

***“Análise do Fluxo Sangüíneo
da Artéria Braquial em
Diferentes Pressões no Manguito
do Esfigmomanômetro”***

MARCOS GUIMARÃES DE SOUZA CUNHA

MARCOS GUIMARÃES DE SOUZA CUNHA

ANÁLISE DO FLUXO SANGÜÍNEO DA ARTÉRIA BRAQUIAL EM
DIFERENTES PRESSÕES NO MANGUITO DO ESFIGMOMANÔMETRO

Dissertação apresentada à Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá, Universidade Estadual Paulista, para a obtenção do título de Mestre em Engenharia Mecânica na área de Projetos e Materiais.

Orientador: Prof. Dr. Araildo Lima da Silva

Guaratinguetá

2003

DADOS CURRICULARES

MARCOS GUIMARÃES DE SOUZA CUNHA

NASCIMENTO:	23/06/1975 – RIO DE JANEIRO / RJ.
FILIAÇÃO:	Sérgio Franklin de Souza Cunha. Margarida Guimarães de Souza Cunha.
1994/1998	Curso de Graduação em Fisioterapia – UNESA – RJ.
1999/2000	Curso de Especialização em Fisioterapia Neurológica – UNESA – RJ.
2000/2003	Curso de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica, nível de Mestrado, na área de Projetos e Materiais, na Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá – UNESP.

À minha esposa e minhas filhas
que são o meu tesouro.

AGRADECIMENTOS

A Deus, por me dar a oportunidade de estudar e conhecer um pouco melhor o comportamento de um dos sistemas do corpo humano.

Ao meu orientador, Prof. Dr. Araildo Lima da Silva, pela paciência e dedicação, que foram fundamentais para o desenvolvimento da pesquisa, e compreensão nos momentos escuros na trajetória do trabalho.

Ao engenheiro, técnico do Departamento de Mecânica, Walter Luiz Medeiros Tupinambá, pelo acompanhamento em todos os momentos da pesquisa, sem medir esforços.

Aos professores Mauro Hugo, e Tamotsu pelas informações das aulas, orientações e auxílios durante a pesquisa.

À minha esposa Gleice e filhas Maria Laura e Mariana, por se ausentarem do aconchego do lar para que pudesse dissertar a pesquisa.

Aos meus pais Sérgio Franklin e Margarida Guimarães, pelo incentivo, paciência e carinho

À minha família, por entenderem a necessidade de me ausentar neste período.

“E a vida o que é diga lá meu
irmão, ela é a batida de um
coração, ela é uma doce ilusão”.

Gonzaga Júnior

SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS

LISTA DE TABELAS

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

LISTA DE SÍMBOLOS

Resumo

Abstract

CAPÍTULO 1 – INTRODUÇÃO	21
1.1 CONSIDERAÇÕES INICIAIS	21
1.2 CONSIDERAÇÕES SOBRE ESFIGMOMANÔMETRO	22
1.3 CONSIDERAÇÕES SOBRE ESTETOSCÓPIO	23
1.4 OBJETIVOS DO TRABALHO	25
1.5 ESTRUTURA DA TESE	26
CAPÍTULO 2 – ESTUDO DA AFERIÇÃO DA PRESSÃO ARTERIAL	28
2.1 INTRODUÇÃO	28
2.2 AFERIÇÃO DA PRESSÃO ARTERIAL	29
2.2.1 Histórico da aferição da pressão arterial	29
2.2.2 Funcionamento do sistema cárdio-vascular	33
2.2.2.1 Propriedades de um fluxo em regime estacionário	36
2.2.2.2 Energética do fluxo em regime estacionário	40
2.2.2.3 Anomalias do fluxo	43
2.2.2.4 Relação entre onda de pulso e velocidade da circulação	44

2.2.2.5 Hipertensão de origem vascular e sua energética	50
2.2.2.6 Pressão nos capilares – forças envolvidas	52
2.2.2.7 Fatores físicos que condicionam o fluxo	56
2.2.2.8 Anatomia do sistema circulatório	62
2.2.3 Métodos usados para aferição da pressão arterial	67
CAPÍTULO 3 – PROCEDIMENTO EXPERIMENTAL	71
3.1 INTRODUÇÃO	71
3.2 ESTETOSCÓPIO	72
3.2.1 Montagem do microfone	72
3.2.2 Sistema de aquisição de dados	74
3.3 ESFIGMOMANÔMETRO	74
3.3.1 Montagem do extensômetro	74
3.3.2 Sistema de aquisição de dados	75
3.4 PROTOCOLO DE AQUISIÇÃO DE DADOS	79
3.4.1 Sinal 0	80
3.4.2 Sinal 1	81
3.4.3 Sinal 2	81
3.4.4 Sinal 3	82
3.4.5 Sinal 4	83
3.4.6 Sinal 5	84
CAPÍTULO 4 – CALIBRAÇÃO DO SISTEMA DE MEDIÇÃO	85
4.1 INTRODUÇÃO	85
4.2 VALIDAÇÃO DOS INSTRUMENTOS	85
4.3 CALIBRAÇÃO DO ESTETOSCÓPIO	89
4.4 CALIBRAÇÃO DO ESFIGMOMANÔMETRO	91
CAPÍTULO 5 – APRESENTAÇÃO E ANÁLISE DOS RESULTADOS	94
5.1 APRESENTAÇÃO DOS DADOS DO ESTETOSCÓPIO	94
5.1.1 Análise espectral dos dados do estetoscópio	95
5.2 APRESENTAÇÃO DOS DADOS DO ESFIGMOMANÔMETRO	105
5.3 COMPARAÇÃO DAS FREQUÊNCIAS ENCONTRADAS NO ESTETOSCÓPIO COM OS DADOS DO ESFIGMOMANÔMETRO	108
CAPÍTULO 6 – CONCLUSÕES E COMENTÁRIOS	113

CAPÍTULO 7 – SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS	115
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	116
APÊNDICE	

LISTA DE FIGURAS

Figura 1.1 – Esquema dos componentes do esfigmomanômetro.....	22
Figura 1.2 – (A) Estetoscópio completo. (B) O estetoscópio e suas partes: 1-membrana; 2-anel de fixação da membrana; 3-receptáculo; 4-tubo flexível; 5-tubos metálicos e mola e 6-olivas.....	24
Figura 2.1 – Esquema da grande e pequena circulação	34
Figura 2.2 – Esquema de representação da área total seccional pelo segmento. Nota-se que quanto mais distante do coração maior será a área seccional	35
Figura 2.3 – Representação do regime estacionário	36
Figura. 2.4 – Representação de uma fístula interatrial	39
Figura 2.5 – Representação vetorial das energias potencial, cinética, dissipada e gravitacional de um líquido impulsionado em um tubo	40
Figura 2.6 – Representação de um fluxo constante com diminuição da energia cinética (E_C)	41
Figura. 2.7 – Divisões das artérias	42
Figura 2.8 – Esquema de simulação da E_C e da E_P	43
Figura. 2.9 – Gradiente de pressão normal, na estenose e no aneurisma	44
Figura. 2.10 – Onda de pulso da corrente sangüínea	45
Figura. 2.11 – Gráfico de esfigmografia relacionando (Pressão em mmHg x Tempo em segundo). A) Normal; B) Patológico: a) insuficiência aórtica, b) hipotensão	45

Figura 2.12 – Variação das pressões sistólica e diastólica de um vaso sanguíneo esclerosado para um vaso sanguíneo normal	51
Figura 2.13 – Gráfico da variação das pressões sistólica e diastólica de um vaso sanguíneo esclerosado para um vaso sanguíneo normal	51
Figura 2.14 – Esquema da P_{OSM} e P_{HID} entre o compartimento extra celular e o capilar	52
Figura 2.15 – (A) fluxo laminar, (B) turbilhonar e (C) gráfico $E_C \times$ Fluxo, mostrando a velocidade crítica (V_c), onde um fluxo turbilhonar (T) passa a ser laminar (L)	54
Figura. 2.16 – Velocidade do fluido em fluxo laminar é maior na região central do tubo	55
Figura 2.17 – Influência da pressão, viscosidade do fluido, comprimento e raio do tubo em relação ao fluxo	57
Figura 2.18 – Influência da ação da gravidade no fluxo sanguíneo	61
Figura 2.19 – Diferença no comportamento do tubo rígido para o tubo elástico	61
Figura 2.20 – Coração: (A) vista posterior, (B) vista póstero-inferior	63
Figura 2.21 – Localização do coração na caixa torácica	64
Figura 2.22 – Arco Aórtico	65
Figura 2.23 – Artéras Axilar e Braquial	67
Figura 2.24 – (A) medida indireta da pressão arterial. (B) fluxo da pressão sistólica. (C) fluxo da pressão diastólica	68
Figura 3.1 – Estetoscópio: microfone acoplado próximo à campânula e as olivas liberadas para a ausculta	72
Figura 3.2 – Decibelímetro	73
Figura 3.3 – Esquema do procedimento experimental utilizado para analisar os sinais acústicos provenientes do estetoscópio	74
Figura 3.4 – Manômetro adaptado com o extensômetro	75
Figura 3.5 – Montagem do esfigmomanômetro com dois manômetros,	

sendo que um deles foi conectado em meia ponte para a ponte de extensometria	76
Figura 3.6 – Pêra com a válvula	77
Figura 3.7 – Manômetro de referência	77
Figura 3.8 – Manômetros aneróides com leitura simultânea da pressão arterial.com extensômetro e convencional	78
Figura 3.9 – Esquema do procedimento experimental utilizado para analisar os sinais de intensidade de pressão provenientes do manômetro	79
Figura 4.1 – Curva da resposta em frequência da razão de amplitudes saída / entrada em dB: estetoscópio completo – microfone próximo à membrana x gerador	91
Figura 4.2 – Gráfico da curva de calibração do esfigmomanômetro relacionando deformação da placa em mV (extensômetro) x pressão em mmHg (manômetro com selo do INMETRO), linha de tendência da curva de calibração, e equação da linha de tendência valor R-quadrado (R^2) da linha de tendência	93
Figura 5.1 – Gráfico dos espectros de frequências da média, limite superior e limite inferior do sinal 0	102
Figura 5.2 – Gráfico dos espectros de frequências da média, limite superior e limite inferior do sinal 1	103
Figura 5.3 – Gráfico dos espectros de frequências da média, limite superior e limite inferior do sinal 2	103
Figura 5.4 – Gráfico dos espectros de frequências da média, limite superior e limite inferior do sinal 3	104
Figura 5.5 – Gráfico dos espectros de frequências da média, limite superior e limite inferior do sinal 4	104
Figura 5.6 – Gráfico dos espectros de frequências da média, limite superior e limite inferior do sinal 5	105
Figura 5.7 – Gráfico da média, limite superior e limite inferior	

referentes ao valor pressão arterial x tempo do sinal 0, contendo as linhas de tendências do limite superior (linha preta), média e limite inferior (linha branca)	106
Figura 5.8 – Gráfico da média aritmética de todos os testes, relativo à pressão em mV, contendo a média, limite inferior e limite superior x 5 fases da escala de Koroktov	107
Figura 5.9 – Gráfico da média aritmética de todos os testes, relativo à pressão em mmHg, contendo a média, limite inferior e limite superior x 5 fases da escala de Koroktov	107
Figura 5.10 – Gráfico Intensidade (mV) x Freqüência (Hz), referente aos (4) pontos de freqüência do sinal 1	108
Figura 5.11 – Gráfico Intensidade (mV) x Freqüência (Hz), referente aos (4) pontos de freqüência do sinal 2	109
Figura 5.12 – Gráfico Intensidade (mV) x Freqüência (Hz), referente aos (4) pontos de freqüência do sinal 3	109
Figura 5.13 – Gráfico Intensidade (mV) x Freqüência (Hz), referente aos (4) pontos de freqüência do sinal 4	110
Figura 5.14 – Gráfico Intensidade (mV) x Freqüência (Hz), referente aos (4) pontos de freqüência do sinal 5	110

LISTA DE TABELAS

Tabela 2.1 – Parâmetros circulatórios da aorta, capilares e cava	39
Tabela 2.2 – Tensão em várias partes do organismo	60
Tabela 4.1 – Valores obtidos para a curva de calibração	92
Tabela 5.1 – Espectro de frequência do sinal 0	96
Tabela 5.2 – Espectro de frequência do sinal 1	97
Tabela 5.3 – Espectro de frequência do sinal 2	98
Tabela 5.4 – Espectro de frequência do sinal 3	99
Tabela 5.5 – Espectro de frequência do sinal 4	100
Tabela 5.6 – Espectro de frequência do sinal 5	101
Tabela 5.7 – Variação da intensidade do sinal sonoro do estetoscópio em diferentes frequências nas 5 fases da escala de Koroktov.....	111

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

A/D	Analógico-digital.
CEC	Compartimento extra celular.
CO ₂	Dióxido de carbono.
D	Diástole.
E _C	Energia cinética.
E _D	Energia dissipada.
E _G	Energia posicional.
E _P	Energia potencial.
E _T	Energia total do sistema.
F	Fluxo.
FREQ.	Frequência.
Hg	Mercúrio.
H ₂ O	Água.
LS	Limite superior
LI	Limite inferior
N	Normal.
O ₂	Oxigênio.
OD	Onda diastólica.
OS	Onda sistólica.
P	Patológica.
P _{HID}	Pressão hidrostática.
P _{OSM}	Pressão osmótica.
PA	Pressão arterial.

Pad	Pressão arterial diastólica.
Pad1	Pressão arterial diastólica primária.
Pad2	Pressão arterial diastólica secundária.
PAM	Pressão arterial média.
Pas	Pressão arterial sistólica.
Pd	Pressão diastólica.
Ps	Pressão sistólica.
R	Resistência vascular.
RE	regime estacionário.
S	Sístole.

LISTA DE SÍMBOLOS

cm	Centímetros.
dB	Decibel: 10 vezes o logaritmo de uma razão intensidade (1 bel = 10dB) sonora.
EPM	Erro padrão médio (EPM=desvio padrão/raiz quadrada de n.
Hz	Hertz (ciclos por segundo).
Kg	Quilograma.
kHz	Quilo hertz (1kHz=1000Hz)
kPa	Quilopascal (1kPa=1000Pa)
kPa/min	Quilopascal por minuto
kPa/s	Quilopascal por segundo
mm	Milímetro.
mmHg	Milímetros de mercúrio.
mmHg/min	Milímetros de mercúrio por minuto
mmHg/s	Milímetros de mercúrio por segundo
ml	Mililitro.
mm.s ⁻¹	Milímetro por segundo.
mV	Milivolt.
n	Número de amostragens

nm	Nanometro.
Pa	Pascal
T ou t	Unidade de tempo.
V	Volt.
°C	Grau Celsius
Ω	Ohm.
μm	Micrometro ($1\mu\text{m}=10^{-9}\text{m}$)
nm	Nanometro ($1\mu\text{m}=10^{-6}\text{m}$)

CUNHA, M. G. S. Análise do fluxo sanguíneo da artéria braquial em diferentes pressões no manguito do esfigmomanômetro. 2003. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) – Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá, Universidade Estadual Paulista, Guaratinguetá.

RESUMO

O presente trabalho consiste no estudo do comportamento do fluxo sanguíneo na artéria braquial, através de sinais captados por um microfone acoplado no estetoscópio e utilizado para transformar o sinal acústico (sonoro) em elétrico, e enviá-lo para o computador. O estudo foi realizado oferecendo-se diferentes pressões no esfigmomanômetro, o qual foi adaptado com dois manômetros. Um dos manômetros, graduado em mmHg, não foi modificado, possui o selo do INMETRO e atuou como referência, ao outro foi inserido um extensômetro, que transformou o sinal de pressão em sinal elétrico, utilizando uma ponte amplificada, enviando-o para uma placa de aquisição de dados no computador. Foi traçada uma curva de calibração do sinal elétrico (em mV) com relação ao manômetro graduado em mmHg. Foi proposto um protocolo para aquisição destes sinais a serem analisados, baseado em protocolos de aferição de pressão arterial. O comportamento do fluxo sanguíneo foi comparado às diferentes pressões exercidas pelo esfigmomanômetro. Ao analisar estes dados, foram propostos limites de normalidades da intensidade do sinal do fluxo sanguíneo em diferentes frequências nas cinco fases da escala de Korotkov. O trabalho mostrou também os limites de normalidade da pressão arterial, utilizando-se o sinal adquirido pela extensometria. Finalmente, foi oferecido mais um auxílio no diagnóstico de patologias do sistema cardiovascular.

PALAVRAS CHAVE: Pressão arterial, esfigmomanômetro, estetoscópio.

CUNHA, M. G. S. Analysis of the blood flow of the brachial artery in different pressures in the apparel of arterial pressure. 2003. Dissertation (Mestrado em Engenharia Mecânica) – Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá, Universidade do estado de São Paulo, Guaratinguetá.

ABSTRACT

The present work consists to study the features of blood flow in to the brachial artery through signals detected by a microphone coupled together a stethoscope. This apparatus changes the acoustics in eletric signal and, then, sends to the computer. This study was implemented exhibiting different pressures in the sphygnomanometer, where two manometers, graded in mmHg, were coupled. One that has the INMETRO certificate of gauging instruments was not modificate and, then, it was used as the standard. In the other, an extensometer was coupled together, which through an amplifier bridge, pressure signals are transformed in electric signals and sent to a data adapter unit connected to the computer. A gauging curve for the eletric signals *versus* pressure signals was plotted. It was proposed a protocol to adquire these data signals, based on the protocol of brachial pressure measurement. The features of blood flow were compared at different sphygnomanometer pressures. In the analysis process of the data, normality boundaries of intensity were proposed to the blood flow signal at different frequencies in the five phases of the Koroktov scale. The work also showed the normality boundaries of brachial pressure using the data signals adquired by the extensometry process. Finally, it was provided an one more aid in to diagnose pathologies in the cardiovascular system.

KEYWORDS: blood pressure, sphygnomanometer, stethoscope

CAPÍTULO 1 – INTRODUÇÃO

1.1 CONSIDERAÇÕES INICIAIS

O objetivo deste capítulo é apresentar a proposta do trabalho. Assim, são expostas as considerações sobre o estetoscópio, sobre o esfigmomanômetro, os objetivos almejados, a contribuição da pesquisa realizada e a estrutura básica da dissertação.

O interesse no trabalho surgiu em uma discussão sobre os dados analisados ao aferir a pressão arterial, que por vezes se limitam às pressões sistólica e diastólica, ou seja, pressões máxima e mínima. Ghorayeb (1997), Porto (1997) e Serro-Azul (1988), relatam a utilização da escala de Koroktov para a aferição da pressão arterial, onde são registrados 5 valores de pressão, caracterizando as 5 fases da presente escala, valores estes diferenciados pela ausculta do fluxo arterial, sendo que a 1ª fase da escala é referente à contração cardíaca e as outras 4 fases são referentes ao componente elástico das artérias que permitem um fluxo arterial constante (Ibraim, 1997).

A presente pesquisa utiliza a escala de Koroktov para padronizar os valores de pressão encontrados durante a aferição da pressão arterial. A qual é realizada com o uso do esfigmomanômetro, com o seu manguito localizado no terço médio do braço direito, e o estetoscópio localizado na artéria braquial direita, próximo ao cotovelo.

1.2 CONSIDERAÇÕES SOBRE O ESFIGMOMANÔMETRO

Segundo Porto (1997), o esfigmomanômetro é um dos aparelhos utilizado para medir a pressão arterial. Todos são acompanhados de simples manômetros, uns de mercúrio e outros do tipo aneróides. Os manômetros são graduados de 0 a 300 mmHg, em conexão com um sistema de insuflação, encapado por um manguito de 12 cm de largura que é fixado por palhetas metálicas e destinados a circundar o local onde se vai determinar a pressão arterial. Ao mais, tais aparelhos possuem uma válvula para esvaziar o sistema diminuindo sua pressão interna.

Manguito é o conjunto formado pela bolsa, câmara, pêra e válvula, como ilustrado no esquema da figura 1.1. Esse conjunto deve ser do tamanho adequado ao diâmetro do braço do paciente. Caso ele seja mais estreito, a pressão arterial medida será erroneamente alta. A câmara deve ser 20% mais larga que o diâmetro do braço. O manguito adequado deve ter 2/3 do comprimento do braço (80% do comprimento e 40% da circunferência do braço). O manguito padrão recomendados, para o braço de adultos que não são obesos, é de 12 a 14 cm de largura por 23 cm de comprimento.

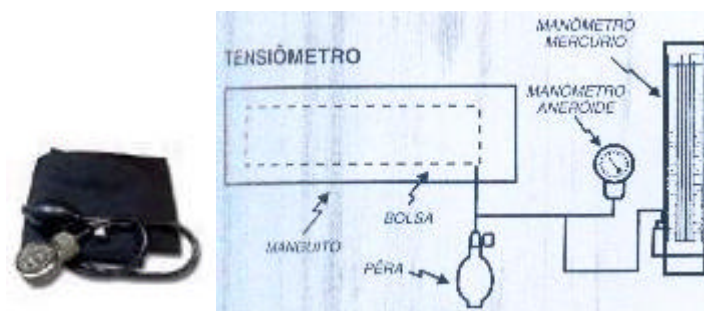


Figura 1.1 – Esquema dos componentes do esfigmomanômetro

São utilizados habitualmente 3 tipos de manômetros: aneróide, de coluna de mercúrio ou o digital. O manômetro usado na presente pesquisa foi do tipo aneróide.

1.3 CONSIDERAÇÕES SOBRE O ESTETOSCÓPIO

Coimbra (2002, p.32), em sua dissertação concordando com Garcia (1998, p.134), afirma que o funcionamento do estetoscópio é explicado pela física dos tubos acústicos. Tem como principal característica o fato de evitar a atenuação da onda sonora por espalhamento.

O estetoscópio é constituído por: peças auriculares, tubos de conexão, mola e receptores sonoros.

O estetoscópio utilizado nos ensaios foi biauricular que, segundo Rappaport e Sprague capta a maioria dos sons importantes que estão na faixa de 60 a 400 Hz, sendo que estes modelos apresentam respostas, onde a audição é 20 dB melhor do que o modelo monoauricular.

Instrumentos para ouvir sons do corpo humano têm sido utilizados desde o século XIX, na França, onde enrolou-se alguns papéis para intermediar o ouvido do avaliador com o corpo do paciente. Esta instrumentação foi descrita por Laennec, recebendo o nome de “estetoscópio” e referenciada por Coimbra (2002).

O aparelho trouxe uma mudança radical na ausculta clínica. Laennec construiu um estetoscópio com formato cilíndrico, de madeira, com 35 cm de comprimento e 3,5 cm de diâmetro. A partir de então, Laennec iniciou uma intensa publicação de trabalhos, correlacionando os sinais da ausculta com as doenças verificadas em autópsia. Assim, o estetoscópio passou a fazer parte da instrumentação médica de rotina. Entretanto, por melhor que seja o instrumento, ele não tem nenhuma serventia, se o examinador não for bem treinado para diferenciar os sons normais e patológicos produzidos pelo organismo (Coimbra, 2002). No entanto os autores deste trabalho acreditam que com o advento de novas tecnologias, abre-se uma porta de relevância para liberar o examinador de tão grande responsabilidade. Assim, a conversão de sinais sonoros em sinais elétricos, que convertidos em digitais, e armazenados em um computador, permite que se redesenhe o quadro anterior. Permite a criação de bancos de dados que permitirá análise destas informações de uma forma tecnicamente não imaginável na época de Laennec. Da mesma forma, a transformação do sinal de pressão e outro de interesse prático aponta para uma nova era no diagnóstico e tratamento de patologias.

Desta forma, o estetoscópio tem sua importância clínica para o médico diagnosticar uma determinada patologia e acompanhar a evolução do paciente em diversas áreas da medicina, como a pneumologia, cardiologia, traumato-ortopedia como foi descrito por Coimbra (2002). Para o fisioterapeuta é um instrumento comumente usado nas áreas de pneumologia para mensurar a melhora do quadro do paciente e em cardiologia, para monitorar as condições cárdio-circulatórias do paciente durante o tratamento.

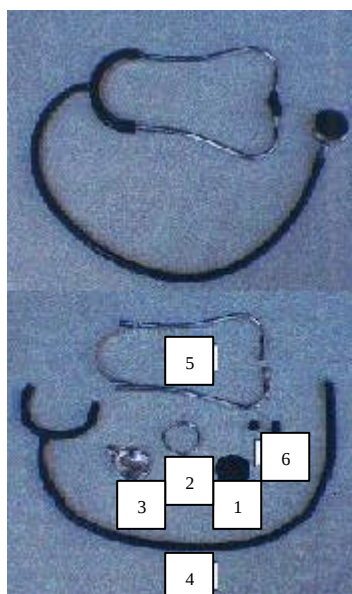


Figura 1.2 – (A) Estetoscópio completo.
(B) O estetoscópio e suas partes: 1-membrana; 2-anel de fixação da membrana; 3-receptáculo; 4-tubo flexível; 5-tubos metálicos e mola e 6-olivas(Coimbra, 2002).

Segundo Coimbra (2002), o estetoscópio é composto por 4 partes principais, ilustradas na figura 1.2:

Peças auriculares ou olivas: ajustam o aparelho ao ouvido, têm a forma de olivas e devem ocluir completamente o conduto auditivo externo, para reduzir as interferências sonoras externas.

Tubos de conexão: são os tubos flexíveis (látex ou pvc) e metálicos que compõe a estrutura do estetoscópio. A parte metálica, que se encaixa ao orifício do

conduto auditivo externo por meio das olivas, possui movimentos para permitir um bom ajuste do aparelho ao ouvido. As extremidades auriculares são, normalmente, recurvadas para melhor encaixe com o orifício do conduto auditivo externos e, por isso, as olivas ficam num plano diferente daquele dos tubos metálicos. Quando se usa o estetoscópio, as olivas devem ser posicionadas para frente.

Mola: feita de aço inoxidável. Sua função é permitir o ajuste das olivas ao meato acústico. Sua pressão é calculada para não prejudicar a audição. Se a pressão for muito forte, prejudicará a ausculta, por comprimir a oliva contra a parede anterior do conduto auditivo, obstruindo seu orifício. Se for muito fraca, levará à perda de energia sonora para fora do sistema e permitirá que sons ambientais externos indesejáveis alterem a qualidade da ausculta.

Receptores: existem dois tipos de receptores: campânula e diafragma. A campânula é o que apresenta o receptor aberto; no diafragma, o receptor é fechado por uma membrana.

O tipo de receptor usado nos ensaios é do tipo diafragma pelo fato de ser especialmente útil para detectar sons de baixa intensidade e alta frequência, tais como os murmúrio distólicos da insuficiência aórtica, como descrito por Coimbra (2002, p. 35).

O desenvolvimento de novos sensores e a geração de bancos de dados para cada tipo de patologia, permitirá que se crie curvas de referência para estas patologias e para o paciente específico, servindo de complemento ao exame físico e auxiliando no diagnóstico. E assim, não perderemos o quadro atual e o processo evolutivo do estado do paciente. Sairemos da arte para técnica e nos adentraremos em uma nova era da semiologia.

1.4 OBJETIVOS DO TRABALHO

Estudar os sons oriundos da artéria braquial em diferentes pressões condizentes as 5 fases da escala de Korotkov, oferecidas pelo esfigmomanômetro.

Será desenvolvido uma análise dos sinais coletados referentes ao fluxo desta artéria, através do espectro de frequência destes sinais, buscando os limites de normalidade deste gráfico.

Relacionar os espectros de frequência do fluxo arterial com o valor da pressão arterial, estabelecendo parâmetros para a correta aferição destes sinais.

Desenvolver um sistema que possibilite complementar o diagnóstico de patologias do sistema cárdio-circulatório, que auxilie o exame físico de pacientes, os quais ao serem consultados possam receber um gráfico que registre o seu estado atual servindo como um parâmetro para consultas futuras.

Favorecer estudos futuros que possibilitem uma fácil visualização de dados que possam ser úteis em situações emergenciais, agilizando o tratamento, pois nestes casos a diferença entre vida e morte pode ter como fator principal o tempo gasto para identificar o estado atual do paciente e realizar o tratamento adequado.

1.5 ESTRUTURA DA DISSERTAÇÃO

Este trabalho é constituído por 7 capítulos.

O capítulo 1, intitulado **INTRODUÇÃO**, apresenta o trabalho, as considerações iniciais, considerações sobre o esfigmomanômetro e o estetoscópio, os objetivos do trabalho e a estrutura da dissertação.

O capítulo 2, intitulado **ESTUDO DA AFERIÇÃO DA PRESSÃO ARTERIAL**, apresenta um histórico da aferição da pressão arterial e descreve o funcionamento e a anatomia do sistema circulatório e os métodos usados na aferição da pressão arterial.

O capítulo 3, intitulado **SISTEMA DE MEDIÇÃO**, mostra as adaptações realizadas no estetoscópio e no esfigmomanômetro para a aquisição dos sinais, assim como propõe um protocolo para realizar a aquisição.

O capítulo 4, intitulado **CALIBRAÇÃO DO SISTEMA DE MEDIÇÃO**, mostra as leis e normas do INMETRO e a calibração do estetoscópio e do esfigmomanômetro.

O capítulo 5, intitulado **APRESENTAÇÃO E ANÁLISE DOS RESULTADOS**, apresenta os dados espectrais do estetoscópio, os dados em função do tempo e das fases da escala de Korotkov do esfigmomanômetro e compara os dados do estetoscópio com os do esfigmomanômetro.

O capítulo 6, intitulado **CONCLUSÕES E COMENTÁRIOS**, apresenta conclusões resultantes de várias etapas do trabalho.

O capítulo 7, intitulado **SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS**, estimula a continuidade deste trabalho e sugere outros, no futuro, seguindo esta mesma linha de pesquisa.

CAPÍTULO 2 – ESTUDO DA AFERIÇÃO DA PRESSÃO ARTERIAL

2.1 INTRODUÇÃO

Segundo Wright (1967), o volume de sangue no sistema circulatório de um adulto é de 6 litros, aproximadamente. O rendimento cardíaco (vazão) de um adulto em repouso é de: 5 litros por minuto, por exemplo. Durante o exercício acentuado o rendimento cardíaco pode aumentar 4 ou 5 vezes, isto é, chegar a 20-25 litros por minuto. Segue-se que este aumento do fluxo (rendimento cardíaco) por todo o sistema circulatório é produzido pelo aumento da velocidade da circulação. O sistema cardiovascular pode ser considerado como constituído por duas bombas, os lados direito e esquerdo do coração, e dois conjuntos de vasos elásticos, o pulmonar e o sistêmico, respectivamente, que oferecem resistência ao fluxo sanguíneo. O ventrículo direito recebe o sangue venoso sistêmico através da aurícula direita e bombeia-o para a artéria pulmonar; a resistência dos vasos pulmonares é pequena e a pressão média na artéria pulmonar é da ordem de 15-20 mmHg. O sangue, depois de oxigenado nos capilares do pulmão, volta à aurícula esquerda pelas veias pulmonares e, daí, ao ventrículo correspondente. O ventrículo esquerdo impulsiona o sangue para a circulação sistêmica, através da aorta. A circulação sistêmica oferece uma resistência muito maior ao fluxo sanguíneo e, correspondentemente, a pressão média nas artérias sistêmicas é bem mais elevada que na artéria pulmonar, atingindo em geral, 100 mmHg. Depois de atravessar as arteríolas e capilares sistêmicos, o sangue volta ao coração, com a pressão reduzida, através das veias. É preciso compreender claramente que, num estado de equilíbrio, o volume de sangue que o coração

esquerdo lança para a circulação geral deve ser o mesmo que recebe do lado direito (e que, portanto, foi bombeado para fora por este último). Do mesmo modo, o coração direito ejeta o sangue chegado pelas veias que, por sua vez, receberam-no do coração esquerdo. Por vezes, afirma-se que o rendimento cardíaco depende do retorno venoso, sendo igualmente verdade que o retorno venoso depende do rendimento cardíaco. Na circulação equilibrada, os dois valores são iguais e expressam o fluxo do volume sangüíneo por minuto através do sistema cardiovascular.

Segundo Wright (1967), o aumento de volume do sangue circulante pode ser conseguido por:

- a) aumento da força de contração cardíaca, especialmente quando combinado ao aumento da freqüência das contrações,
- b) diminuição da resistência ao fluxo sangüíneo,
- c) atividade da bomba periférica, representada pelo efeito das contrações rítmicas dos músculos esqueléticos que circundam as veias comprimindo-as impulsionando o sangue de volta para o coração.

2.2 – AFERIÇÃO DA PRESSÃO ARTERIAL

2.2.1 Histórico da Aferição da Pressão Arterial

A preocupação médica com o pulso perde-se no tempo. Coube a dois médicos de Alexandria, que tiveram forte influência da medicina grega de Hipócrates (460 A.C.), o “primeiro anatomista e clínico ao mesmo tempo”, fundador da “doutrina do pulso”, descreveu com exatidão as pulsações, correlacionou a sístole e a diástole com os sons musicais, e considerou ser o pulso um fenômeno que ocorre dentro dos vasos (Castiglioni, 1941).

A primeira referência, embora ao acaso, da diferença da pressão sangüínea entre os vasos, deve-se ao pintor renascentista, Giovanni di Paolo (1403-1483), que ao representar a decapitação de São João Batista, mostrou vasos jorrando sangue e outros gotejando (Dominguez, 1994). Mas coube ao médico veneziano, Santorio Santorio (1561-1636), a primeira tentativa de registrar o pulso. Para tanto, inventou o

pulsiologium, aparelho que servia para medir a frequência e a variação do pulso, também foi atribuída a Galileu Galilei a invenção deste aparelho, mas foi Santorio que lhe deu aplicação clínica (Mettler, 1947).

Segundo Major (1930), a primeira medição da pressão arterial (PA) foi realizada um século depois pelo também inglês, reverendo Stephen Hales. Improvisou em um animal, um longo tubo de vidro como manômetro, assim descrito em 1733, seu primeiro experimento:

“Em dezembro, eu imobilizei uma égua, com 1,4m de altura e cerca de 14 anos, que tinha uma fístula na sua virilha. Não era forte nem fraca. Tendo aberto sua artéria crural esquerda em cerca de 7,6cm a partir de seu ventre, eu inseri um tubo de cobre com 0,4cm de calibre e, através do tubo de vidro de aproximadamente, o mesmo diâmetro, com 2,7m de comprimento. Então, soltando a ligadura da artéria, o sangue subiu a 2,5m no tubo de vidro, acima do ventrículo esquerdo do coração... quando atingia sua máxima altura, oscilava 5, 7, 5 ou 10cm após cada pulsação. Então eu tirei o tubo de vidro, e deixei o sangue jorrar livremente, quando a altura máxima atingida pelo jato não era mais do que 61cm. Eu medi como o sangue jorrava da artéria, e após cada quart (1,14 l) que saía, eu refixei o tubo de vidro na artéria para ver o quanto a força do sangue tinha diminuído; isto eu repeti até 8 quart, quando a força tornou-se então fraca... Após a morte do animal, quase 3 quart do sangue permanecia no seu corpo, o qual somado com o que havia sangrado, totalizava 20 quart (22,8 l), o que, numa baixa estimativa, podemos calcular como a quantidade de sangue circulante de um cavalo” (Major, 1930).

Jean Leonard Marie Poiseuille (1799-1869), o “médico físico”, considerado o pioneiro na hemodinâmica, melhorou o manômetro de Hales, substituindo o longo e frágil tubo de vidro por um tubo em U, com 20cm, parcialmente cheio de mercúrio (Hg) e, chamou-o de “hemodinamômetro”. Esse aparelho era conectado a uma cânula cheia de carbonato de potássio (anticoagulante) que, por sua vez, era

diretamente inserida na artéria do animal em experiência, medindo sua PA de uma maneira invasiva, através da diferença em mmHg , observada ao nível do Mercúrio, no tubo em U (Parati, 1988, p12).

A primeira tentativa de quantificar numericamente a pressão arterial, de maneira não invasiva, foi feita pelos franceses, J. Hérrison (médico) e P. Gernier (engenheiro), em 1834. Tratava-se de um aparelho similar a um termômetro, com um reservatório de Mercúrio na sua parte inferior, e de uma coluna graduada em mm. Colocado sobre o pulso, o peso do Mercúrio comprimia a artéria, cuja pulsação movimentava a coluna de Mercúrio. Este instrumento foi o primeiro a ter o nome de “esfigmomanômetro”(grego. Sphygmós=pulso) e apesar de ser simples e engenhoso ao mesmo tempo, na realidade, não fazia outra coisa senão transformar uma sensação tátil em uma impressão visível (Sociedade Brasileira de Cardiologia, 1996)

Em 1855, Karl Vierordt postulou que, para se medir a PA, de forma indireta e não invasiva, era necessário que a pulsação cessasse (Mettler, 1947).

O princípio de Vierordt foi que para determinar a pressão sistólica (PS), era necessário impedir a propagação das ondas esfigmicas, através da total constrição da artéria radial. Os valores de normalidade começaram a ser procurados, quando o cirurgião J. Faviere fez a primeira medição acurada da PA em um homem, em 1856. Durante um ato cirúrgico, cateterizou a artéria femoral, ligando-a a um manômetro de Mercúrio e detectou 120mmHg; na artéria braquial, encontrou 115 a 120mmHg (Booth, 1977).

Samuel Sigfried Rittes, em 1888, foi o primeiro a colocar uma borracha inflável, com água, para comprimir uma artéria, ligando este sistema a um manômetro (Mettler, 1947).

Riva-Rocci, em 1896, descreveu um aparelho portátil , sensível e de fácil manejo, de aplicação incruenta (não invasiva) e ao mesmo tempo, exato. Escolheu a artéria umeral, por ser mais perto da aorta, sem circulação colateral, e que expressava melhor a carga total. Essa carga total deveria ser exercida sobre a artéria, por todos os lados igualmente. Sua técnica consistia de um manguito, de 4 a 5 cm de largura, que cobria o braço em toda a sua circunferência, e que era insulflado pela dupla bola de Richardson, entre as quais estava interposto um manômetro de colunas de Mercúrio. Inflava-se o manguito, até o total desaparecimento do pulso radial,

seguindo-se desinflação, até o reaparecimento, quando então era medida a onda sistólica, no manômetro. Seu aparelho recebeu o nome de “esfigmomanômetro de Riva-Rocci”. Ligeiras modificações foram feitas no aparelho de Riva-Rocci, mas a única que se estabeleceu foi a de H. von Recklinghausen em 1901, que aumentou a largura do manguito para 12cm (Booth, 1977).

A definição da pressão diastólica (PD) foi feita por Nicolai Segeivich Korotkoff, que apresentou, na Academia Imperial Médica Militar de São Petersburgo, em 1904 sua descoberta sobre o método auscultatório:

“Baseado nas observações de que, sob completa constrição, a artéria não emite sons... O aparelho de Riva-Rocci é colocado no braço e sua pressão é rapidamente aumentada até bloquear completamente a circulação abaixo do manguito, quando não se ouve nenhum som no estetoscópio. Então, deixando a pressão do manômetro de Mercúrio cair até certa altura, um som curto e fraco é ouvido, o que indica a passagem de parte da onda de pulso sob o manguito, caracterizando a pressão máxima. Deixando a pressão do manômetro cair, progressivamente, ouve-se o sopro da compressão sistólica, e que se torna novamente, som. Finalmente, todos os sons desaparecem, o que indica livre passagem do fluxo sanguíneo ou, em outras palavras, a PA mínima ultrapassou a pressão exercida pelo manguito. Este momento corresponde a PA mínima.” (Segall, 1985).

Discussões surgiram a partir desta declaração de Korotkoff e começaram a ser esclarecidas em 1939, com o comitê combinado das sociedades de cardiologia americana, inglesa e irlandesa, e em 1967 foi proposto o método palpação-ausulta, tal qual descrito por Korotkoff. O comitê americano propunha, porém, ser a IV fase “o melhor índice para a PD”. Hoje, não mais se discute ser a PD, em adultos, detectável na fase de total desaparecimento dos sons da artéria (fase V, de Korotkoff) segundo o II Consenso Brasileiro para o Tratamento da Hipertensão Arterial, em 1994.

2.2.2 Funcionamento do Sistema Córdio-vascular.

Segundo Wright (1967), o sangue ejetado pelo coração esquerdo flui à volta da circulação geral para a aurícula direita devido ao gradiente contínuo de pressão existente ao longo do caminho que, por meio disso, percorre. Como as pressões dependem da existência de uma ejeção de sangue para o sistema arterial, representam a manifestação da chamada *vis a tergo* (a força que está por trás). A *vis a tergo* é o fator predominante responsável pela circulação do sangue.

Existem fatores físicos que são de grande importância para o conhecimento de alguns fatos fisiológicos e segundo Heneine (2000) são do parâmetros de Energia Potencial, Energia Cinética, Energia Gravitacional, Atrito, Pressão, Viscosidade, além de fatores geométricos, desempenham papel importante na Mecânica Circulatória.

Descrição sumária do sistema circulatório por Heneine (2000):

Uma única frase resume o aspecto principal do tipo de estrutura e função desse sistema, em mamíferos:

“A circulação sangüínea é um sistema fechado, com volume circulatório em regime estacionário” (Heneine, 2000, p.244).

Isto quer dizer que o sangue está contido em um sistema de bomba hidráulica e vasos condutores, sem vazamento (fechado), e o que entra em um lado é igual ao que sai do outro (estado estacionário).

Anatomicamente o sistema circulatório pode ser dividido em grande circulação e pequena circulação, como mostra a figura 2.1.

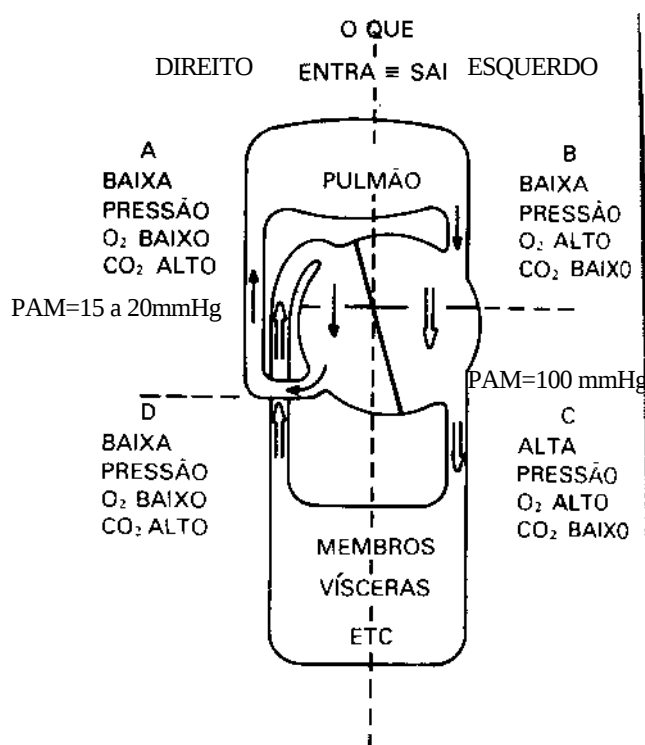


Figura 2.1 – Esquema da grande e pequena circulação (Heneine, 2000).

A grande circulação inicia-se no ventrículo esquerdo do coração, onde o sangue é bombeado através da artéria aorta para irrigar todo o corpo. Nesta circulação teremos sangue arterial rico em O₂ e o sangue venoso rico em CO₂ que segue através das veias cavas, superior e inferior, até alcançar o átrio direito, onde termina a grande circulação.

A pequena circulação inicia-se no ventrículo direito do coração, onde o sangue é bombeado através das artérias pulmonares para o pulmão, onde o sangue arterial rico em CO₂ faz a troca gasosa e torna-se sangue venoso rico em O₂, que segue através das veias pulmonares até o átrio esquerdo, local este que termina a pequena circulação.

Deve-se notar a peculiaridade do regime estacionário no sistema: ele existe entre a grande e pequena circulação, sendo o volume que sai igual ao volume que entra. Também entre os setores, o volume circulatório é estacionário. A figura 2.2 mostra a continuidade anatômica e fluxional entre a pequena e a grande circulação. Esta continuidade demonstra como é obrigatório que o regime estacionário exista

também entre a grande e a pequena circulação. Isto significa que a quantidade de sangue que é movimentada a cada impulso do coração é a mesma, na grande e na pequena circulação. Esse volume é cerca de 83 ml ejetado de cada ventrículo, ou cerca de 165 ml pelo coração, em cada batida. A figura 2.2 indica ainda que a área total seccional de cada segmento varia bastante. Ela vai aumentando da aorta até os capilares sistêmicos, e depois diminui dos capilares até a veia cava. Estrutura similar existe na pequena circulação entre a artéria e a veia pulmonar.

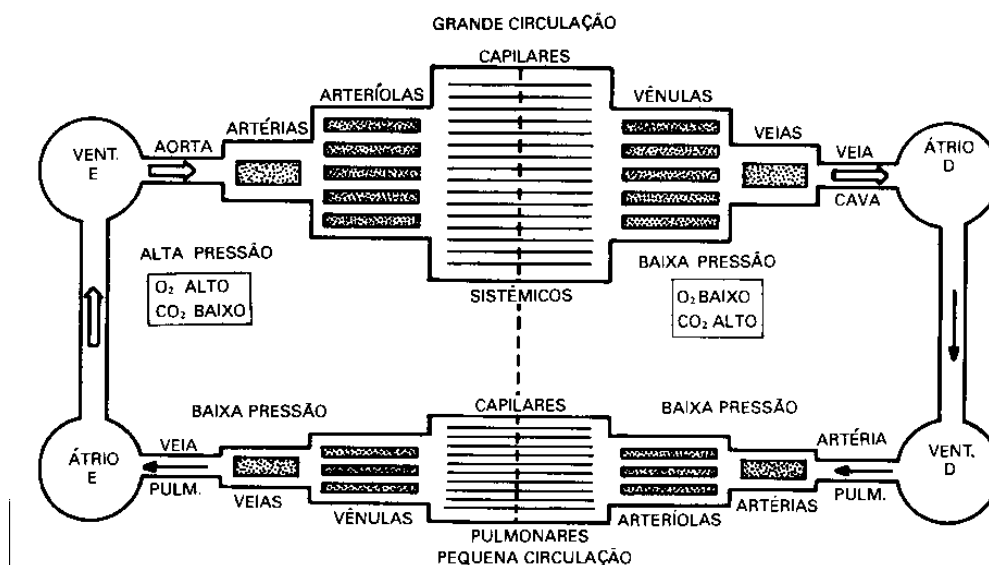


Figura 2.2 – Esquema de representação da área total seccional pelo segmento. Nota-se que quanto mais distante do coração maior será a área seccional (Heneine, 2000).

Deve-se notar que, na pequena circulação a pressão é baixa, tanto nas artérias (em torno de 15 mmHg média) quanto nas veias.

Cerca de $\frac{1}{4}$ do sangue está na pequena circulação, e $\frac{3}{4}$ na grande. Um indivíduo com 5 litros de sangue tem aproximadamente 1,2 litros na pequena circulação, e cerca de 3,5 litros na grande circulação. Aproximadamente 250 ml (0,25 litros) estão no coração, dando um total de 5 litros, aproximadamente (Heneine, 2000).

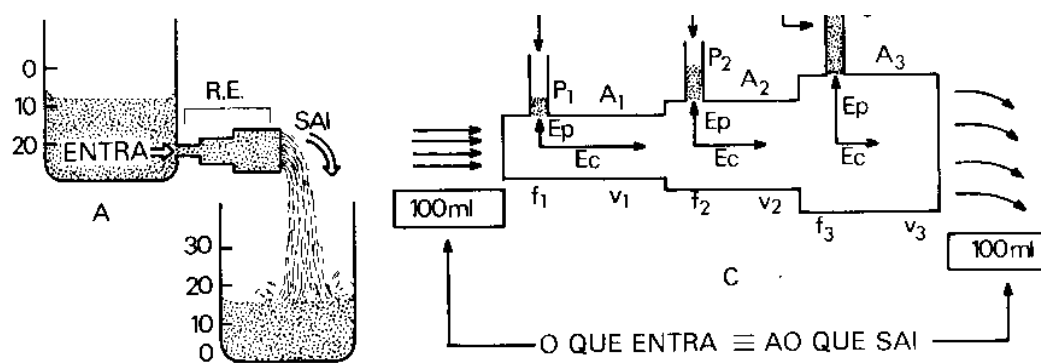


Figura 2.3 – Representação do regime estacionário (Heneine, 2000).

2.2.2.1 Propriedades de um fluxo em regime estacionário (RE)

a) Uma experiência simples está representada na figura 2.3 mostrando que a conservação de energia, sendo a energia potencial convertida em energia cinética, a variação de temperatura e a viscosidade foram desprezadas não havendo dissipação. Do frasco (A) corre um líquido para o frasco (B), através de um setor de tubos concêntricos de diâmetro variável. Este setor está representado na parte (C) da figura. Observa-se que:

- a. Estado ou regime estacionário – Nos segmentos do tubo, volume de fluido que entra é igual ao que sai:

$$\text{volume que entra} = \text{volume que sai}$$

- b. Fluxo – A quantidade de líquido que passa em um intervalo de tempo é a mesma nos três segmentos. O fluxo total é igual ao fluxo parcial: $F = f_1 = f_2 = f_3$

- c. Energia – A velocidade de circulação diminui à medida que o diâmetro aumenta, isto é, a energia cinética diminui: $v_1 > v_2 > v_3$

- d. A pressão lateral aumenta, porque a soma $E_p + E_c$ é aproximadamente constante, e a Energia Potencial (E_p) cresce às custas da Energia Cinética (E_c). Na realidade, parte da E_c é consumida pelo atrito, e a E_p não aumenta tanto como mostrado, mas tem-se: $E_{p1} < E_{p2} < E_{p3}$

Segundo Serro-Azul, Pileggi e Moffa (1988), o pulso arterial, consiste na objetivação visual, à palpação ou através de registros gráficos, da expansão da parede arterial conseqüente aos batimentos cardíacos.

Esta expansão se deve à distensão súbita da parede da aorta gerada pela ejeção do sangue do ventrículo esquerdo, sendo transmitida como uma onda de pressão através de todo o sistema arterial e com velocidade superior ao da coluna de sangue. As características do pulso dependem do volume e da velocidade da ejeção sangüínea pelo ventrículo esquerdo, bem como do estado funcional da sua via de saída; dependem também da complacência e capacidade volumétrica do sistema arterial e das ondas de pressão refletidas pela circulação periférica, como reflexo da própria onda anterógrada de pressão (Serro-Azul, Pileggi e Moffa, 1988).

A palpação dos pulsos deve fazer parte do exame clínico em toda avaliação cardiovascular, a fim de se obterem dados sobre o estado da parede das artérias, a freqüência, a regularidade, a forma e a amplitude do pulso. Apesar de ser o pulso carotídeo aquele que mais se assemelha ao pulso central aórtico, é a palpação da artéria braquial que permite melhor avaliação da amplitude, forma e velocidade do pulso, além da consistência das artérias periféricas (Serro-Azul, Pileggi e Moffa, 1988).

Observa-se, através de registros, que na aorta a onda de pulso tem uma elevação rápida e permanece num patamar o tempo suficiente para dar ao vértice da onda uma forma de cúpula arredondada. Esta elevação inicial reflete o período de ejeção rápida ventricular esquerda, e pode haver uma discreta incisura nesta fase ascendente nos registros gráficos, mas não perceptíveis à palpação dos pulsos periféricos. Após o vértice, inicia-se uma fase descendente (período de ejeção lenta ventricular) menos íngreme que a ascendente e interrompida por uma deflexão que corresponde ao fechamento da válvula aórtica; seguem-se uma leve elevação na onda de pulso e novamente progressivo declíneo durante a diástole, como mostra a figura 2.11 na página 46 (Serro-Azul, Pileggi e Moffa, 1988).

À medida que a onda de pulso é transmitida para a periferia a subida torna-se mais íngreme e atinge mais rapidamente seu ápice. A discreta incisura desaparece e a última elevação na onda do pulso torna-se menos aguda e mais tardia seguida pela onda de declínio durante a diástole (Serro-Azul, Pileggi e Moffa, 1988).

A palpação dos pulsos periféricos, como o braquial e o radial, permite avaliar a consistência e a rigidez da parede arterial, normalmente retilínea, depressível e a superfície lisa uniforme. Com o envelhecimento, devido a alterações estruturais da parede, as artérias tornam-se rígidas e tortuosas. Em consequência há uma subida e descida mais rápida do pulso, e as ondas que representam a diástole menos perceptíveis, mesmo nas carótidas (Sarro-Azul, Pileggi e Moffa, 1988).

Ibrahim descreveu a equação de fluxo em RE

A equação de fluxo é a mesma de qualquer outro condutor: $f=v*A$

, isto é, o fluxo é igual ao produto da velocidade de circulação pela área do tubo, como mostra a simples análise dimensional: $\text{fluxo} = \text{velocidade} * \text{área}$

$f=(LT^{-1})*(L^2)=L^3T^{-1}$ onde se tem o volume em função do tempo, isto é fluxo.

No caso do regime estacionário: $F= f_1= f_2= f_3...$ generalizando e substituindo o valor de f temos: $F= v_1 A_1= v_2 A_2= v_3 A_3= ... = v_n A_n$ isto é, a constância do fluxo se mantém independentemente do segmento considerado. Variam apenas a área e a velocidade.

Existem várias relações entre as condições do fluxo estacionário com a fisiopatologia circulatória:

a) Quebra do Regime Estacionário:

O edema pulmonar é uma das mais graves emergências circulatórias, e sua gênese deve-se ao desrespeito ao regime estacionário. No edema pulmonar, a quantidade de sangue que entra na pequena circulação é maior que a que sai. Isso pode ocorrer por aumento da resistência à circulação, por falha da bomba cardíaca. Esse acúmulo de sangue (denominado estase ou estagnação sangüínea), impede as trocas gasosas, e tende a sair pelos alvéolos, afogando o paciente no próprio plasma. O processo é agudo. Calcula-se que uma estase de 1% durante 10 minutos é mortal. A melhor terapêutica é restabelecer o fluxo estacionário.

b) Relação entre a Velocidade de Circulação e o Diâmetro dos Vasos. Como a área dos segmentos vasculares do sistema circulatório é bastante variável, e o fluxo é obrigatoriamente constante, a velocidade de circulação varia de acordo com esses fluxos, e segue a lei geral de fluxos em regime estacionário. Essa constância do fluxo, e variação da velocidade, é aparente quando se comparam três setores

fundamentais do sistema circulatório: a artéria aorta, os capilares e as veias como observado na tabela 2.1:

Tabela 2.1 – Parâmetros circulatórios da aorta, capilares e cava.

	Aorta	Capilares	Cava
Diâmetro	3 cm	$8 \mu\text{m}$	2,4 cm
Velocidade	1	2 bilhões	1
Área	7 cm^2	2.200 cm^2	$4,5 \text{ cm}^2$
Fluxo	cm.s^{-1}	$0,04 \text{ cm.s}^{-1}$	19 cm.s^{-1}
	$= 84 \text{ ml.s}^{-1}$	$2.200 = 88 \text{ ml.s}^{-1}$	$4,5 = 86 \text{ ml.s}^{-1}$

Valores Médios e Aproximados (Heneine, 2000).

Esses valores indicam a constância do fluxo sanguíneo, que é cerca de 85 a 90 mL/s. Esse valor se estende a todos os territórios vasculares representados na tabela 2.1. Nesses segmentos, as variações das áreas são acompanhadas de variações de velocidade, de tal modo, que o fluxo permanece constante.

c) Fístula Arteriovenosa – Comunicação Interventricular e Interatrial:

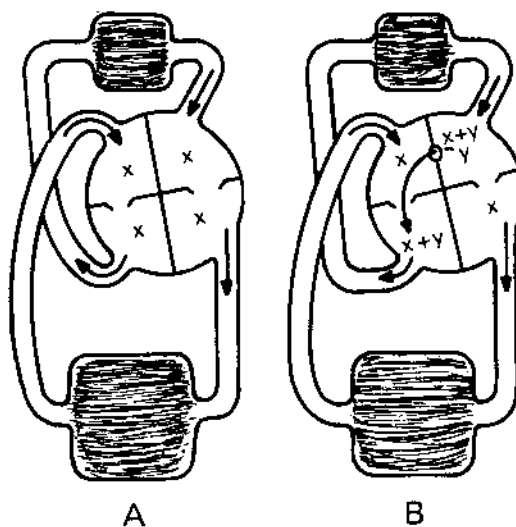


Figura. 2.4 – Representação de uma fístula interatrial (Heneine, 2000).

Pode haver uma comunicação anômala, uma espécie de curto-circuito, entre os compartimentos circulatórios, como no caso mostrado na figura 2.4, de uma

fístula interatrial. Essa comunicação é acompanhada de passagem de sangue do átrio esquerdo (pressão mais alta) para o átrio direito (pressão mais baixa). A comparação entre o estado normal (A) e o patológico (B) mostra que o estado estacionário permanece em cada circulação. Mas, no caso (B), a pequena circulação tem uma sobre carga extra de y mL de sangue:

Normal: Pequena circulação: entra e sai x mL de sangue.
Grande circulação: entra e sai x mL de sangue.

Patológica: Pequena circulação: entra e sai $x + y$ mL de sangue.
Grande circulação: entra e sai x mL de sangue.

A manutenção desse estado estacionário explica por que o indivíduo que pode viver longo período com essas anomalias, embora a pequena circulação tenha uma sobrecarga de y ml de sangue.

A colocação de pontes safena, uma correção cirúrgica para prover de um caminho paralelo o sangue de região coronária deficiente, necessita que a ligação se faça entre pontos de circulação livre, para que o estado estacionário seja mantido. Não pode haver estase. Na fístula interventricular também permanece o estado estacionário.

2.2.2.2 Energética de fluxos em regime estacionário:

Em um sistema líquido que se movimenta em tubos, devido ao trabalho realizado por uma bomba hidráulica, a energia total (E_T) do fluido é dada por 4 termos, que compõe a equação de Bernoulli.

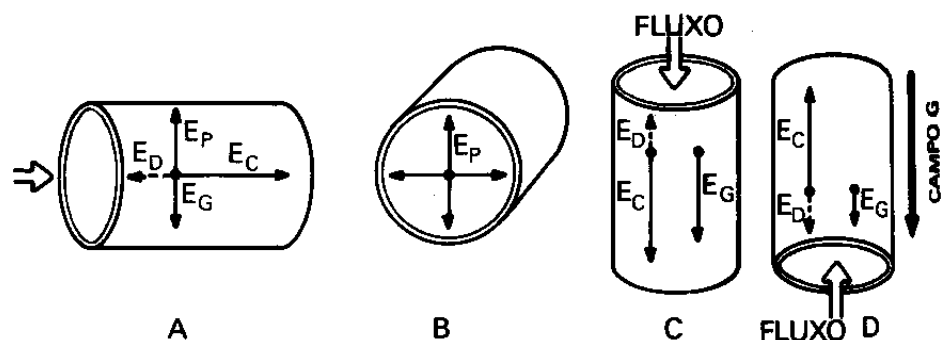


Figura 2.5 – Representação vetorial das energias potencial, cinética, dissipada e gravitacional de um líquido impulsionado em um tubo (Heneine, 2000).

$$E_T = E_P + E_C + E_D + E_G$$

Onde E_T é a energia total, E_P é a energia potencial (efeito de pressão lateral), E_C é a energia cinética (deslocamento do fluido), E_D é a energia dissipada (viscosidade), e E_G é a energia posicional devida à ação do campo G . A representação vetorial dessas energias está na figura 2.5.

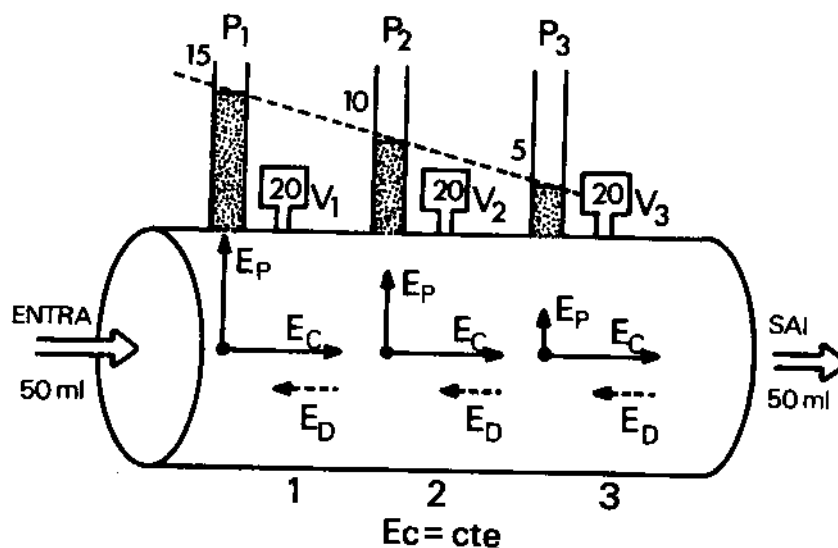


Figura 2.6 – Representação de um fluxo constante com diminuição da energia cinética (E_C) (Heneine, 2000).

O componente E_G será desprezado no caso acima, por não alterar o resultado quando o vaso permanece na horizontal. A equação de fluxo fica:

$$E_T = E_P + E_C + E_D \equiv \text{constante}.$$

Onde a soma das energias é constante. Num vaso como o da figura 2.6, onde ramos laterais conduzem sangue para os tecidos, a relação dos parâmetros mostra que: a energia cinética, E_C , representa a velocidade do fluido, e não pode diminuir no regime estacionário. Mas ela se gasta em parte para vencer a E_D , a energia de dissipação do atrito e viscosidade, então se repõe às custas da E_P , a energia potencial,

que causa a pressão lateral. Assim a pressão cai ao longo do vaso. É por este motivo que artérias laterais distais possuem menor pressão de irrigação que artérias laterais proximais. Esse efeito é em parte, contrabalançado pela divisão das artérias em segmentos de áreas cada vez maiores (fig. 2.7).

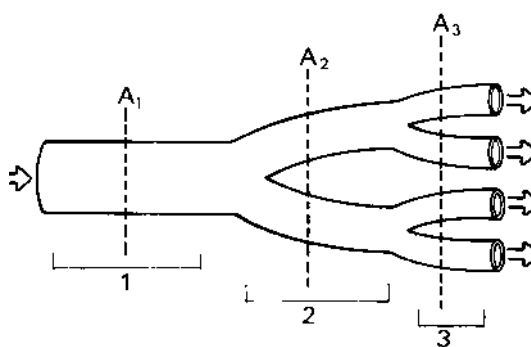


Figura. 2.7 – Divisões das artérias (Heneine, 2000).

Do segmento (1) ao (3), as áreas totais A_1 , A_2 e A_3 , vão aumentando gradativamente. Isso resulta em diminuição de velocidade de circulação, e conseqüente aumento da pressão lateral. Graças a essa divisão em áreas maiores, a pressão na árvore arterial cai muito pouco, de 100 mmHg a 90 mmHg nas áreas mais distantes. Nas arteríolas, a queda é um pouco maior, mas a pressão chega na entrada dos capilares ainda com 35 mmHg. Este é o item C da figura 2.3 da página 36. Esse alargamento da área atinge o máximo do leito capilar, ou seja, nos menores vasos do sistema circulatório.

Do sistema capilar para as veias, ocorre o contrário, e as áreas seccionais vão diminuindo. A velocidade aumenta, o que diminui a pressão lateral, e facilita o desaguamento das veias tributárias nos troncos menores. Na veia cava, a pressão cai a 4 a 6 mmHg, praticamente nula.

O ciclo da contração cardíaca passa por duas fases bem características.

Sístole: Contração com esvaziamento do coração. Os átrios ejetam sangue nos ventrículos e esses na artéria aorta (coração esquerdo) e pulmonar (coração direito).

Diástole: Relaxamento com entrada de sangue nas cavidades cardíacas, e fechamento das válvulas arteriais.

Durante a sístole, o sangue é subitamente acelerado em todas as artérias, pela massa sangüínea que é ejetada nos ventrículos. A pressão e a velocidade do sangue atingem um nível máximo. Durante a diástole, tanto a pressão como a corrente sangüínea diminuem, mas não cessam.

Na figura 2.8 A, está representado o ventrículo esquerdo, instantes antes da sístole. Na figura 2.8 B, a contração do ventrículo lançou massa de sangue com energia cinética (E_C), que se divide em dois componentes: um, como E_C , acelera o sangue e dilata a artéria. Outro, como energia potencial (E_P), se armazena na artéria.

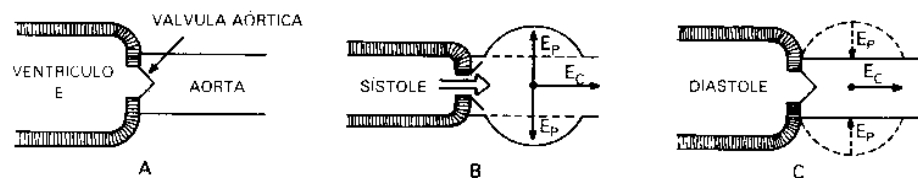


Figura 2.8 – Esquema de simulação da E_C e da E_P (Heneine, 2000).

Quando a sístole termina, começa a diástole, a válvula aórtica se fecha, a E_C da contração foi transformada parcialmente em E_P armazenada na artéria, sendo revertida parcialmente em E_C novamente. Ficam dois componentes: um, como E_C , mantém a corrente sangüínea, e outro, como E_P , mantém a pressão lateral.

Todas as artérias se comportam dessa maneira, o que permite duas condições importantes:

Em nenhum momento do ciclo:

- O fluxo se interrompe.
- A pressão se anula.

Durante a diástole (figura 2.8 C), a pressão e o fluxo são menores do que durante a sístole, obviamente. Deve-se notar que: “ainda durante a diástole, a pressão e o fluxo resultam do Trabalho cardíaco durante a sístole, que ficou armazenado como E_P nas artérias” (Heneine, 2000).

2.2.2.3 Anomalias do fluxo

A estenose é um estreitamento da luz do vaso, o aneurisma é uma dilatação. A figura 2.9 apresenta esses casos.

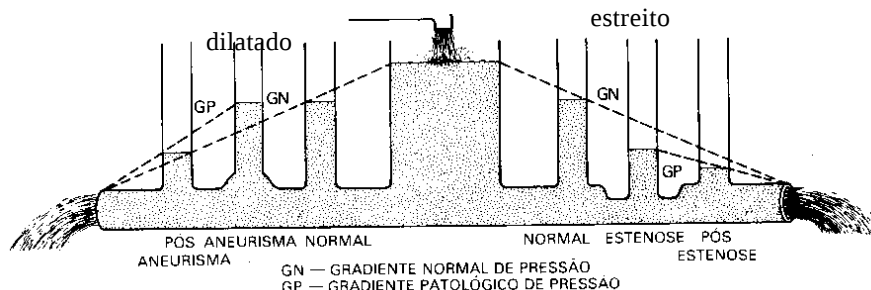


Figura. 2.9 – Gradiente de pressão normal, na estenose e no aneurisma (Heneine, 2000).

Nota-se que, com o gasto da E_C e sua reposição pela E_P , esta vai caindo, como esperado, nos segmentos normais. Na parte estenosada, o sangue circula com maior velocidade, e a E_P cai além do gradiente normal. No segmento pós-estenose, embora a velocidade seja normal, a pressão é menor. O motivo é que mais E_C foi gasta para vencer a estenose, e esse gasto se repõe com a E_P . Na região do aneurisma, a velocidade é menor, o que acarreta um aumento da E_P . Esse aumento estabelece um círculo vicioso, porque, por sua vez, tende a aumentar a dilatação do aneurisma. Esses dados explicam a maior frequência de infarto nas regiões onde há artérias esclerosadas. A esclerose consiste na deposição de gorduras e cálcio, entre outras substâncias, no lúmen de artérias, que ficam estenosadas. Nessas regiões, a velocidade do sangue aumenta, e a pressão lateral diminui. Com a queda da pressão lateral a nutrição dos tecidos fica prejudicada, podendo haver isquemia (deficiência de sangue), e até mesmo o infarto (necrose dos tecidos por um processo isquêmico). A ruptura dos aneurismas também é um acidente vascular perigoso.

2.2.2.4 Relação entre onda de pulso e velocidade de circulação:

Todas artérias apresentam uma dilatação perceptível ao tato como uma discreta batida, síncrona com a contração cardíaca. É o pulso. A tomada do pulso fornece informações valiosas sobre o funcionamento do aparelho circulatório, como a frequência, a presença de arritmias (falta de ritmo), a intensidade e outras. Embora

o pulso possa ser registrado graficamente, com riqueza de detalhes, a simples palpação permite verificar importantes condições.

A pulsação é o resultado da propagação do movimento vibratório, que se origina de cada sístole. (Leão, 1982).

A figura 2.10 diferencia pulso de corrente sanguínea.

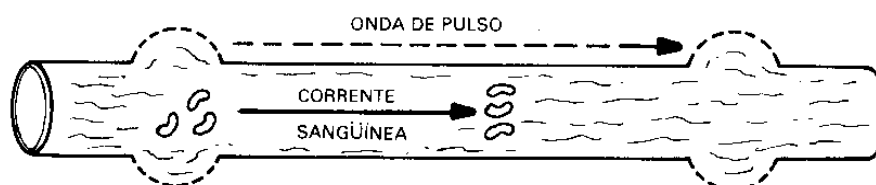


Figura. 2.10 – Onda de pulso da corrente sanguínea (Heneine, 2000).

A onda de pulso é a energia da contração cardíaca que se propaga pelo sangue e dilatando o calibre do vaso. É Energia Mecânica. A corrente sanguínea é o deslocamento da massa de sangue, medida pelo movimento de hemácias. É matéria.

A onda de pulso se propaga com velocidade 4 a 6 vezes maior que a corrente sanguínea, e é palpável. A corrente sanguínea não é perceptível ao tato, e necessita métodos especiais para ser percebida, como o Doppler, por exemplo.

A esfigmografia é a técnica que registra os movimentos das paredes de uma artéria, em face do fenômeno da pulsação. O gráfico obtido é o esfigmograma. A figura 2.11 mostra um esfigmograma (A: normal e B: patológico, sendo B.a insuficiência aórtica e B.b hipotensão arterial) (Leão, 1982).

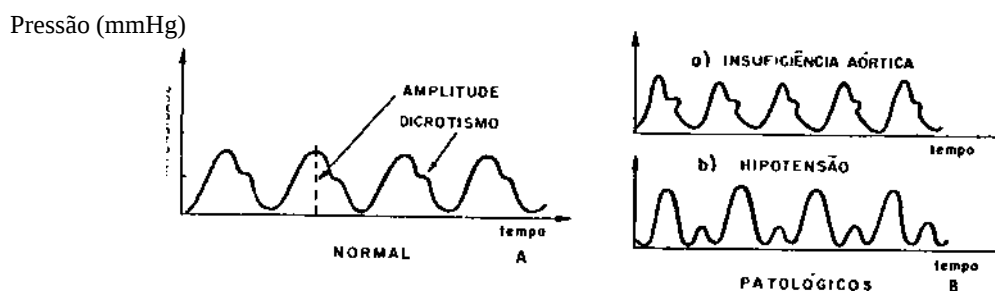


Figura. 2.11 – Gráfico de esfigmografia relacionando (Pressão em mmHg x Tempo em segundo). A) Normal; B) Patológico: a) insuficiência aórtica, b) hipotensão (Leão, 1982).

O volume de sangue que passa através da circulação sistêmica depende diretamente da diferença de pressão $P_1 - P_2$. A pressão P_1 é determinada pelo volume de sangue que passa pelo sistema circulatório e pela resistência a esse fluxo (resistência periférica), R . A pressão arterial média P_1 , normalmente, é de cerca 100 mmHg ao nível do coração, mantendo este valor em toda a árvore arterial, com o indivíduo em decúbito dorsal. Na posição ereta, a pressão em qualquer ponto do sistema arterial é afetada pela gravidade. Assim, na artéria dorsal do pé a pressão pode chegar, talvez, a 170 mmHg (isto é, 100 mmHg + 70 mmHg, onde 70 mmHg = 95 cm de H_2O hidrostática), enquanto que, simultaneamente, a pressão média na aorta é de 100 mmHg e dos vasos cerebrais, de 60 mmHg. Embora a P_1 seja a pressão média, a pressão arterial oscila à volta desse valor médio, devido às descargas sangüíneas intermitentes do coração. Durante a sístole, quando o sangue é ejetado do coração, a pressão chega rapidamente ao máximo (valor sistólico); na fase diastólica subsequente, a pressão volta lentamente ao nadir (valor diastólico). Daí a pressão do pulso ser a diferença entre as pressões sistólica e diastólica. O aumento da pressão durante a sístole é limitado pela elasticidade da aorta e das grandes artérias centrais. Desse modo, parte da energia cinética transmitida pelo sangue é armazenada como energia potencial. Durante a diástole, quando a pressão tende a cair, a parede arterial se recolhe e a energia potencial armazenada é novamente convertida em energia cinética. O nível da pressão diastólica também é determinado pela resistência que os pequenos vasos oferecem à passagem do sangue, à medida que este abandona o sistema arterial via arteríolas e capilares. Por intermédio destes dois fatores, elasticidade dos grandes vasos e resistência dos vasos menores, a quantidade de sangue que as artérias recebem intermitentemente do coração é transformada num fluxo contínuo através dos capilares. O fato é ilustrado pela experiência que Borelli fez no século XVII. Um tubo de borracha, provido de válvula, é mergulhado na água e ligado a uma seringa de pêra. A compressão e a relaxação rítmica da pêra fazem com que o líquido seja aspirado pela pêra e ejetado por uma saída. Se o tubo de saída for rígido, a ejeção do líquido será feita em jatos. Se tubo for elástico, o fluxo ainda será intermitente, a menos que seja constricto na extremidade, caso em que passa a ser contínuo, este experimento serve para representar o comportamento do fluxo

sangüíneo no sistema circulatório. A verdadeira pressão de pulso é quase 40 mmHg (sistólica = 120 mmHg, diastólica = 80 mmHg). O manômetro de mercúrio não mostra a pressão de pulso verdadeira, pelo fato da inércia do mercúrio tornar o sistema incapaz de registrar satisfatoriamente as rápidas modificações físicas da pressão. Para revelar a pressão de pulso verdadeira é preciso usar um manômetro ótico ou um dos muitos tipos de manômetro eletrônico. O valor médio da P_1 oscila com a respiração, e esta variação respiratória tende a se exagerar no registro com o manômetro de mercúrio porque a velocidade respiratória, comumente, corresponde à ressonância natural da coluna de mercúrio. Em caso de parada do coração, a pressão P_1 , nas artérias, cai até chegar a um valor final de 10 mmHg. No ínterim, a pressão venosa se eleva, em virtude de continuar o retorno venoso mantido por uma *vis a tergo* que diminui gradualmente. Por fim, as veias ficam ingurgitadas de sangue a uma pressão de mais ou menos 10 mmHg. A resistência (R) ao fluxo encontra-se principalmente nas arteríolas e, em menor extensão, nos capilares. As artérias e veias têm diâmetros relativamente maiores e, em consequência, menor resistência. A área de secção transversa total de todas as arteríolas não é muito maior que a aorta, mas a superfície de contato com o sangue (e, portanto, a resistência ao fluxo) é bem mais elevada. A área de superfície e de secção transversa da rede capilar sistêmica é várias centenas de vezes a da aorta, e a velocidade do fluxo sangüíneo em cada capilar é de apenas alguns milímetros por segundo, comparada com a média de 0,5 metro por segundo na aorta. O fluxo lento através dos vasos com uma grande área total de superfície facilita as trocas gasosas entre o sangue e os tecidos. Como a principal resistência é encontrada nas arteríolas, a queda maior da pressão ocorre na passagem pelas mesmas. Esta queda de pressão depende da resistência oferecidas pelas arteríolas, resistência que, por sua vez, varia segundo o estado de constrição das próprias arteríolas. Normalmente, as arteríolas encontram-se num estado de constrição parcial, devido à ação constritora de sua inervação simpática. A constrição pode aumentar ou diminuir pela maior ou menor descarga simpática, respectivamente. Assim, nas hemorragias moderadas, a pressão arteriolar média P_1 pode ser mantida por mecanismos reflexo, apesar da diminuição do volume de sangue circulante (rendimento cardíaco), devido ao aumento da resistência arteriolar. Em consequência, o gradiente de pressão através das arteríolas aumenta, e a pressão

hidrostática do sangue que entra nos capilares diminui de modo correspondente. Isto altera o equilíbrio entre a formação e a reabsorção do líquido tecidual pelos capilares, permitindo a embebição do líquido tecidual por estes vasos. Inversamente, a descarga simpática nas arteríolas pode diminuir, como acontece nas respostas vasomotoras reflexas ao aumento da temperatura corporal. As arteríolas, então, oferecem menos resistência ao fluxo aumentando a pressão capilar média. O sangue flui muito mais rapidamente através dos capilares, e estas alterações facilitam a perda de calor pela pele (Wright 1967).

Segundo Wright (1967), além da influência nervosa, as paredes das arteríolas são passíveis também de ações químicas. Desse modo, o acúmulo de metabólitos resultantes do exercício provoca vasodilatação muscular acentuada. Não obstante o rendimento cardíaco ser quintuplicado durante o exercício, a pressão P_1 se eleva muito pouco, porque há uma queda da resistência periférica resultante daquela dilatação arteriolar. A resistência arteriolar, em tais circunstâncias, representa uma proporção menor da resistência periférica total. A pressão capilar média se eleva e determina um aumento na formação do líquido tecidual; correspondentemente, a baixa de pressão através da rede capilar torna-se muito maior que no estado final. Segundo Wright (1967), a resistência ao fluxo através de um vaso (supondo que o fluxo laminar depende do comprimento (L), do raio (r) do vaso e da viscosidade do sangue (z), segundo a equação de Poiseulle:

$$R=8Lz/\pi r^4$$

As alterações da viscosidade do sangue, embora ocorram em alguns estados, são de menor importância no presente caso.

O volume de sangue circulante depende diretamente da diferença de pressões P_1-P_2 . Assim, os fatores que reduzem P_2 aceleram a circulação. Em condições normais, P_2 é mantida em nível muito baixo, o coração transferindo o sangue do lado venoso para o arterial tão depressa quanto o recebe. As grandes veias e as aurículas, de paredes delgadas, são muito elásticas, mudando seus perfis transversais de epitélio para circulares, quando submetidas à distensão. Em condições comuns, este estado de distensão não é atingido. A pressão transmural das veias cavas, de paredes finas, é

pequena; e, quando entram na aurícula direita, a pressão P_2 na luz das mesmas varia de maneira rítmica com a pressão intratorácica. Existem ainda pequenas flutuações adicionais de P_2 , devidas às ações mecânicas do coração. Quando o indivíduo está em decúbito dorsal, a diferença de pressão entre a extremidade venosa dos capilares (P_3) e do coração P_2 é responsável pelo retorno do sangue da periferia para o coração. Se o indivíduo assume a posição ereta, a pressão venosa nos pés (P_3) pode ter que passar de 90 mmHg para vencer a coluna hidrostática de sangue entre o coração e os pés, e fornece, assim, o volume circulatório necessário. Em qualquer ponto do sistema venoso abaixo do coração, a pressão deve ser suficiente para vencer não só a altura da coluna hidrostática de sangue que se interpõe, como, também, imprimir uma velocidade linear ao retorno do sangue. Acima do nível cardíaco, as veias extratorácicas entram em colapso quando a pressão em sua luz se torna subatmosférica. O sangue volta ao coração fluindo entre as paredes aproximadas destas veias. A pressão medida ao longo das mesmas é muito próxima da atmosférica. Somente quando as veias se mantêm abertas devido às suas conexões anatômicas (como no caso dos seios durais cerebrais) é que se desenvolve a pressão subatmosférica; se as paredes dos seios cerebrais forem rompidas por um acidente, o ar pode ser aspirado para seu interior. As veias torácicas e abdominais não possuem válvulas, apenas as veias dos membros possuem tais estruturas que permitem o fluxo somente na direção do coração. A compressão dos segmentos venosos pelos músculos que o circundam força o sangue, de segmento em segmento, para o coração. No meio tempo, as válvulas impedem o refluxo para os segmentos que foram esvaziados, e a pressão transmitida pelos capilares (*vis a tergo*) volta a encher os segmentos vazios. As válvulas venosas também dividem a coluna líquida hidrostática em pequenos segmentos impedindo, assim, a distensão das finas paredes venosas nas extremidades pendentes. Quando as válvulas se tornam insuficientes, as veias sofrem distensão exagerada e apresentam-se varicosas. Brecher (apud Wright, 1967) salientou que a presença de válvulas não é absolutamente necessário para que o sangue seja impulsionado na direção do coração pelas contrações musculares, visto que a resistência ao fluxo, nesse caso é muito menor do que a oferecida pelos capilares.

Segundo Wright (1967), durante o exercício muscular, o retorno do sangue ao coração é assegurado pela ação de bomba que os músculos exercem sobre as veias. Assim, o volume circulatório através do coração é efetuado por três fatores:

- a) Aumento de P_2 ou pressão arterial média
- b) Redução da resistência periférica, R , por vasodilatação química dos vasos musculares.
- c) Ação propulsora da “bomba muscular”.

Como exemplo, podemos citar o fato da pressão venosa que, num homem em posição ereta e à vontade é de, talvez, 100cm de sangue, poder passar a 20 cm pelo simples exercício dos músculos da perna.

Durante o exercício, o valor médio de P_2 é reduzido pela hiperpnéia. A respiração mais profunda, sem maior alteração no volume expirado, resulta em redução da pressão intratorácica que, por sua vez, se reflete num valor médio de P_2 .

Brecher, usando um medidor de fluxo sangüíneo fásico nas veias centrais, verificou que o fluxo na direção do coração era mais acelerado durante duas fases de cada ciclo cardíaco.

- a) Na sístole ventricular, quando as válvulas aurículo-ventriculares estão fechadas, a descida da base do coração diminui a pressão P_2 e, desse modo, aumenta a velocidade do fluxo venoso para o coração.
- b) Durante a diástole, estando abertas as válvulas aurículo-ventriculares, os ventrículos parecem “sugar” a medida que se relaxam, isto é, a pressão P_2 intraventricular, assim produzida, é menor que a existente nas veias centrais e mais baixa que a pressão intratorácica circundante. Esta redução do valor de P_2 pela atividade do próprio coração é denominada *vis a fronte*.

Assim, o aumento da atividade da bomba cardíaca não só eleva P_1 , como reduz P_2 . A eficiência de redução desta última, contudo, é limitada; quando P_2 é muito baixa as veias centrais esvaziam-se e entram em colapso oferecendo, desse modo, uma resistência muito elevada ao fluxo de sangue das mesmas (Wright, 1967).

2.2.2.5 Hipertensão de origem vascular e sua energética segundo Heneine (2000):

Existem vários tipos de hipertensão (pressão acima dos valores esperados). Um tipo que ocorre nos casos de arteriosclerose tem sua energética explicada devido a um vaso normal exigir apenas 120 mmHg para fornecer um fluxo normal satisfatório, e na volta, devolve os 80 mmHg também adequados às condições normais. O vaso esclerosado necessita pressão maior para ser dilatado em diâmetro equivalente, na hipótese mostrada, 180 mmHg. A devolução de energia é obviamente maior, porque as paredes são mais grossas, e ainda necessitam mais energia para uma dilatação equivalente (figura 2.12 e 2.13).

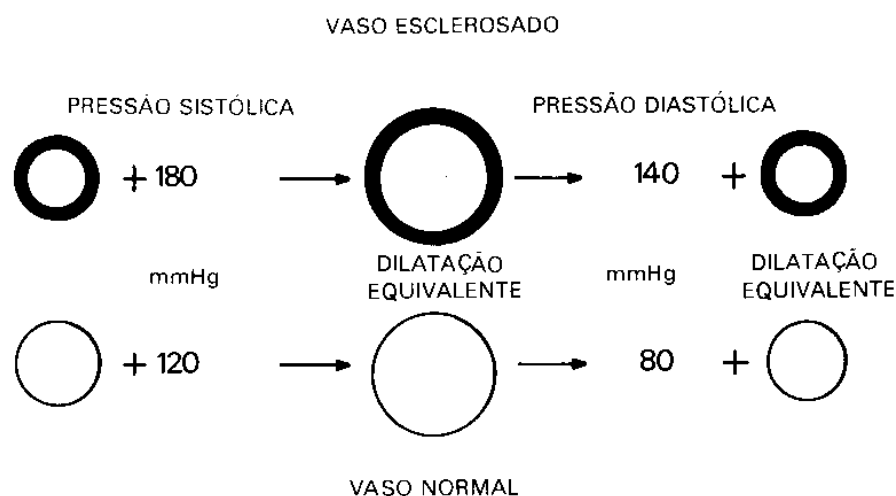


Figura 2.12 – Variação das pressões sistólica e diastólica de um vaso sanguíneo esclerosado para um vaso sanguíneo normal (Heneine, 2000).

O gráfico mostra as variações da pressão sistólica (S) e diastólica (D) nos casos normal (N) e patológico (P). (gráfico)

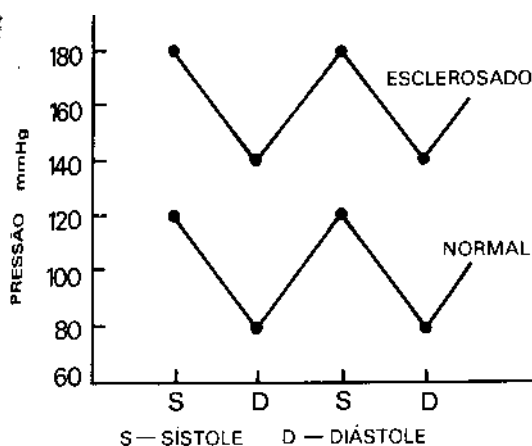


Figura 2.13 – Gráfico da variação das pressões sistólica e diastólica de um vaso sanguíneo esclerosado para um vaso sanguíneo normal (Heneine, 2000).

A hipertensão de origem vascular ateromatosa é também acompanhada de aumento da resistência periférica ao fluxo sanguíneo.

2.2.2.6 Pressão nos capilares – forças envolvidas

Os capilares representam a única parte do sistema cardiovascular acessível a trocas metabólicas com os tecidos. Para servir a esse fim, a estrutura e as forças envolvidas são peculiares. O comprimento dos capilares, em média, é de 0,8 a 1,2 mm (800.000 a 1.200.000 nm) e o diâmetro, um pouco mais do que o de uma hemácia, isto é, 8 a 8,5 μm (8.000 nm). Se o capilar tivesse 1 cm de diâmetro, seu comprimento seria de cerca de 1 metro. A velocidade do sangue nos capilares, como já vimos, é cerca de $0,4 \text{ mm.s}^{-1}$, o que faz o tempo de circulação ser de 2 a 2,5 segundo. Esse é o tempo gasto entre a entrada no capilar, através da arteríola, e a saída, através da vênula.

Os capilares, como de resto todo o sistema vascular, pulsam, e suas paredes apresentam uma camada única de células endoteliais, cimentadas com proteínato de cálcio. Essas paredes apresentam poros de tamanho variável com a região do corpo.

No sistema nervoso central, os poros são de menos de 3 nm, e permitem trocas de moléculas muito pequenas, como água e gases. Os poros de 3 a 5 nm, são mais comuns e permitem a troca de água e pequenas moléculas. Nos glomérulos, os poros são um pouco maiores. No fígado, há poros de até 10 nm, que permitem alguma troca de macromoléculas. Existem mais de 2 bilhões de capilares em um adulto.

Na figura 2.14 estão representadas as forças que existem entre os capilares e o compartimento intersticial (compartimento Extra-celular, CEC).

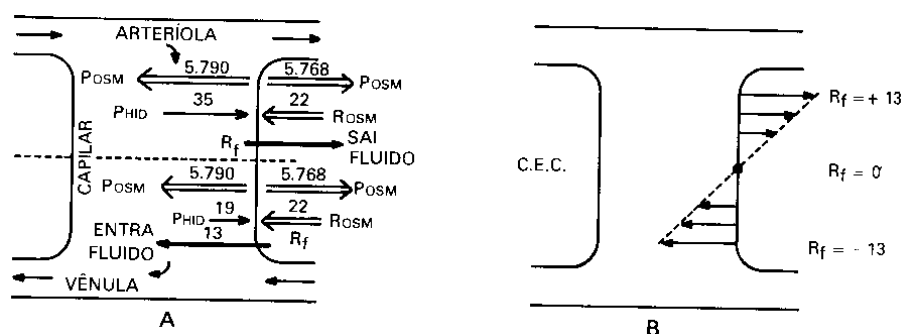


Figura 2.14 – Esquema da P_{OSM} e P_{HID} entre o compartimento extra celular e o capilar (Heneine, 2000).

Os vetores representam as direções nas quais essas forças se aplicam. Os números indicam o valor em mmHg. Na entrada do capilar, na conexão com a arteríola, a diferença de P_{osm} deixa um saldo de 22 mmHg a favor da penetração de fluido, mas a P_{hid} é maior, deixando um saldo de 13 mmHg a favor da expulsão do fluido para o Compartimento Extra-celular (CEC). Na saída do capilar, na conexão com a vênula, essas mesmas forças deixam um saldo a favor da penetração de líquido, de 13 mmHg. Entre esses extremos, há um gradiente de pressão:

Esse gradiente de Saída-Entrada de fluido no capilar está representado na figura 2.14 B. Nota-se que as forças possuem uma resultante nula, teoricamente, no meio do caminho.

O estado estacionário no capilar é importante. Se o fluido que sai é maior do que o fluido que entra, imediatamente, água é retirada do CEC, numa condição conhecida como edema. Há várias causas de edema segundo Heneine (2000), todas relacionadas a uma alteração das forças que acabamos de estudar:

Alteração na Pressão Osmótica – 1) diminuição da P_{osm} intracapilar, por hipoproteinemia (baixa concentração de proteína no plasma). A resultante osmótica na entrada do capilar diminui. Como consequência, há escape de fluido para o CEC. Na saída do capilar, a entrada de fluido é também prejudicada, acentuando a retenção de fluido no CEC. 2) Aumento de sais no CEC. Quando, por razões de insuficiência cardíaca, ou renal, há retenção de sais, a P_{osm} do CEC aumenta, com consequente retenção de fluido nesse compartimento.

Alteração de Pressão Hidrostática – 1) Dilatação arteriolar ou constrição venular. Em ambos os casos, há um aumento da P_{hid} , e consequentemente aumento de vetor de saída e diminuição do vetor de entrada de fluido. 2) Aumento da pressão venosa. Sempre que há um aumento da pressão venosa, a passagem do sangue através dos capilares exige um aumento da P_{hid} , e a situação das forças é como no caso anterior: maior saída e menor entrada de fluido. 3) Ação do campo gravitacional como veremos mais a diante.

Alterações na Permeabilidade Capilar – Há substâncias como a histamina, bradicinina, e certas cininas, que aumentam a permeabilidade do capilar, permitindo o vazamento de macromoléculas, especialmente a albumina, para o CEC. Com a queda da P_{osm} intracapilar, fluido se acumula nesse espaço. Essa é a explicação do edema que acompanha os estados inflamatórios.

Tipos de Fluxo: Fluxo Laminar, Fluxo Turbilhonar e seu Relacionamento com a Circulação Sangüínea:

A reologia (reos, corrente), é a ciência que estuda os fluxos e suas deformações, distingue dois regimes de escoamento, como mostra a experiência da figura 2.15.

Em duas buretas contendo água de torneira, coloca-se algumas gotas de fucsina e 0,1% em água destilada, bem no topo da coluna líquida. Em seguida as buretas são abertas:

Segundo Heneine (2000), na bureta A, como líquido é escoado lentamente, o corante se dispõe em camadas concêntricas, afunilando-se no centro do tubo. Olhando-se por cima, é possível ver a regularidade das camadas concêntricas, ou lâminas de fluido. Esse é o fluxo laminar ou lamelar (pequenas lâminas, ou

camadas). Na bureta B, como o líquido é escoado com o máximo de velocidade, o corante se distribui de forma irregular, formando redemoinhos, turbilhões, com porções de fluidos se entrechocando. Olhando-se por cima, é possível ver a desorganização das camadas de corante. Esse é o fluxo turbilhonar ou turbulento

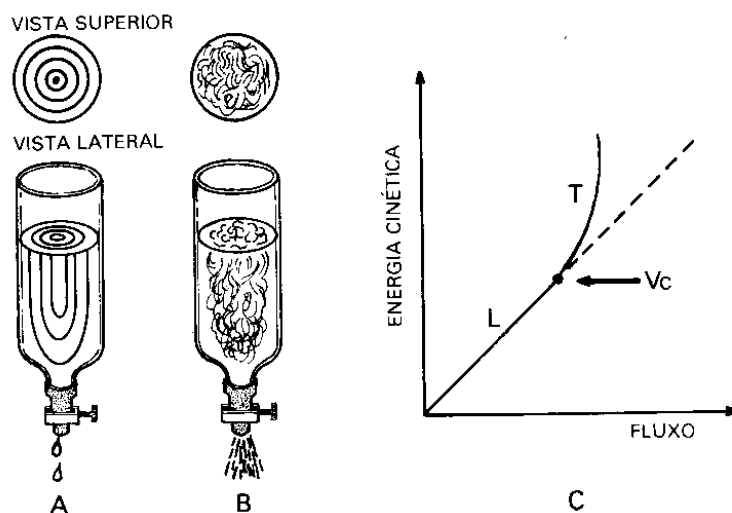


Figura 2.15 – (A) fluxo laminar, (B) turbilhonar e (C) gráfico $E_c \times \text{Fluxo}$, mostrando a velocidade crítica (V_c), onde um fluxo turbilhonar (T) passa a ser laminar (L) (Heneine, 2000).

Pode-se passar de um regime a outro, simplesmente variando a velocidade de escoamento. Abaixo dessa velocidade, o fluxo é laminar, acima é turbilhonar. Essas relações estão mostradas no gráfico da figura. A velocidade limite é chamada de velocidade crítica (V_c), como mostra a figura 2.15.

Segundo Heneine (2000), a termodinâmica dos fluxos laminar e turbilhonar esclarece os achados. No fluxo laminar, a Entropia é adequada ao processo, não havendo desperdício de energia cinética (E_c), e o fluxo é proporcional à velocidade linear do sangue. No fluxo turbilhonar, a Entropia é exagerada, porque parte da E_c é gasta em vencer um atrito interno maior, causado pelo choque de fluidos em movimento turbilhonar, e a velocidade linear do fluido é menor. O fluxo, portanto, não cresce proporcionalmente, com o aumento da E_c . Do ponto de vista macroscópico, há outra diferença fundamental entre o escoamento laminar e o turbilhonar. Laminar é silencioso e turbilhonar é ruidoso. Essa propriedade, usada para a medida indireta da pressão arterial, é um dos métodos mais usados em clínicas e investigação. O

número de Reynolds é um valor adimensional que indica o limite entre o fluxo laminar e turbilhonar. Esse número, em condutores retilíneos, é cerca de 2.000 no SI (aproximadamente 1.000 no CGS), para vários fluidos, inclusive o sangue. O número de Reynolds (Re), é dado pela relação:

$$Re = V_c \cdot d \cdot r / \eta$$

Onde V_c é a velocidade crítica, d é a densidade do fluido, r o raio do condutor, e η é a viscosidade do meio. Essa relação permite calcular a velocidade crítica V_c , abaixo da qual o fluxo é laminar, e acima, é turbilhonar.

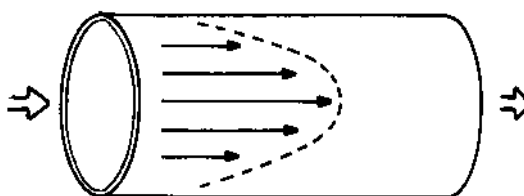


Figura. 2.16 – Velocidade do fluido em fluxo laminar é maior na região central do tubo (Heneine, 2000).

Na figura 2.16, podemos observar que a velocidade do fluido, em fluxo laminar, é maior nas camadas localizadas no centro do tubo e diminui gradualmente ao se aproximar da periferia. Esse fato é importante na colheita de amostras de sangue em vasos mais calibrosos. A amostra colhida pode não ser representativa da composição média do sangue: é que nas partes próximas à parede dos vasos, onde a velocidade é mais lenta, há maior acúmulo de elementos figurados do sangue (hemácias, leucócitos e plaquetas).

2.2.2.7 Fatores físicos que condicionam o fluxo:

Vazão ou Débito: É a quantidade de líquido em movimento. Considerando-se o teorema de Torricelli, no qual a velocidade de escoamento é dada por:

$$v = \sqrt{2gh}$$

Onde g é a aceleração da gravidade e h a altura da coluna líquida. A vazão pode ser expressa por:

$$D = S * v$$

Onde S é a secção do tubo e v a velocidade do escoamento. Relacionando as duas equações, temos:

$$D = S \sqrt{2gh}$$

Segundo Leão (1982),

Lei de Poiseuille: A equação do fluxo de um fluido em condutores foi estabelecida por Poiseuille, médico francês, que a deduziu empiricamente. Sua comprovação teórica é rigorosa, e essa equação se aplica não apenas ao sangue, em vasos da circulação, como em outros fluxos e condutores. A equação é a seguinte:

$$F = \pi * \Delta P * r^4 / 8 * \Delta L * \eta$$

Onde F é o fluxo (volume escoado pelo tempo), ΔP é a diferença de pressão, r é o raio do tubo, elevado à 4ª potência, ΔL é o comprimento do tubo, e η é a viscosidade, π e 8 são constantes de integração.

De acordo com a figura 2.17, temos:

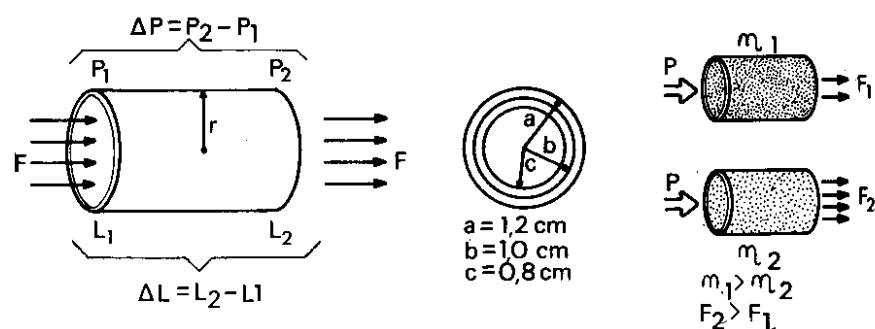


Figura 2.17 – Influência da pressão, viscosidade do fluido, comprimento e raio do tubo em relação ao fluxo (Heneine, 2000).

Segundo Leão (1982), teremos:

a) Pressão:

“O sentido de deslocamento sanguíneo se faz sempre de pontos onde há maior pressão para aquele sob menor pressão” (Leão, 1982). A diferença de pressão entre P_1 e P_2 condiciona o fluxo. Se o sistema necessita mais fluxo, esse aumento pode ser obtido pelo aumento da pressão. Esse fator explica também as falhas circulatórias decorrentes de pressão insuficiente: quando P_1 abaixa, o fluxo diminui. Essa situação ocorre em vários casos fisiopatológicos, como choque circulatório, como no infarto, ou na falta de condução do impulso contrátil pelos feixes atrioventriculares.

b) Raio:

Esse é um dos fatores mecânicos mais importantes para o controle do fluxo na circulação. Como o raio está elevado à 4ª potência, uma diminuta variação do raio corresponde a uma grande variação no fluxo.

c) Comprimento do Tubo:

Num sistema com circulação aberta e submetida às mesmas condições, o fluxo é inversamente proporcional ao comprimento, como diz a lei de Poiseuille. Entretanto, isso não pode acontecer no sistema circulatório, que é fechado, e em regime estacionário. No sistema circulatório, $\Delta L = 1$, na equação de Poiseuille. O que se verifica é que, com a distância L percorrida pelo sangue, há apenas um desgaste maior na E_c , que se repõe às custas da E_p .

d) Viscosidade:

As variações da viscosidade sanguínea podem acarretar modificações graves no fluxo:

Diminuição da viscosidade – nas anemias profundas, a diminuição de viscosidade pode ser acompanhada de um aumento da velocidade tal, que a velocidade crítica é excedida, e aparece um sopro circulatório audível em várias partes do tórax. Aumento da viscosidade – doenças que aumentam a viscosidade do sangue, como a policitemia vera (aumento do número de eritrócitos), ou certas macroglobulinemias, (aumento de macroglobulinas), podem induzir consideráveis

diminuições do fluxo, que necessitam rápida intervenção para diminuir a viscosidade do sangue, através de retirada de hemátias, ou administração intravenosa de fluidos.

A lei de Poiseuille é válida somente para fluxo laminar. Quando o fluxo se torna turbilhonar, outras variáveis intervêm, sendo necessário aplicar correções adequadas.

Resistência Periférica: Um outro parâmetro físico de importância na circulação sanguínea é a resistência periférica. Por analogia com a lei de Ohm, define-se como resistência periférica, pressão (P) é igual ao produto da resistência (R) pelo fluxo (F).

$$P = R * F$$

O valor de $R = P / F$ é dado em unidades inconstantes de P mmHg / F ml.s⁻¹ chamada “unidade R”.

A resistência entre a aorta e os capilares é aproximadamente 1. A queda de pressão é

$$100 - 15 \text{ mmHg}$$

e o fluxo é 85 ml.s⁻¹.

$$R = (100 - 15) / 85 = 85/85 = 1 \text{ unidade R}$$

Na hipertensão, os valores de P podem chegar a 220 mmHg. Então:

$$R = (220 - 15) / 85 = 2,4 \text{ unidades R}$$

Ou seja, é necessário um trabalho de 2,4 vezes maior para circular o mesmo volume de sangue.

Em atletas bem treinados, durante o exercício físico, a pressão pode se elevar a 145 mmHg, mas o fluxo pode chegar a 6 vezes o fluxo basal. Nesse caso:

$$R = (145 - 5) / 85 = 0,25 \text{ unidades R}$$

O que corresponde a uma diminuição de 4 vezes de R.

A resistência periférica aumentada é um fator importante na gênese da hipertensão vascular, e de outros distúrbios da circulação.

Relação entre Pressão e Tensão – Lei de Laplace

Leão (1982) relata que o biólogo confunde freqüentemente essas duas grandezas físicas. Pressão é Força/Área e Tensão é Força/Raio. Quanto maior é a área, menor é a pressão, quanto maior é o raio, menor é a tensão. A tensão é mantida por fibras musculares (coração), ou elásticas (vasos em geral). A comparação entre as fórmulas para esferas e cilindros mostra que, para um ventrículo de 3 cm e uma aorta de 1 cm de raio, a tensão no ventrículo tem que ser 6 vezes maior que na aorta, para manter a mesma pressão. A Lei mostra que, se R aumenta, T deve aumentar na mesma proporção para manter P invariável. Assim, o coração dilatado tem que produzir uma tensão maior que um coração de tamanho normal, para sustentar a pressão necessária. Como o coração tem quatro cavidades, o Trabalho cardíaco é cerca de 4 vezes maior nos corações dilatados.

Segundo Leão (1982), o Trabalho cardíaco é do tipo $P * \Delta V$, e pode aumentar, tanto através de P, como de ΔV . Na hipertensão arterial prolongada, a dilatação cardíaca é um achado freqüente, e reflete o aumento de ΔV para ajudar no Trabalho extra necessário.

Nos aneurismas, a Lei de Laplace prevê que, teoricamente, o rompimento deve se dar na região onde o raio de curvatura é maior.

A tensão é medida em $N.m^{-1}$, e tem sido determinada em várias partes do organismo (tabela 2.2) segundo Leão (1982).

Tabela 2.2 – Tensão em várias partes do organismo
(Heneine, 2000):

Região	Tensão
Ventrículo esquerdo	$8 * 10^2 N.m^{-1}$
Aorta	$2 * 10^2 N.m^{-1}$
Cava	$20 N.m^{-1}$
Capilares	$2 * 10^{-2} N.m^{-1}$

Campo gravitacional e a Circulação:

O termo E_g da equação de Bernouilli. Já descrito no item Energética da Circulação, que o campo G é um dos termos da equação de Bernouilli. Em um indivíduo na posição ortostática, os vetores G são contra a subida do sangue, e a favor da descida. Essas relações estão representadas na figura abaixo tendo o coração como nível referencial.

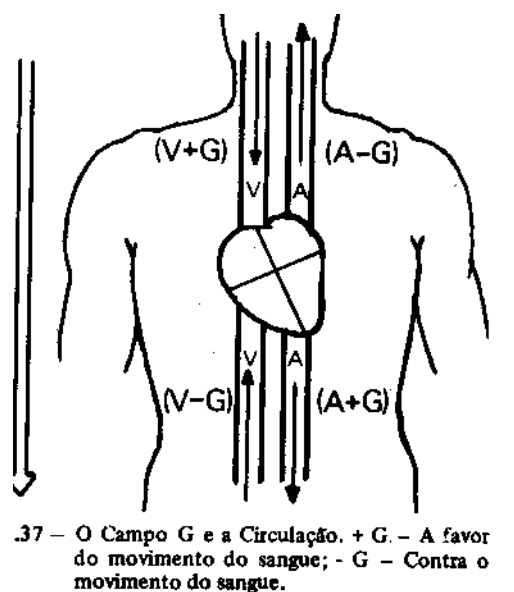


Figura 2.18 – Influência da ação da gravidade no fluxo sanguíneo (Heneine, 2000).

Pode-se notar que, acima do coração, o campo G é contra a circulação arterial, e a favor da venosa. Abaixo do coração, inverte-se a relação, e o campo G é a favor da circulação arterial, e contra a venosa (figura 2.18). A contribuição quantitativa do campo G usando unidades de mmHg, a conversão de uma coluna de sangue para de mercúrio, é a seguinte, pelas densidades desses líquidos:

$$1,06 * 10^3 \text{ kg.m}^{-3} * 10 \text{ m.s}^{-2} * 1 \text{ mmHg} / 13,6 * 10^3 \text{ kg.m}^{-3} = 0,78 \text{ mmHg}$$

Ou seja, a cada 1 cm de altura no campo G , a coluna de sangue pesa 0,78 mmHg.

O comportamento de fluxos em tubos rígidos e elásticos segundo Heneine (2000), sob a ação do campo G, explica alguns fatos observados na hemodinâmica.

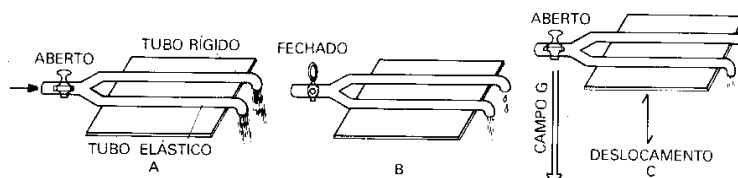


Figura 2.19 – Diferença no comportamento do tubo rígido para o tubo elástico (Heneine, 2000).

Na figura 2.19, (A) os tubos recebem água sob mesma pressão, e os fluxos estão em equilíbrio. Se a torneira for subitamente fechada (B), o fluxo cessa, logo em seguida, no tubo rígido, mas continua, ainda que por instantes, no tubo elástico. É que este, como já vimos, acumula E_p nas paredes, e devolve como E_c , sob forma de fluxo. É exatamente a situação de sístole e diástole. Esse comportamento diferente de tubos rígidos e elásticos, explica o que ocorre quando há uma falha súbita na bomba que fornece o sangue. Em indivíduos com artérias flexíveis, o suprimento de sangue continua, mas em pacientes com artérias esclerosadas, rígidas, há baixa ou interrupção do fluxo. Frequentemente, essa é a causa das “torneiras” que essas pessoas declaram sentir. Essa também é a razão da isquemia ser mais acentuada em territórios irrigados por artérias esclerosadas, quando há uma deficiência no fluxo sanguíneo. Na figura C, o sistema de tubos é bruscamente elevado no campo G, no tubo rígido cessa o fluxo, que ainda continua, embora diminuindo, por certo tempo, no tubo elástico. Essa variação de G sobre o fluxo é notado em pessoas que se levantam bruscamente, estão em elevadores ou aviões que sobem rapidamente no campo G; o fluxo diminui, e diminui mais ainda em artérias esclerosadas. Esse efeito do campo G exige que os cosmonautas sejam lançados ao espaço em posição semi-deitada, com a cabeça ao nível do coração. Roupas “anti-G”, que pressionam o sangue na subida e descida de cosmonaves (Heneine, 2000).

2.2.2.8 Anatomia do sistema circulatório

Segundo Dângelo (1988), o sistema circulatório é um sistema hidráulico fechado de transporte, constituído de uma bomba, o coração (figura 2.20), e tubos, os vasos sanguíneos, aos quais se acrescentam, como auxiliares, os vasos linfáticos. O

veículo de que se vale o sistema circulatório para prover os gases, nutrientes e metabólitos, é o sangue.

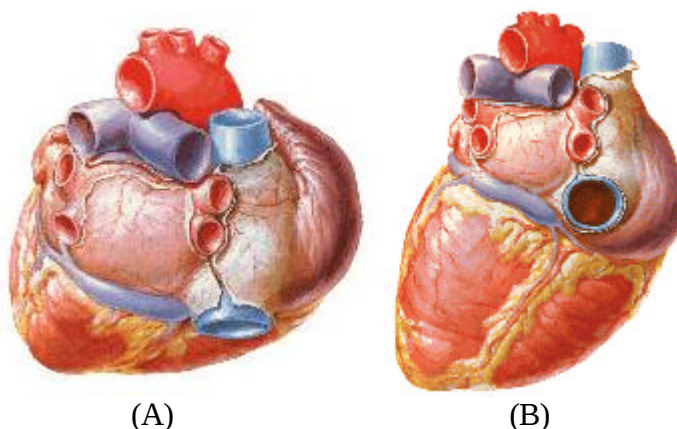


Figura 2.20 – Coração: (A) vista posterior, (B) vista pósteroinferior (Netter, 1995).

Segundo Dângelo (1988), ocupando o mediastino médio, o coração está envolvido por um saco de dupla parede, o pericárdio. A parede externa é uma densa camada de feixes colágenos, o pericárdio fibroso, cuja face interna é forrada por uma membrana serosa, o pericárdio seroso, o qual se reflete para a superfície do coração. Deste modo o pericárdio seroso apresenta lâminas parietal (que forra o pericárdio fibroso) e visceral, que reveste o coração como epicárdio. O pericárdio fibroso funde-se com a adventícia dos grandes vasos da base do coração e como centro tendíneo do diafragma. Anteriormente ele está fixado ao esterno por faixas de tecido conjuntivo (ligamentos esternopericardíacos), mas os pulmões e a pleura separam a maior parte de sua face anterior da parede torácica. Vestígios do timo ocupam uma porção variável do espaço entre o pericárdio e o esterno, que constitui o mediastino anterior. Os nervos frênicos descem em direção ao diafragma, entre a pleura e o contorno lateral do pericárdio fibroso. O pericárdio seroso forra o pericárdio fibroso com sua lâmina parietal e se reflete sobre o coração, ao nível em que os grandes vasos atravessam o pericárdio fibroso para revesti-lo com sua lâmina visceral.

Segundo Dângelo (1988), o coração ocupa o mediastino médio, como mostra a figura 2.21. A lâmina visceral que o reveste, o epicárdio, pode conter grande quantidade de gordura especialmente ao longo dos vasos. O órgão central do sistema circulatório repousa sobre o diafragma, situa-se posteriormente ao esterno e tem dos seus lados os pulmões e a pleura. O mediastino posterior, contendo o esôfago e aorta descendente, separam o coração da coluna vertebral (5ª à 8ª vértebra torácica). Superiormente a ele estão a aorta e artérias

pulmonares, bem como os brônquios principais resultantes da divisão da traquéia. A relações do coração com a parede torácica anterior variam, de certa forma, com a posição do diafragma, com o biótipo do indivíduo e com o tamanho e a forma do coração. Este é um problema bastante complexo porque o tamanho, a forma e a posição do coração são extremamente variáveis, para elas contribuindo o tipo constitucional, a idade, a postura e os movimentos respiratórios. Entretanto, pode-se dizer que no indivíduo vivo, o coração in situ tem o seu maior eixo dirigido pósterio-anteriormente, para esquerda e inferiormente. É possível reconhecer no coração uma base, um ápice e pelo menos duas faces nítidas, a diafragmática (que repousa sobre o diafragma) e a esternocostal (anteriormente). A base é superior e o ápice, inferior, é arredondado, situando-se, quando é possível vê-lo radiograficamente, ao nível da 6ª cartilagem costal.

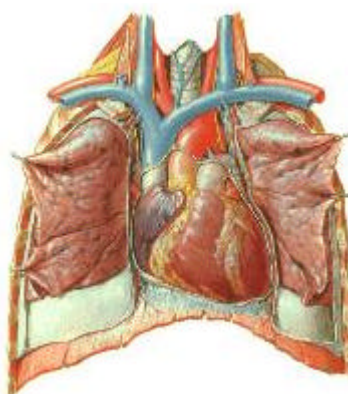


Figura 2.21 – Localização do coração na caixa torácica (Netter, 1995).

Segundo Dângelo (1988), ao estudar a anatomia de vasos (artérias e veias) deve-se estar atento à possibilidade de variações, pois elas são muito mais freqüentes do que registra a literatura. Ao estudar uma artéria, deve-se verificar sua origem, seu trajeto, sua relação com outras estruturas e o território por ela irrigado. A associação destes dados permitirá identificar corretamente a artéria. As artérias principais dão ramos musculares (para os músculos), nutridores dos ossos e ramos articulares (para as articulações). Destes ramos somente alguns têm nomes específicos e somente estes serão relacionados nas descrições. A artéria aorta é maior artéria do corpo e também a mais importante da circulação sistêmica. Próximo a sua origem no ventrículo esquerdo ela está guardada pela valva aórtica. Dois seios aórticos direito e esquerdo originam-se as artérias coronárias, direita e esquerda. Sua primeira porção é denominada aorta ascendente; ao nível do ângulo esternal ela se arqueia em direção posterior e para a esquerda, formando o arco aórtico (figura 2.22). O ligamento arterial une o arco aórtico à artéria pulmonar esquerda. Do arco aórtico originam-se

três ramos: o tronco braquicefálico, a artéria carótida comum esquerda e a artéria subclávia esquerda. Variações, entretanto, são bastante freqüentes.

- a) Tronco braquicefálico – É o primeiro ramo do arco aórtico. Ao nível da articulação esternoclavicular direita ele se divide em artérias carótida comum direita e subclávia direita.
- b) Artéria carótida comum esquerda – Origina-se à esquerda do tronco braquicefálico e dirige-se para o pescoço, à esquerda da traquéia.
- c) Artéria subclávia esquerda – É o último ramo do arco aórtico. Sobe lateralmente à traquéia e abandona o tórax posteriormente à articulação esternoclavicular esquerda.

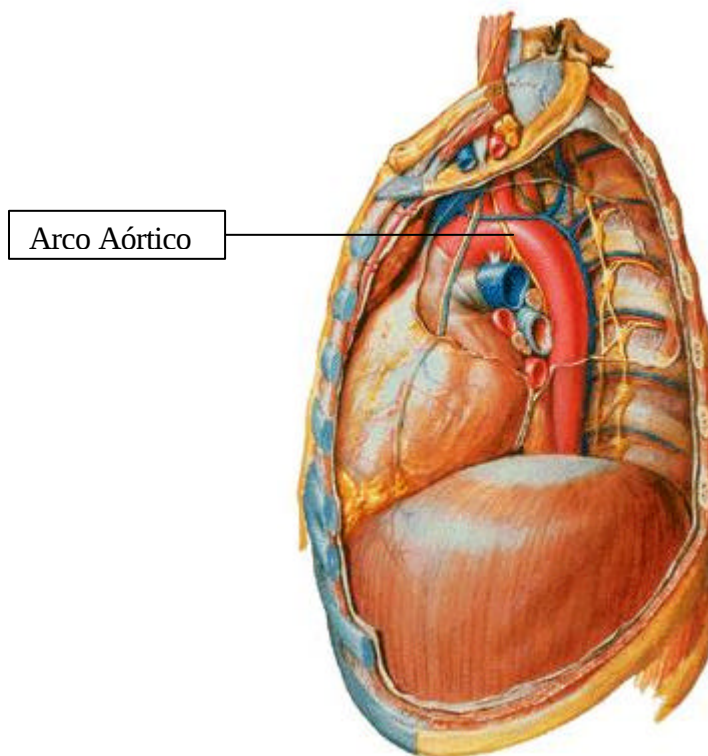


Figura 2.22 – Arco Aórtico. (Netter, 1995)

A última porção da aorta inicia-se no arco aórtico e penetra no mediastino posterior, que percorre com o nome de aorta descendente, ou aorta torácica, até atingir o diafragma (Dângelo, 1988).

Segundo Dângelo (1988), o tronco braquicefálico se bifurca em artéria carótida comum direita e artéria subclávia, a artéria subclávia dá origem a um ramo chamado artéria vertebral direita. Quando a artéria subclávia atinge a borda externa da primeira costela passa a ser denominada artéria axilar, principal tronco de irrigação do membro superior. Este importante tronco arterial atravessa o canal cérvico-axilar, juntamente com a veia e plexo braquial. No esqueleto articulado os limites ósseos deste espaço piramidal truncado constitui uma comunicação entre a base do pescoço e a axila:

- a) medialmente, as três primeiras costelas
- b) lateralmente, o processo coracóide e a parte superior do úmero
- c) posteriormente, a escápula

É fácil compreender que este contorno ósseo protege vasos e nervos importantes situados na região de dimensões reduzidas e sujeita a traumatismos superior e anteriormente.

Segundo Dângelo (1988), ao nível da borda inferior do músculo redondo maior a artéria axilar passa a denominar-se artéria braquial (do braço), que é, portanto, sua direta continuação (figura 2.23). A artéria braquial é relativamente superficial no contorno medial do braço e pode ser comprimida contra o úmero na sua parte mais superior, onde corre ao longo da borda medial do bíceps braquial que a recobre parcialmente, onde é posicionada a campânula com a membrana do estetoscópio para ausculta do pulso durante a aferição da pressão arterial. Ao nível da metade do braço do nervo mediano cruza a artéria braquial vindo do contorno medial lateral para medial. Na fossa do cotovelo ela se coloca no plano mediano do membro superior, situando-se entre o tendão do bíceps, que lhe é lateral, e o nervo mediano, medial.

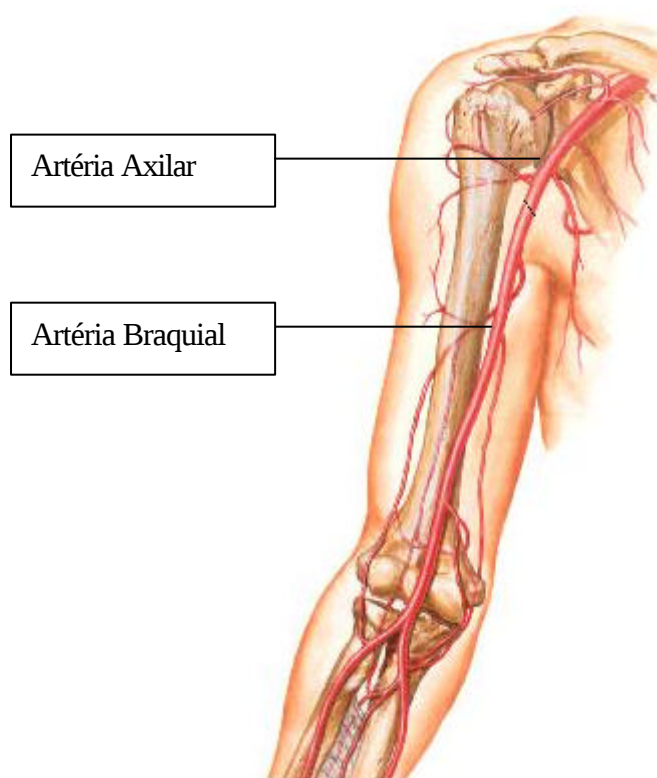


Figura 2.23 – Artérias Axilar e Braquial

2.2.3 Métodos Usados para Aferição da Pressão Arterial

Segundo Heneine (2000), a medida indireta da pressão arterial é um método simples e valioso. Consiste em comprimir a artéria através de um manguito de ar, que é ligado a um manômetro. (figura 2.24 A).

Segundo Heneine (2000) quando a pressão externa aplicada colaba as paredes da artéria o fluxo cessa completamente, e nada se escuta no estetoscópio. Em seguida, o manguito é descomprimido gradualmente. Quando a pressão sangüínea é suficiente para forçar um jato de sangue através da parte estreitada da artéria, esse jato passa com alta velocidade, produzindo um fluxo turbilhonar, que se ouve como um ruído rascante, a cada pulsar do coração. A pressão indicada, nesse instante, é a pressão sistólica ou máxima. (figura 2.24 B).

Segundo Heneine (2000) continua-se a descompressão gradual. O estrangulamento arterial diminui, e o fluxo turbilhonar também, o que se reconhece como mudança no tom do ruído (fica grave). Quando se atinge uma pressão subcrítica, o escoamento volta ao laminar, e o ruído desaparece, estes diferentes

ruídos podem ser distinguidos pelo espectro de frequência do. A pressão indicada pelo manômetro, nesse instante, é a pressão diastólica ou mínima. (figura 2.22 C).

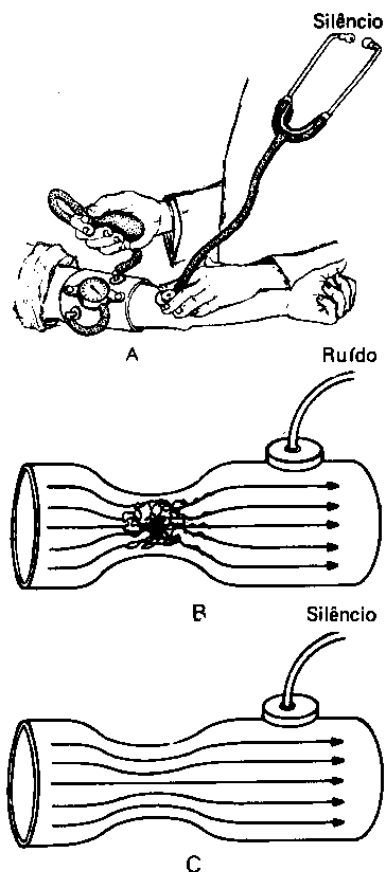


Figura 2.24 – (A) medida indireta da pressão arterial. (B) fluxo da pressão sistólica. (C) fluxo da pressão diastólica (Heneine, 2000).

Segundo Leão (1982), temos também, pressão diferencial, que corresponde à diferença entre pressões máxima e mínima. E pressão média que é representada pelo valor que deveria existir, para realizar o mesmo trabalho, se não houvessem as periódicas contrações cardíacas. Sua determinação se consegue com o auxílio do método oscilométrico ou segundo O'Sullivan (1993), através da escala de Korotoff, pela equação que segue:

$$PAM = (Pas + Pad1 + Pad2) / 3$$

Onde, PAM é a pressão arterial média, Pas é a pressão arterial sistólica, Pad1 é a pressão arterial diastólica primária e Pad2 é a pressão arterial diastólica secundária.

Como o valor da Pad1 é muito próximo da Pad2, costuma-se relacionar da seguinte forma:

$$\text{Considerando: Pad1=Pad2=Pad, temos: PAM} = (\text{Pas} + 2\text{Pad}) / 3$$

Ghorayeb e Meneghelo (1997), propõem o método de Koroktov para aferição da pressão arterial que é recomendada pela American Heart Association:

1. Assegurar comodidade para o paciente, seja na posição deitada, sentada ou em pé, desde que não modifique a posição de escolha, pois a ação da gravidade pode interferir no resultado; temperatura agradável e com o paciente relaxado.
2. Aplicar o manguito de maneira justa. O centro da bolsa de borracha deve se encontrar sobre a artéria braquial. Se a circunferência do braço exceder 33cm utilizar o manguito de tamanho apropriado (15x30cm).
3. Assegurar que a coluna de mercúrio esteja na vertical (para manômetro de coluna de mercúrio).
4. Mantenha um suporte para o braço do paciente; colocar o braço levemente estendido e com ligeira rotação externa.
5. Inflar o manguito até 30mmHg acima da pressão necessária para oclusão do pulso radial.
6. Coloque o diafragma do estetoscópio sobre a artéria braquial. Evite comprimi-lo muito forte.
7. Os olhos do observador deverão estar no mesmo nível da coluna de mercúrio, ou do manômetro.
8. Esvaziar o manguito na velocidade de 2 ou 3 mmHg por segundo.
9. Considere a pressão sistólica após ouvir dois sons consecutivos (Fase I)
10. Considere a pressão diastólica na fase V (desaparecimento dos sons).
Caso os sons continuem sendo ouvidos em uma pressão de 30 mmHg

ou inferior (sem causa aparente) considere a Fase IV para a diastólica (abafamento dos sons).

11. Escreva imediatamente os resultados.

CAPÍTULO 3 – PROCEDIMENTO EXPERIMENTAL

3.1 INTRODUÇÃO

Foi fundamental para desenvolver um sistema de medição, o conhecimento das peças de cada um dos instrumentos usados na pesquisa.

A montagem do estetoscópio com um tubo T no tubo acústico permitiu inserir um sensor ao instrumento sem atrapalhar a ausculta do pulso arterial. Como o sinal do esfigmomanômetro pode ser lido pelo manômetro analógico simultaneamente ao do extensômetro, foi possível coletar os dados através do protocolo de aferição da pressão arterial descrito por Serro-Azul (1988), Segall(1985) e Porto (1997), pois foi possível ler a pressão no manômetro analógico e auscultar o pulso arterial. O sinal coletado com este protocolo foi denominado sinal 0.

Foi proposto um novo protocolo de aquisição dos sinais, coletando separadamente cada fase da escala de Koroktov, sendo o sinal 1 referente ao sinal coletado com a pressão estabilizada na fase 1 da escala de Koroktov, o sinal 2 referente ao sinal coletado com a pressão estabilizada na fase 2 da escala de Koroktov, o sinal 3 referente ao sinal coletado com a pressão estabilizada na fase 3 da escala de Koroktov, o sinal 4 referente ao sinal coletado com a pressão estabilizada na fase 4 da escala de Koroktov e o sinal 5

referente ao sinal coletado com a pressão estabilizada na fase 5 da escala de Koroktov.

3.2 ESTETOSCÓPIO

Coimbra (2002, p.32), em sua dissertação concorda com Garcia (1998, p.134), que o funcionamento do estetoscópio é explicado pela física dos tubos acústicos, tendo como principal característica evitar a atenuação da onda sonora por espalhamento.

O estetoscópio é constituído por: peças auriculares, tubos de conexão, mola e receptores sonoros

O estetoscópio utilizado nos ensaios foi biauricular, que segundo Rappaport e Sprague a maioria dos sons importantes estão na faixa de 60 a 400 Hz, nestes o ganho é de 20 dB quando comparado ao monoauricular (Coimbra, 2002).

3.2.1 Montagem do Microfone

Foi inserido um sensor do tipo microfone tipo RFT MV 201 Nr 9716 no tubo condutor do estetoscópio, por intermédio de um tubo em T que permitiu a utilização do sistema completo de estetoscópio associado à captação do sinal sonoro pelo sensor, como mostra a figura 3.1.



Figura 3.1 – Estetoscópio: microfone acoplado próximo à campânula e as olivas liberadas para a ausculta.

Segundo o manual, este modelo de microfone não apresenta distorção nos sinais na faixa de 2 Hz a 2 kHz e apresenta sensibilidade de tensão elétrica por pressão acústica de 14 mV/pressão acústica.

O sistema ilustrado na figura 3.1 mostra a montagem do sistema de aquisição de dados do fluxo arterial, que é composto pelo receptor do sinal, pelo sistema de diafragma, que está conectado ao tubo flexível, este tubo recebeu uma modificação, onde entrou um tubo T para direcionar este sinal para o microfone e para o circuito normal do tubo do estetoscópio. O sistema com o tubo do estetoscópio transmite este sinal para o tubo metálico e em seguida para as olivas, possibilitando a ausculta durante o procedimento de aquisição do sinal, devido à presença da mola no tubo metálico, possibilita o acoplamento das olivas ao ouvido do examinador. O microfone transforma o sinal sonoro em elétrico e se liga ao decibelímetro (figura 3.2), aparelho que mede a intensidade da onda sonora.



Figura 3.2 – Decibelímetro.

O decibelímetro usado foi do tipo Integrierender Prozisions – Schallpegelmesser, Robotron OO 025, com modalidade de filtro linear, natureza da fonte sonora na posição slow e período de medida contínuo, conforme especificado pelo manual do aparelho.

O decibelímetro envia este sinal para a placa de aquisição enviando-o para o software AQDADOS da Linx, que foi o instrumento usado para a aquisição dos dados no computador.

3.2.2 Sistema de Aquisição de dados

Este sensor captura os sinais sonoros referentes à artéria braquial direita na altura do terço médio do braço do indivíduo que estará se submetendo ao teste, medialmente. O sinal sonoro representa o fluxo sanguíneo nesta artéria. Simultaneamente à ausculta do sinal sonoro, o sensor (microfone ilustrado na figura 3.1) do estetoscópio captou o sinal e enviou-o para o decibelímetro (figura 3.2), que serviu de circuito de transformação, sendo possível transmiti-lo para a placa de aquisição de dados do software AQDADOS da Linx. O sinal foi coletado sem utilização de filtro ou amplificação.

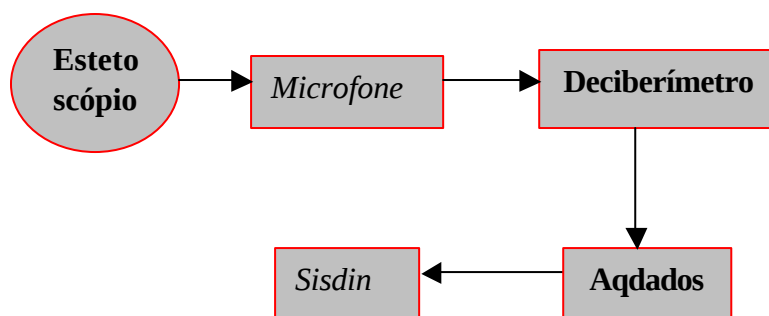


Figura 3.3 – Esquema do procedimento experimental utilizado para analisar os sinais acústicos provenientes do estetoscópio.

3.3 ESFIGMOMANÔMETRO

3.3.1 Montagem do Extensômetro

Foi colado um extensômetro de 350 Ω na região superior de uma placa metálica a qual está estrategicamente posicionada dentro do manômetro e à medida que o esfigmomanômetro detecta a alteração de pressão, esta placa sofre uma deformação que pode ser detectada através do sensor. Foi colado um extensômetro na parte inferior da placa para detectar possíveis alterações de temperatura devido à deformação da placa ou de pressão no interior do manômetro.



Figura 3.4 – Manômetro adaptado com o extensômetro

A placa metálica foi desenhada em forma de “T”, apresentando duas entradas para os parafusos próximos à borda do manômetro e permitir que, com o aumento da pressão no aparelho sofrer deformação em seu sentido longitudinal, desta forma é possível a aquisição do sinal pelo extensômetro colado em sua região superior (fio preto). O extensômetro colado na região inferior (fio azul), não capta a deformação longitudinal da placa, devido ao seu posicionamento que está perpendicular à esta placa, tendo a função de anular as variações de temperatura que possam ocorrer

devido à diferença de pressão no aparelho, deformação da placa e temperatura ambiental (figura 3.4).

O sistema de extensometria foi criado em meia-ponte, onde os outros dois extensômetros de $350\ \Omega$ estão localizados na ponte de extensometria, a qual foi trabalhada em 220 volts, que serviu para transformar o sinal e enviá-lo para o software AQDADOS da Linux no computador, para que o sinal possa ser tratado adequadamente.

3.3.2 Sistema de Aquisição de dados

Este sensor captura os sinais de deformação da placa e transmite para o circuito de transformação do sinal, sendo possível transmiti-lo para a placa de aquisição de dados do aqdados. Este sinal é referente à pressão do manguito, que por sua vez é relativo à pressão que a artéria está sofrendo ao ser comprimida (figura 3.5).

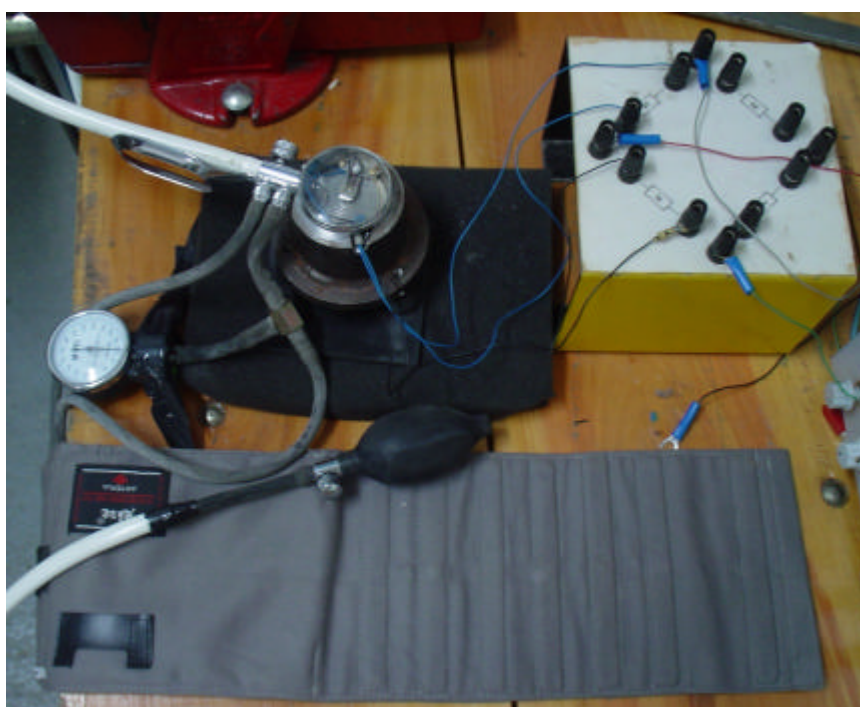


Figura 3.5 – Montagem do esfigmomanômetro com dois manômetros, sendo que um deles foi conectado em meia ponte para a ponte de extensometria

A pêra foi retirada de seu local de origem (próximo à válvula do manômetro com extensômetro), e em seu lugar foi colocado um tubo flexível (branco) para evitar que ao inflar o sistema haja deformação do manômetro podendo interferir no extensômetro. Este tubo foi estabilizado próximo ao manômetro para que sua manipulação não interfira na coleta do sinal, e em sua região distal foi acoplada a pêra com uma outra válvula (figura 3.6). Esta válvula permite a liberação do ar, reduzindo a pressão do aparelho, caso seja aberta, e utilizando esta válvula não ocasionaremos interferência na aquisição dos dados do extensômetro.



Figura 3.6 – Pêra com a válvula.

No tubo condutor de pressão do esfigmomanômetro, foi inserido um tubo T que permite a introdução de outro manômetro com o selo do INMETRO (figura 3.7) e que não sofreu nenhum tipo de alteração, para permitir a segurança e confiabilidade dos dados coletados, assim como gerar uma curva de calibração para o sistema (figura 3.8).



Figura 3.7 – Manômetro de referência.



Figura 3.8 – Manômetros aneróides com leitura simultânea da pressão arterial. (1) leitura do extensômetro. (2) leitura convencional.

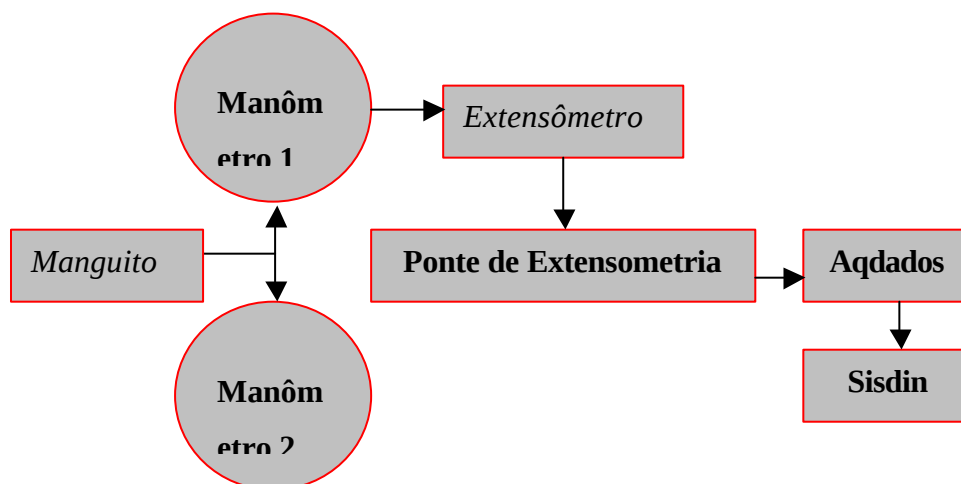


Figura 3.9 – Esquema do procedimento experimental utilizado para analisar os sinais de intensidades de pressão provenientes do manômetro.

3.4 PROTOCOLO DE AQUISIÇÃO DE DADOS

À medida que o manguito é insuflado, aumenta-se a pressão no sistema onde os manômetros detectarão a alteração de pressão no meio de medida. Esta pressão será aumentada até que não seja mais possível o fluxo sanguíneo na artéria braquial direita. A partir deste ponto, inicia o processo de esvaziamento do manguito, diminuindo a pressão no sistema e permitindo o fluxo sanguíneo na artéria verificando o comportamento deste fluxo sob diferentes pressões aplicadas.

O protocolo usado foi o mesmo descrito no item 2.2.3 (página 72), porém com algumas modificações que permitirão a coleta dos sinais que teremos interesse em analisar.

Para a aquisição dos dados, foi utilizado o programa AQDADOS da Linx com os seguintes parâmetros:

Frequência de aquisição A/D: 150,004 Hz

Número de Pontos: 2048

Tempo: 5 segundos

Unidade: Volts

Canal 0: habilitado (pressão), limite inferior=-2, limite superior=2 e $-2 < \text{faixa} < 2$

Canal 1: habilitado (fluxoart) , limite inferior=-2, limite superior=2 e

-2<faixa<2

Duração Permitida Para o Ensaio: 13,652 segundos

3.4.1 Sinal 0

- 1) Indivíduo em repouso, posição cômoda, sentado, com o braço direito apoiado, temperatura agradável.
- 2) Evite discussões ou exercícios do indivíduo enquanto estiver medindo a pressão.
- 3) Silêncio absoluto durante a aquisição dos sinais.
- 4) Aplicar o manguito de maneira justa. O centro da bolsa de borracha deve se encontrar sobre a artéria braquial.
- 5) Utilizar o manguito padrão, caso a circunferência do braço exceder 33 cm, utilizar o manguito 15x30cm.
- 6) Coloque o diafragma do estetoscópio sobre a artéria braquial, estabilizado pelo manguito do esfigmomanômetro.
- 7) Inflar o manguito até 30mmHg acima da pressão necessária para a oclusão do pulso rarial.
- 8) Iniciar a aquisição dos sinais.
- 9) Esvaziar o manguito na velocidade de 2mmHg por segundo.
- 10) Observar os valores da pressão arterial no manômetro analógico anotando os valores correspondentes às fases da escala de sons de Korotkov.

Fase I – o primeiro aparecimento dos sons, grave.

Fase II – Abafamento ou desaparecimento dos sons, ruídos soprosos.

Fase III – Sons bem marcados, audíveis, vibrantes e fortes.

Fase IV – Abafamento dos sons.

Fase V – Último som antes do desaparecimento total do ruído.

Obs.: Aguardar 5 minutos para iniciar nova aquisição com este indivíduo, para estabilização de seu sistema circulatório.

3.4.2 Sinal 1

- 1) Indivíduo em repouso, posição cômoda, sentado, com o braço direito apoiado, temperatura agradável.
- 2) Evite discussões ou exercícios do indivíduo enquanto estiver medindo a pressão.
- 3) Silêncio absoluto durante a aquisição dos sinais.
- 4) Aplicar o manguito de maneira justa. O centro da bolsa de borracha deve se encontrar sobre a artéria braquial.
- 5) Utilizar o manguito padrão, caso a circunferência do braço exceder 33 cm, utilizar o manguito 15x30cm.
- 6) Coloque o diafragma do estetoscópio sobre a artéria braquial, estabilizado pelo manguito do esfigmomanômetro.
- 7) Inflar o manguito até 30mmHg acima da pressão necessária para a oclusão do pulso rarial.
- 8) Esvaziar o manguito na velocidade de 2mmHg por segundo.
- 9) Observar os valores da pressão arterial no manômetro analógico.
- 10) Estabilizar a pressão do esfigmomanômetro ao identificar a primeira fase da escala de Korotkov.

Fase I – o primeiro aparecimento dos sons, grave.

- 11) Iniciar a aquisição dos sinais.
- 12) Finalizada a aquisição, esvaziar o manguito.

Obs.: Aguardar 5 minutos para iniciar nova aquisição com este indivíduo, para estabilização de seu sistema circulatório.

3.4.3 Sinal 2

- 1) Indivíduo em repouso, posição cômoda, sentado, com o braço direito apoiado, temperatura agradável.
- 2) Evite discussões ou exercícios do indivíduo enquanto estiver medindo a pressão.
- 3) Silêncio absoluto durante a aquisição dos sinais.
- 4) Aplicar o manguito de maneira justa. O centro da bolsa de borracha deve se encontrar sobre a artéria braquial.

- 5) Utilizar o manguito padrão, caso a circunferência do braço exceder 33 cm, utilizar o manguito 15x30cm.
- 6) Coloque o diafragma do estetoscópio sobre a artéria braquial, estabilizado pelo manguito do esfigmomanômetro.
- 7) Inflar o manguito até 30mmHg acima da pressão necessária para a oclusão do pulso radial.
- 8) Esvaziar o manguito na velocidade de 2mmHg por segundo.
- 9) Observar os valores da pressão arterial no manômetro analógico.
- 10) Estabilizar a pressão do esfigmomanômetro ao identificar a segunda fase da escala de Korotkov.

Fase II – abafamento ou desaparecimento dos sons, ruídos soprosos suaves.

- 11) Iniciar a aquisição dos sinais.
- 12) Finalizada a aquisição, esvaziar o manguito.

Obs.: Aguardar 5 minutos para iniciar nova aquisição com este indivíduo, para estabilização de seu sistema circulatório.

3.4.4 Sinal 3

- 1) Indivíduo em repouso, posição cômoda, sentado, com o braço direito apoiado, temperatura agradável.
- 2) Evite discussões ou exercícios do indivíduo enquanto estiver medindo a pressão.
- 3) Silêncio absoluto durante a aquisição dos sinais.
- 4) Aplicar o manguito de maneira justa. O centro da bolsa de borracha deve se encontrar sobre a artéria braquial.
- 5) Utilizar o manguito padrão, caso a circunferência do braço exceder 33 cm, utilizar o manguito 15x30cm.
- 6) Coloque o diafragma do estetoscópio sobre a artéria braquial, estabilizado pelo manguito do esfigmomanômetro.
- 7) Inflar o manguito até 30mmHg acima da pressão necessária para a oclusão do pulso radial.
- 8) Esvaziar o manguito na velocidade de 2mmHg por segundo.
- 9) Observar os valores da pressão arterial no manômetro analógico.

- 10) Estabilizar a pressão do esfigmomanômetro ao identificar a terceira fase da escala de Korotkov.

Fase III – sons bem marcados, audíveis, vibrantes e fortes.

- 11) Iniciar a aquisição dos sinais.
- 12) Finalizada a aquisição, esvaziar o manguito.

Obs.: Aguardar 5 minutos para iniciar nova aquisição com este indivíduo, para estabilização de seu sistema circulatório.

3.4.5 Sinal 4

- 1) Indivíduo em repouso, posição cômoda, sentado, com o braço direito apoiado, temperatura agradável.
- 2) Evite discussões ou exercícios do indivíduo enquanto estiver medindo a pressão.
- 3) Silêncio absoluto durante a aquisição dos sinais.
- 4) Aplicar o manguito de maneira justa. O centro da bolsa de borracha deve se encontrar sobre a artéria braquial.
- 5) Utilizar o manguito padrão, caso a circunferência do braço exceder 33 cm, utilizar o manguito 15x30cm.
- 6) Coloque o diafragma do estetoscópio sobre a artéria braquial, estabilizado pelo manguito do esfigmomanômetro.
- 7) Inflar o manguito até 30mmHg acima da pressão necessária para a oclusão do pulso rarial.
- 8) Esvaziar o manguito na velocidade de 2mmHg por segundo.
- 9) Observar os valores da pressão arterial no manômetro analógico.
- 10) Estabilizar a pressão do esfigmomanômetro ao identificar a quarta fase da escala de Korotkov.

Fase IV – abafamento dos sons

- 11) Iniciar a aquisição dos sinais.
- 12) Finalizada a aquisição, esvaziar o manguito.

Obs.: Aguardar 5 minutos para iniciar nova aquisição com este indivíduo, para estabilização de seu sistema circulatório.

3.4.6 Sinal 5

- 1) Indivíduo em repouso, posição cômoda, sentado, com o braço direito apoiado, temperatura agradável.
- 2) Evite discussões ou exercícios do indivíduo enquanto estiver medindo a pressão.
- 3) Silêncio absoluto durante a aquisição dos sinais.
- 4) Aplicar o manguito de maneira justa. O centro da bolsa de borracha deve se encontrar sobre a artéria braquial.
- 5) Utilizar o manguito padrão, caso a circunferência do braço exceder 33 cm, utilizar o manguito 15x30cm.
- 6) Coloque o diafragma do estetoscópio sobre a artéria braquial, estabilizado pelo manguito do esfigmomanômetro.
- 7) Inflar o manguito até 30mmHg acima da pressão necessária para a oclusão do pulso rarial.
- 8) Esvaziar o manguito na velocidade de 2mmHg por segundo.
- 9) Observar os valores da pressão arterial no manômetro analógico.
- 10) Estabilizar a pressão do esfigmomanômetro ao identificar a quinta fase da escala de Korotkov.
Fase V – último som ouvido antes do desaparecimento total do ruído.
- 11) Iniciar a aquisição dos sinais.
- 12) Finalizada a aquisição, esvaziar o manguito.

Obs.: Aguardar 5 minutos para iniciar nova aquisição com este indivíduo, para estabilização de seu sistema circulatório.

CAPÍTULO 4 – CALIBRAÇÃO DO SISTEMA DE MEDIÇÃO

4.1 INTRODUÇÃO

O INMETRO especificou as condições mínimas a que deverão obedecer os modelos de medidas materializadas e instrumentos de medição, examinando-os, definindo-os e aprovando-os ou não, assim como pode expedir ou propor a expedição de atos normativos necessários à implementação de suas atividades, abrangendo aos campos comercial, industrial, técnico e científico. O esfigmomanômetro utilizado como padrão na pesquisa segue as regras e normas do INMETRO (anêndice), dando validade à nossa curva de calibração.

A calibração do estetoscópio já havia sido realizada por Coimbra (2002) e será mostrada de forma resumida e focada no aparelho que está sendo usado no presente trabalho.

4.2 VALIDAÇÃO DOS INSTRUMENTOS

Por entender a necessidade de resguardar a saúde do cidadão, garantindo medições fidedignas, o INMETRO aprovou, através da Portaria nº 24, de 22 de fevereiro de 1996, o Regulamento Técnico Metrológico que estabelece as condições a que devem satisfazer os esfigmomanômetros mecânicos do tipo aneróide, destinados a medir a pressão arterial, um dos sinais vitais do ser humano.

Através desta Portaria, os fabricantes ou importadores de esfigmomanômetros do tipo aneróide devem submeter seus produtos ao controle metrológico, definido no Regulamento Técnico, abrangendo as seguintes etapas:

- Avaliação técnica de modelo – cada fabricante ou importador de esfigmomanômetro deve submeter à aprovação do INMETRO cada modelo fabricado ou importado, sendo que nenhuma modificação pode ser feita sem autorização do INMETRO, no esfigmomanômetro cujo modelo tenha sido aprovado;
- Verificação inicial – deve ser feita em todos os esfigmomanômetros fabricados, nas dependências dos fabricantes ou outro local a critério do INMETRO, antes de sua colocação em uso;
- Verificação periódica – deve ser realizada uma vez por ano, de preferência nas dependências dos órgãos da Rede Nacional de Metrologia Legal – RNML (IPEMs – Instituto de Pesos e Medidas Estaduais) ou em local designado pelo INMETRO;
- Verificação eventual – deve ser realizada por solicitação do detentor do instrumento após o concerto e/ou manutenção do mesmo ou quando o INMETRO julgar necessário.

Em maio de 1996, o INMETRO realizou a verificação da calibração dos esfigmomanômetros, em uso, em quatro hospitais das seguintes cidades: Rio de Janeiro, São Paulo e Juiz de Fora. Foram escolhidos hospitais públicos e privados que atendem uma grande parte da população. Nesta análise, 61% do total de esfigmomanômetros apresentaram medições em desacordo com o Regulamento Técnico Metrológico. Na época, o objetivo do trabalho era fazer um levantamento da situação, em termos de calibração desses aparelhos e articular-se com hospitais, clínicas e classe médica em geral, objetivando o estabelecimento e implantação de planos de verificação periódica da calibração nesses instrumentos.

A análise atual, de agosto de 1998, tem como objetivo principal avaliar a calibração inicial dos aparelhos de pressão comercializados na cidade do Rio de Janeiro, ao Regulamento Técnico Metrológico do INMETRO.

Normas e Documentos de Referência:

- Portaria nº 24, do INMETRO, de 22 de fevereiro de 1996;
- Portaria nº 79, do INMETRO, de 22 de julho de 1997;

- Lei nº 8.078, de 11 de setembro de 1990, Código de Proteção e Defesa do Consumidor.

Os ensaios foram realizados no Laboratório de Pressão – Setor de Grandezas Especiais – da Diretoria de Metrologia Legal – DIMEL, do INMETRO, localizado em Xerém – Rio de Janeiro.

Foram analisadas 9 marcas de esfigmomanômetros comercializados na cidade do Rio de Janeiro.

Com relação às informações contidas na *Home Page* sobre os resultados dos ensaios, identificou-se as marcas dos produtos analisados apenas por um período de 30 dias pelos seguintes motivos:

- As informações geradas pelo Programa de Análise da Qualidade de Produtos são pontuais, podendo ficar desatualizadas após pouco tempo. Em vista disso, tanto um produto analisado e julgado adequado para consumo pode tornar-se impróprio, como o inverso, desde que o fabricante tenha tomado medidas imediatas de melhoria da qualidade, como temos freqüentemente observado. Só a certificação dá ao consumidor a confiança de que uma determinada marca de produto está de acordo com os requisitos estabelecidos nas normas e regulamentos técnicos aplicáveis. Os produtos certificados são aqueles comercializados com a marca de certificação do INMETRO, objetivando de um acompanhamento regular, através de ensaios, auditorias de fábricas e fiscalização nos postos de venda, o que propicia uma atualização regular das informações geradas.
- Após a divulgação dos resultados, promove-se reuniões do INMETRO com fabricantes, consumidores, laboratórios de ensaio, ABNT – Associação Brasileira de Normas Técnica e outras entidades que possam ter interesse em melhorar a qualidade do produto em questão. Nesta reunião, são definidas ações para um melhor atendimento do mercado. O acompanhamento que é feito pelo INMETRO pode levar à necessidade de repetição da análise, após período de tempo em torno de 1 ano. Durante o período em que os fabricantes estão se adequando e promovendo ações de melhoria, o INMETRO julga

mais justo e confiável, tanto em relação aos fabricantes quanto aos consumidores, não identificar as marcas que foram reprovadas.

- Uma última razão diz respeito ao fato de a INTERNET ser acessada por todas as partes do mundo e informações desatualizadas sobre produtos nacionais podem acarretar sérias consequências sociais e econômicas para o país.

De acordo com a Portaria INMETRO nº 24, de 22 de fevereiro de 1996, os esfigmomanômetros devem apresentar o selo do INMETRO indicando que esses aparelhos foram aprovados na verificação metrológica inicial. É vedada a comercialização desses produtos sem o selo.

Duas marcas não apresentam a marca de selagem do INMETRO, sendo consideradas não conformes.

As demais marcas apresentaram o selo de verificação inicial do INMETRO, sendo consideradas conformes.

Considerando a necessidade de adequação dos esfigmomanômetros aneróides fabricados e comercializados no mercado brasileiro às exigências técnicas e metrológicas estabelecidas na Portaria nº, o INMETRO, através da Portaria nº 79, de 22 de julho de 1997, autorizou a verificação inicial dos seguintes esfigmomanômetros aplicando-se, transitoriamente, até o dia 31 de dezembro de 1998, os seguintes erros máximos permitidos em verificação inicial:

- $\pm 0,8$ kPa ou ± 6 mmHg, para pressão crescente;
- $\pm 0,5$ kPa ou ± 4 mmHg, para pressão decrescente.

Independentemente da presença ou não do selo de verificação metrológica inicial, todas as cargas foram avaliadas de acordo com os requisitos descritos acima.

O Código de Defesa do Consumidor preconiza, no Artigo 31, que a oferta e apresentação de produtos e serviços devem assegurar informações corretas, claras, precisas, ostensivas e em língua portuguesa sobre suas características, qualidades, quantidades, composição, preços, garantias, prazos de validade e origem, entre outros dados, bem como sobre os riscos que apresentam à saúde e segurança dos consumidores.

Cinco marcas foram consideradas não conformes neste requisito.

Os resultados das verificações efetuadas ressaltam a importância das ações desenvolvidas pelo INMETRO, no sentido de exigir dos fabricantes/importadores de esfigmomanômetros a aprovação prévia do modelo, a verificação metrológica inicial dos aparelhos fabricados e a verificação metrológica periódica dos aparelhos em uso.

Duas marcas não apresentam o selo do INMETRO de verificação metrológica inicial, sendo consideradas não conformes neste requisito.

Na verificação metrológica, somente uma marca apresentou medições em desacordo com o Regulamento Técnico vigente, sendo considerada não conforme neste requisito.

No ensaio em que se avalia as informações ao consumidor, 5 (cinco) marcas não apresentaram as informações previstas no Código de Proteção e Defesa do Consumidor, sendo consideradas não conformes neste requisito.

Das 9 (nove) marcas analisadas, 3 (três) marcas foram consideradas conforme em todos os requisitos.

A constatação da ausência do selo INMETRO, de aprovação na verificação metrológica inicial acarreta ao fabricante/importador destas marcas autuação, multa e apreensão dos produtos encontrados no mercado.

É importante destacar para os consumidores, profissionais da área médica e estabelecimentos públicos e privados da área da saúde, que os esfigmomanômetros aprovados na verificação metrológica inicial, realizada pelo INMETRO e pelos IPEMs, contém a marca de selagem do INMETRO. Esta marca de verificação deve estar aposta de forma a não comprometer a visibilidade do mostrador, devendo conter a identificação do órgão executor e o ano de verificação.

4.3 – CALIBRAÇÃO DO ESTETOSCÓPIO

Coimbra (2002) em sua pesquisa caracterizou as respostas do estetoscópio quando a sua membrana era excitada por um sinal harmônico de frequência conhecida. Para a obtenção de cada sinal individual de frequência produzido pelo gerador, produziu-se um sinal senoidal em frequência específica que era utilizado

para excitação do auto-falante, registrando a intensidade para cada frequência sempre que não houvesse ruído no sinal.

Para conseguir a resposta do estetoscópio com o filtro linear, Coimbra (2002) utilizou um gerador de sinais, marca LABO GF-03, que produzia o sinal senoidal na frequência desejada, para controle da frequência de interesse, utilizou um freqüencímetro digital Frequency Counter FD-252 PROMAX. O sinal gerado era então enviado para um auto-falante experimental tipo “mid-range”.

Em seu experimento, Coimbra (2002) utilizou o som do auto-falante para excitar a membrana do estetoscópio. Além da membrana e logo atrás do receptáculo de diafragma estava colocado o primeiro microfone RFT Mikrofontchnik Gefell montado com uma cápsula, com curva de calibração e resposta linear precisa entre 0 e 2000Hz. O sinal seguiu para um decibelímetro, modelo e marca: Präzisionsimpulsschallpegelmesser Robotron 00024, dele para o divisor de canais BNC 2401 e deste até o microcomputador portador de placa de transformação de sinal analógico-digital e programas de aquisição e análise de dados, AQDADOS e SISDIN, da Linx.

Para a obtenção da curva, Coimbra (2002) analisou 140 frequências, variando de 20 Hz a 1205 Hz, procurando aumentar o número delas nas regiões onde o teste numérico e o teste experimental, com o martelo modal, mostraram picos de ressonância.

A curva de calibração com esta montagem do microfone que foi a mesma montagem realizada na presente pesquisa é mostrada na figura 4.1.

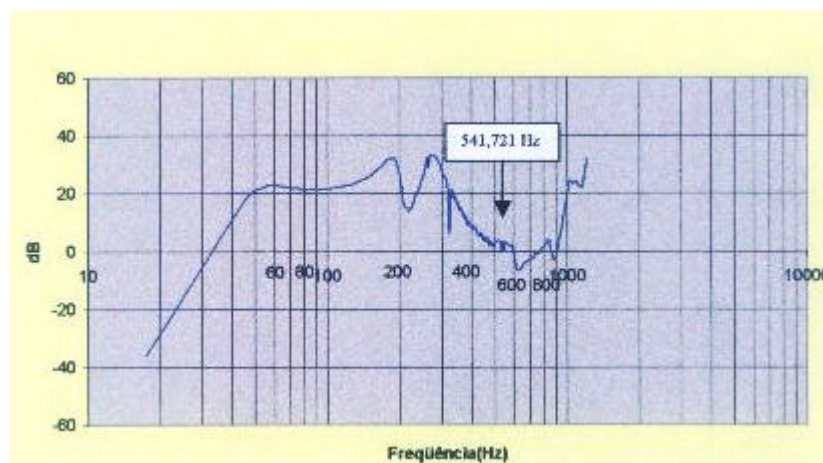


Figura 4.1 – Curva da resposta em frequência da razão de amplitudes saída / entrada em dB: estetoscópio completo – microfone próximo à membrana x gerador (Coimbra, 2002)

4.4 – CALIBRAÇÃO DO ESFIGMOMANÔMETRO.

Foi desenvolvida uma curva de calibração para o esfigmomanômetro, relacionando o sinal coletado pelo sistema proposto com o valor apresentado pelo manômetro de referência do tipo analógico da marca BIC que possui o selo de garantia o INMETRO.

Para desenvolver esta curva, foi utilizado o programa AQDADOS da Linx para a coleta do sinal do extensômetro fixado na placa inserida no manômetro experimental. O programa foi configurado com 500 Hz para a frequência A/D com duração do ensaio de 2 segundos, obtendo 1024 pontos em cada coleta.

Para obter 1024 pontos em cada ensaio, utilizando o tempo permitido para coleta do sinal sendo 2 segundos foi necessário manter 4 canais da placa de aquisição abertos, sendo que somente um dos canais estavam realmente sendo analisado e obteve 1024 pontos.

O ensaio foi realizado estabilizando-se a pressão em ordem crescente, desde 0 mmHg até 300 mmHg variando-se 10 mmHg, sendo que o sistema do esfigmomanômetro foi esvaziado após cada aquisição. Em seguida, o ensaio foi repetido em ordem decrescente, de 300 mmHg até 0 mmHg variando-se 10 mmHg,

sendo que nesta fase o sistema não era esvaziado entre cada aquisição, mantendo-se a pressão, onde obtivemos a tabela 4.1.

Tabela 4.1 – Mostra a tabela de valores encontrados para traçar a curva de calibração

Pressão (mmHg) Referência:	Pressão (mV) crescente	Pressão (mV) decrecente	Média (mV) = (crescente+decrecente)/2	Desvios (mV)
0	-3,34	-2,83	-3,085	0,255
10	-1,94	-2,09	-2,015	0,075
20	-1,46	-0,74	-1,1	0,36
30	0,59	0,51	0,55	0,04
40	1,86	1,05	1,455	0,405
50	2,57	2,53	2,55	0,02
60	4,82	3,53	4,175	0,645
70	5,39	5,41	5,4	0,01
80	6,05	6,32	6,185	0,135
90	7,52	7,75	7,635	0,115
100	8,81	8,93	8,87	0,06
110	10,22	9,4	9,81	0,41
120	10,75	10,23	10,49	0,26
130	12,61	12,73	12,67	0,06
140	15,25	13,8	14,525	0,725
150	15,09	14,9	14,995	0,095
160	15,41	17,1	16,255	0,845
170	17,38	17,84	17,61	0,23
180	18,49	18,49	18,49	0,0
190	20,18	20,43	20,305	0,125
200	21,38	20,58	20,98	0,4
210	22,87	22,09	22,48	0,39
220	24,18	23,97	24,075	0,105
230	24,21	23,79	24	0,21
240	26,1	26,42	26,26	0,16
250	28,04	28,49	28,265	0,225
260	28,98	29,85	29,415	0,435
270	29,89	30,08	29,985	0,095
280	31,43	30,52	30,975	0,455
290	33,12	33,46	33,29	0,17
300	33,89	33,86	33,875	0,015

A curva de calibração, encontrada na figura 4.2, foi produzida relacionando os valores de referência em mmHg aos valores da média aritmética dos dois valores médios (aquisição crescente e decrescente).

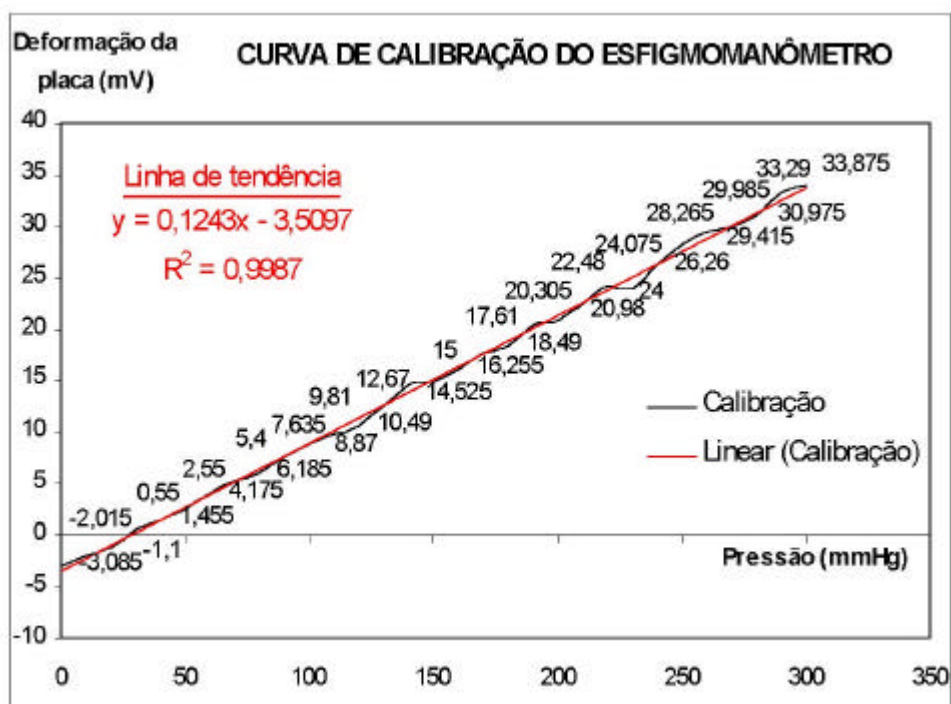


Figura 4.2 – Gráfico da curva de calibração do esfigmomanômetro relacionando deformação da placa em mV (extensômetro) x pressão em mmHg (manômetro com selo do INMETRO), **linha de tendência** da curva de calibração, e **equação** da linha de tendência **valor R-quadrado (R^2)** da linha de tendência.

CAPÍTULO 5 – APRESENTAÇÃO E ANÁLISE DOS RESULTADOS

5.1 COLETA DOS DADOS DO ESTETOSCÓPIO

Após a coleta dos sinais do estetoscópio para o computador através do programa AQDADOS, da Linx, foi calculado o espectro de frequência deste sinal no SISDIN, da Linx, em uma tabela com 32 pontos com os seguintes parâmetros de configuração do software:

Canal selecionado: 01 – fluxoart

Unidade: volts

Tipo: auto-espectro

Ordem: 1

Frequência Máxima: 75,002 Hz

Resolução: 32 raias

Foram impressas as tabelas com os 32 pontos do espectro de frequência, estes pontos foram transferidos para uma planilha, onde foi possível apresentar os pontos referentes aos sinais coletados e salvos em disquete com extensão “dat” associados ao espectro de frequência acima citado. Foram realizados 29 testes, em 23 indivíduos saudáveis, jovens (15 a 35 anos) sem apresentar grandes fatores de risco para o sistema cárdio-circulatório. Dois indivíduos foram submetidos a 3 testes em dias diferentes.

Em cada indivíduo foram realizadas 6 testes, sendo o teste chamado 0 (indivíduo0) correspondeu ao sinal 0 descrito no item 3.4 e foi caracterizado por apresentar em um mesmo ensaio as 5 fases da escala de Koroktov, pelo fato de haver variação descendente da pressão no aparelho.

No Excel, foi desenvolvida uma tabela com a média, os limites superior e o inferior de normalidade do espectro de frequência deste sinal.

5.1.1 Análise espectral dos dados do estetoscópio

Como citado anteriormente, no Excel, foi desenvolvida uma tabela com a média, os limites superior e inferior de normalidade do espectro de frequência deste sinal. Onde o sinal 0 foi apresentado na tabela 5.1, sinal 1 na 5.2, sinal 2 na 5.3, sinal 3 na 5.4, sinal 4 na 5.5 e sinal 5 na 5.6.

Tabela 5.1 – Tabela do espectro de frequência do sinal 0. A primeira coluna mostra as frequências encontradas neste sinal, a segunda, terceira, quarta, quinta e sexta colunas mostram respectivamente a média, o desvio padrão, o erro padrão médio, o erro padrão inferior e o erro padrão superior para cada valor de frequência no sinal 0

Frequência (Hz)	Intensidade (mV)	Intensidade (mV)		Intensidade (mV)	Intensidade (mV)
sinais 0	média	desvio padrão	EPM	erro inferior	erro superior
0	0,06	0,043	0,0079	0,05	0,07
2,344	0,51	0,418	0,0777	0,44	0,59
4,688	1,26	0,675	0,1254	1,14	1,39
7,031	1,28	0,558	0,1036	1,18	1,39
9,375	1,19	0,532	0,0988	1,10	1,29
11,719	0,97	0,503	0,0935	0,87	1,06
14,063	0,66	0,371	0,0689	0,59	0,73
16,407	0,46	0,292	0,0543	0,41	0,52
18,75	0,27	0,216	0,0402	0,23	0,31
21,094	0,21	0,155	0,0288	0,18	0,24
23,438	0,17	0,110	0,0203	0,15	0,19
25,782	0,14	0,097	0,018	0,12	0,16
28,126	0,11	0,068	0,0126	0,09	0,12
30,47	0,09	0,057	0,0106	0,08	0,10
32,813	0,09	0,067	0,0124	0,08	0,10
35,157	0,10	0,101	0,0188	0,08	0,12
37,501	0,06	0,050	0,0091	0,06	0,07
39,845	0,06	0,050	0,0091	0,05	0,07
42,189	0,06	0,050	0,0092	0,05	0,07
44,532	0,05	0,038	0,007	0,04	0,06
46,876	0,05	0,039	0,0072	0,04	0,06
49,22	0,05	0,042	0,0079	0,04	0,06
51,564	0,05	0,041	0,0075	0,05	0,06
53,908	0,05	0,030	0,0055	0,04	0,05
56,251	0,04	0,024	0,0044	0,03	0,04
58,595	0,04	0,029	0,0053	0,03	0,04
60,939	0,04	0,027	0,0049	0,03	0,04
63,283	0,04	0,021	0,0039	0,03	0,04
65,627	0,04	0,022	0,004	0,03	0,04
67,97	0,03	0,025	0,0047	0,03	0,04
70,314	0,04	0,028	0,0053	0,03	0,04
72,658	0,04	0,030	0,0056	0,03	0,04

Tabela 5.2 – Tabela do espectro de frequência do sinal 1. A primeira coluna mostra as frequências encontradas neste sinal, a segunda, terceira, quarta, quinta e sexta colunas mostram respectivamente a média, o desvio padrão, o erro padrão médio, o erro padrão inferior e o erro padrão superior para cada valor de frequência no sinal 1.

Frequência (Hz)	Intensidade (mV)	Intensidade (mV)		Intensidade (mV)	Intensidade (mV)
Sinais1	média	desvio padrão	EPM	erro inferior	erro superior
0	0,07	0,042	0,0077	0,06	0,08
2,344	0,47	0,303	0,0563	0,42	0,53
4,688	1,20	0,623	0,1157	1,08	1,31
7,031	1,33	0,678	0,1259	1,20	1,45
9,375	1,14	0,669	0,1243	1,02	1,26
11,719	0,85	0,550	0,1022	0,74	0,95
14,063	0,57	0,472	0,0877	0,48	0,66
16,407	0,36	0,243	0,0452	0,31	0,40
18,75	0,27	0,238	0,0441	0,22	0,31
21,094	0,21	0,236	0,0438	0,16	0,25
23,438	0,16	0,148	0,0275	0,14	0,19
25,782	0,14	0,112	0,0208	0,12	0,16
28,126	0,11	0,093	0,0172	0,10	0,13
30,47	0,10	0,115	0,0213	0,08	0,12
32,813	0,09	0,134	0,0248	0,07	0,12
35,157	0,08	0,123	0,0228	0,06	0,11
37,501	0,08	0,109	0,0203	0,06	0,10
39,845	0,07	0,088	0,0163	0,05	0,08
42,189	0,06	0,071	0,0132	0,05	0,08
44,532	0,05	0,055	0,0103	0,04	0,06
46,876	0,05	0,055	0,0102	0,04	0,06
49,22	0,05	0,063	0,0117	0,04	0,06
51,564	0,05	0,070	0,013	0,04	0,07
53,908	0,05	0,067	0,0124	0,04	0,06
56,251	0,05	0,063	0,0117	0,04	0,06
58,595	0,05	0,064	0,012	0,04	0,06
60,939	0,04	0,056	0,0103	0,03	0,05
63,283	0,04	0,046	0,0085	0,04	0,05
65,627	0,06	0,119	0,0221	0,04	0,09
67,97	0,04	0,051	0,0095	0,03	0,05
70,314	0,06	0,097	0,018	0,04	0,07
72,658	0,04	0,051	0,0094	0,03	0,05

Tabela 5.3 – Tabela do espectro de frequência do sinal 2. A primeira coluna mostra as frequências encontradas neste sinal, a segunda, terceira, quarta, quinta e sexta colunas mostram respectivamente a média, o desvio padrão, o erro padrão médio, o erro padrão inferior e o erro padrão superior para cada valor de frequência no sinal 2

Frequência (Hz)	Intensidade (mV)	Intensidade (mV)		Intensidade (mV)	Intensidade (mV)
sinais2	média	desvio padrão	EPM	erro inferior	erro superior
0	0,06	0,034	0,0063	0,06	0,07
2,344	0,53	0,336	0,0624	0,47	0,60
4,688	1,30	0,818	0,152	1,14	1,45
7,031	1,60	0,881	0,1636	1,44	1,76
9,375	1,35	0,807	0,1499	1,20	1,50
11,719	0,95	0,545	0,1012	0,85	1,05
14,063	0,64	0,482	0,0895	0,55	0,73
16,407	0,53	0,401	0,0745	0,45	0,60
18,75	0,41	0,349	0,0648	0,34	0,47
21,094	0,33	0,274	0,0508	0,28	0,38
23,438	0,28	0,219	0,0407	0,24	0,32
25,782	0,21	0,174	0,0323	0,18	0,24
28,126	0,19	0,153	0,0284	0,16	0,22
30,47	0,16	0,139	0,0257	0,13	0,18
32,813	0,15	0,126	0,0234	0,12	0,17
35,157	0,14	0,120	0,0223	0,12	0,16
37,501	0,11	0,093	0,0173	0,09	0,12
39,845	0,10	0,077	0,0142	0,08	0,11
42,189	0,09	0,073	0,0136	0,07	0,10
44,532	0,08	0,068	0,0126	0,07	0,10
46,876	0,10	0,136	0,0252	0,07	0,12
49,22	0,07	0,055	0,0102	0,06	0,08
51,564	0,07	0,046	0,0086	0,06	0,08
53,908	0,06	0,048	0,009	0,05	0,07
56,251	0,06	0,046	0,0085	0,06	0,07
58,595	0,06	0,043	0,008	0,05	0,06
60,939	0,06	0,050	0,0092	0,05	0,07
63,283	0,06	0,053	0,0098	0,05	0,07
65,627	0,05	0,044	0,0081	0,04	0,06
67,97	0,05	0,039	0,0072	0,04	0,06
70,314	0,06	0,044	0,0082	0,05	0,06
72,658	0,06	0,046	0,0086	0,05	0,07

Tabela 5.4 – Tabela do espectro de frequência do sinal 3. A primeira coluna mostra as frequências encontradas neste sinal, a segunda, terceira, quarta, quinta e sexta colunas mostram respectivamente a média, o desvio padrão, o erro padrão médio, o erro padrão inferior e o erro padrão superior para cada valor de frequência no sinal 3

Frequência (Hz)	Intensidade (mV)	Intensidade (mV)		Intensidade (mV)	Intensidade (mV)
sinais3	média	desvio padrão	EPM	erro inferior	erro superior
0	0,09	0,068	0,0126	0,08	0,10
2,344	0,58	0,409	0,0759	0,50	0,66
4,688	1,34	0,718	0,1334	1,21	1,48
7,031	1,41	0,649	0,1205	1,29	1,53
9,375	1,20	0,578	0,1073	1,09	1,31
11,719	0,92	0,397	0,0738	0,85	1,00
14,063	0,62	0,371	0,0688	0,55	0,69
16,407	0,40	0,220	0,0408	0,35	0,44
18,75	0,31	0,160	0,0298	0,28	0,34
21,094	0,25	0,152	0,0283	0,22	0,28
23,438	0,18	0,128	0,0237	0,15	0,20
25,782	0,16	0,130	0,0241	0,14	0,19
28,126	0,15	0,129	0,024	0,12	0,17
30,47	0,12	0,118	0,0218	0,10	0,15
32,813	0,10	0,097	0,018	0,08	0,12
35,157	0,10	0,086	0,0159	0,09	0,12
37,501	0,09	0,089	0,0165	0,08	0,11
39,845	0,09	0,078	0,0145	0,08	0,11
42,189	0,09	0,071	0,0133	0,07	0,10
44,532	0,09	0,072	0,0134	0,08	0,10
46,876	0,08	0,071	0,0131	0,07	0,10
49,22	0,08	0,079	0,0146	0,07	0,10
51,564	0,08	0,076	0,0142	0,07	0,09
53,908	0,07	0,075	0,0139	0,06	0,09
56,251	0,07	0,065	0,0121	0,05	0,08
58,595	0,06	0,054	0,01	0,05	0,07
60,939	0,06	0,056	0,0104	0,05	0,07
63,283	0,06	0,047	0,0088	0,05	0,07
65,627	0,05	0,050	0,0093	0,04	0,06
67,97	0,06	0,053	0,0099	0,05	0,07
70,314	0,06	0,067	0,0125	0,04	0,07
72,658	0,06	0,075	0,0139	0,05	0,07

Tabela 5.5 – Tabela do espectro de frequência do sinal 4. A primeira coluna mostra as frequências encontradas neste sinal, a segunda, terceira, quarta, quinta e sexta colunas mostram respectivamente a média, o desvio padrão, o erro padrão médio, o erro padrão inferior e o erro padrão superior para cada valor de frequência no sinal 4

Frequência (Hz)	Intensidade (mV)	Intensidade (mV)		Intensidade (mV)	Intensidade (mV)
sinais4	média	desvio padrão	EPM	Erro inferior	erro superior
0	0,08	0,073	0,0136	0,07	0,09
2,344	0,61	0,471	0,0874	0,53	0,70
4,688	1,38	0,659	0,1222	1,26	1,50
7,031	1,33	0,509	0,0945	1,24	1,43
9,375	1,07	0,509	0,0944	0,98	1,17
11,719	0,82	0,366	0,0679	0,76	0,89
14,063	0,51	0,231	0,0428	0,47	0,56
16,407	0,40	0,231	0,0432	0,36	0,44
18,75	0,30	0,188	0,0349	0,26	0,33
21,094	0,22	0,132	0,0246	0,20	0,25
23,438	0,17	0,090	0,0167	0,16	0,19
25,782	0,15	0,084	0,0156	0,13	0,16
28,126	0,12	0,061	0,0113	0,11	0,13
30,47	0,09	0,050	0,0094	0,08	0,10
32,813	0,09	0,044	0,0082	0,08	0,10
35,157	0,08	0,039	0,0072	0,07	0,09
37,501	0,08	0,041	0,0076	0,07	0,08
39,845	0,07	0,032	0,006	0,06	0,07
42,189	0,06	0,028	0,0052	0,06	0,07
44,532	0,06	0,025	0,0047	0,05	0,06
46,876	0,05	0,023	0,0043	0,04	0,05
49,22	0,05	0,023	0,0044	0,04	0,05
51,564	0,04	0,021	0,0039	0,04	0,05
53,908	0,04	0,025	0,0046	0,04	0,05
56,251	0,05	0,029	0,0054	0,04	0,05
58,595	0,05	0,028	0,0051	0,04	0,05
60,939	0,04	0,026	0,0048	0,04	0,05
63,283	0,04	0,024	0,0044	0,04	0,04
65,627	0,04	0,024	0,0044	0,03	0,04
67,97	0,04	0,034	0,0063	0,03	0,05
70,314	0,04	0,035	0,0065	0,04	0,05
72,658	0,04	0,028	0,0051	0,03	0,04

Tabela 5.6 – Tabela do espectro de frequência do sinal 5. A primeira coluna mostra as frequências encontradas neste sinal, a segunda, terceira, quarta, quinta e sexta colunas mostram respectivamente a média, o desvio padrão, o erro padrão médio, o erro padrão inferior e o erro padrão superior para cada valor de frequência no sinal 5

Frequência (Hz)	Intensidade (mV)	Intensidade (mV)		Intensidade (mV)	Intensidade (mV)
sinais5	média	desvio padrão	EPM	Erro inferior	erro superior
0	0,08	0,057	0,0105	0,07	0,10
2,344	0,71	0,437	0,0812	0,63	0,79
4,688	1,48	0,967	0,1796	1,30	1,66
7,031	1,40	0,716	0,133	1,27	1,54
9,375	1,10	0,528	0,0981	1,00	1,20
11,719	0,87	0,384	0,0713	0,80	0,94
14,063	0,60	0,257	0,0477	0,55	0,65
16,407	0,40	0,209	0,0388	0,36	0,44
18,75	0,28	0,187	0,0347	0,25	0,32
21,094	0,23	0,168	0,0311	0,20	0,26
23,438	0,16	0,136	0,0252	0,13	0,19
25,782	0,15	0,124	0,0229	0,12	0,17
28,126	0,16	0,139	0,0257	0,13	0,18
30,47	0,12	0,100	0,0185	0,10	0,14
32,813	0,10	0,083	0,0154	0,09	0,12
35,157	0,09	0,061	0,0112	0,07	0,10
37,501	0,08	0,058	0,0107	0,07	0,09
39,845	0,07	0,059	0,011	0,06	0,08
42,189	0,07	0,061	0,0113	0,06	0,08
44,532	0,07	0,057	0,0106	0,06	0,08
46,876	0,06	0,052	0,0097	0,05	0,07
49,22	0,05	0,047	0,0086	0,04	0,06
51,564	0,05	0,044	0,0082	0,04	0,06
53,908	0,06	0,049	0,009	0,05	0,06
56,251	0,05	0,047	0,0088	0,04	0,06
58,595	0,05	0,047	0,0087	0,04	0,06
60,939	0,04	0,039	0,0073	0,04	0,05
63,283	0,05	0,041	0,0077	0,04	0,06
65,627	0,06	0,052	0,0097	0,05	0,07
67,97	0,05	0,047	0,0088	0,05	0,06
70,314	0,05	0,050	0,0092	0,04	0,06
72,658	0,05	0,048	0,009	0,04	0,06

A média foi obtida através do somatório do valor da intensidade do sinal e dividido pelo número de pontos. Com o auxílio do excel foi possível calcular o desvio padrão de cada ponto de frequência separadamente. Dividindo o valor do

desvio padrão pelo número de indivíduos foi possível calcular o erro padrão médio. Somando-se o valor do erro padrão médio ao valor da média, calculou-se o erro superior aceitável deste sinal a cada ponto. Subtraindo o valor da média pelo valor do erro padrão médio pode ser encontrado o erro inferior aceitável para este sinal. Este procedimento foi realizado para cada frequência encontrada, separadamente.

Em seguida foi gerado um gráfico com os valores da média, erro superior e erro inferior aceitável que é apresentado na figura 5.1, 5.2, 5.3, 5.4, 5.5 e 5.6 para os sinais 0, 1, 2, 3, 4 e 5 respectivamente.



Figura 5.1 – Gráfico dos espectros de frequências da **média**, **limite superior** e **limite inferior** do sinal 0 da tabela 5.1.

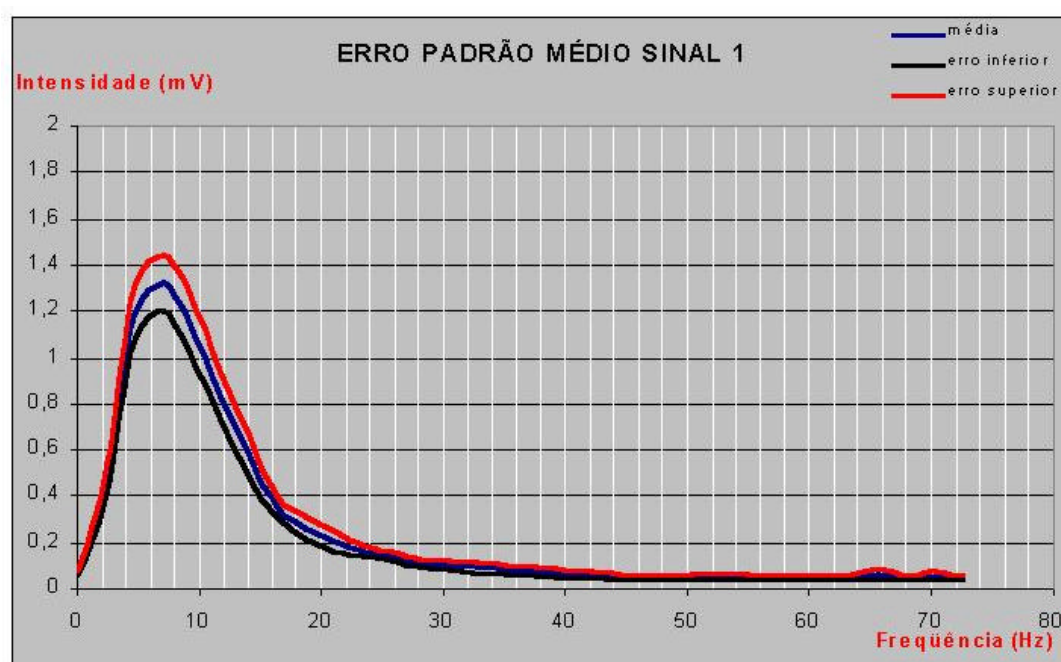


Figura 5.2 – Gráfico dos espectros de frequências da **média**, **limite superior** e **limite inferior** do sinal 1 da tabela 5.2.

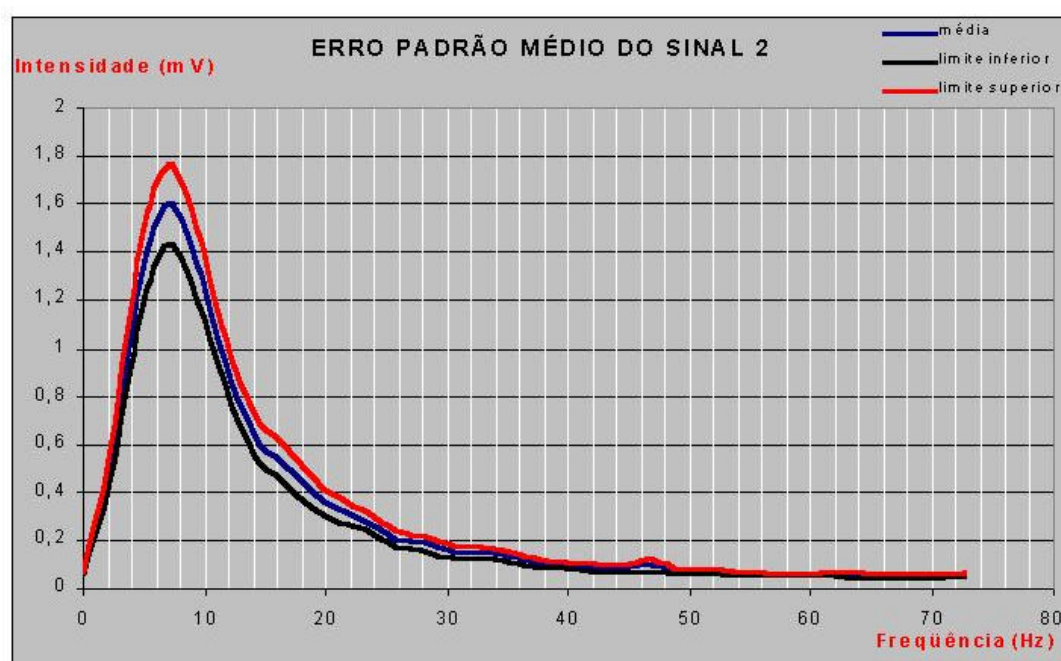


Figura 5.3 – Gráfico dos espectros de frequências da **média**, **limite superior** e **limite inferior** do sinal 2 da tabela 5.3.

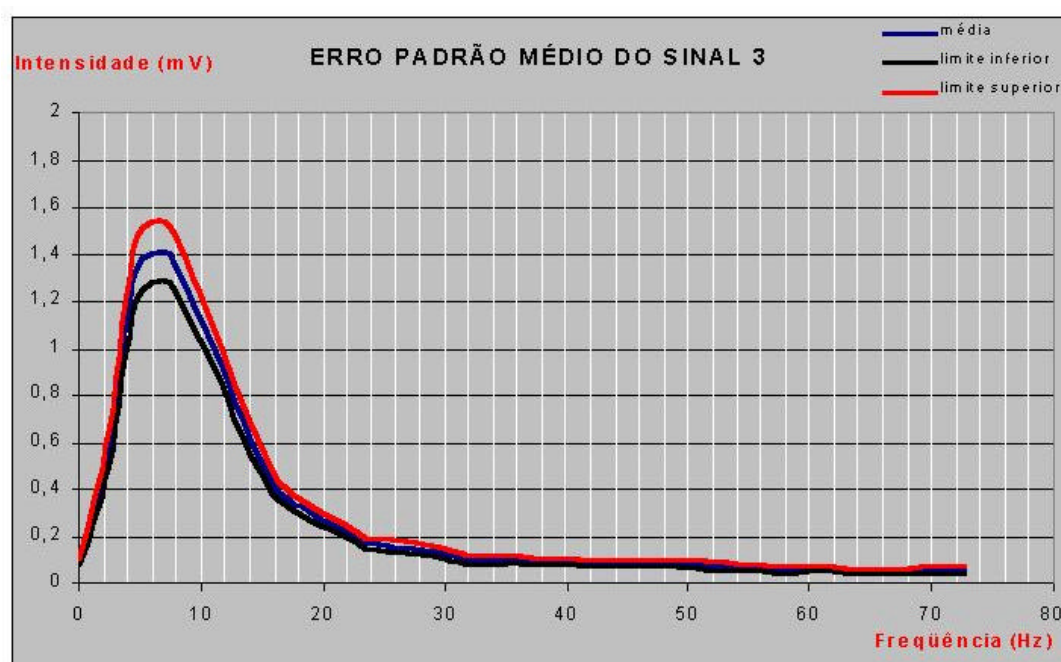


Figura 5.4 – Gráfico dos espectros de frequências da **média**, **limite superior** e **limite inferior** do sinal 3 da tabela 5.4.



Figura 5.5 – Gráfico dos espectros de frequências da **média**, **limite superior** e **limite inferior** do sinal 4 da tabela 5.5.



Figura 5.6 – Gráfico dos espectros de frequências da **média**, **limite superior** e **limite inferior** do sinal 5 da tabela 5.6.

5.2 APRESENTAÇÃO DOS DADOS DO ESFIGMOMANÔMETRO

O arquivo dos sinais coletados através do AQDADOS, da Linx, foram convertidos para a extensão DAT (arquivo.dat), para serem estudados no EXCEL 2000. No EXCEL 2000 foram criadas tabelas com 2048 pontos de cada ensaio com 20 indivíduos. O número de ensaios reduzido, comparado aos testes do sinal sonoro, foi devido ao ajuste do aparelho, modificando o desenho da placa metálica para a forma de “T”, buscando uma melhor sensibilidade do sistema. Foi calculado a média aritmética destes sinais, assim como o desvio padrão, erro padrão médio, limite inferior e limite superior para todas as 5 fases da escala de Koroktov. A figura 5.7 mostra a média dos Sinais 0, o limite superior aceitável, o limite inferior aceitável, a linha de tendência da média do sinal, a linha de tendência do limite superior aceitável e do limite inferior aceitável, assim como os valores R^2 destas linhas de tendência.

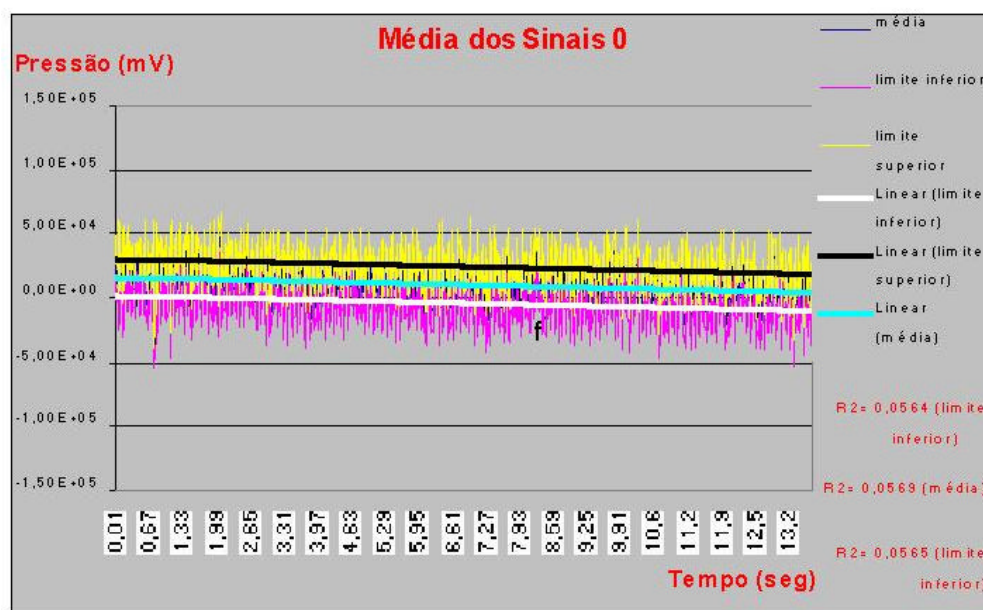


Figura 5.7 – Gráfico da **média**, **limite superior** e **limite inferior** referentes ao valor pressão arterial x tempo do sinal 0, Contendo as linhas de tendências do limite superior (linha preta), **média** e limite inferior (linha branca).

Os valores do limite superior, média e limite inferior referentes à pressão arterial em mV e em mmHg estão representados graficamente na figura 5.8 e 5.9 respectivamente.

Pode-se perceber um leve declínio das retas referentes à linha de tendência, pois neste caso a pressão do esfigmomanômetro está diminuindo durante a coleta do sinal (item 3.4.1 da página 83).

O INMETRO aceita uma variação de 4 mmHg entre os esfigmomanômetros, então o gráfico 5.9 da página 110 pode diferenciar os valores das fases 4 e 5 da escala de Koroktov, assim como os valores da fase 1 para as fases 4 e 5 com relação a outros esfigmomanômetros, ou seja, a pressão sistólica e diastólica, respectivamente.

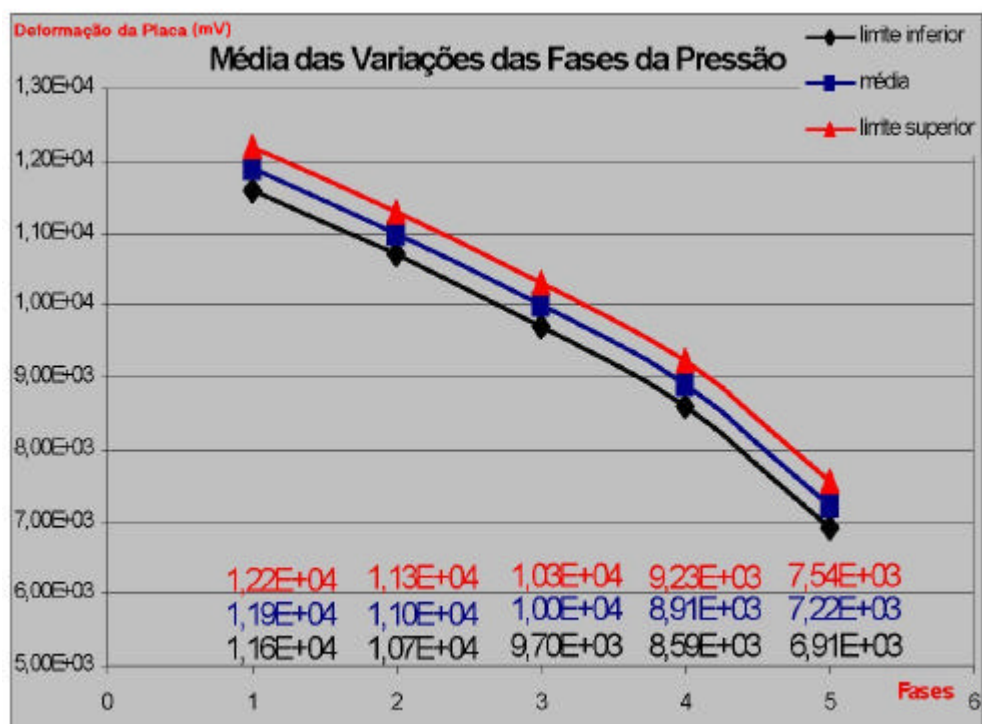


Figura 5.8 – Gráfico da média aritmética de todos os testes, relativo à pressão em mV, contendo a **média**, **limite inferior** e **limite superior** x 5 fases da escala de Koroktov.

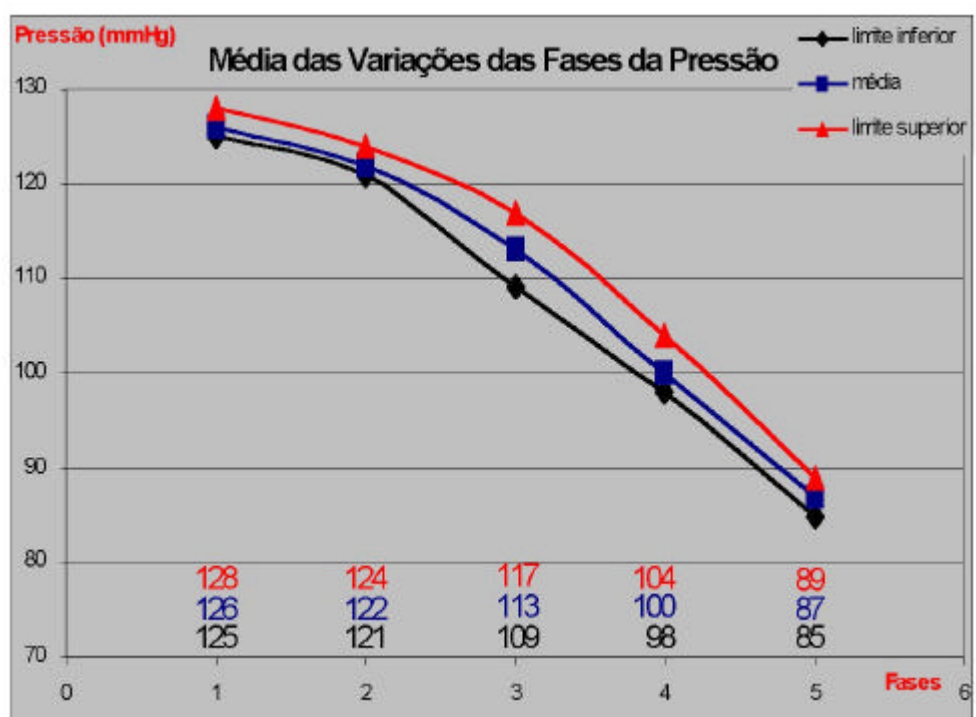


Figura 5.9 – Gráfico da média aritmética de todos os testes, relativo à pressão em mmHg, contendo a **média**, **limite inferior** e **limite superior** x 5 fases da escala de Koroktov.

5.3 COMPARAÇÃO DAS FREQUÊNCIAS ENCONTRADAS NO ESTETOSCÓPIO COM OS DADOS DO ESFIGMOMANÔMETRO

Para relacionar os dados de frequência dos sinais coletados pelo estetoscópio com os do esfigmomanômetro, fazemos um gráfico e uma tabela com os 4 maiores valores de frequência encontrados para cada espectro das figuras 5.2, 5.3, 5.4, 5.5 e 5.6 que são respectivamente as figuras 5.10, 5.11, 5.12, 5.13 e 5.14 e comparamos com a figura 5.8, onde obtivemos a tabela 5.7 da página 114.

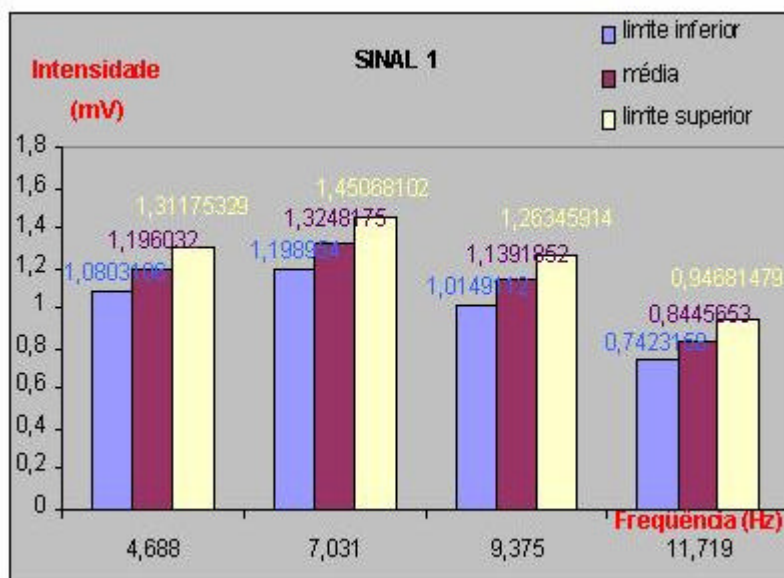


Figura 5.10 – Gráfico Intensidade (mV) x Frequência (Hz) referentes aos quatro (4) principais pontos de frequência do sinal 1.

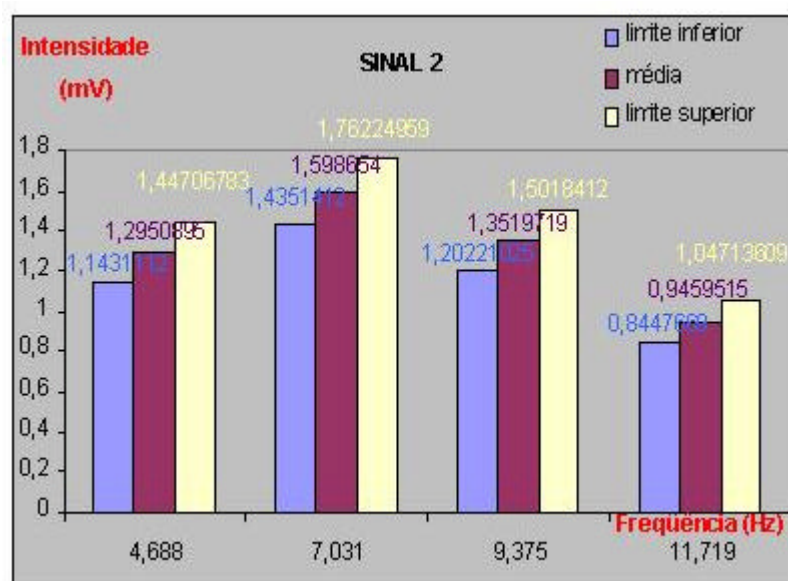


Figura 5.11 – Gráfico Intensidade (mV) x Frequência (Hz) referentes aos quatro (4) principais pontos de frequência do sinal 2.

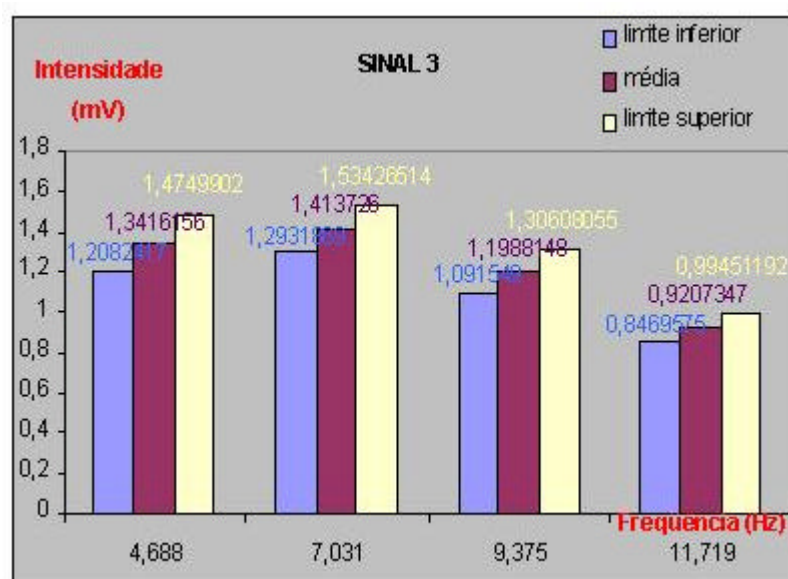


Figura 5.12 – Gráfico Intensidade (mV) x Frequência (Hz) referentes aos quatro (4) principais pontos de frequência do sinal 3.

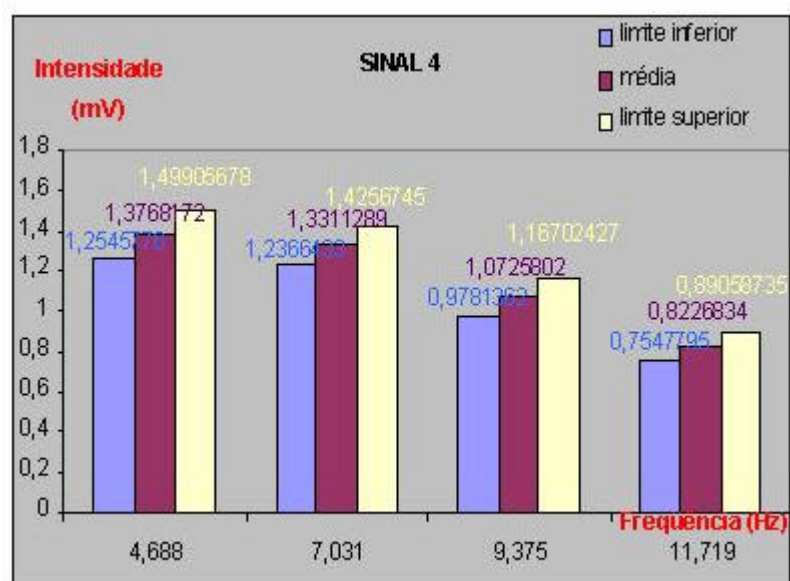


Figura 5.13 – Gráfico Intensidade (mV) x Frequência (Hz) referentes aos quatro (4) principais pontos de frequência do sinal 4.

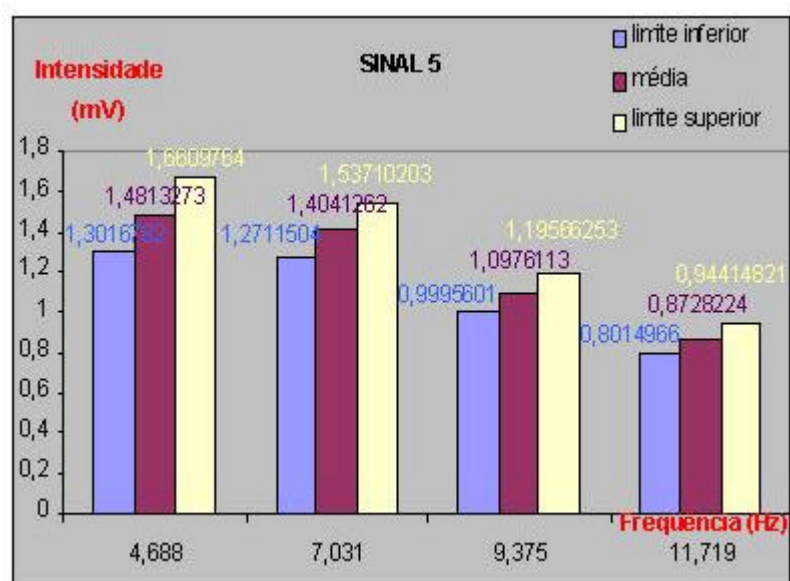


Figura 5.14 – Gráfico Intensidade (mV) x Frequência (Hz) referentes aos quatro (4) principais pontos de frequência do sinal 5.

A tabela 5.7 mostra a relação dos dados do esfigmomanômetro com os dados do estetoscópio. Foi possível perceber a variação da intensidade do sinal do estetoscópio com o decréscimo da pressão do esfigmomanômetro, porém as frequências se mantiveram em torno de 6,688 a 11,719 Hz.

Tabela 5.7 – Variação da intensidade do sinal do estetoscópio em diferentes frequências nas 5 fases da escala de Koroktov

Sinal 1	Deformação da Placa (mV)	Pressão (mmHg)	Frequência1 4,688 Hz (mV)	Frequência2 7,031 Hz (mV)	Frequência3 9.375 Hz (mV)	Frequência4 11,719 Hz (mV)
LS	2,81E+04	128	1,31	1,45	1,26	0,95
Média	1,19E+04	126	1,20	1,33	1,14	0,85
LI	-2,32E+03	125	1,08	1,20	1,02	0,74
Sinal 2						
LS	2,52E+04	124	1,45	1,76	1,50	1,05
Média	1,10E+04	122	1,13	1,60	1,35	0,95
LI	-3,21E+03	121	1,14	1,44	1,20	0,85
Sinal 3						
LS	2,42E+04	117	1,48	1,53	1,31	1,00
Média	1,00E+04	113	1,34	1,41	1,20	0,92
LI	-4,18E+03	109	1,21	1,29	1,09	0,85
Sinal 4						
LS	2,38E+04	104	1,50	1,43	1,17	0,89
Média	8,91E+03	100	1,38	1,33	1,07	0,82
LI	-5,18E+03	98	1,26	1,24	0,98	0,76
Sinal 5						
LS	2,14E+04	89	1,66	1,54	1,20	0,94
Média	7,22E+03	87	1,48	1,40	1,10	0,87
LI	-6,97E+03	85	1,30	1,27	1,00	0,80

É possível perceber que nos sinais 1, 2 e 3, a maior intensidade do sinal do estetoscópio apareceu na frequência 2 (7,031Hz), sendo que a intensidade foi maior no sinal 2, seguida pelo sinal 3 e a menor intensidade ocorreu no sinal 1. Este fato pode estar ligado à relação direta dos valores da intensidade com a intensidade do som auscultado pelo estetoscópio. No sinal 3, pode-se observar que os valores da intensidade na frequência 1 (4,688Hz) são um pouco inferiores à frequência 2 (7,031Hz), nesta fase podemos auscultar um “impacto” gerado pela pulsação seguido de um ruído relativo ao fluxo sanguíneo na artéria, apresentando duas frequências com intensidades significantes. Nos sinais 4 e 5, a intensidade do sinal foi maior na

frequência 1 (4,688Hz), sendo que esta intensidade aumentou no sinal 5, explicada pelo fato do sinal 4 apresentar o som em menor intensidade à ausculta, assim como um dos sinais menos intensos de todos, sendo superior ao sinal 1 somente.

CAPÍTULO 6 – CONCLUSÕES E COMENTÁRIOS

De tudo que foi exposto, podemos concluir que:

O aparelho testado tem importância no estudo do fluxo sanguíneo da artéria braquial, de forma não-invasiva, podendo diferenciar o comportamento deste fluxo supostamente de acordo com a capacidade elástica da artéria em questão, considerando-se que o sinal sonoro modifica-se à medida que a pressão do esfigmomanômetro vai sendo reduzida e esta modificação é mostrada pelo deslocamento da curva do espectro de frequência em direção ao eixo “y”.

Os sinais obtidos podem ter aplicação no auxílio de diagnóstico e prevenção na cardiologia, especialidade da medicina. A prevenção pode ser usada através da realização rotineira do protocolo proposto, afim de arquivar os sinais coletados para detectar alterações futuras no espectro de frequência, tendo em vista que com o envelhecimento há uma tendência à diminuição da capacidade elástica das artérias que supostamente pode estar relacionado com a curva de frequência

A curva de calibração do esfigmomanômetro permite a utilização do instrumento desenvolvido para demais pesquisas no campo.

A metodologia utilizada mostrou-se com potencial para a realização dos testes e poderá ser confiável; para a análise de alterações do fluxo sanguíneo na artéria braquial, desde que o pesquisador tenha prática da aferição da pressão arterial, estando capacitado para diferenciar os sons auscultados.

Foi encontrado na pesquisa valores limites da variação da pressão arterial e do espectro de frequência do fluxo sanguíneo na artéria braquial para o aparelho criado, não podendo ainda ser colocado como limites de normalidade do sistema

circulatório para uma população, pois estes limites não foram comparados com testes em indivíduos com patologia.

Pelo fato do instrumento possibilitar o estudo do comportamento do fluxo sanguíneo na artéria braquial de forma não-invasiva, pode ser utilizado em setores emergências de hospitais nos casos que haja a necessidade, pois é um exame rápido de ser realizado e pode ser conciliado à aferição da pressão arterial, precisando somente algumas modificações no protocolo de aferição da pressão, de coleta do sinal e um estudo das possíveis respostas encontradas pelo aparelho nas diversas patologias dos referidos setores.

O aparelho criado é capaz de diferenciar os espectros de frequência das pressões sistólica e diastólica, pois segundo Heneine (2000), quando o esfigmomanômetro mantém-se na pressão sistólica (máxima), a cada pulsar do coração ouve-se um ruído rascante, sendo que na pressão diastólica (mínima), o tom do ruído fica grave. Esta variação do ruído auscultado pode ser verificada no espectro de frequência, sendo que no caso da pressão sistólica é possível encontrar uma intensidade maior na frequência de 7,031 Hz, e na pressão diastólica a maior intensidade encontrada ocorreu na frequência de 4,688 Hz, ou seja a curva deslocou-se em direção ao eixo “y” à medida que a pressão do esfigmomanômetro era reduzida.

CAPÍTULO 7 – SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS

A presente pesquisa estimula a continuidade deste trabalho e sugere outros, no futuro, seguindo esta mesma linha de pensamento como:

O estudo dos componentes sangüíneos através de exames complementares, como hemograma, para relacionar os sinais coletados à viscosidade do sangue relacionar com o espectro de frequência do fluxo sangüíneo.

Estudos sobre a influência do comportamento renal nas respostas encontradas no espectro de frequência e na pressão arterial, tendo em vista que o rim é um órgão regulador de volume sangüíneo podendo influenciar no fluxo e pressão do sistema circulatório.

O possível relacionamento existente entre os sinais coletados da artéria braquial com os sinais elétricos cardíacos ou com o débito cardíaco.

O estudo do comportamento do fluxo sangüíneo em outras artérias do corpo humano.

Uma possível relação existente entre as frequências dos fluxos sangüíneos (de 4.668 a 11,719Hz) encontradas na presente pesquisa com as frequências encontradas na ISO 2631 (1 a 80 Hz) e a ISO 5349 (8 Hz a 1 kHz), por serem frequências em que ocorrem perturbações fisiológicas no organismo.

Construção de novos hardware e software para a aquisição destes sinais de maneira rápida e com fácil visualização dos resultados para auxiliar em critérios diagnósticos em cardiologia e emergências hospitalares e que possibilite o armazenamento dos dados para o acompanhamento do paciente em consultas futuras.

BIBLIOGRAFIA

BOOTH, J. **A short history of blood pressure measurement.** Proc. Roy. Soc. Med., 1977.

CASTIGLIONI, A. **História de la medicina.** Barcelona, Salvat; p.180, 181, 722.

COIMBRA, A., **Análise de sinais aplicada à instrumentação médica para identificação e diagnóstico de patologias degenerativas do joelho.** 2002. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica – Projetos e Materiais). Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá, Universidade Estadual Paulista, Guaratinguetá.

DÂNGELO, J. G.; FATTINI, C. A. **Anatomia humana sistêmica e segmentar para o estudante de medicina.** 2ª ed. São Paulo: Atheneu, 1988.

DOEBELIN, E. O. **Measurement systems: application and design.** Tokyo: McGraw-Hill, 1975.

DOMÍNGUEZ, R.C.; MICHEL, A., **Evolucion de la esfigmomanometria.** Asch Inst. Cardiol. Méx., 1994.

GARCIA, E. A. C. **Biofísica.** São Paulo: Servier, 2000.

GHORAYEB, N.; MENEGHELO, R. S.. **Métodos diagnóstico em cardiologia.** São Paulo, 1997. 379-382 p.

HENEINE, I. F. **Biofísica Básica.** São Paulo: Atheneu, 2000.

HOLANDA, E. M.; JÚNIOR, D. M.; PIERIN, A. M.G. Medida da pressão arterial. Critérios empregados em artigos científicos de periódicos brasileiros. São Paulo: Hospital das Clínicas da FMUSP. **Arquivos Brasileiros de Cardiologia.** 68(6), 1997.

LEÃO, M. A. C. **Princípios de biofísica**. 2ª ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1982. MAJOR, R. H. The history of taking blood pressure. **Ann Med History**. 2: 47-50, 1930.

METTLER, C.C.; METTLER, F.A.. **History of medicine**. Philadelphia, Toronto. Blakinston Co, 1947.

NETTER, F.H. **Interactive atlas of human anatomy**. Versão 1.1. Ciba Medical Education & Publication, 1995.

PARATI, G.; POMIDOSSI, G.. **La mizzurazione della pressione arteriosa**. Milano, Farmitalia Carlo Erba, 1988, p. 12 e 13.

O'SULLIVAN, S.B.; SCHIMITZ, T.J. **Fisioterapia: avaliação e tratamento**. 2ª e.d. São Paulo: Manole, 1993.

PORTO, C. C. **Semiologia médica**. 3ª ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1997.

SEGALL, H. N. **Quest for korotkoff**. Br. Med. Editora Review, 3. 1985.

SERRO-AZUL, L. G. C. C.; PILEGGI, F. J. C.; MOFFA, P. J.. **Propedêutica cardiológica, bases fisiopatológicas**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1988. 73-80.

WRIGHT, S. **Fisiologia aplicada**. 11ª ed. São Paulo: Atheneu, 1967.

Bibliografias Consultadas

MARQUES, A. L. P. **Diagnose e análise de falhas em rolamentos por análise de vibrações**. 1994. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica – Projetos e Materiais). Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá, Universidade Estadual Paulista, Guaratinguetá.

SILVA, W. N. **Medicina preventiva em cardiologia**. São Paulo, Edart, 1996.

SOBRINHO, P. M. **Implantação do sistema de manutenção preditiva por análise de vibrações na Usina Termoeletrica Piratininga**. 1990. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica – Projetos e Materiais). Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá, Universidade Estadual Paulista, Guaratinguetá.

APÊNDICE – Leis e normas do INMETRO

Portaria INMETRO nº 24 de 22 de fevereiro de 1996

O presidente do Instituto Nacional de Metrologia, Normalização e Qualidade Industrial – INMETRO, no uso de suas atribuições legais e tendo em vista o disposto na alínea “g”, do subitem 4.1 da Resolução CONMETRO nº 11, de 12 de outubro de 1998,

Considerando a necessidade de resguardar a saúde do cidadão, garantindo medições fidedignas,

Considerando a necessária regulamentação dos instrumentos de medir na área de saúde, resolve:

Art. 1º Aprovar o Regulamento Técnico Metrológico, que com esta baixa, estabelecendo as condições a que devem satisfazer os esfigmomanômetros mecânicos do tipo aneróide.

Art. 2º As infrações a qualquer dispositivo deste regulamento sujeitam os infratores às penalidades previstas no artigo 9º da Lei 5.966 de 11 de dezembro de 1973.

Art. 3º Os esfigmomanômetros mecânicos do tipo aneróide, em utilização, poderão continuar em uso, desde que estejam de acordo com os erros máximos permitidos, constantes do item 8 do Regulamento Técnico Metrológico, em anexo.

Art. 4º Os fabricantes e importadores de esfigmomanômetros mecânicos do tipo aneróide devem apresentar seus respectivos modelos de acordo com o Regulamento Técnico Metrológico em anexo, para apreciação do INMETRO, num prazo máximo de seis meses a partir da data de publicação da presente Portaria.

Art. 5º Todos os esfigmomanômetros mecânicos do tipo aneróide, fabricados ou importados a partir de 01 de julho de 1996, deverão estar de acordo com o Regulamento Técnico Metrológico ora aprovado.

Art. 6º Esta Portaria entra em vigor na sua data de publicação, revogadas as disposições em contrário.

Regulamento Técnico Metrológico a que se refere a Portaria INMETRO nº 24 de 22 de fevereiro de 1996.

1 Objetivo e campo de aplicação

- 1.1 Este regulamento Técnico Metrológico estabelece as condições a que devem satisfazer os esfigmomanômetros destinados a medir pressão arterial humana.
- 1.2 O presente Regulamento aplica-se aos esfigmomanômetros mecânicos do tipo aneróide.

2 Definições

- 2.1 Esfigmomanômetros mecânicos do tipo aneróide: Instrumento que se utiliza um manômetro aneróide para a medição não-invasiva da pressão arterial através de uma braçadeira inflável.
- 2.2 Faixa nominal: Conjunto de valores da pressão medida, que pode ser fornecida pelo Esfigmomanômetro, considerada a sua faixa de escala.
- 2.3 Faixa de medição: Conjunto de valores da pressão para a qual admite-se que o erro do Esfigmomanômetro mantém-se dentro dos limites especificados.
- 2.4 Campo de utilização: Conjunto dos valores da pressão, compreendido entre os limites superior e inferior da escala.
- 2.5 Limite inferior da escala: Valor numérico que designa a menor pressão indicada pelo instrumento.
- 2.6 Limite superior da escala: Valor numérico que designa a maior pressão indicada pelo instrumento.

3 Unidade de Medida

- 3.1 O Sistema Internacional de Unidade o pascal (Pa) como unidade de pressão. Admite-se o uso do mmHg e do kPa.

1 mmHg = 0,133 kPa

1 kPa = 7,518 mmHg

4 Componentes

- 4.1 Manômetro aneróide: Instrumento dotado de um sensor elástico que se deforma sob a ação da pressão. Um indicador acoplado a este sensor permite a leitura direta da pressão no mostrador quantitativo analógico circular.
- 4.2 Braçadeira: Conjunto flexível e ajustável utilizado, quando insuflado, para obstruir o fluxo de sangue na artéria, determinando a pressão que dá início ao processo de medição da pressão arterial.
 - 4.2.1 Manguito: Componente inflável da braçadeira.
- 4.3 Válvula de controle da saída de ar: Regula a saída de ar da braçadeira, podendo ser manual ou automática.
- 4.4 Pera: Também conhecida como bomba de ar, de formato anatômico, flexível e tem por finalidade insuflar o manguito.
- 4.5 Válvula unidirecional de bomba de ar: Tem por finalidade conter o retrocesso do ar introduzido no manguito.

5 Características de construção

- 5.1 O elemento sensível à pressão deve estar em ambiente fechado à atmosfera.
- 5.2 Braçadeira
 - 5.2.1 Na braçadeira o manguito deve ter largura mínima de 35% e comprimento de 80% da circunferência do braço para o qual se destina (neonatal, médio e grande).
 - 5.2.2 A braçadeira deve ser dotada de dispositivo que impeça sua utilização fora das dimensões previstas em 5.2.1 ou deve apresentar marcações indicativas de seu correto posicionamento e fechamento em torno do braço.
 - 5.2.3 A braçadeira deve ser confeccionada com material flexível e não elástico.

- 5.3 Os componentes internos do manômetro devem estar protegidos por envoltório que assegure condição estanque à poeira. Este envoltório não deve dificultar a leitura das indicações.
- 5.4 O ponteiro indicador deve cobrir, no mínimo $1/3$ e no máximo $2/3$ do comprimento dos traços mais curtos da graduação. A espessura da extremidade do ponteiro que serve à leitura, não deve ultrapassar a espessura dos traços.
- 5.5 O afastamento máximo do ponteiro em relação ao mostrados não deve ser superior a 2mm.
- 5.6 O elemento sensor deve ser confeccionado com material adequado de modo que o manômetro, após ser submetido a 10.000 (dez mil) ciclos de pressão variando de 20 mmHg a 200 mmHg ou 3,0 kPa a 30 kPa à razão máxima de 60 (sessenta) ciclos por minuto, não apresente erros superiores aos permitidos.
- 5.7 Nenhum pino ou batente de parada pode ser usado para restringir o movimento do ponteiro dentro do ângulo de 15° abaixo do zero verdadeiro (vácuo), bem como nenhum dispositivo limitador do movimento do elemento sensor elástico pode ser empregado visando produzir artificialmente a indicação de zero.
- 5.8 Não deve haver coincidência entre o início e o final da escala.
- 5.9 O mostrador e o ponteiro devem ser protegidos de maneira que não possam ser acessados pelo usuário.
- 5.10 A variação de pressão devido ao escapamento de ar não deve ser superior a 4,0 mmHg/min ou 0,5 kPa/min quando o esfigmomanômetro for submetido à pressão máxima durante cinco minutos.
- 5.11 A válvula de controle de saída do ar deve permitir o ajuste da taxa de redução de pressão para um valor compreendido entre 2,0 mmHg/s e 3,0 mmHg/s ou 0,3 kPa/s e 0,4 kPa/s.
- 5.12 O esfigmomanômetro deve permitir a exaustão rápida de ar variando a pressão de 260 mmHg a 15 mmHg, ou 35 kPa a 2,0 kPa, no tempo de 10s.

- 5.13 O esfigmomanômetro não deve se desregular ou sofrer qualquer dano quando submetido a uma queda da altura de cinco centímetros sobre superfície de madeira.

6 Escalas

- 6.1 As leituras sobre a escala devem fornecer diretamente os valores da pressão, sem que seja preciso utilizar fator de multiplicação ou de conversão.
- 6.2 A escala deve ser impressa numa única cor contrastante com o fundo do mostrador.
- 6.3 Cada quinta marca da escala deve ser de comprimento maior.
- 6.4 Os traços de graduação devem ser nítidos, bem delineados e com distanciamento e espessuras uniformes. Os Erros de traçados não devem ser facilmente perceptíveis e a espessura dos traços não devem exceder a $1/5$ da menor distância entre dois traços consecutivos da escala.
- 6.5 O valor da menor divisão dos esfigmomanômetros deve ser de 2 mmHg ou de 0,2 kPa.
- 6.6 A faixa de medição deve ser igual à escala nominal nos seguintes valores:
- a) de 0 mmHg até no mínimo, 260 mmHg;
 - b) de 0 kPa até, no mínimo, 35 kPa.
- 6.7 A escala deve começar na marca de 0 mmHg ou 0kPa. É admitida a marcação bem definida de uma faixa de tolerância em torno do ponto zero da escala desde que esta não exceda a $\pm 3,0$ mmHg ou $\pm 0,4$ kPa. Os traços de graduação dentro desta faixa são opcionais.
- 6.8 A distância mínima entre dois traços consecutivos da escala deve ser de 0,7 mm.
- 6.9 Cada décima marca da escala do esfigmomanômetro deve ser numerada com algarismos arábicos.
- ## 7 Inscrições
- 7.1 O instrumento deve trazer no mostrador, no mínimo, as seguintes informações:

- a) unidade de pressão utilizada;
 - b) nome do fabricante ou sua marca;
 - c) número de série;
 - d) marca de aprovação de modelo.
- 7.2 Na braçadeira deve constar a inscrição referente à circunferência do braço para o qual ela seja adequada conforme o subitem 5.2.1 deste Regulamento. O centro do manguito deve vir marcado, indicando o correto posicionamento da braçadeira sobre a artéria.
- 7.3 Incrições suplementares podem ser autorizadas, quando da aprovação individual dos modelos dos instrumentos.
- 8 Erros máximos permitidos
- 8.1 O erro de indicação dos esfigmomanômetros, nas condições ambientais de 15°C a 25°C e de 20% a 90% de umidade relativa do ar, para cada valor da pressão, tanto na carga crescente quanto na decrescente, não deve ser superior a $\pm 3,0$ mmHg ou $\pm 0,4$ kPa.
- 8.2 A diferença entre os valores extremos medidos, nas condições ambientais de +10°C a +40°C e de umidade relativa do ar de 90%, deve ser menor ou igual a 3,0 mmHg ou 0,4 kPa.
- 8.3 A diferença entre a pressão decrescente e a pressão crescente, no mesmo ponto lido no manômetro de referência, deve estar compreendida entre 0 mmHg e +4 mmHg ou 0 kPa e +0,5 kPa, sendo que as leituras dos pontos na carga decrescente serão feitas após o manômetro sob ensaio ter sido submetido à carga por 5 minutos.
- 8.4 Os erros mencionados no subitem 8.1 devem ser observados em intervalos de no máximo 50 mmHg ou valor correspondente em kPa, em toda a amplitude da escala.
- 8.5 Após ser estocado por 24 h à temperatura de -20°C e 24 h à temperatura de 70°C e umidade relativa do ar de 90% o esfigmomanômetro deve atender ao disposto no subitem 8.1.
- 9 Controle metrológico
- 9.1 Apreciação técnica de modelo.

- 9.1.1 Cada fabricante ou importador de esfigmomanômetro deve submeter à aprovação do INMETRO cada modelo fabricado ou importado.
- 9.1.2 Nenhuma modificação pode ser feita sem autorização do INMETRO, no esfigmomanômetro cujo modelo tenha sido aprovado.
- 9.1.3 O fabricante do esfigmomanômetro ou seu representante legal, bem como o importador, deve solicitar ao INMETRO a aprovação de seus modelos, através de requerimento acompanhado de memorial descritivo contendo detalhamento da construção, relação dos materiais empregados e desenhos cotados dos instrumentos.
- 9.1.4 O fabricante ou seu representante legal, bem como o importador, deve enviar ao INMETRO 05 (cinco) protótipos de cada modelo para serem submetidos aos ensaios de aprovação de modelo.
- 9.1.5 Dos instrumentos enviados para apreciação técnica do modelo 03 (três) serão devolvidos ao solocitante, ficando o restante retido no INMETRO, destinados a posterior controle de conformidade ao modelo aprovado.
- 9.1.6 Aprovação de modelo consiste no exame dos protótipos apresentados de acordo com as prescrições deste regulamento, através de:
 - a) estudo da documentação: consiste na análise do memorial descritivo apresentado pelo fabricante ou importador quando da solicitação de aprovação de modelo;
 - b) inspeção visual e comprovação da hermeticidade: consiste na verificação visual de materiais, facilidade de leitura, escala, ponteiro, menor divisão, faixa de medição, marcação do ponto zero, numeração da escala, inscrições obrigatórias no mostrador e na braçadeira e possibilidade de lacração;
 - c) ensaio dimensional: consiste na verificação das dimensões da braçadeira, afastamento do ponteiro em relação ao mostrador, largura dos traços e distância entre os traços;
 - d) ensaio de histerese: consiste na aplicação da carga máxima por um período de cinco minutos, observado no item 8.3:

- e) influência da temperatura e umidade: consiste na verificação do desempenho do instrumento quando submetido às temperaturas de +10°C, +20°C com umidade relativa constante de 90%, observando o item 8.1.
- f) vibração e choque: consiste na queda livre do esfigmomanômetro de uma altura de cinco centímetros, observando-se em seguida o disposto no subitem 8.1;
- g) determinação do erro máximo: consiste na aplicação de carga crescente e decrescente de pressão visando verificar os erros dos valores indicados pelo esfigmomanômetro em relação a um padrão;
- h) ensaio de fadiga: consiste na aplicação de 10.000 ciclos de pressão variando de 20 mmHg a 220 mmHg ou 3,0 kPa a 30,0 kPa, à razão máxima de 60 (sessenta) ciclos por minuto, devendo ser refeitos os ensaios previstos no subitem 9.1.6 alíneas “d” e “g” após decorrida uma hora do término da aplicação dos 10.000 ciclos de pressão;
- i) ensaio de escapamento de ar: consiste na aplicação da pressão máxima por cinco minutos visando verificar se a queda de pressão é superior a 4,0 mmHg/min ou 0,5 kPa/min;
- j) ensaio da válvula de controle de saída: consiste na verificação da possibilidade de ajuste da válvula de controle de saída do ar visando produzir uma redução da pressão cuja razão esteja compreendida entre os limites de 2,0 mmHg/s e 3,0 mmHg/s ou 0,3 kPa/s e 0,4 kPa/s;
- l) ensaio de exaustão rápida do ar: consiste na aplicação da pressão de 260 mmHg ou 35 kPa, abrindo-se em seguida a válvula de exaustão rápida do ar e verificando o tempo decorrido até que a pressão atinja 20 mmHg ou 2,7 kPa;
- m) ensaio de verificação de características de construção: consiste na verificação da existência de pinos ou batentes que restrinjam o movimento do ponteiro conforme o disposto no subitem 5.7, comprovação da inviolabilidade do instrumento atendendo ao

disposto no subitem 5.9 e o desempenho do esfigmomanômetro após a realização do ensaio previsto em 8.5.

9.2 Verificação inicial

9.2.1 Deve ser feita em todos os esfigmomanômetros fabricados, nas dependências dos fabricantes ou outro local a critério do INMETRO, antes de sua colocação em uso, e compreende os seguintes ensaios:

- a) inspeção visual;
- b) comprovação da indicação do ponto zero;
- c) comprovação da hermeticidade;
- d) determinação do erro máximo de indicação;
- e) verificação do escapamento de ar; e,
- f) ensaio de histerese.

9.2.2 O fabricante ou importador deve colocar à disposição do INMETRO e de seus órgãos da metrologia, os meios adequados para a realização da Verificação Inicial.

9.2.3 A verificação deve ser realizada de acordo com o estabelecido em 8.1, 8.3 e 8.4.

9.3 Verificação periódica

9.3.1 Deve ser realizada uma vez por ano, de preferência nas dependências dos órgãos da Rede Nacional de Metrologia Legal – RNML ou em local designado pelo INMETRO, compreendendo os seguintes ensaios:

- a) inspeção visual;
- b) comprovação da indicação do ponto zero;
- c) comprovação da hermeticidade;
- d) determinação do erro máximo de indicação; e,
- e) verificação do escapamento de ar.

9.3.2 As leituras devem ser feitas na pressão crescente e na decrescente, observando o subitem 8.4, correspondendo o último ponto ao limite superior da escala.

9.3.3 A verificação deve ser realizada de acordo com o estabelecido em 8.1

9.4 Verificação eventual

- 9.4.1 A verificação eventual deve ser realizada por solicitação do detentor do instrumento, após o conserto e/ou manutenção do mesmo ou quando o INMETRO julgar necessário.
- 9.4.2 Deve ser realizada nas dependências dos órgãos da Rede Nacional de Metrologia Legal – RNML ou em local que o INMETRO determine, compreendendo os seguintes ensaios:
- a) inspeção visual;
 - b) comprovação da indicação do ponto zero;
 - c) comprovação da hermeticidade;
 - d) determinação do erro máximo de indicação;
 - e) verificação do escapamento de ar; e,
 - f) teste de histerese.
- 9.4.3 A verificação deve ser realizada de acordo com o estabelecido em 8.1, 8.3 e 8.4.
- 9.5 Marcas de selagem
- 9.5.1 A(s) marca(s) de selagem deve(m) ser aposta(s) em local convenientemente considerado para tal finalidade.
- 9.5.2 A selagem do esfigmomanômetro deve obedecer ao plano de selagem indicado na Portaria de Aprovação de Modelo.
- 9.5.3 A marca de verificação deve ser aposta de forma a não comprometer a visibilidade do mostrador e deve constar a identificação do órgão executor e o ano de verificação.
- 10 Disposições gerais
- 10.1 Os fabricantes e os importadores de esfigmomanômetros, objeto deste Regulamento, devem solicitar ao INMETRO a aprovação dos modelos de seus instrumentos.
- 10.2 Os esfigmomanômetros fabricados e/ou importados devem obedecer a todas as exigências constantes deste Regulamento.
- 10.3 Para efeito do presente Regulamento, o importador assemelha-se ao fabricante.
- 10.4 Os esfigmomanômetros reprovados só poderão ser utilizados após reparo e aprovação quando da verificação eventual.

- 10.5 Se necessário, características suplementares de segurança podem ser previstas quando da aprovação de modelo.
- 10.6 Todo instrumento comercializado no País deve ser acompanhado de manual descritivo em português, contendo as seguintes informações:
- a) nome ou marca e endereço do fabricante;
 - b) método correto para utilização e leitura do instrumento;
 - c) especificações técnicas incluindo o dimensionamento da braçadeira;
 - d) periodicidade de verificação;
 - e) instruções para limpeza e esterelização;
 - f) referência ao presente Regulamento Técnico Metrológico, citando o número e a data da Portaria do INMETRO que o aprovou.

Portaria nº 79, de 22 de julho de 1997

O presidente do Instituto Nacional de Metrologia, Normalização e Qualidade Industrial _ INMETRO, no uso de suas atribuições legais e tendo em vista o disposto nas alíneas “a” e “g”, do subitem 4.1 da Regulamentação Metrológica aprovada pela Resolução CONMETRO nº11, de 12 de outubro de 1988,

Considerando a necessidade de adotar dispositivos transitórios sobre o controle metrológico dos esfigmomanômetros aneróides fabricados e comercializados no mercado brasileiro, com vista a sua gradual adequação às exigências técnicas e metrológicas estabelecidas pelo Regulamento Técnico Metrológico aprovado pela Portaria INMETRO nº 24, de 22 de fevereiro de 1996, resolve:

Art 1º Autorizar a verificação enicial dos esfigmomanômetros aneróides aplicando-se, transitoriamente, as seguintes prescrições:

I – Até 31 de dezembro de 1997, a tolerância quanto a existência de batente limitador da indicação abaixo do valor zero da escala;

II – Até 31 de dezembro de 1998, os seguintes erros máximos permitidos em verificação inicial e subsequente:

- $\pm 0,8$ kPa ou ± 6 mmHg, para pressão crescente;

- $\pm 0,5$ kPa ou ± 4 mmHg, para pressão decrescente; e
- a diferença entre as indicações das pressões decrescentes e crescentes, não pode ser negativa ou maior que 0,8 kPa ou 6 mmHg, para uma mesma pressão, sem a aplicação do período de 5 minutos de carregamento, em qualquer ponto da faixa de medição.

Art 2º Até 31 de dezembro de 2000, os erros máximos permitidos em serviço, para os esfigmomanômetros aneróides, para pressões crescentes e decrescentes, são de $\pm 0,8$ kPa ou ± 6 mmHg.

Art 3º Os fabricantes e importadores dos esfigmomanômetros aneróides aos quais se aplicam as prescrições do artigo 1º, alínea “b”, desta Portaria, têm o prazo até 30 de junho de 1998, para requerer a aprovação de modelos de acordo com o Regulamento Técnico Metrológico aprovado pela Portaria INMETRO nº 24, de 22 de fevereiro de 1996.

Art. 4º Esta Portaria entra em vigor na data de sua publicação.