula mitral se abre, fazendo com que o fluido armazenado no reservatório escoe para o ventrículo (diástole ventricular).

4.4 Descrição do Módulo de Teste

Será mostrado a seguir o módulo de teste construído, que ligado ao simulador permitirá a realização de diversos estudos de segmentos vasculares.

4.4.1 Módulo para Estudo da Ruptura do Segmento Vascular

Este módulo foi construído com a finalidade de testar um segmento vascular e que também tem como característica, permitir uma circulação colateral através da seção de teste.

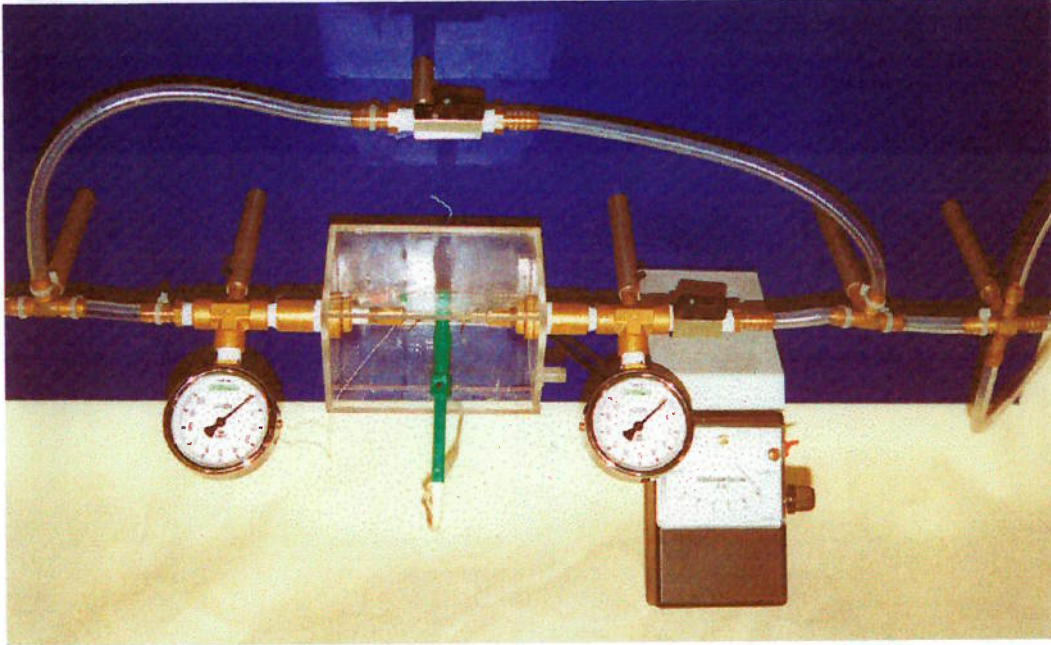


Figura 4.4 - Módulo para o estudo da ruptura vascular.

Este módulo é utilizado no teste de ruptura vascular e nos ensaios de calibração do equipamento, conforme pode ser visto na Fig. 4.4.

4.5 Primeira Bancada de Teste Proposta

A Fig. 4.5 mostra a primeira bancada experimental montada com a finalidade de se testar segmentos vasculares, objetivando a ruptura do mesmo.

Esta bancada foi desenvolvida a partir da experiência apresentada anteriormente e que teve origem no trabalho de GUERINO SILVA - 1998.

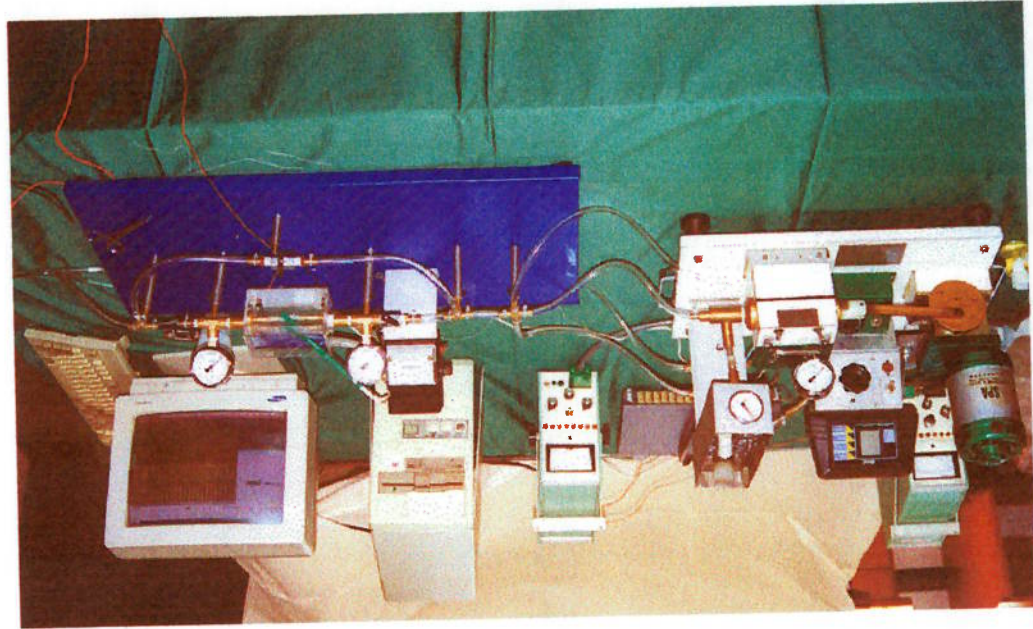


Figura 4.5 – Primeira bancada experimental.

A bancada experimental apresentou diversos problemas operacionais para se conseguir romper o segmento vascular sem que este se fechasse durante a diástole representada no ciclo do teste.

Dentre estes problemas podemos citar; a necessidade de fixação do sensor perpendicularmente ao segmento vascular que estava sendo testado e o fluxo nulo durante a

diástole ventricular devido ao segmento vascular ser a parte mais flexível de todo o

sistema, provocando um esvaziamento completo.

O problema de fixação do sensor eletromagnético foi resolvido com a construção de um dispositivo de acrílico que pode ser visto na Fig. 4.6, e que mantém o sensor na posição perpendicular a direção do escoamento.

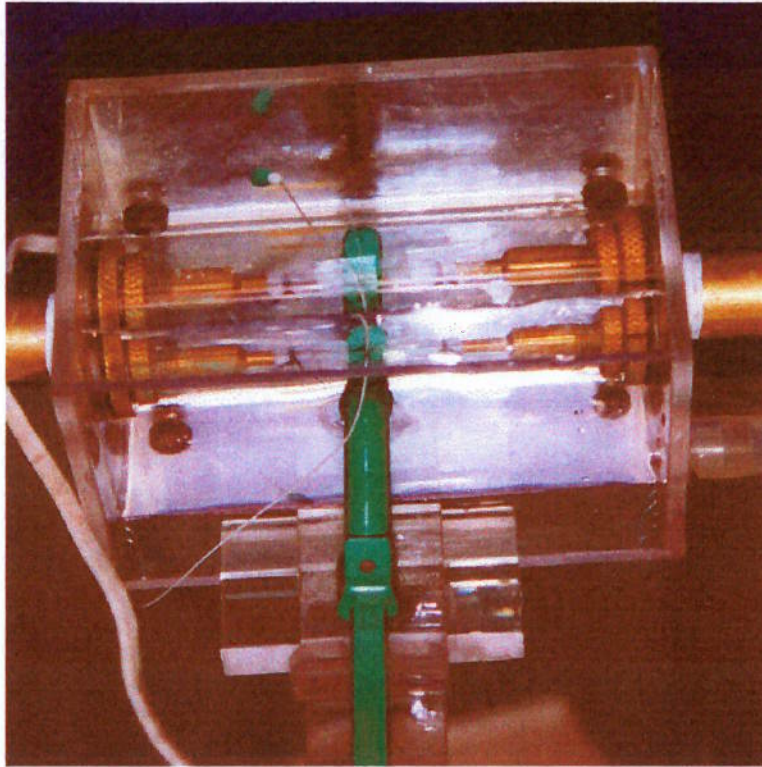


Figura 4.6 – Fixação do sensor eletromagnético.

Já o problema de fluxo nulo durante a diástole foi resolvido para as pressões mais elevadas com o desenvolvimento de um módulo complacente que a partir de uma determinada pressão o fluxo não mais seria nulo na seção de teste.

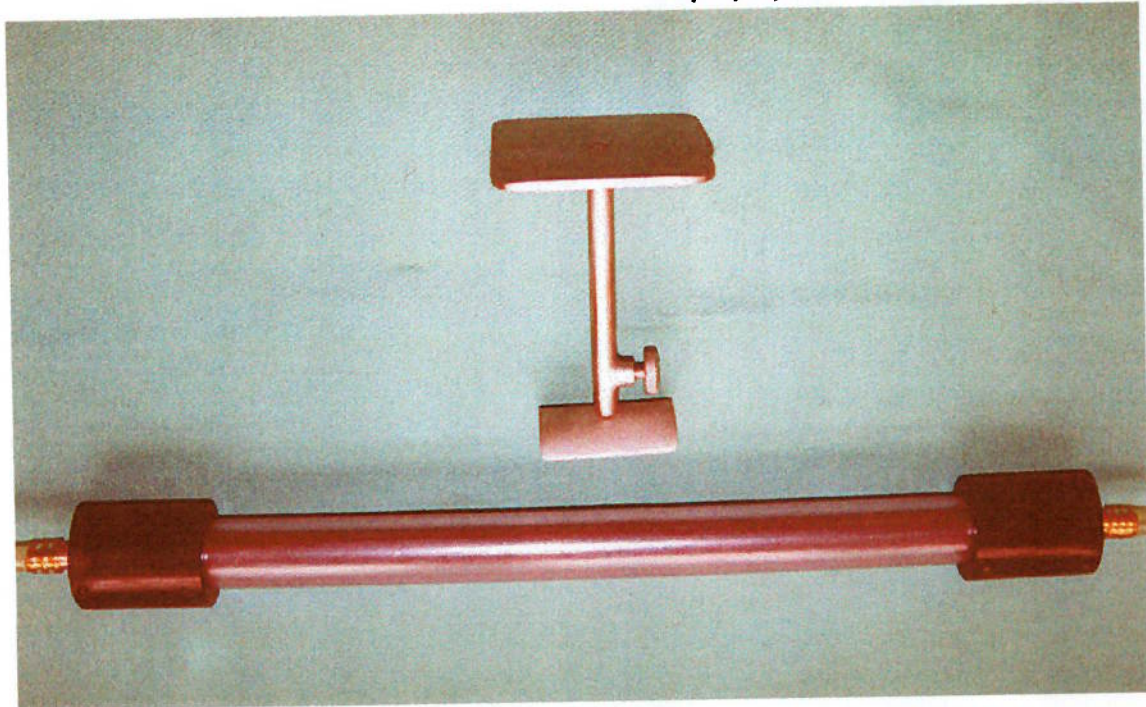
Este módulo tem como objetivo simular a complacência aórtica ou seja, durante a diástole ventricular a pressão é mantido no sistema por um dispositivo complacente, que

pode ser visto na Fig. 4.7.

A bancada de teste utilizada na realização deste trabalho pode ser vista na Fig 4.8. A bancada consiste de um reservatório elevado; de um termostato; de um conjunto de bombeamento, o qual consiste de um pistão guiado por uma carne movimentada por um conjunto motor de corrente contínua e redutor, que por sua vez, é controlado por um variac e um contatiro; de um tubo de alimentação; de duas válvulas unidirecionais que simulam o comportamento das válvulas mitral e aórtica; de um simulador do ventrículo; de um módulo de complacência; de um módulo de teste, o qual consiste de uma seção de teste monitorada por um sensor eletromagnético, que por sua vez é ligado a um fluxômetro; a um sistema de aquisição de dados e a um computador; manômetros; válvulas reguladoras de fluxo; de um dreno; um torniquete e um microamperímetro.

4.6 Descrição da Bancada de Teste Utilizada

Figura 4.7 – Módulo de complacência.



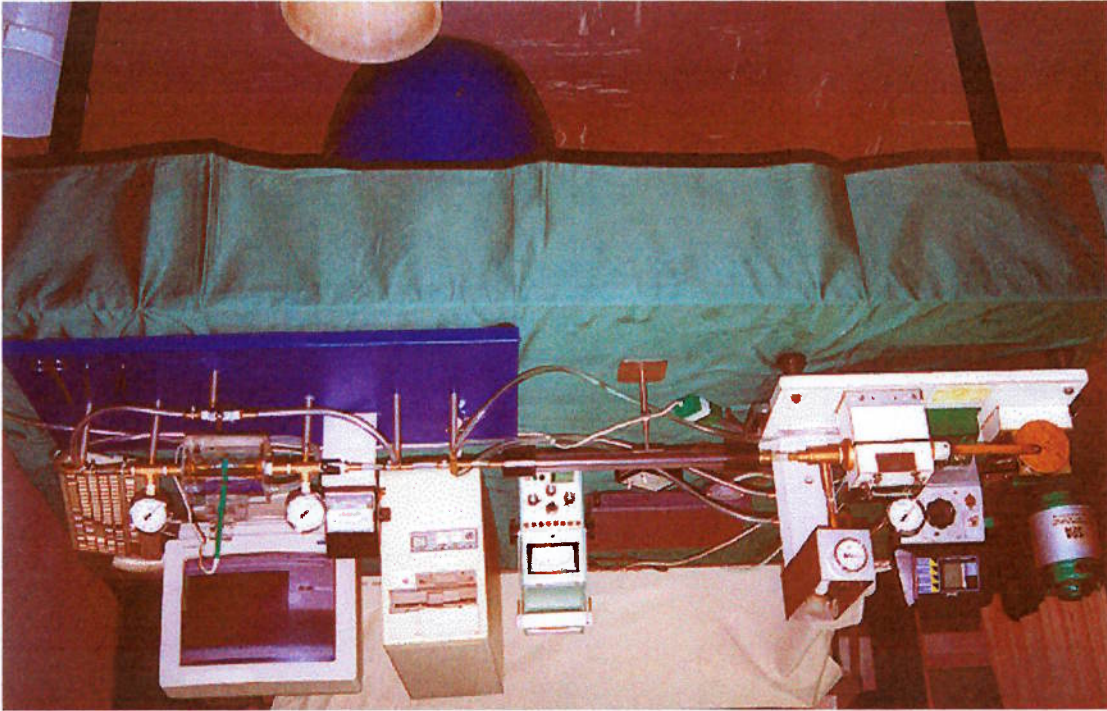


Figura 4.8 – Bancada de teste utilizada.

A bancada de teste utilizada na realização deste trabalho também é apresentada de

forma esquemática na Fig. 4.9.

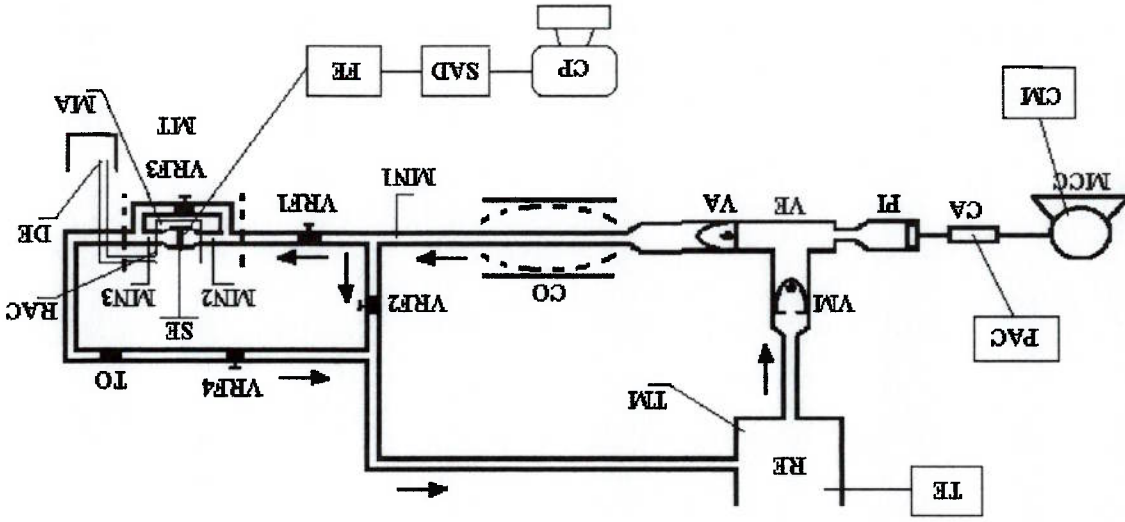


Figura 4.9 – Bancada de teste na forma esquemática.

A nomenclatura utilizada na Fig. 4.9 é:

- **RE** Reservatório;
- **TE** Termostato;
- **TM** Termômetro;
- **PAC** Painel de controle;
- **MCC** Motor de corrente contínua;
- **CM** Controlador do motor;
- **CA** Came;
- **PI** Pistão;
- **VM** Válvula mitral;
- **VE** Ventrículo esquerdo;
- **VA** Válvula aórtica;
- **COM** Módulo de complacência;
- **MN1** Manômetro;
- **MN2** Manômetro;
- **MN3** Manômetro;
- **DE** Dreno;
- **RAC** Reservatório de acrílico;
- **TO** Tormiquete;
- **VRF1** Válvula reguladora de fluxo, responsável pela alimentação da seção de teste;
- **VRF2** Válvula reguladora de fluxo, responsável pelo retorno rápido ao reservatório;
- **VRF3** Válvula reguladora de fluxo, responsável pela circulação colateral;

durante a diástole.

O módulo de complacência opera da seguinte forma. Durante a sístole ventricular ocorre um distensibilidade de sua parede que será responsável em manter a pressão durante a diástole ventricular (complacência arterial). Este módulo tem também como função evitar um grande acréscimo da pressão durante a sístole ventricular e uma grande queda

para o ventrículo (diástole ventricular).

fecha, a válvula mitral se abre, fazendo com que o fluido armazenado no reservatório escoe e quando a pressão no ventrículo é menor que a pressão no sistema a válvula aórtica se fecha, a válvula mitral se abre permitindo que o fluido armazenado no ventrículo escoe para o sistema. Quando o pistão começa a retornar, a pressão no ventrículo vai diminuindo sistema a válvula aórtica se abre permitindo que o fluido armazenado no ventrículo escoe ventricular), a válvula mitral se fecha e quando a pressão ventricular supera a pressão do ventricular. Quando o pistão aumenta a pressão no interior do ventrículo (sístole ventricular) O princípio de funcionamento da bancada experimental está baseado na função

4.6.1 Princípio de Funcionamento da Bancada de Teste Utilizada

- VRF4 Válvula reguladora de fluxo, responsável pelo retorno ao reservatório;
- MT Módulo de Teste;
- MA Microamperímetro;
- SE Sensor eletromagnético;
- FE Fluxômetro eletromagnético;
- SAD Sistema de aquisição de dados;
- CP Computador;
- → Indicação de sentido do fluxo.

As válvulas reguladoras de fluxo tem como objetivo controlar a vazão na seção de

teste.

O torniquete tem como objetivo aumentar a resistência periférica do sistema e com

isto obter um aumento de pressão na seção de teste para alcançar a ruptura do segmento

vascular.

O dreno tem como objetivo indicar a ocorrência do rompimento do segmento

vascular que está sendo testado.

4.6.2 Instrumentação Utilizada

4.6.2.1 Fluxômetro Eletromagnético

Para a realização das medições de vazão foi utilizado um fluxômetro

eletromagnético com a seguinte especificação técnica:

- Fabricante: Statam Instruments;
- Modelo: SP2201;
- Tensão de Entrada: 120/240V, 50/60 Hz, 30W máximo;
- Faixa de fluxo: 10ml/min a 30 l/min;
- Impedância de entrada: 2 M Ω ;
- Repetibilidade: $\pm 2\%$ do fundo de escala;
- Acurácia + Linearidade: $\pm 1\%$ do fundo de escala;
- Excitação: 1 A de pico;
- Largura de pulso: 0,4 ms;
- Fundo de escala de saída : $\pm 1,414V$ pulsátil ou $\pm 1,414V$ da medida DC;
- Offset da linha de base: $\pm 2\%$;
- Ruído: 0,5 μV de pico a pico até 1 Hz e 1 μV de pico a pico até 50 Hz;

- Duração do ensaio programável;
- Freqüência de amostragem programável;
- Aquisição de até 32 sinais analógicos;

manipulação dos dados gravados. Suas principais características são:

um aplicativo para aquisição de sinais, que permite o armazenamento em arquivos e Como software de aquisição de dados foi utilizado o AqDados na versão 5.05, que é

4.6.2.4 Sistema de Aquisição de Dados

- 16 entradas analógicas simples ou 8 diferenciais programáveis (até $\pm 15V$).
- Erro de linearidade: $\pm 1/4$ Bms;
- Precisão: $\pm 1/2$ Bms (bit menos significativo);
- Conversor A/D de 12 bits de resolução;
- Modelo: CAD 12/32;
- Fabricante: Lynx;

As placas de aquisição possuem as seguintes características:

4.6.2.3 Placas de Aquisição de Dados

- Cabo conector: Modelo 604.
- Diâmetro: 4 e 5 mm;

características:

Os sensores disponíveis e utilizados acoplados ao fluxômetro possui as seguintes

4.6.2.2 Características do Sensor

- Largura de pulso: 0,4 ms;
- Isolação: 2 G Ω até 1 kV DC.

- Apresentação de até 8 sinais simultaneamente na tela durante a aquisição em modo gráfico (no tempo ou xy) ou em painéis de valores (em unidade de engenharia);

- Conversão para unidade de engenharia;

- Armazenamento em disco dos dados adquiridos;

- Tratamento dos dados após aquisição;

- Visualização gráfica dos dados gravados em arquivo em janelas de consulta (máximo 4 janelas). Em cada janela podem ser configurados 8 sinais (os sinais não precisam pertencer ao mesmo arquivo) com escalas independentes;

- Emissão de relatórios e registros gráficos;

- Exportação de dados em formato texto (importáveis para aplicações como Excel, Access, Lotus 1-2-3, MATLAB, etc.).

4.6.2.5 Microcomputador

O microcomputador utilizado Pentium 100 com um disco rígido de 3 GB.

4.6.2.6 Manômetro

Os três manômetros metálicos utilizados são do tipo Bourdon. Estes manômetros consistem em princípio, de um tubo de latão achatado, fechado numa extremidade e curvo em forma de círculo na outra.

A extremidade fechada é ligada, por meio de uma engrenagem e pinhão, a um ponto que se desloca sobre uma escala. A extremidade aberta é ligada à tomada de pressão. Sob o efeito da mudança de pressão, o tubo curvo se endireita, movimento que é transmitido ao ponteiro através de sua extremidade fechada. A escala pode ser produzidas em qualquer sistema de unidade (kgf/cm^2 , mm Hg, Pascal, etc.). Os manômetros metálicos do tipo Bourdon indicam a pressão efetiva, ASSY – 1996.

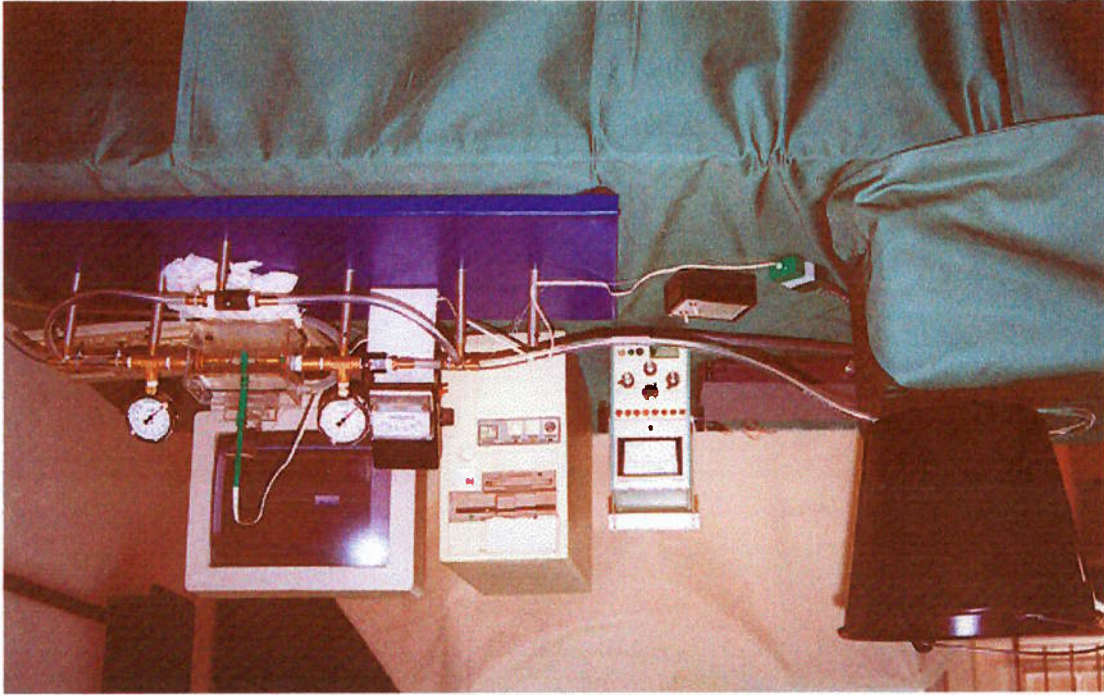


Figura 4.10 – Bancada de calibração utilizada.

4.10.

A bancada de calibração utilizada na realização deste trabalho pode ser vista na Fig.

4.7 Descrição da Bancada de Calibração Utilizada

- Termômetro Record: com faixa de operação de 0 a 150 °C.
- Termostato Cotherrm: com faixa de operação de 0 a 100 °C;
- Painel de controle: controla a frequência de operação e o tempo de funcionamento;
- Microamperímetro Minipa: com faixa de operação de 0 a 50 μ A;

4.6.2.7 Instrumentação de Apoio

- Faixa de operação: 0 a 100 mPa (0 a 10 Kg/cm²).
 - Fabricante: Famabras;
- Os manômetros utilizados possuem as seguintes características:

A bancada de calibração utilizada na realização deste trabalho consiste de um reservatório elevado de nível constante; de uma alimentação; de um módulo de teste, o qual consiste de uma seção de teste monitorada por um sensor eletromagnético, que por sua vez, é ligada a um fluxômetro eletromagnético, e um sistema de aquisição acoplado a um computador; manômetros; válvulas reguladoras de fluxo; de um dreno e um becker.

A bancada de calibração utilizada na realização deste trabalho também e apresentada de forma esquemática na Fig. 4.11.

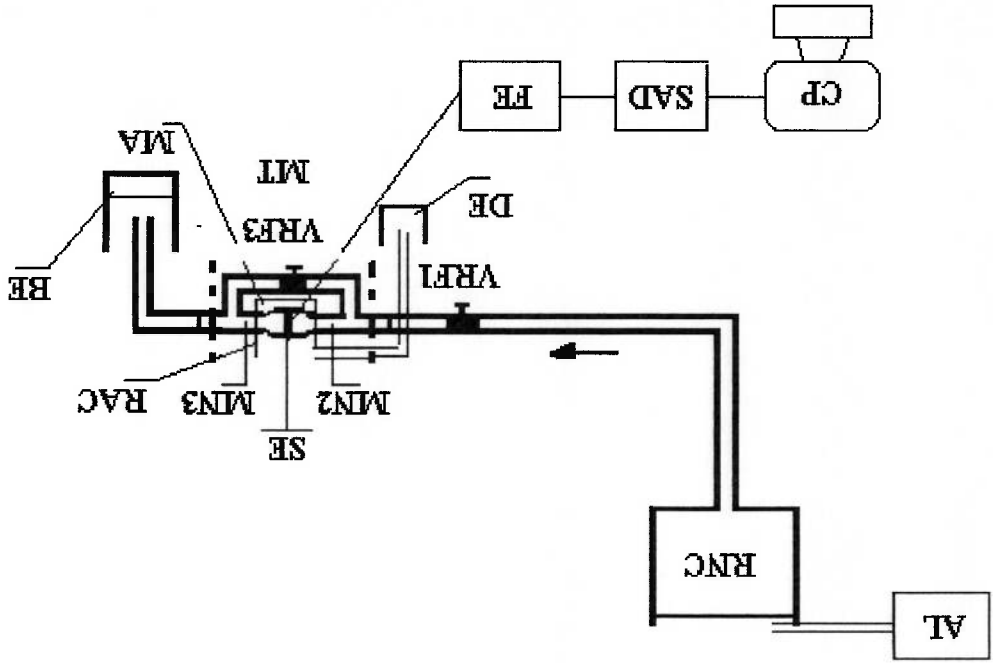


Figura 4.11 Bancada de calibração na forma esquemática.

A seguir apresenta-se a nomenclatura adicional aquela já apresentada anteriormente, relativa aos componente da bancada de teste utilizada:

- AL Alimentação externa para manter o nível do reservatório constante;
- RNC Reservatório de nível constante;
- BE Becker.

4.7.1 Princípio de Funcionamento da Bancada de Calibração Utilizada

O princípio de funcionamento da bancada experimental está baseado na obtenção de um fluxo constante na seção de teste do segmento vascular para que se possa medir através de um becker a vazão que passa pela mesma, e comparar com os resultados apresentados pelo fluxômetro e pelo sistema de aquisição de dados.

Para obter-se uma vazão constante manteve-se o nível do reservatório constante durante o ensaio e a válvula reguladora de fluxo (VRF3) sempre fechada para que todo o fluxo passasse pela seção de teste.

PROCEDIMENTO CIRÚRGICO E PREPARO DO SEGMENTO VASCULAR

5.1 Técnica Cirúrgica para Retirada da Veia Safena Magna

A equipe cirúrgica sabe da importância de se evitar altas pressões de distensão e a conservação em baixas temperaturas. O uso de uma técnica cirúrgica cuidadosa e atraumática certamente contribui para a preservação funcional do segmento vascular.

Uma grande preocupação da equipe cirúrgica diz respeito à qualidade da veia safena

à ser obtida e que será implantada e testada. Para tal, uma avaliação pré-operatória, tanto clínica como com o uso de técnicas de duplex-scanning venoso (quando necessário), é imprescindível. Em caso de presença de varicosidades, dá-se preferência ao membro não-varicoso. Uma veia safena de boa qualidade deverá ter pelo menos 3,5 mm de diâmetro externo, e as suas paredes não deverão ser finas.

Para a retirada da veia safena magna, o membro inferior é abduzido anterolateralmente, e o joelho é fletido em cerca de 45 graus. Uma incisão longitudinal é feita, e a dissecação da veia inicia-se na região maleolar, ou, alternativamente, na região inguinal. Com uma tesoura, vai-se dissecando por sobre o trajeto da veia. Obtém-se um segmento de veia safena magna longo, de 65 a 75 cm. Todos os ramos venosos da safena são ligados com fios inabsorvíveis.

Logo após a remoção da veia, ela é colocada em um frasco com solução fisiológica; a veia é lavada internamente com esta mesma solução associada com heparina (3 a 5.000

O sistema superficial é constituído pelas veias safenas interna, externa e por suas colaterais. Estas veias estão situadas logo abaixo da pele (poucos milímetros) e são a sede habitual das varizes. São veias pouco importantes na drenagem do sangue dos membros inferiores, pois somente 15% dele retorna ao coração por esse sistema. No interior dessas veias existem válvulas que são dispositivos que, em condições normais, impedem que a ação da gravidade provoque refluxo de sangue em direcção do pé. Dessa forma, o sangue só pode circular no sentido do coração.

Existem três sistemas de veias nos membros inferiores, a saber: o sistema

5.3 Anatomia das Veias dos Membros Inferiores

A parede da veia safena humana normal é composta de três camadas: 1) uma camada íntima fina de tecido fibroso relativamente acelular coberta por uma camada única de células endoteliais; 2) uma camada média, composta de múltiplas camadas de células musculares lisas separadas por colágeno e fibras elásticas; 3) uma camada adventícia, composta de feixes de fibra colágena, fascículos ocasionais de músculo liso e bandas frouxas de tecido elástico. A média é separada da íntima por uma membrana elástica interna rudimentar, a qual pode ou não ser contínua, DANCINI - 1996.

5.2 Aspectos Histológicos

Neste momento, algum pequeno ramo da safena que não tenha sido ligado inicialmente apresentará um vazamento, possibilitando a sua identificação e ligadura. enxerto, mas não excessiva. unidades de heparina em 500 ml de soro fisiológico), procurando obter-se uma dilatação do

O sistema profundo é constituído por veias situadas junto aos ossos e músculos e representa o mais importante sistema de circulação venosa dos membros inferiores, pois aproximadamente 85% do sangue que chega às pernas, retorna ao coração por ele. Também essas veias contêm válvulas no seu interior, cuja função é a mesma que no sistema venoso superficial, ou seja, direcionar o sangue no sentido do coração.

O sistema das veias perforantes permite a comunicação do sistema superficial com o profundo e também têm válvulas que, em condições normais, só permitem o fluxo do sangue do sistema venoso superficial para o profundo.

5.4 Anatomia da Veia Safena Magna

A veia safena magna se origina na união da veia digital dorsal da borda interna do primeiro dedo com a extremidade interna do arco venoso dorsal. Situa-se ventralmente ao maléolo interno e cruza em direção oblíqua à face interna da tibia, acompanhada do nervo safeno. Sob o arco longo da borda interna desse osso e passa por trás dos condílios interno da tibia e do fêmur, junto com o ramo safeno da artéria genicular descendente. Segue seu trajeto para cima ao longo da parte interna da coxa, juntamente com ramos do nervo cutâneo femoral interno e chega ao triângulo femoral. Aqui, perfura a fascia, cribriforme, por orifício da fascia lata, atravessa a bainha femoral e desemboca na veia femoral como pode ser visto na Fig. 5.1.

Recebe como afluentes muitas veias tributárias inominadas, dois pares de veias, o arco venoso posterior e a veia anterior da perna, as quais se unem nas proximidades do joelho, e uma veia safena acessória (geralmente externa, algumas vezes interna ou ocasionalmente, dupla), que se une à safena magna a esse nível ou na proximidade de sua desembocadura. Outras veias tributárias são a circunflexa ilíaca superficial, a epigástrica

superficial e as pudendas externas. Na disposição mais frequente (1/3 dos casos), as pudendas externas desembocam separadamente; as veias circunflexa ilíaca superficial, epigástrica superficial e safena acessória externa desembocam por um tronco comum. Existem anastomoses entre a veia epigástrica superficial e a torácica externa, por meio das veias cava superior e inferior, estas anastomoses aumentam de diâmetro. A safena magna se anastomosa com as veias profundas, cujas principais são a veia femoral e a poplítea, através das veias perforantes ou comunicantes, DANCINI - 1996.

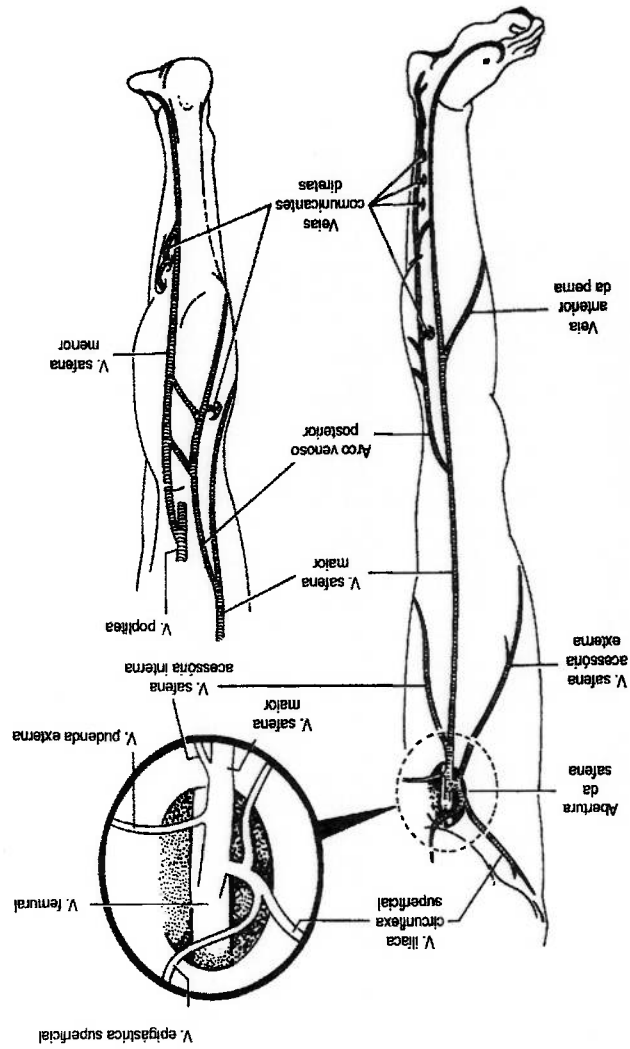


Figura 5.1 – Representação esquemática das veias superficiais do membro inferior, DANCINI - 1996.

5.5 Preparo da Veia para a Cirurgia de Ponte de Safena

Assim que é liberada, a veia safena é delicadamente colocada em uma cuba. Uma agulha é introduzida na extremidade distal da veia, a qual é cuidadosamente distendida com soro fisiológico. Todos os ramos seccionados são identificados e seguramente ligados com

algodão 4-0 conforme pode ser visto na Fig. 5.2.

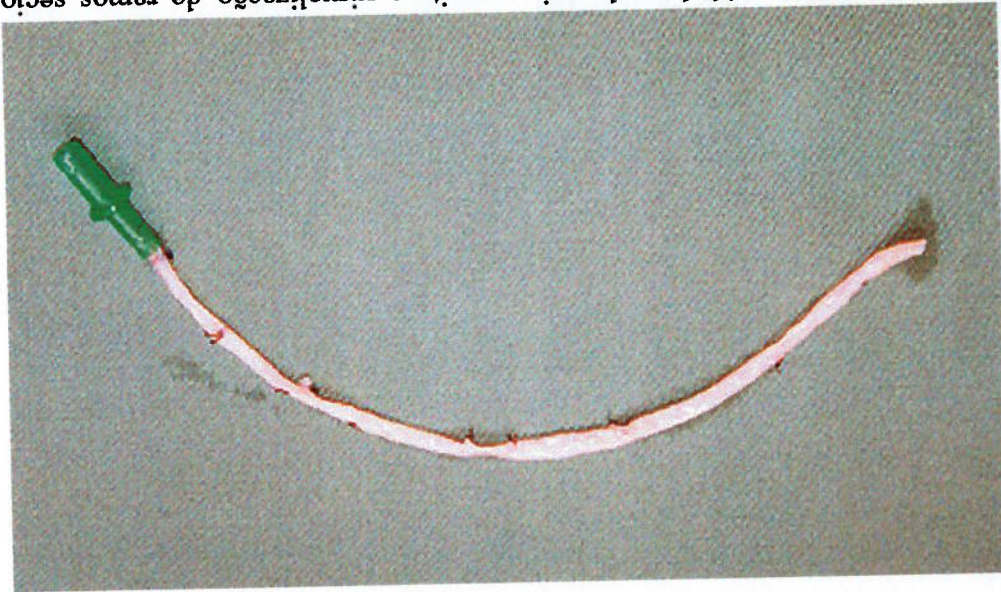


Figura 5.2 - Distensão cuidadosa da veia permite a visualização de ramos seccionados e dilatações localizadas.

5.6 Preparo da Veia para o Teste de Ruptura

Para o teste no simulador foram utilizadas safenas magnas do homem (veias desprezadas de ponte de safena e safenectomias) que eram pré testadas ver Fig. 5.3 de modo a garantir que o segmento vascular recebido para o teste apresentava-se em boas condições e não possuía, dilatações localizadas e vazamentos através de possíveis corte, sendo que, nestes casos, o segmento vascular era desprezado.

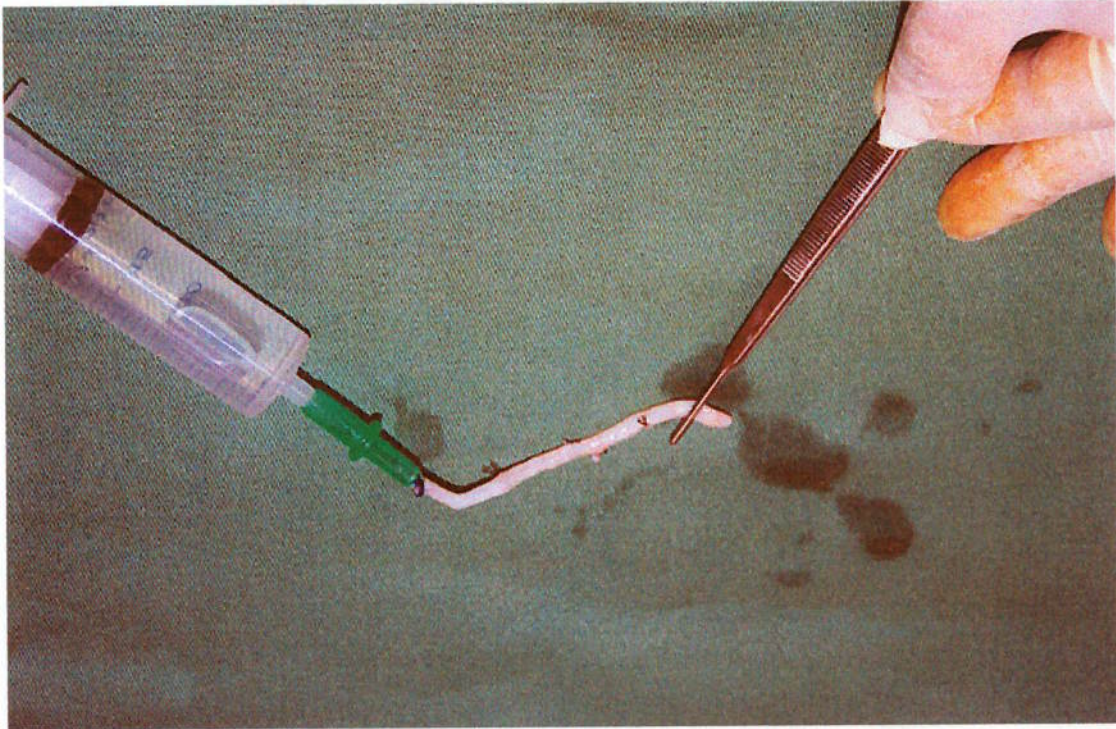


Figura 5.3 – Visualização do pré teste do segmento vascular recebido.

Após a verificação anterior, a seleção do segmento vascular era feita observando-se algumas características relacionadas a seguir, sempre trabalhando de forma cuidadosa para evitar tração e manobras bruscas que pudessem provocar lesões.

Os segmentos vasculares eram seccionados com comprimento de 50 mm, como pode ser visto na Fig. 5.4.

Observa-se o número de colaterais existente no segmento escolhido, limitando o número de colaterais a duas suturas.

Outro fator que foi levado em consideração na escolha do segmento vascular foi o seu diâmetro externo que não deveria ser inferior a 3,5 mm.

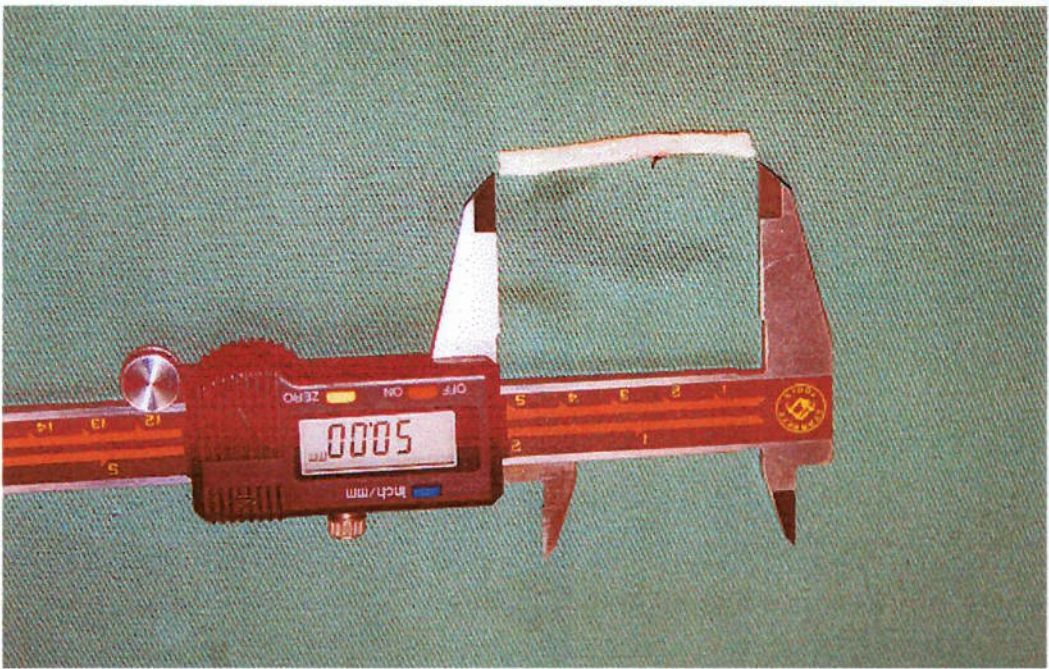


Figura 5.4 – Seleção do segmento vascular.

PROCEDIMENTO EXPERIMENTAL**6.1 Acondicionamento e Transporte do Segmento Vascular**

Os segmentos vasculares eram acondicionados em solução de cloreto de sódio a

0,9% e a uma temperatura de 4 °C, BELZER e SOUTHARD – 1998, utilizando-se para o

transporte até o laboratório um recipiente de isopor contendo gelo.

Os segmentos vasculares eram testados com no máximo de 24 horas após serem

retirados.

6.2 Montagem do Segmento Vascular na Seção de Teste

Após a veia magna ser selecionada a mesma era montada na seção de teste de

acordo com o seu diâmetro. Foram construídas várias cânulas para a fixação das veias que

variavam de 2,5 mm a 6 mm de diâmetro externo com incremento de 0,5 mm.

Para facilitar a fixação e evitar algum tipo de trauma no segmento vascular, as

mesmas eram cuidadosamente montadas com o reservatório de acrílico da seção de teste

cheio de líquido para facilitar o manuseio.

Após a introdução da veia nas cânulas as mesmas eram fixadas com fio de sutura

2-0 de poliester/algodão torcido preto ou com fio de sutura 4-0 de polipropileno azul,

conforme pode ser visto na Fig. 6.1.

vascular íntegra durante os ensaios, GUERINO SILVA - 1998.

motivo é mais recomendado o uso de soluções isotônicas, por manterem a estrutura ensaio por ser um líquido hipotônico e provocar edema nos segmentos vasculares por este A água na forma filtrada não é recomendado para este tipo de

alto índice de hemólise provocado pelo simulador.

O sangue não foi utilizado devido a dificuldade de obtenção, operação "in vitro" e

ambiente sanguíneo na região da veia testada.

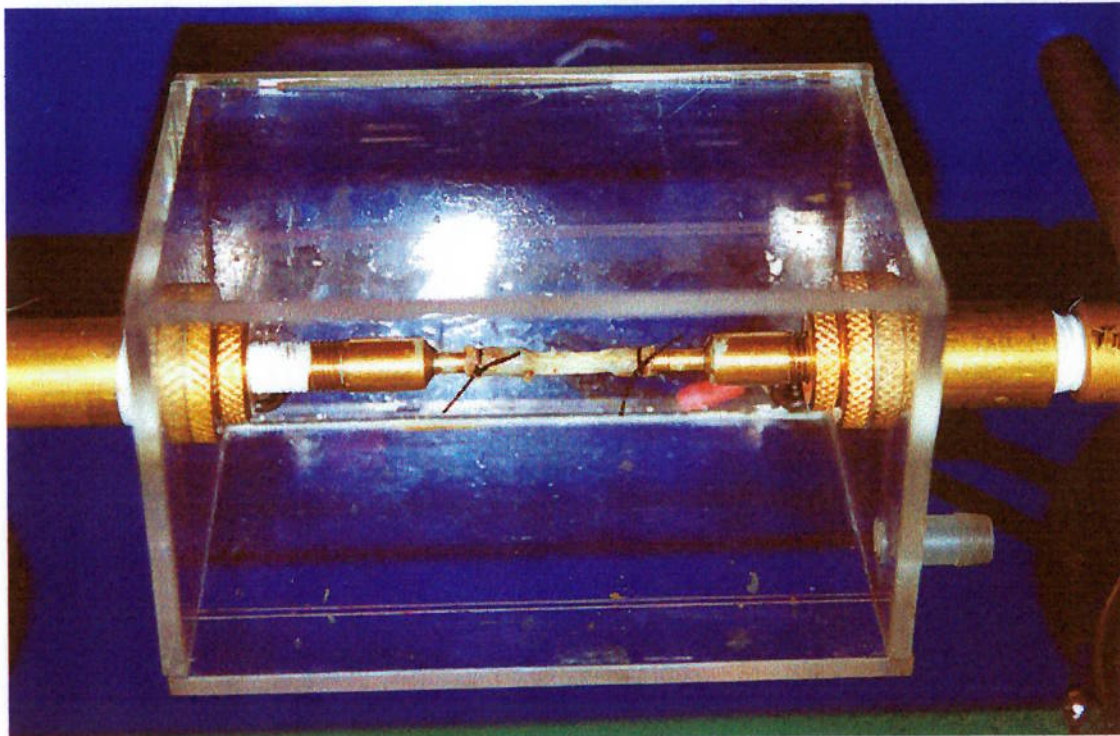
O líquido perfusor escolhido tem como principal função simular as condições do

aquele em movimento através da seção de teste.

Chama-se de líquido perfusor aquele contido no reservatório e líquido circulante

6.3 Procedimento de Escolha do Líquido Perfusor

Figura 6.1 – Fixação do segmento vascular.



Por este motivo o líquido perfusor utilizado no teste foi a solução fisiológica que é

uma solução de cloreto de sódio a 0,9 %.

A fórmula para cada 100 ml possui as seguintes características:

- Cloreto de sódio: 900 mg;
- Água para injeção q.s.p: 100 ml;
- Osmolaridade: 308,0 mOsm e
- PH aprox: 5.0.

6.4 Metodologia de Ensaio

Inicialmente colocava-se o líquido perfusor no seu respectivo reservatório, e

completava-se o líquido que envolve o segmento vascular na seção de teste até a altura do

dreno, ligando-se em seguida o termostato de modo que a temperatura do líquido perfusor

atingisse 37°C.

Após a temperatura ser atingida, era acionada o motor com uma frequência de 60

batimentos por minuto, valor este otimizado ao longo dos ensaios.

Esta primeira parte do ensaio era feita com as válvulas reguladoras de fluxo (VRF)

totalmente abertas para que a pressão do fluido circulante neste momento fosse a menor

possível e que as bolhas de ar fossem eliminadas.

Esta parte do ensaio tinha uma duração de 5 minutos, sendo registrada a pressão de

trabalho do segmento vascular e a curva de fluxo que o segmento estava submetido.

Terminado esta primeira parte do ensaio fechavam-se as válvulas reguladoras de fluxo

do retorno rápido ao reservatório (VRF2) e a válvula reguladora de fluxo responsável pela

circulação colateral (VRF3).

Neste momento ocorria um aumento de vazão pela seção de teste que por sua vez provocava também um aumento de pressão que era registrada bem como a onda de fluxo. A duração desta segunda fase também era de 5 minutos e a frequência era mantida em 60 batimentos por minuto.

Na última fase do teste era tentada a ruptura do segmento vascular aumentando-se a pressão da seção de teste, aumentando-se assim a resistência a jusante com o auxílio de um torniquete e da válvula reguladora de fluxo (VRF4) responsável pelo retorno do fluxo da seção de teste.

Esta fase do processo era limitada a uma pressão de 300 mPa, pelo motivo que o sistema de válvulas e o módulo de complacência entrarem em colapso.

Durante todo o teste verificava-se se não ocorria rompimento prematuro do segmento vascular, mas mesmo ocorrendo pequenos vazamentos o ensaio não era interrompido.

RESULTADOS OBTIDOS**7.1 Unidades de Pressão**

A unidade de pressão no Sistema Internacional de Unidades (SI) é denominada Pascal e se indica pela notação Pa (= N/m²). Fora do Sistema Internacional, é frequente o uso da unidade bar (10⁵ Pa). Nos sistemas CGS e MKS técnico, as unidades são respectivamente, dina/cm² e Kgf/cm². Unidades mistas tais como Kgf/cm² e N/cm², que são empregadas segundo as conveniências.

A medida de pressão pode ser expressa em altura do fluido, como por exemplo mm Hg (milímetro de mercúrio) e mca ou mH₂O (metro de coluna de água) são expressões usuais em medida de pressão na prática, embora não representem, dimensionalmente unidades de pressão.

Para uma melhor interpretação dos resultados deste trabalho, e considerado as unidades de pressão usualmente utilizadas na literatura médica, segue abaixo um resumo das principais relações de conversão de unidades de pressão.

$$1 \text{ atm} = 101325 \text{ Pa} = 10,1325 \text{ N/cm}^2 = 1,01325 \text{ bar} = 1,03313 \text{ Kgf/cm}^2$$

que corresponde a 10,33 mca ou 760 mm Hg.

7.2 Identificação das Veias Magnas

As veias testada neste trabalho seguirão o seguinte padrão de identificação:

1º Teste:

Sexo: Masculino; **Idade:** 59 anos; **Cor:** Branca;
Peso: 81,6 Kg; **Diâmetro:** 5,5 mm; **Cirurgia:** Ponte de safena;

Ocorrências: Duas colaterais mas nenhuma no campo de prova, ou seja nenhuma colateral

nos 30mm de teste.

2º Teste:

Sexo: Masculino; **Idade:** 59 anos; **Cor:** Branca;
Peso: 81,6 Kg; **Diâmetro:** 5,5 mm; **Cirurgia:** Ponte de safena;

Ocorrências: Duas colaterais sendo uma no campo de prova, ou seja uma colateral nos

30mm de teste.

3º Teste:

Sexo: Masculino; **Idade:** 59 anos; **Cor:** Branca;
Peso: 81,6 Kg; **Diâmetro:** 5,0 mm; **Cirurgia:** Ponte de safena;

Ocorrências: Nenhuma colateral.

4º Teste:

Sexo: Masculino; **Idade:** 57 anos; **Cor:** Oriental "origem";
Peso: 66,5 Kg; **Diâmetro:** 4,0 mm; **Cirurgia:** Ponte de safena;

Ocorrências: Nenhuma colateral.

5º Teste:

Sexo: Masculino; **Idade:** 57 anos; **Cor:** Oriental "origem";
Peso: 66,5 Kg; **Diâmetro:** 3,5 mm; **Cirurgia:** Ponte de safena;

Ocorrências: Nenhuma colateral.

6º Teste:

Sexo: Masculino;

Idade: 65 anos;

Cor: Branca;

Peso: 82 Kg;

Diâmetro: 5,0 mm;

Cirurgia: Ponte de safena;

Ocorrências: Uma colateral no campo de prova, ou seja uma colateral nos 30mm de teste.

7º Teste:

Sexo: Masculino;

Idade: 79 anos;

Cor: Branca;

Peso: 52 Kg;

Diâmetro: 3,5 mm;

Cirurgia: Ponte de safena;

Ocorrências: Uma colateral no campo de prova, ou seja uma colateral nos 30mm de teste.

8º Teste:

Paciente sem identificação

Diâmetro: 4,5 mm;

Cirurgia: Ponte de safena;

Ocorrências: Duas colaterais sendo uma no campo de prova, ou seja uma colateral nos 30mm de teste.

9º Teste:

Paciente sem identificação

Diâmetro: 4,0 mm;

Cirurgia: Ponte de safena;

Ocorrências: Nenhuma colateral.

10º Teste:

Sexo: Feminino;

Idade: 41 anos;

Cor: Parda;

Peso: 70,5 Kg;

Diâmetro: 6,0 mm;

Cirurgia: Safenectomia;

Ocorrências: Nenhuma colateral.

De forma resumida os dados são apresentados na tabela abaixo:

Teste	Sexo	Idade	anos	Peso	Kg	Diâmetro	mm	Nº de colaterais	Segmento vascular	de 50 mm	Nº de colaterais	Segmento vascular	util de teste 30 mm	Técnica	Cirúrgica
1	Mas.	59	81,9	5,5	2	0	P.S.								
2	Mas.	59	81,9	5,5	2	1	P.S.								
3	Mas.	59	81,9	5,0	0	0	P.S.								
4	Mas.	57	66,5	4,0	0	0	P.S.								
5	Mas.	57	66,5	3,5	0	0	P.S.								
6	Mas.	65	82	5,0	1	1	P.S.								
7	Mas.	52	79	3,5	1	1	P.S.								
8	—	—	—	4,5	2	1	P.S.								
9	—	—	—	4,0	0	0	P.S.								
10	Fem.	41	70,5	6,0	0	0	SA								

Tabela 7.1 - Tabela resumo da identificação das veias magnas.

Obs:

P.S = Ponte de safena.

SA = Safenectomia.

7.3 Resultados Esperados

Conforme é mostrado na Fig. 7.1 e esperado que o simulador produza traçados típicos ao fluxo sanguíneo, em condições laboratoriais experimentais com o uso do fluxômetro.

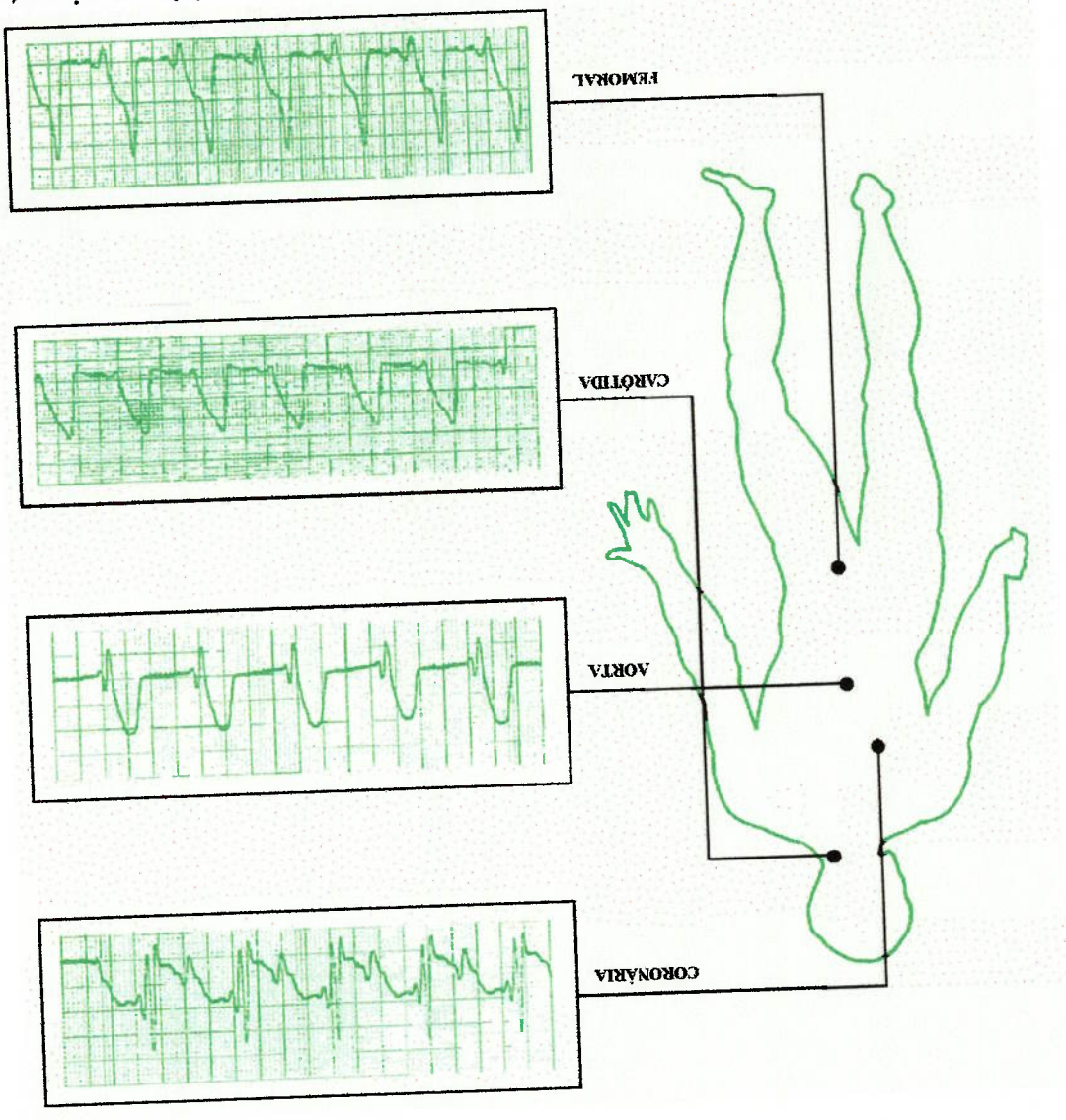


Figura 7.1 - Traçado típico do fluxo sanguíneo em condições laboratoriais experimentais.

7.4 Resultados de Calibração

Conforme foi descrito anteriormente, a calibração do sistema é feita utilizando-se a bancada de calibração representada na Fig. 4.10 e que tinha como objetivo reproduzir um fluxo constante e conhecido na região de teste, comparando-se os resultados com aqueles apresentados pelo fluxômetro e pelo sistema de aquisição de dados.

O fluxo real era medido no sistema de calibração com auxílio de um becker e de um cronômetro, verificando-se o comportamento do sinal ao longo do tempo que deveria permanecer constante.

Diversos testes foram realizados e optou-se pela comparação direta entre o fluxo real e o fluxo registrado pelo sistema de aquisição de dados.

Abaixo segue uma tabela com os diversos resultados obtidos:

Ensaio	Sistema de Aquisição de Dados (ml/min)	Real (ml/min)
1	180	205
2	310	360
3	470	580
4	450	540
5	460	550

Tabela 7.2 - Valores comparativos entre o valor apresentado pelo sistema de aquisição de

dados e o sistema de calibração.

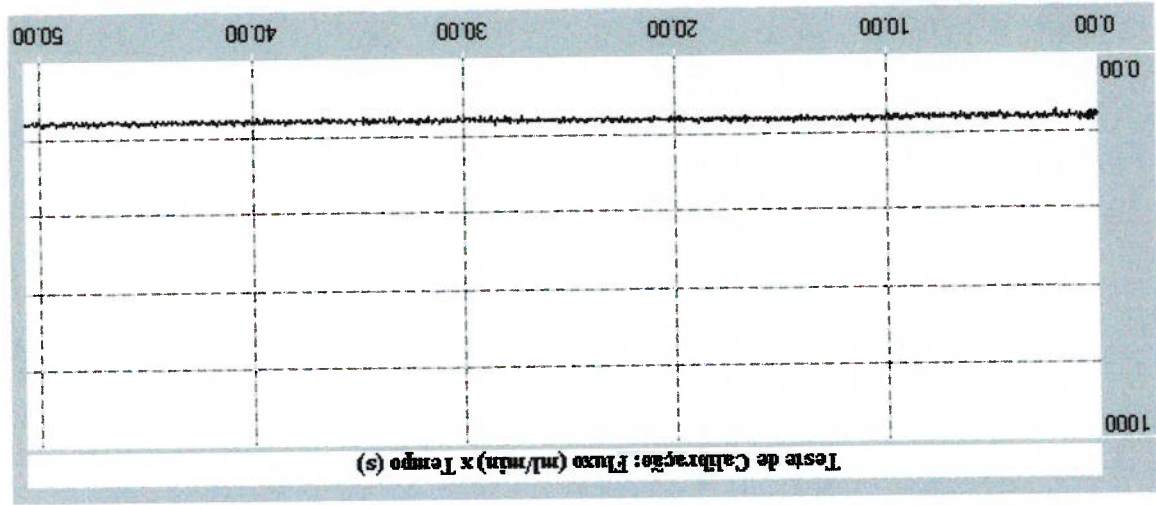
Observou-se que o valor de fluxo real medido era sempre superior ao apresentado

pelo sistema de aquisição de dados numa faixa que variava em média de 15% a 25%.

Após a realização de diversos ensaios de calibração observou-se que a forma de fixação do segmento vascular, influenciava muito na relação entre o valor de fluxo real e o apresentado pelo sistema de aquisição de dados, ou seja, se o segmento vascular não estivesse tracionado de maneira correta, a medição do fluxo ficava comprometida.

Abaixo segue o gráfico que mostra o ensaio de calibração realizado para o ensaio

número 1 da tabela.



Devido a diferença apresentada no ensaio de calibração, ficou convenicionado fazer

uma segunda checagem dos dados na segunda parte do ensaio, quando todo o fluxo passava pela veia instalada na seção de teste conforme foi mencionado.

Mediu-se assim o fluxo foi medido a jusante da seção de teste, desconectando-se a

tubulação de retorno da seção de teste, e obtendo-se uma vazão de 800 ml/min, através do sistema de calibração, sendo a vazão medida no sistema de aquisição de 700 ml/min.

O gráfico correspondente está apresentado no item 7.6, onde estão mostrados os

resultados da segunda parte do ensaio.

7.5 Resultados da Primeira Parte do Ensaio

Conforme foi descrito anteriormente, a primeira parte do ensaio é feita com as

válvulas reguladoras de fluxo (VRF) totalmente abertas.

Abaixo segue uma tabela com as medidas de pressão obtidas:

Ensaio	Pressão Diastólica (mPa)	Pressão Sistólica (mPa)
1	0	10
2	0	10
3	0	10
4	0	10
5	0	10
6	0	10
7	0	10
8	0	10
9	0	10
10	0	10

Tabela 7.3 - Pressões medida durante a primeira parte do ensaio.

Abaixo segue os gráficos que mostram o perfil da forma de onda da primeira parte

do ensaio.

Conforme foi descrito anteriormente, a segunda parte do ensaio é feita com a válvula reguladora de fluxo do retorno rápido ao reservatório (VRF2) e a válvula reguladora de fluxo responsável pela circulação colateral (VRF3) totalmente fechadas. Abaixo segue uma tabela com as medidas de pressão obtidas e as ocorrências ocorridas durante o ensaio:

7.6 Resultados da Segunda Parte do Ensaio

Gráfico 7.2 – Mostra a primeira parte do ensaio com uma escala de tempo diferente do anterior.

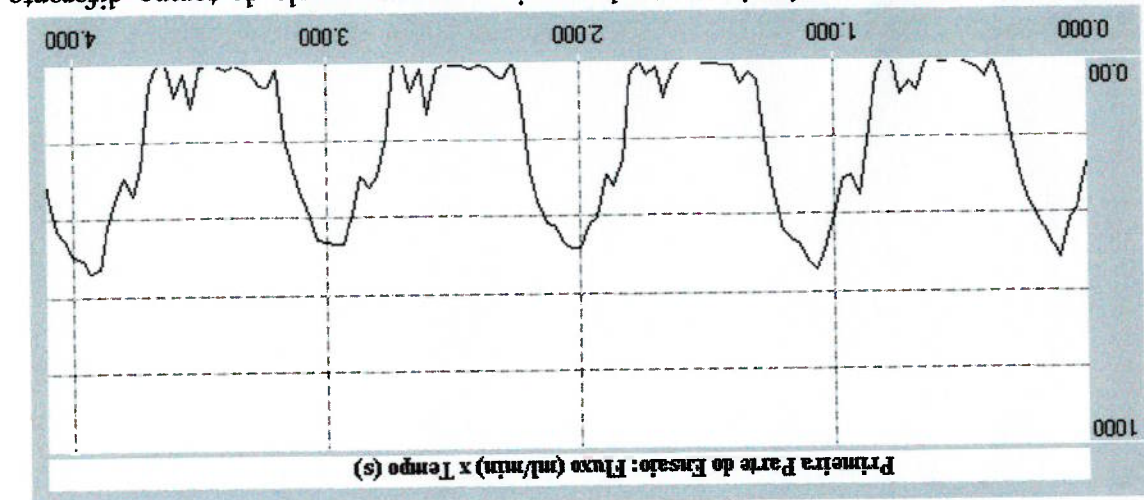
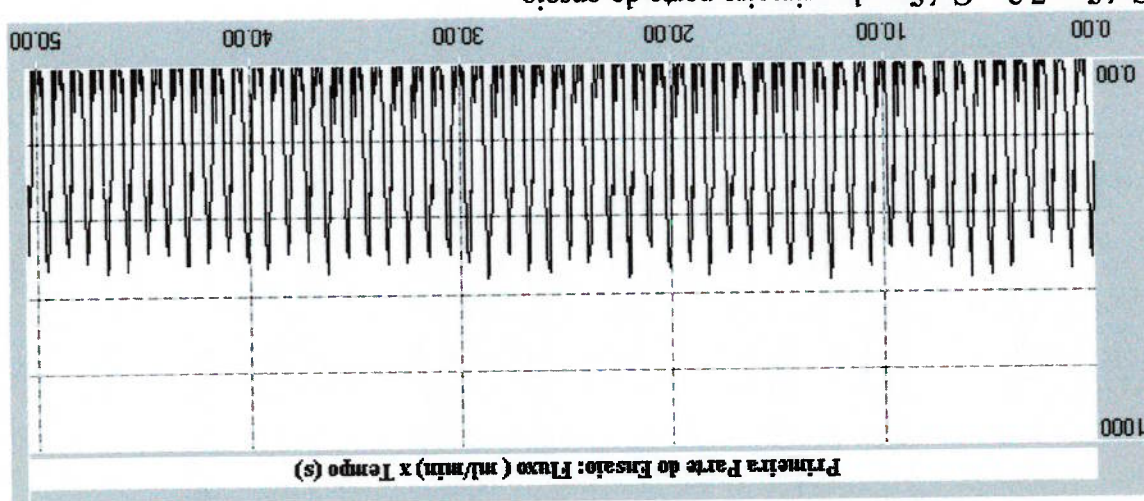


Gráfico 7.3 – Gráfico de linha mostrando o fluxo (ml/min) x tempo (s) para a primeira parte do ensaio.



ensaio.

Abaixo segue o gráfico que mostra o perfil da forma de onda da segunda parte do

B = Apresentou um pequeno vazamento de forma esporádica.

A = Apresentou um pequeno vazamento de forma esporádica.

Nomenclatura da tabela anterior:

Tabela 7.4 - Pressões e ocorrências medida durante a segunda parte do ensaio.

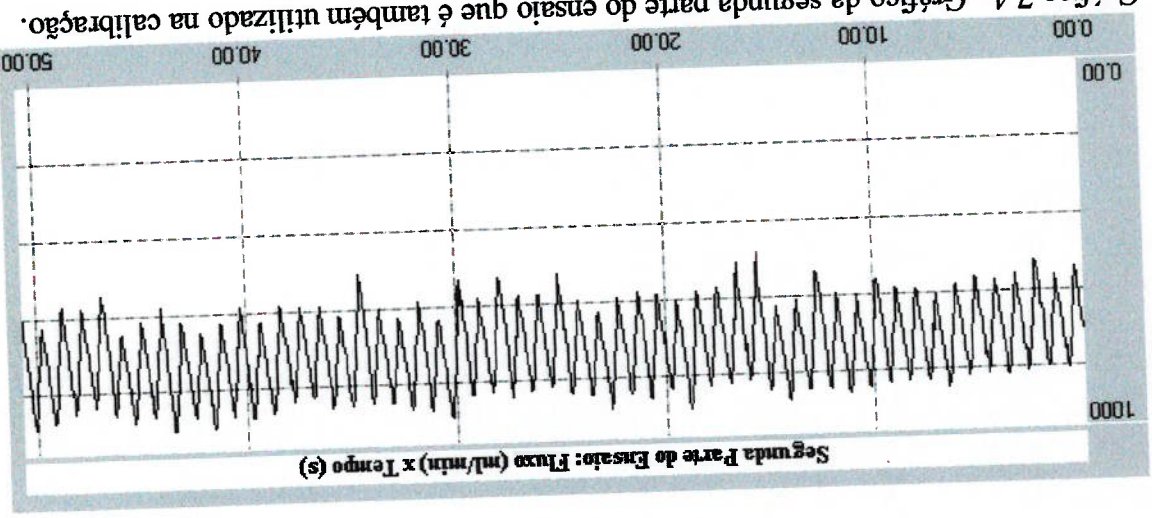
Teste	Pressão Diastólica (mPa)	Pressão Sistólica (mPa)	Ocorrências Observadas
1	10	30	A
2	10	40	—
3	0	50	B
4	50	100	—
5	40	90	—
6	20	60	—
7	50	200	—
8	40	70	—
9	40	70	—
10	10	30	—

Conforme foi descrito anteriormente, na terceira parte do ensaio é tentada a ruptura do segmento vascular aumentando-se a pressão da seção de teste, aumentando-se assim a resistência a jusante com o auxílio de um torniquete e da válvula reguladora de fluxo (VRF4) responsável pelo retorno do fluxo da seção de teste.

Abaixo segue uma tabela com as medidas de pressão obtidas e as ocorrências ocorridas durante o ensaio:

7.7 Resultados da Terceira Parte do Ensaio

Gráfico 7.4 - Gráfico da segunda parte do ensaio que é também utilizado na calibração.



Nomenclatura da tabela anterior

A = Apresentou um pequeno vazamento de forma esporádica, mas suportou a pressão de 300 mPa sem se romper totalmente e após finalizada a terceira parte do ensaio mostrou-se novamente competente para suportar uma pressão de 100 mPa por aproximadamente 5 minutos, onde não apresentou vazamentos.

B = Apresentou um pequeno vazamento de forma esporádica, mas suportou a pressão de 300 mPa sem se romper totalmente e após finalizada a terceira parte do ensaio não suportou uma pressão de 100 mPa sem apresenta vazamentos.

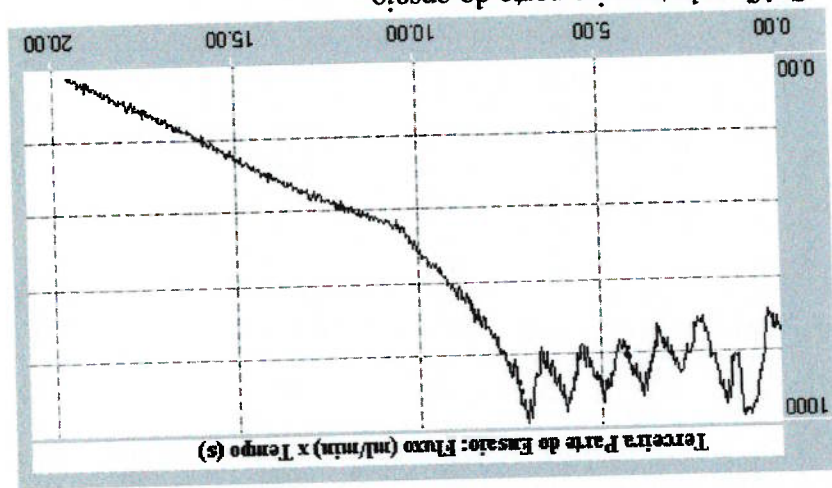
C = Teve um ruptura total.

Tabela 7.5 - Pressões e ocorrências medida durante a terceira parte do ensaio.

Teste	Pressão Máxima	Alcançada (mPa)	Ocorrências
1	300	300	A
2	300	300	Não Rompeu
3	300	300	B
4	50	50	Não Rompeu
5	40	40	Não Rompeu
6	20	20	Não Rompeu
7	50	50	Não Rompeu
8	40	40	Não Rompeu
9	40	40	Não Rompeu
10	220	220	C

Abaixo segue o gráfico que mostra o perfil da onda da terceira parte do

ensaio.



7.8 Resultados Inesperados Durante a Realização dos Ensaios de Calibração

Durante a realização de um ensaio de calibração foi montada na seção de teste, de forma acidental, um segmento de veia contendo uma válvula venosa. Neste momento observou-se que a veia não permitia a passagem de fluxo, por ter sido montada na seção de teste de forma invertida ao sentido do mesmo, tendo suportado uma pressão de 7 mPa sem se inverter.

CONCLUSÕES

No presente trabalho otimizou-se, a partir de um simulador pré existente, uma bancada experimental para determinar a resistência a ruptura de segmentos vasculares “safena magna”, quando submetidos a pressões acima dos níveis fisiológicos. As medições de pressão foram feitas utilizando manômetros do tipo Bourbon e a de fluxo utilizando um fluxômetro eletromagnético acoplado a um sistema de aquisição de dados.

A bancada experimental utilizada no trabalho mostrou-se apta para o teste do segmento vascular até um nível de pressão de 300 mPa, nível este muito acima dos níveis fisiológicos, que está na faixa aproximada de 10 mPa a 20 mPa, mas na maioria dos casos não foi possível alcançar a ruptura total do segmento vascular.

No trabalho aqui apresentado mostrou-se que, os segmentos vasculares, mesmo com suturas colaterais realizadas pelos médicos (testes 2, 6, 7 e 8 da tabela 7.1) também suportaram as altas pressões sem comprometer o seu desempenho em relação à ruptura, mas apresentaram um aumento da resistência ao fluxo e consequentemente um aumento da pressão e da perda de carga, conforme resultados da tabela 7.3.

Os resultados confirmam que o segmento vascular tem uma grande capacidade de suportar altas pressões sem se romper de forma abrupta, sendo que em apenas um dos casos, ocorreu a ruptura, que deve-se mais ao modo que foi obtida (cirurgia de safecromia) e também por se tratar de uma veia com possíveis problemas.

Da análise de todos os aspectos discutidos neste trabalho, conclui-se que o segmento vascular está “*projetado*” para suportar pressões bem acima dos níveis

fisiológicos, permitindo com isso o desenvolvimento de vários procedimentos médicos ao longo de todo o sistema circulatório, onde podemos citar: angioplastia coronária com colocação de stent (pequenos anéis metálicos introduzidos nas artérias coronárias, permitindo a normalização do fluxo coronário e do diâmetro arterial), próteses que podem se fixadas ao longo de todo o sistema circulatório, conforme inicialmente observado por GUERINO SILVA - 1998 e confirmado no trabalho aqui apresentado.

Comentários Finais

A bancada experimental possui uma estrutura pré definida havendo a necessidade de sofisticar das técnicas de medição de fluxo e pressão, para proporcionar uma melhor interpretação dos resultados.

O resultados aqui apresentados, são frutos de um intenso e criterioso trabalho experimental, apoiado na literatura especializada e que trazem uma contribuição ao vasto campo da pesquisa em bioengenharia.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- ASSY, T. M. Mecânica dos fluidos, 1ª ed. Ed. Pleiade, 1996.
- BELZER, F.O.; SOUTHARD, J.H. Principles of solid organ preservation by cold storage. Transplantation, 45, p. 673-676, 1988.
- CHANDRAN, K.B.; SCHOEPPHEROSTER, R.; DELLPESSBERGER, K.C. Effects of prothetic mitral valve geometry and orientation on flow dynamics in a model human left ventricular, Journal Biomechanics, v. 22, n.1, 1989.
- DANCINI, J.L. Noções básicas para residente em cirurgia cardíaca, 1ª ed. Ed. Atheneu, 1996.
- DUFF, W.R.; FOX, R.W.; Prothetic cardiac valves, Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery, 1972.
- GALEGO, S.J. Estudo comparativo do fluxo nas fistulas arteriovenosas femorais, término-lateral e látero-lateral modificada em cães, dissertação de mestrado, Escola Paulista de Medicina, 1998.
- GUERINO SILVA, D. Um simulador de escoamento para estudo in vitro dos vasos sanguíneos, dissertação de mestrado, Escola Paulista de Medicina, SP, p. 01-66, 1998.
- GUERINO SILVA, D. A aplicação de um simulador de escoamento no estudo comparativo de suturas arteriais em suínos, tese de doutorado, Escola Paulista de Medicina, SP, p. 01-48, 1998.
- GUYTON, A.C. Tratado de fisiologia médica, 6ª ed. Ed. Interamericana, 1984.
- LAW, Y.F.; COBBOLD, R.S.C.; JOHNSTON, K.W.; BASCOM, P.A.J. Computer pulsatile pump system for physiological flow simulation, Medical & Biological Engineering & Computing, v.25, p.590-595, 1987.
- MAZZA, R.A.; ROSA, E.S. Modelagem hidrodinâmica de um simulador de fluxo fisiológico, Revista Brasileira de Ciências Mecânicas, v. 17, n. 2, p. 181-188, 1995.
- MAZZA, R.A.; ROSA, E.S. Análise não linear de um mecanismo pulso duplicador de vazão, Revista Brasileira de Ciências Mecânicas, v. 20, n. 3, p. 325-339, 1998.
- NEWGARD, P.M. Design of a mechanical cardiovascular simulator. IEEE Transactions on Bio-Medical Electronics, 1963.
- WALKER, RICHARD. Atlas do corpo humano, 1ª ed. Ed. Moderna, 1995.