

PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DO RIO GRANDE DO SUL
PRÓ-REITORIA DE PESQUISA E PÓS-GRADUAÇÃO
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA

**Desenvolvimento de um Sistema de Verificação da Pressão Arterial
Através do Método Oscilométrico**

Léo Fabrício Pereira

**Porto Alegre
2006**

PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DO RIO GRANDE DO SUL

**DESENVOLVIMENTO DE UM SISTEMA DE VERIFICAÇÃO DA
PRESSÃO ARTERIAL ATRAVÉS DO MÉTODO OSCILOMÉTRICO**

Léo Fabrício Pereira

Engenheiro Eletricista

Orientador: Professor Dario F. G. de Azevedo, Ph. D.

Co-orientadora: Professora Thaís Russomano, Ph. D.

Dissertação submetida ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul como parte dos requisitos para a obtenção do título de Mestre em Engenharia.

Porto Alegre

2006

AGRADECIMENTOS

Agradeço a DEUS, aos meus pais, ao meu irmão “in memoriam” e minha namorada pelo apoio dedicado.

À empresa Lifemed, em especial ao Franco Pallamolla (Presidente da empresa) e ao Vicente Barbosa (Diretor de P&D), pelo seu apoio através da concessão de uma bolsa, sem a qual não teria sido possível a realização deste curso.

Ao Prof. Edgar Bortolini (Coordenador da Bolsa de Mestrado) pelo apoio na elaboração deste trabalho.

Ao Eng. Dênis Barbieri (Coordenador do Departamento de Engenharia Biomédica do Hospital São Lucas) pelo apoio, incentivo e suas contribuições ao meu trabalho.

Ao meu colega de mestrado Eng. Rodrigo Borges Barcelos pela parceria nos momentos difíceis que sempre precisei.

Aos meus colegas Ramón e Leandro pelo apoio nas atividades durante o período do mestrado.

A todos que colaboraram direta ou indiretamente na elaboração deste trabalho, o meu reconhecimento.

Muito Obrigado!

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho aos meus pais, Paulo Rui e Izabel, que sempre estiveram presentes em minha vida e mesmo com dificuldades através de esforço conseguiram me proporcionar estudo de qualidade durante estes anos todos.

SUMÁRIO

AGRADECIMENTOS	3
DEDICATÓRIA	4
SUMÁRIO	5
LISTA DE ABREVIACÕES	7
LISTA DE EQUAÇÕES	10
LISTA DE FIGURAS	11
LISTA DE TABELAS	13
RESUMO	14
ABSTRACT	16
1 INTRODUÇÃO	18
1.1 Motivação	20
1.2 Objetivos	20
1.2.1 Objetivo Geral	20
1.2.2 Objetivos Específicos	20
2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	22
2.1 Fisiologia Cardiopulmonar	22
2.1.1 O Coração como Bomba	22
2.1.2 A Curva de Pressão Aórtica	26
2.2 A Medição da Pressão Arterial	27
2.3 Verificação de Pressão Arterial por Métodos Invasivos	31
2.3.1 Resistência dos Fluídos	32
2.3.2 Instrumentação para Medição Direta da Pressão	34
2.3.3 Medição de Pressões Cardiopulmonares	35
2.4 Verificação de Pressão Arterial por Métodos Não-Invasivos	36
2.4.1 Método Auscultatório	38
2.4.2 Oscilométrico	40
2.4.3 Método por Ultra-Som	42
2.4.4 Outros Métodos	44
3 MATERIAIS E MÉTODOS	48

3.1 Hardware	48
3.1.1 Kit de Aquisição de Dados	49
3.1.2 Simulador de Pacientes Virtuais.....	51
3.2 Software	53
3.2.1 Programa do Kit de Desenvolvimento	53
3.2.2 Programa do Simulador.....	55
3.3 Instrumentos para Medição	56
3.4 Coleta de Dados	57
3.4.1 Protocolo Utilizado.....	58
3.4.2 Pacientes Virtuais.....	58
3.4.3 Comunicação Kit-PC	59
3.4.4 Taxa de Amostragem	61
3.5 Aquisição e Tratamento dos Dados	62
3.5.1 Método da Amplitude.....	62
3.5.2 Método da Declividade	66
3.6 Validação	68
3.7 Fatores que Influenciam a Medição	71
4 SOFTWARE DESENVOLVIDO	73
4.1 Ambiente de Desenvolvimento	75
4.2 Tipos de Dados	79
4.2.1 Entrada.....	79
4.2.2 Saída	79
4.2.3 Comunicação	81
5 RESULTADOS E DISCUSSÃO	82
6 CONCLUSÕES E TRABALHOS FUTUROS	86
6.1 Trabalhos Futuros	87
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	89

LISTA DE ABREVIações

AD	Conversor Analógico para Digital
ANSI	American National Standards Institute
bpm	Batimentos por Minuto
bps	Bits por Segundo
CI	Circuito Integrado
COM1	Porta nº1 de Comunicação Serial
COM2	Porta nº2 de Comunicação Serial
COM3	Porta nº3 de Comunicação Serial
COM4	Porta nº4 de Comunicação Serial
CTI	Centro de Tratamento Intensivo
EEPROM	Electrical Erasable Programmable Read-Only Memory
ECG	Eletrocardiograma
FLASH	Tipo de memória não volátil
Hz	Hertz
IEC	International Electrotechnical Commission

JTAG	Joint Test Action Group
MKS	Sistema Internacional ou MKS (metro, quilograma, segundo)
mmHg	Milímetro de Mercúrio
MTBF	Mean Time Between Failures – (Tempo Entre Falhas)
NBR	Norma Brasileira
P	Onda P que Corresponde à Contração das Aurículas
PA	Pressão Arterial
PAD	Pressão Atrial Direita
PAP	Pressão na Artéria Pulmonar
PC	Personal Computer - (Computador Pessoal)
PD	Pressão Diastólica
PM	Pressão Média
PNI	Pressão Não Invasiva
PS	Pressão Sistólica
PVC	Pressão Venosa Central
QRS	Complexo das ondas Q, R e S; Determinado pela Contração dos Ventrículos
R	Onda R, representa a Despolarização Ventricular do Endocárdio e Epicárdio
RAM	Random Access Memory

RS232	Padrão de Comunicação Serial
s	Segundos
SRAM	Static RAM Random Access Memory
T	Onda T, Representa a Repolarização Ventricular
UART	Universal Asynchronous Receiver Transmitter
UTI	Unidade de Tratamento Intensivo
VD	Ventrículo Direito

LISTA DE EQUAÇÕES

Equação 2-1: Pressão Média Aritmética	28
Equação 2-2: Integral da Pressão Média	29
Equação 2-3: Pressão Média de Indivíduos Normais.....	30
Equação 2-4: Fluxo de Fluido no Cateter.....	32
Equação 2-5: Diferença de Pressão no Catéter	33
Equação 2-6: Resistência do Tubo do Catéter.....	33
Equação 3-1: Normalização da Amplitude dos Pulsos Oscilométricos	66

LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Coração Visão Posterior	23
Figura 2: Eventos do Ciclo Cardíaco	25
Figura 3: Medição de Pressão Utilizando Esfigmomanômetro	29
Figura 4: Modelo de Catéter	32
Figura 5: Sistema de Medição de Pressão com Sensor Extravasular	35
Figura 6: Medição de Pressão Não-Invasiva: Oscilométrica e Auscultatória.....	38
Figura 7: Relação de Amplitude do Manguito x Pulsos	41
Figura 8: Determinação da Pressão Arterial por Ultra-som.....	43
Figura 9: Medição da Pressão Arterial Através de Tonometria	45
Figura 10: Módulo de PNI.....	50
Figura 11: Simulador de PNI	52
Figura 12: Tela Principal do Software do Kit	54
Figura 13: Instrumentos Utilizados Interconectados.....	57
Figura 14: Conector DB9 Macho	59
Figura 15: Sinal de Pressão do Manguito e Pulsos Oscilométricos Contidos neste Sinal	64
Figura 16: Determinação da Pressão Arterial pelo Método da Amplitude	65
Figura 17: Envoltória Normalizada dos Pulsos Oscilométricos	67
Figura 18: Determinação da Pressão Arterial pelo Método da Declividade.....	68
Figura 19: Método de Validação por Auscultação	70

Figura 20: Diferentes Tipos de Aplicação do Manguito	71
Figura 21: Fluxograma do Software	74
Figura 22: Ambiente do Software	76
Figura 23: Curva <i>t</i> student de Distribuição de Probabilidade.....	83
Figura 24: Diferença de Medidas entre o Software e o Simulador para Pressões Sistólicas.....	84
Figura 25: Diferença de Medidas entre o Software e o Simulador para Pressões Dastólicas.....	84

LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Valores Médios de PA em Neonatais e Pediátricos	30
Tabela 2: Valores Médios de PA em Adultos	31
Tabela 3: Tipos de Pacientes Virtuais	56
Tabela 4: Sinais na Conexão Serial	60
Tabela 5: Razão de Distribuição para Pressão Sistólica	80
Tabela 6: Razão de Distribuição para Pressão Diastólica.....	80

RESUMO

A verificação da medida de pressão arterial é de grande importância para o diagnóstico de doenças cardiovasculares e principalmente para o acompanhamento de intervenções terapêuticas, porém os métodos invasivos hoje utilizados são caros e principalmente agressivos ao paciente, reduzindo por estes motivos sua aplicação.

Este estudo pretende obter, por métodos não-invasivos, a medida da pressão arterial de pacientes humanos. Isto consiste na aquisição das pressões sistólicas, diastólicas e médias de forma “simultaneamente” bem como a apresentação destas num visor. Os valores adquiridos pelo método não-invasivo serão comparados a dados resultantes da aquisição invasiva da pressão arterial por cateter intra-aórtico que é considerado padrão-ouro.

Os sinais obtidos de maneira não-invasiva serão acondicionados diretamente no computador após serem captados por uma placa de aquisição junto ao sensor que está localizado no manguito do aparelho. Já os dados obtidos de maneira convencional estarão localizados em um monitor os quais também serão transferidos para o computador.

Este trabalho não tem como objetivo realizar testes em seres humanos. Assim, para validar o sistema proposto, serão realizados testes em pacientes virtuais com

uma amostragem de dez medidas para diferentes níveis de pressão, tanto para o caso de “pacientes” adultos quanto para neonatais.

ABSTRACT

The verification of the blood pressure measure is of great importance for the cardiovascular diagnosis and mainly for the attendance of therapeutic interventions however the invasive methods today used are expensive and mainly aggressive to the patient, reducing for his/her reasons application.

This study intends to obtain, for non-invasive methods, the measure of the human patient's blood pressure. This consists of the acquisition of the systolic, diastolic and mean arterial blood pressures simultaneously as well as the presentation of these in a viewfinder. The acquired values using the non-invasive method will be compared to resulting data of the acquisition invasive of the blood pressure by catheter intra-aortic that pattern-gold is considered.

The obtained signs by the non-invasive they will be conditioned directly in the computer after they be captured by an acquisition plate close to the sensor that it is located in the cuff of the apparel. Already the obtained data in a conventional way will be located in a monitor which will also be transferred to the computer.

This work does not have as objective to accomplish tests in human beings. In order, to validate the proposed system, tests will be accomplished in virtual patients with a sampling of ten measures for different pressure levels, both in adult "patients" and in neonates.

1 INTRODUÇÃO

O presente trabalho versa sobre medição de pressão arterial e está disposto da seguinte maneira. No capítulo 1 tem uma breve introdução do assunto, depois possui uma revisão bibliográfica esclarecendo assuntos relevantes à medição de pressão e suas derivações. No capítulo 3 são mostrados os materiais e métodos utilizados neste projeto bem como a especificação dos mesmos.

Posteriormente, o trabalho apresenta o desenvolvimento em si do software desenvolvido e os resultados conseguidos com o mesmo. Ainda para finalizar, tem-se o capítulo das conclusões diretrizes para trabalhos futuros utilizando este experimento.

Desde o século XIX, vêm-se explorando maneiras para medir a pressão arterial. Em 1863, Etienne-Jules Marey, de Paris, introduziu os primeiros instrumentos práticos para medir o pulsar do sangue e a pressão nas artérias. Esse instrumento, a que se deu o nome de esfigmógrafo, continha um conjunto mecânico composto de parafusos e alavancas para alterar as tensões no braço. Outros cientistas aperfeiçoaram o invento de Marey. A pressão arterial é hoje medida com um instrumento denominado esfigmomanômetro resultado de um aperfeiçoamento das primeiras tentativas de Marey. Verifica-se a pressão da artéria branquial (a

principal artéria do antebraço) por meio de uma braçadeira envolta no braço [Marey, 1876].

Atualmente, a pressão arterial pode ser verificada através de dois métodos distintos: automáticas/mecanizadas e convencionais, através da escuta dos sons de Korotkoff. As maneiras de medição para cada um destes métodos serão descritas nos capítulos seguintes.

- 1) Pressão Sistólica: corresponde à pressão da artéria no momento em que o sangue foi bombeado pelo coração.
- 2) Pressão Diastólica: corresponde à pressão na mesma artéria, no momento em que o coração está relaxado após uma contração.

1.1 Motivação

A obtenção da pressão arterial é de grande importância para diagnóstico de cardiopatias e de doenças do sistema cardiovascular, porém os métodos invasivos hoje utilizados são significativamente agressivos ao paciente. Devido a este fato, necessidade de mercado e um monitoramento constante de pacientes foi algo que impulsionou o desenvolvimento deste projeto.

1.2 Objetivos

1.2.1 Objetivo Geral

O objetivo deste estudo é desenvolver um equipamento não-invasivo capaz de verificar as três medidas, sistólica, diastólica e a média, de pressão-arterial em pacientes humanos através do método oscilométrico.

1.2.2 Objetivos Específicos

1.2.2.1 Desenvolver um equipamento de medida para pressão arterial de baixo custo, obter total domínio da tecnologia a ser empregada, fácil manuseio,

alta confiabilidade, precisão, alto *MTBF* (tempo médio entre falhas), e que não gere riscos ao paciente durante um exame.

1.2.2.2 Desenvolver um equipamento de medida para pressão arterial que venha auxiliar no diagnóstico e no acompanhamento de pacientes portadores de doenças cardiovasculares e suas complicações.

2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

2.1 Fisiologia Cardiopulmonar

De acordo com Guyton [Guyton,1992], para o entendimento do sistema de verificação da pressão arterial são necessários alguns conhecimentos básicos a respeito do funcionamento do coração e do próprio sistema arterial, já que ambos estão diretamente relacionados.

2.1.1 O Coração como Bomba

O coração é um órgão muscular oco que se localiza, sob o osso esterno, no centro do peito, ligeiramente deslocado para a esquerda. Em uma pessoa adulta, tem o tamanho aproximado de um punho fechado e pesa cerca de 400 gramas. O coração humano, como o dos demais mamíferos, apresenta quatro cavidades: duas superiores, denominadas átrios (ou aurículas) e duas inferiores, denominadas ventrículos, conforme podemos observar na Figura 1.

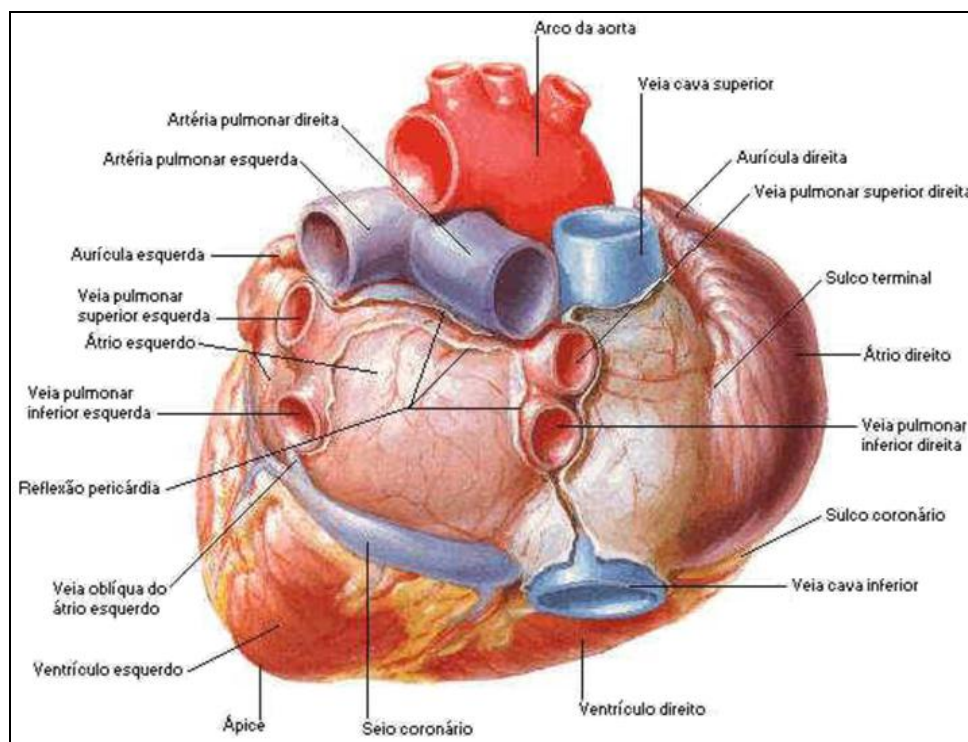


Figura 1: Coração Visão Posterior

[Artmed, 1999]

O coração desempenha a sua função de forma similar ao de uma bomba: deve dilatar as suas cavidades, de modo que se encham de sangue, e, em seguida, contraí-las, de modo que o sangue seja lançado nas artérias. Esta alternância de dilatações e de contrações se chama revolução cardíaca.

A contração chama-se sístole e a dilatação diástole. Contrações e dilatações não têm lugar, porém, simultaneamente em todas as partes do coração. Vejamos como se sucedem as diversas fases. A aurícula direita recebe o sangue das veias

cavas, e a aurícula esquerda recebe o sangue das veias pulmonares: as aurículas se contraem (sístole auricular) e o sangue é assim lançado nos ventrículos.

A duração da sístole auricular é breve, apenas 1/10 de segundo. O sangue bombeado pela contração auricular ocasiona, na passagem, a abertura das válvulas aurículo ventriculares, as quais se fecham quando a contração auricular termina. Neste momento se contraem os ventrículos. O sangue é assim lançado para as artérias (pulmonar no ventrículo direito, e aorta no ventrículo esquerdo) determinando, na passagem, a abertura das válvulas sigmóides. Condição indispensável desta fase é a oclusão das válvulas aurículo-ventriculares, de outro modo o sangue refluiria para as aurículas. A duração da contração (sístole ventricular) é de 3/10 de segundo.

Terminada a sístole ventricular, as válvulas sigmóides se fecham para impedir ao sangue de refluir nos ventrículos. Entramos, assim, na terceira fase, aquela de pausa, que é uma fase de recuperação, durante a qual o coração está em repouso. A sua duração é de 4/10 de segundo. Em um minuto têm lugar, em média, cerca de 80 revoluções. Sabe-se, contudo, que certas pessoas têm o pulso menos freqüente. Em contrapartida, em algumas doenças, nos estados febris, por exemplo, em crianças geralmente, a freqüência do pulso é maior.

O ciclo de bombeamento do sangue é constantemente alternado entre as câmaras internas do coração: durante a sístole auricular, os ventrículos estão em diástole, e vice-versa. Em outras palavras, o coração se contrai na metade superior (aurículas) e se dilata na metade inferior (ventrículos). Isto tem lugar na primeira fase

do processo, quando o sangue passa das aurículas para os ventrículos. Sucessivamente (segunda fase) o sangue passa para as artérias e o ventrículo recebe novo sangue [Rocha, 2000].

O ciclo de bombeamento pode ser traçado conforme pode ser observado na Figura 2. Depois da onda P no ECG, o átrio se contrai e o ventrículo permanece em repouso. O sangue é forçado pela válvula tricúspide do átrio direito para o ventrículo direito e pela válvula mitral do átrio esquerdo para o ventrículo esquerdo. Durante esta ação, as válvulas pulmonares e aórtica mantêm-se fechadas pela pressão na artéria pulmonar e na aorta. Os ventrículos, portanto, enchem-se de sangue venoso.

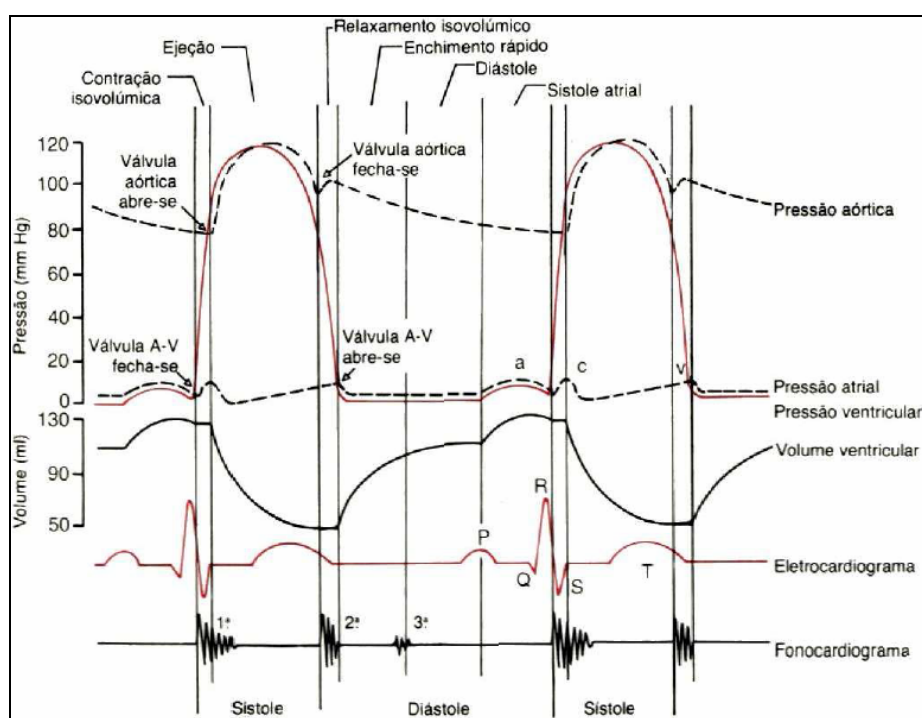


Figura 2: Eventos do Ciclo Cardíaco

[Guyton, 1992]

Durante o complexo QRS no ECG, os ventrículos contraem-se e os átrios permanecem em repouso. Esta contração é forte o bastante para empurrar o sangue através da válvula pulmonar para artéria pulmonar e para os pulmões. Ao mesmo tempo, o sangue é forçado pela válvula aórtica para artérias sistêmicas. O som associado com a abertura da válvula aórtica é o primeiro som do coração. Esta ação causa uma subida da pressão sangüínea até o valor máximo nas artérias, na então chamada de sístole. Durante a onda *T* no ECG, os ventrículos começam a relaxar e a pressão neles cai abaixo do nível de pressão aórtica. A pressão alta na aorta força o fechamento da válvula aórtica. Este fechamento rápido que causa o som detectado pelo estetoscópio, chamado de segundo som do coração. Os ventrículos em repouso, e a pressão aórtica caem a um mínimo valor, este chamado de diastólico. O ciclo cardíaco então se repete a uma taxa de aproximadamente 75 batimentos por minuto (bpm).

2.1.2 A Curva de Pressão Aórtica

Quando o ventrículo esquerdo se contrai a pressão ventricular se eleva rapidamente até que a válvula aórtica se abra. Depois disso, a pressão no ventrículo eleva-se a uma taxa menor devido ao fluxo de sangue para fora do ventrículo, como ilustra a Figura 2. A entrada de sangue nas artérias aorta e pulmonar faz com que a parede dessas artérias se distenda e absorva parte do aumento de pressão. Ao final da sístole, após o ventrículo esquerdo parar de ejetar sangue e a válvula aórtica se

fechar, a retração elástica das artérias mantém a pressão elevada nas artérias até mesmo durante a diástole.

A chamada incisura, que ocorre na curva da pressão aórtica ao se fechar à válvula aórtica, é causada por um curto período de refluxo de sangue, imediatamente antes do fechamento da válvula, seguido pela cessação súbita do refluxo.

Depois do fechamento da válvula aórtica, a pressão na aorta cai lentamente durante toda a diástole, porque o sangue armazenado nas artérias distendidas elasticamente flui continuamente para as veias por meio dos vasos periféricos. A pressão aórtica geralmente cai para cerca de 80 mmHg (pressão diastólica), o que constitui dois terços da pressão máxima de 120 mmHg (pressão sistólica). [Guyton, 1992].

2.2 A Medição da Pressão Arterial

A pressão arterial é um dos sinais vitais mais críticos, porque indica se o sangue está circulando pelos tecidos do corpo. Pressão arterial baixa pode indicar severo sangramento ou falha do coração. As técnicas de medição de pressão vão desde palpação do pulso, na artéria radial, até métodos diretos usando catéteres inserido em veias, artérias e órgãos vitais como coração e pulmões.

A pressão arterial é medida geralmente de maneira não-invasiva, desde que esta técnica seja acurada e indolor. A medição é feita com um esfigmomanômetro. Um manguito de pressão é colocado na parte superior do braço. A pressão deste manguito é aumentada até que a pressão sobre a artéria braquial seja superior a pressão sistólica arterial. Assim parando o fluxo de sangue na artéria. Um estetoscópio é colocado no braço sobre a artéria braquial e nenhum som deve ser auscultado. Tão logo a pressão do manguito é diminuída, a pressão na artéria cai abaixo da sistólica, permitindo o fluxo de sangue pela constrição da artéria. A turbulência do fluxo sanguíneo faz com que ocorra um ruído pulsante chamado de sons de Korotkoff. A pressão sistólica é notada quando estes sons se iniciam. A pressão do manguito esta menor, e os sons de Korotkoff continuam até a artéria braquial abrir completamente e a turbulência cessar. O retorno do silêncio é quando a pressão do manguito encontra-se exatamente ao nível da pressão diastólica. A pressão sanguínea é medida automaticamente visualizada diretamente no esfigmomanômetro como mostra a Figura 3.

Os fisiologistas precisam saber a pressão arterial sistólica e diastólica para verificar as condições de saúde dos pacientes. É importante saber também a pressão arterial média (P_M) e esta é medida pela formula:

$$P_M = \frac{\text{Sistólica} + \text{Diastólica}}{2}$$

Equação 2-1: Pressão Média Aritmética

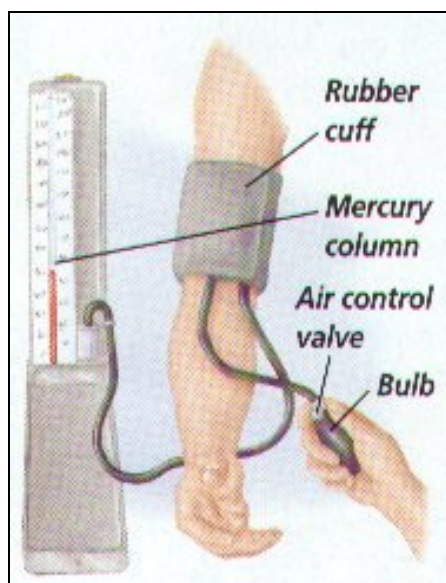


Figura 3: Medição de Pressão Utilizando Esfigmomanômetro

[Ross, 2004]

A pressão média tem um propósito limitado para diagnósticos, porque ela não se reflete durante o pulso da sístole. A função média (M_E) é computada dividindo a área sobre a curva de pressão por sua duração. A expressão matemática que nos mostra isso é:

$$M_E = \frac{1}{T} \int_0^T p dt$$

Equação 2-2: Integral da Pressão Média

onde, t é o tempo e T é o período da onda de pressão. Em indivíduos normais, a pressão atrial integrada pela equação anterior equivale a:

$$M_E = \frac{1}{3}(Sistólica - Diastólica) + Diastólica$$

Equação 2-3: Pressão Média de Indivíduos Normais

Esta equação implica que a pressão média é extraída através da pressão sistólica e diastólica quando o pulso de pressão é normal. Para saber a pressão média quando o pulso de pressão não é normal, é necessário saber p como uma função no tempo. A média é então obtida com um circuito processador de sinal ou microprocessador, utilizando a função de integração. Para obter este tipo de pressão de maneira direta, métodos invasivos são utilizados. A pressão típica sistólica é 120 mmHg e a diastólica 80 mmHg. E a extensão de valores nominais encontrados em indivíduos saudáveis pode ser expresso em duas tabelas. A Tabela 1 refere-se a valores para indivíduos recém nascidos até a fase adolescente ou dita pediátrica. Já a Tabela 2 nos mostra níveis de pressão para adultos normais e de hipertensão [Arenson-Pandikow, 2003].

Idade	Valores médios de pressão sistólica/diastólica
0-3 meses	75/50 mmHg
3-6 meses	85/65 mmHg
6-9 meses	85/65 mmHg
9-12 meses	90/70 mmHg
1-3 anos	90/65 mmHg
3-9 anos	95/60 mmHg
9-11 anos	100/60 mmHg
11-13 anos	105/65 mmHg
13-14 anos	110/70 mmHg

Tabela 1: Valores Médios de PA em Neonatais e Pediátricos

Classificação	Sistólica (mmHg)	Diastólica (mmHg)
Ótima	<120	<80
Normal	<130	<85
Normal alta	130-139	85-89
Hipertensão		
Estágio 1	140-159	90-99
Estágio 2	160-179	100-109
Estágio 3	≥180	≥110

Tabela 2: Valores Médios de PA em Adultos

2.3 Verificação de Pressão Arterial por Métodos Invasivos

Em algumas situações, para avaliar o funcionamento do sistema cardiovascular, pode ser necessário medir a pressão sangüínea diretamente. Isto pode ser feito inserindo-se um catéter esterilizado na artéria até jorrar sangue. A pressão na ponta do catéter é então transmitida pelo fluído do catéter para um transdutor de pressão. Os fisiologistas normalmente escolhem onde colocar o catéter, nas artérias carótida, femural ou braquial.

Alternativamente, eles podem escolher colocar nas veias femural, braquial, jugular interna ou subclávia. Por um ou outro método os fisiologistas têm acesso à pressão venosa central (PVC). O catéter pode ser inserido pelo átrio direito do coração para medir a pressão atrial direita (PAD). Para facilitar a inserção do catéter pela válvula tricúspide coloca-se a ponta do catéter no ventrículo direito (VD).

Para entender como a pressão é transmitida da ponta do catéter até o transdutor, é necessária uma revisão de mecânica dos fluídos [Richard,1990]. A hemodinâmica do sangue nos vasos e a dinâmica dos fluídos obedecem às mesmas regras.

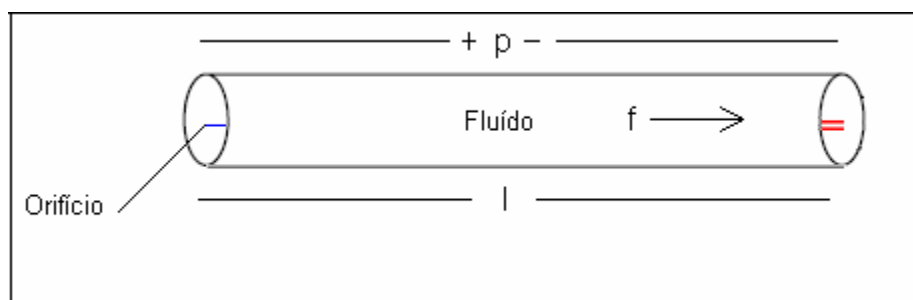


Figura 4: Modelo de Catéter

2.3.1 Resistência dos Fluídos

O fluxo do fluído no catéter, f , na Figura 4 é proporcional à diferença de pressão p causada por ele.

$$p = R_C f$$

Equação 2-4: Fluxo de Fluído no Cateter

Onde R_C é a resistência do tubo. A unidade de pressão pelo MKS é N/m^2 e o fluxo do fluído tem como unidade massa por unidade de tempo, Kg/s . A unidade para

resistência segundo o MKS é (Ns/m^5). A diferença de pressão causada no catéter pode ser expressa pela seguinte equação:

$$p = p_1 - p_2$$

Equação 2-5: Diferença de Pressão no Catéter

Onde p_1 e p_2 são as pressões medidas em dois pontos específicos. A pressão medida é pressão relativa à pressão atmosférica. A equação 2-5 é análoga à lei de Ohm. A diferença de pressão p corresponde à tensão, e o fluxo f , à corrente. É importante salientar que quando f é igual à zero na equação 2-6, p também é zero. Isto quer dizer que, quando $f=0$, $p_1=p_2$. Em outras palavras, quando o tubo está fechado o fluxo é zero, a pressão de entrada nas equações é igual às pressões de saída. A resistência presente no tubo para a fluência do fluido é devida primeiramente à fricção entre o fluido e a superfície interna do tubo. A resistência é proporcional ao comprimento do tubo, l , e a viscosidade, η , do fluido. A quantidade relativa de fluido que entra em contato com a área da superfície do tubo é inversamente proporcional ao quadrado do raio do tubo. Além disso, o volume do fluido por unidade de comprimento é inversamente proporcional ao quadrado do raio. Então, a resistência ficará como inverso do raio da quarta potência. Assim,

$$R_c = \frac{8\eta l}{\pi r^4}$$

Equação 2-6: Resistência do Tubo do Catéter

2.3.2 Instrumentação para Medição Direta da Pressão

A medição direta de pressão nos vasos sanguíneos é feita com um catéter tendo um orifício em uma ponta que é colocada no vaso e um transdutor na outra extremidade, como mostra a Figura 5. Para transmissão da pressão com fidelidade, o catéter deve ser tão curto quanto prático, rígido e sem complacência (o efeito de ceder é a tendência do catéter quando sofre pressão). Este, além disso, deve ter um diâmetro tão grande quanto for possível que permita ser passado através da artéria. Estes parâmetros devem, de qualquer forma, ser corretos. Este efeito de ceder do catéter é uma dificuldade para fazer as curvas nos vasos sanguíneos, e com um diâmetro grande do catéter é mais provável um distúrbio no fluxo sanguíneo e criação de coágulo no sangue. Para impedir o fechamento, o catéter pode ser continuamente introduzido com uma solução anti-coagulante. A medicação é introduzida a uma taxa lenta com utilização de uma válvula de controle de fluxo. A introdução do fluido é colocada relativamente com alta pressão pela compressão do conteúdo contido numa bolsa elástica pendurada no ar. O fluido é então direcionado a uma taxa lenta. A alta pressão do fluido flui para dentro do catéter. Esta ação faz com que qualquer tipo de bolhas sejam eliminadas do catéter. Caso existam bolhas, estas distorcem a onda de pressão transmitida pelo catéter.

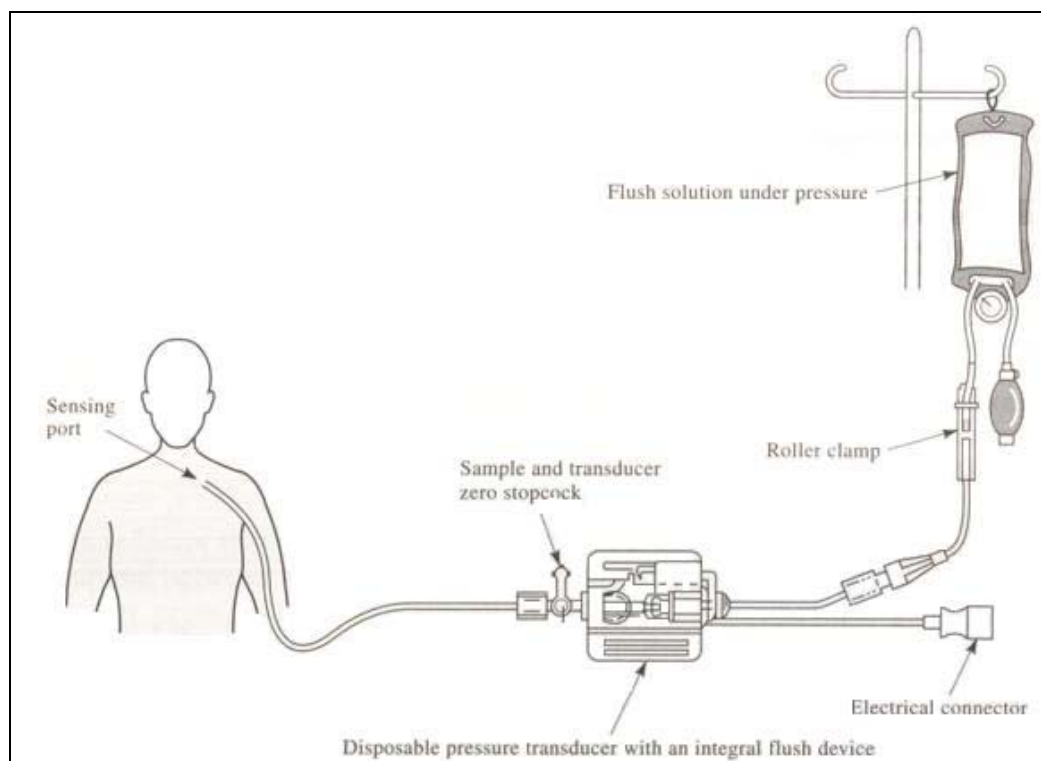


Figura 5: Sistema de Medição de Pressão com Sensor Extravascular

[Webster, 1998]

2.3.3 Medição de Pressões Cardiopulmonares

Os fisiologistas algumas vezes precisam saber a pressão no coração e nas grandes veias que o irrigam. Um catéter pode ser utilizado para realizar estas medidas. O catéter pode ser colocado através da veia braquial assim que o diafragma atingir a ponta da veia cava superior. Onde a PVC é medida. A posição do catéter é determinada por um raio-x fluoroscópico e pelo monitoramento do pulso da pressão sanguínea. A ponta do catéter geralmente é feita com material rádio-opaco

que envia imagens mais claras no raio-x. O catéter pode ser inserido também no átrio direito, para obter a PAD. Após a inserção do catéter, o mesmo deverá ser guiado através da válvula tricúspide até o ventrículo direito, onde medimos a pressão PVD. Um distintivo pulso na pressão servirá de indicador de que o ventrículo direito foi penetrado. Esta manobra é um pouco arriscada, mesmo porque o tecido pode ser perfurado ou algum tipo de arritmias pode ser introduzida no coração.

Em pacientes com estado grave, mais os médicos e não os fisiologistas que só se dedicam à pesquisa necessitam da PAP. Geralmente não era possível passar com o catéter neste local sem auxílio, até 1970, quando Swan e Ganz inventaram um catéter balão-guia pra este propósito. Um espaço separado no catéter faz com que o ar passe através de uma seringa. Quando o balão está inflado, o fluxo sanguíneo criará uma força que irá levar o catéter para frente. Um risco deste procedimento é se o balão estoura, e o ar que estava entre na circulação sanguínea e assim podendo causar danos e efeitos colaterais. Além disto, se o material do balão estragar, este pode se alojar no sistema e criar uma coagulação.

2.4 Verificação de Pressão Arterial por Métodos Não-Invasivos

Os métodos não-invasivos de verificação da pressão arterial baseiam-se em princípios semelhantes que utilizam a onda de pressão transmitida pelas artérias para bolsas externas que as envolvem e estão infladas com ar.

A medição indireta é freqüentemente chamada de medição não invasiva porque o processo não é entrado no corpo. O braço, contendo a artéria braquial, é o local mais comum para medição indireta por causa de sua proximidade com o coração e a conveniência da medição, embora muitos outros locais possam ser usados, como antebraço ou artéria radial, dedo, etc. Locais distais como o pulso, embora seu uso seja conveniente, pode dar um valor de pressão sistólica muito mais alta que locais braquiais ou centrais como resultado dos fenômenos de impedância de mismatch e ondas refletivas [Saul, 1995]. Um manguito oclusivo normalmente é colocado em cima do braço superior e é inflado a uma pressão maior que a pressão sanguínea sistólica. O manguito é então gradualmente esvaziado, enquanto simultaneamente um sistema de detecção empregado determina o ponto a qual o é restabelecido fluxo de sangue ao membro. O sistema de detector não precisa ser um sofisticado dispositivo eletrônico, pode ser tão simples quanto a palpação manual do pulso radial. Os métodos indiretos usados geralmente são auscultação, oscilométrico e, ultra-som (com efeito Doppler). Cada um destes é descrito abaixo.

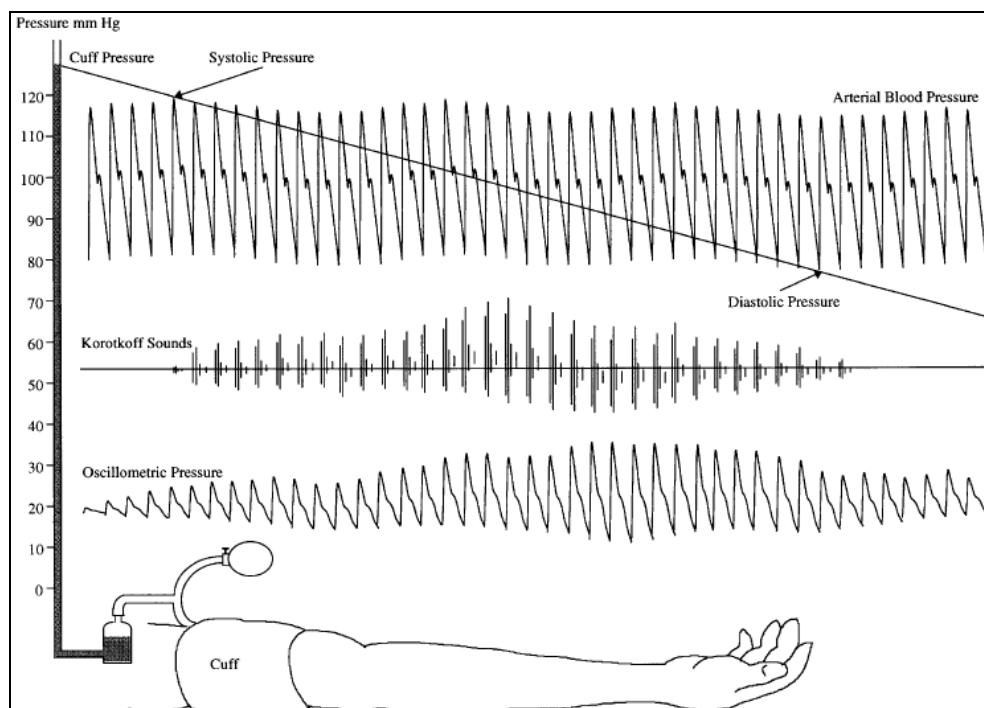


Figura 6: Medição de Pressão Não-Invasiva: Oscilométrica e Auscultatória

[AAMI, 1993]

2.4.1 Método Auscultatório

O método de auscultatório emprega geralmente uma coluna de mercúrio, um manguito oclusivo, e um estetoscópio. O estetoscópio é colocado em cima do vaso sanguíneo para auscultação dos sons de Korotkoff que define PS e PD. Os sons de Korotkoff são principalmente gerados pela onda de pulso que se propaga pela artéria braquial [Dock, 1980]. Os sons de Korotkoff consistem em cinco fases distintas. O começo da fase I os sons de Korotkoff (primeiro aparecimento de claro, repetitivo,

batendo sons) significa PS e o começo de Fase V os sons de Korotkoff (quando os sons desaparecem completamente) freqüentemente define PD [AHA, 1993].

Observadores podem diferir na interpretação dos sons de Korotkoff. Erros mecânicos simples podem ocorrer na forma de vazamentos de ar ou obstrução no manguito, na união da tubulação, ou no relógio de Bourdon. Pode ocorrer também vazamento de mercúrio através da coluna. Apesar dos erros inerentes em tais sistemas simples, sistemas mecanicamente complexos entraram em uso. O ímpeto para o desenvolvimento de detectores mais elaborados veio da vantagem de reproducibilidade de observador para observador e a conveniência de uma operação automatizada. Exemplos de instrumentos aperfeiçoados incluem sensores que usam princípios de pletismografia, sensor de velocidade de onda-pulsada, e audíveis como microfones ultra-sônicos [Meldrum, 1976].

As leituras através de auscultação não correspondem sempre à pressão intra-arterial. [AHA, 1993]. As diferenças mais pronunciadas são em ocasiões especiais como obesidades, gravidez, arteriosclerose, comoção, etc. Experiências com o método de auscultação também mostraram que a determinação da PD é freqüentemente mais difícil e menos segura que PS. Porém, a situação é diferente no método oscilométrico onde as oscilações causadas pela amplitude do pulso de pressão para PS e PD são interpretadas de acordo com regras empíricas [Yamakoshi, 1991].

2.4.2 Oscilométrico

Ultimamente, monitores eletrônicos de pressão e pulso baseado em oscilometria ficaram populares pela sua simplicidade de uso e confiança. O princípio de medida de pressão sanguínea que usa a técnica de oscilometria dependente da transmissão de pulsação intra-arterial para o manguito que cerca um membro, geralmente o braço. Uma aproximação usando esta técnica poderia começar com um manguito colocado ao redor do braço superior e rapidamente inflado até aproximadamente 30 mmHg acima da pressão sanguínea sistólica, fechando assim o fluxo de sangue na artéria braquial. A pressão no manguito é medida por um sensor. A pressão é diminuída então gradualmente, freqüentemente em passos, de 5 a 8 mmHg. O sinal de oscilometria é detectado e processado a cada passo de pressão. A pressão do manguito também pode ser esvaziada linearmente de maneira semelhante ao método auscultatório convencional.

Na Figura 6, pode-se observar o princípio da medida de oscilometria junto com medida auscultatória. As oscilações de pressão arteriais estarão sobrepostas à pressão do manguito quando o vaso sanguíneo não estiver mais obstruído. A separação das oscilações sobrepostas da pressão do manguito é realizada por filtros que extraem os sinais correspondentes. A amostragem do sinal é feita a uma determinada taxa por pulso ou pelo batimento cardíaco [Yamakoshi, 1991].

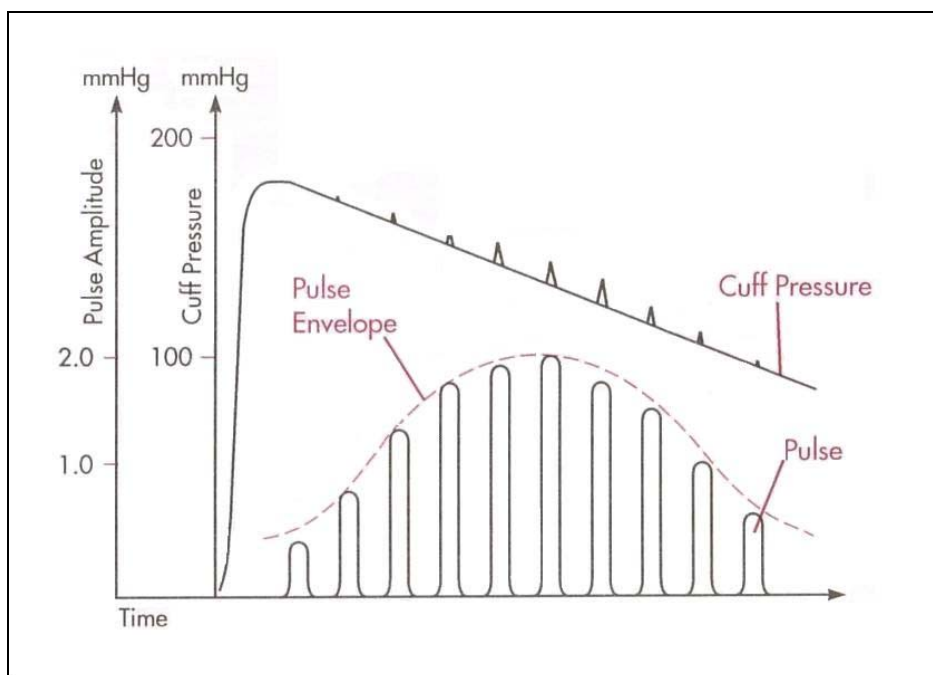


Figura 7: Relação de Amplitude do Manguito x Pulsos

[Cufflink, 1996]

As amplitudes de oscilação são freqüentemente usadas com um algoritmo empírico para calcular PS e PD. Ao contrário dos sons de Korotkoff, as oscilações de pressão são detectadas ao longo da medição inteira, até mesmo onde a pressão do manguito é mais alta que a PS ou abaixo da PD. Considerando-se que muitos dispositivos de oscilometria usam algoritmos empiricamente fixos, uma discrepância de medida pode ser grande em uma gama extensiva de pressões sanguíneas [Loubser, 1986]. Significativamente, porém, PM é determinada pela mais baixa pressão do manguito onde se tem o máximo de oscilações [Ramsey, 1979] e foi comprovado fortemente através de muitas validações clínicas [Geddes, 1982; Ramsey, 1991].

2.4.3 Método por Ultra-Som

A determinação da pressão sangüínea por ultra-som implica em empregar um sensor Doppler transcutâneo que detecta os movimentos das paredes dos vasos sangüíneos em vários níveis de oclusão. A Figura 8 mostra a localização da compressão do manguito sobre os cristais (8MHz) transmissor e emissor de ultra-som sobre o braço [Stegall, 1968]. O sinal de ultra-som Doppler transmitido é focado na parede do vaso e no sangue. O sinal refletido (transladado na freqüência) é detectado pelo cristal de recepção e decodificado. A diferença em freqüência, na escala de 40 até 500 Hz, entre o sinal transmitido e recebido é proporcional à velocidade de movimento do impulso e da velocidade do sangue. Com a pressão do manguito acima da diastólica, mas abaixo da sistólica, os vasos abrem e fecham com cada batida do coração porque a pressão na artéria oscila acima e abaixo da pressão externa aplicada pelo manguito. Esta abertura e fechamento do vaso são detectados pelo sistema de ultra-som.

À medida que a pressão é aplicada e, além disso, aumentada, o tempo de abertura e fechamento decai até eles coincidirem. A leitura neste momento é da PS. Reciprocamente, quando a pressão do manguito é reduzida, o tempo entre abertura e fechamento aumenta até termos um sinal de pulso coincidindo com sinal de abertura da próxima. Neste momento temos a PD, no qual prevalece quando o vaso está aberto para completar o pulso.

As vantagens desta técnica são de poder ser usada em crianças e indivíduos com hipotensão e em ambientes com alto nível de ruído. As desvantagens são que, se houver algum movimento na hora da medição, isto poderá causar uma troca de caminho entre o sensor e o vaso sanguíneo. A completa reconstrução da forma de onda do pulso arterial só é possível pelo método de ultra-som. Um pulso do sinal do ECG é utilizado como referência. Os clínicos utilizam a pressão do manguito quando a artéria abre *versus* a onda R do ECG para plotar a subida de parte do pulso arterial. Para plotar a descida de parte do pulso arterial, os clínicos usam a pressão do manguito quando a artéria fecha *versus* onda R do ECG [Webster, 1998].

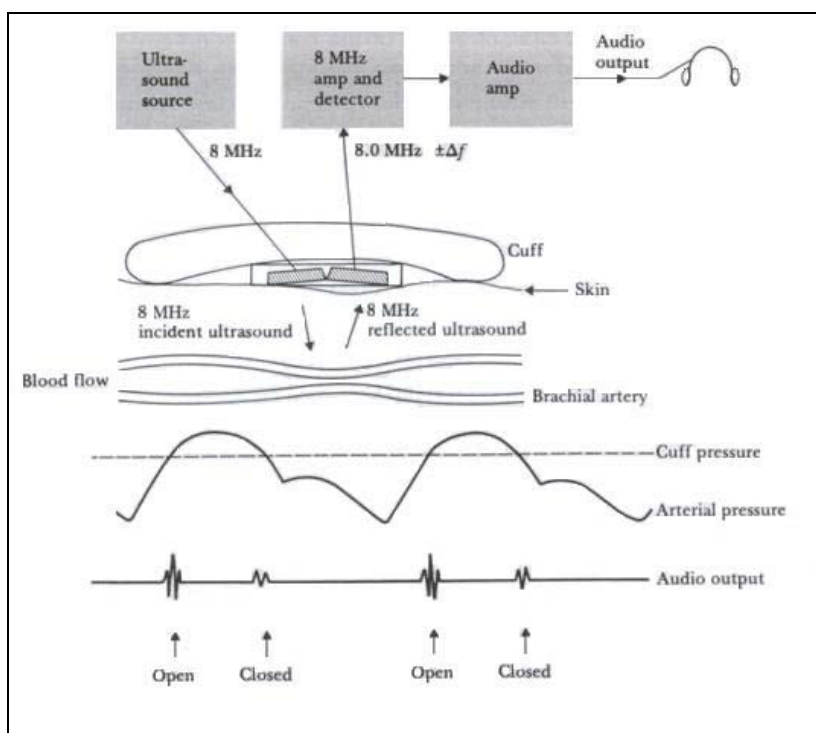


Figura 8: Determinação da Pressão Arterial por Ultra-som

2.4.4 Outros Métodos

A seguir são apresentados outros métodos menos usuais utilizados para medição de pressão arterial de maneira indireta.

O método conhecido como finapress (FINger Arterial PRESSure) foi primeiro descrito por Peñaz [Peñaz, 1973] e se difundiu a partir da década de 80, por ter sido o primeiro a permitir a obtenção das pressões sistólica, diastólica e média a cada batimento por longos períodos [Imholz, 1998]. Este método consiste em uma bolsa inflada com ar, envolvendo o dedo, e sendo submetido a um pletismógrafo fotoelétrico.

Um servo sistema pneumático de resposta rápida se encarrega de manter o sinal elétrico do pletismógrafo estável a um valor pré-determinado. Através da variação da pressão na bolsa de ar, o valor de controle do pletismógrafo é normalmente ajustado para que o volume da artéria envolvida permaneça sempre com dois terços de seu valor máximo. Devido à variação de pressão na artéria, esta tende a aumentar e diminuir de volume. O servo sistema pneumático é realimentado com a diferença entre a leitura do pletismógrafo e o valor de controle. Desta maneira a pressão interna da bolsa de ar que envolve o dedo acompanha a pressão intra-arterial, e pode ser facilmente medida [Imholz, 1990; Gizdulich, 1997; Bos, 1996; Imholz, 1998]. Este método é utilizado freqüentemente em estudos sobre hipertensão, complacência e diâmetro arterial, [Herpin, 1997; Khder, 1997], porém apresenta uma boa correlação apenas para as pressões sistólica, diastólica e média,

não sendo eficiente na verificação da pressão arterial instantânea, devido à distorção introduzida pela onda de pressão refletida e a atenuação da pressão ocasionada pela grande distância do ponto de verificação em relação à aorta. Estudos demonstraram também que a eficácia do método em adquirir a forma de onda da pressão arterial decai quando são ministrados vaso constritores e vasodilatadores [Sato, 1993].

A tonometria de aplanção é também utilizada como método de verificação da pressão instantânea de forma não-invasiva. A teoria envolvida se assemelha à utilizada para exames oftalmológicos. O sistema consiste de um sensor de pressão com pequenas dimensões e alta sensibilidade, tipicamente um micro-manômetro piezo-resistivo. Esse sensor é posicionado sobre uma artéria superficial normalmente a radial, femoral ou carótida, de forma a diminuir o seu calibre quando pressionado. A pressão interna da artéria é então transmitida transcutaneamente para o sensor, que registra a pressão.

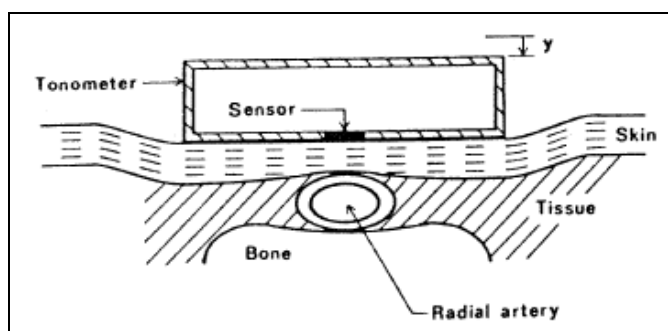


Figura 9: Medição da Pressão Arterial Através de Tonometria

É importante que o sensor esteja posicionado exatamente sobre a artéria e a pressão exercida sobre a mesma seja adequada ao sensor. Por isso, o sensor pode estar em uma ponteira com formato de lápis [Kelly, 1989; Chen 1996; Smulyan, 1998] ou sob uma bolsa de ar onde há uma matriz de sensores [Sato, 1993; Cohn, 1995]. Isso permite ao examinador ou ao sistema automatizado encontrar a posição e pressão ideal para medida.

Este método necessita de calibração, para isso são utilizadas as pressões diastólica e sistólica como parâmetros de calibração. Normalmente estes valores são adquiridos pelo método oscilométrico [Sato, 1993; Cohn, 1995]. Em grande parte dos estudos realizados o sinal adquirido por tonometria é uma média de vários valores selecionados [Cohn, 1995; Hayward, 1997], o que faz com que a forma de onda adquirida seja mais precisa, impedindo, no entanto, sua correlação com o volume ventricular. Outra limitação deste método é a sensibilidade aos movimentos e ao posicionamento do sensor.

Recentes estudos utilizam o mesmo aparato do esfigmomanômetro também na verificação da pressão. A pressão no interior da câmara de ar do manguito é estabilizada em um valor intermediário entre a pressão sistólica e a diastólica e então amostrada digitalmente a uma frequência que varia entre 200 e 1000 amostras por segundo. A parte oscilatória deste sinal tem uma alta correlação com a pressão arterial aórtica medida invasivamente [Brinton, 1997].

Utilizando-se o manguito do esfigmomanômetro, um medidor de fluxo sanguíneo por ultra-som e um monitor de ECG, é possível medir a parte ascendente

da pressão arterial [Marmor 1997 e Sharir 1993]. O manguito é posicionado no braço e inflado até que nenhuma circulação seja registrada no medidor de fluxo. O sensor desse medidor está posicionado sobre a artéria braquial no espaço antecubital, então o manguito é lentamente desinflado a uma taxa de 1 a 3 mmHg/seg., o tempo entre o início da onda R3 e o início da circulação na artéria é registrado. Para cada batimento este tempo varia, demonstrando a que tempo a pressão intra-arterial se iguala à pressão do manguito. Devem ser descontados os tempos de contração isovolumétrica e de propagação da pressão até a artéria braquial [Sharir, 1993; Marmor, 1997]. É visível que este método não pode ser utilizado para gerar o ciclo pressão-volume, pois adquire apenas a parte ascendente da curva de pressão arterial.

3 MATERIAIS E MÉTODOS

Após o estudo das diversas possibilidades de medição, a verificação não-invasiva da pressão arterial foi implementada utilizando-se um computador pessoal, um simulador de pacientes e um kit de desenvolvimento com um hardware dedicado à medição da PA.

Vale salientar que a onda da pressão transmitida pela artéria braquial ao sensor do equipamento possui alta correlação com a pressão obtida invasivamente. Dessa forma o aparato necessário para verificar a pressão torna-se bastante simples, podendo ser implementado com baixo custo, além de solucionar os problemas apresentados pelos demais métodos descritos anteriormente.

3.1 Hardware

Neste capítulo serão descritas as partes de hardware utilizadas na pesquisa e no projeto aqui proposto. Primeiramente será abordado o kit de desenvolvimento dedicado de PNI, responsável pelo interfaceamento entre paciente e o programa de

medição. Posteriormente será descrito o simulador de “pacientes” virtuais bem como suas funcionalidades para este projeto.

3.1.1 Kit de Aquisição de Dados

Para realizar a verificação da PA utilizou-se um kit de desenvolvimento dedicado, isto é, uma placa de aquisição já desenvolvida comercialmente com a função somente de verificação de PA e batimentos cardíacos. Após testes com diversos fabricantes de kits PNI, como Envitec e ChoiceMedical, a nível de usuário e comprovação funcional dos mesmos, optou-se pelo da marca Suntech. Para a realização dos testes, utilizou-se um simulador de pressão não-invasiva cuja marca/modelo é Dynatech Nevada/CuffLink, que será descrito mais adiante. A partir dos parâmetros de ajuste deste instrumento, como pressões para nível adulto e neonatal, iniciam as medições com os kits. Vale salientar que as simulações dos kits foram realizadas utilizando-se software de cada fabricante.

O módulo tem entradas para um manguito, comunicação serial e alimentação. Além disso, possui também uma saída serial. Fazem parte do módulo ainda: um motor que funciona como bomba para inflar o manguito, sensores de pressão e chaves de controle para calibração e configuração do kit.

Após a realização de testes preliminares de seu funcionamento, foi optado por este modelo. Esse modelo além de ser mais abrangente em termos de

funcionalidades analisadas, também apresenta uma documentação técnica melhor descrita, seja na parte de hardware quanto na de software.

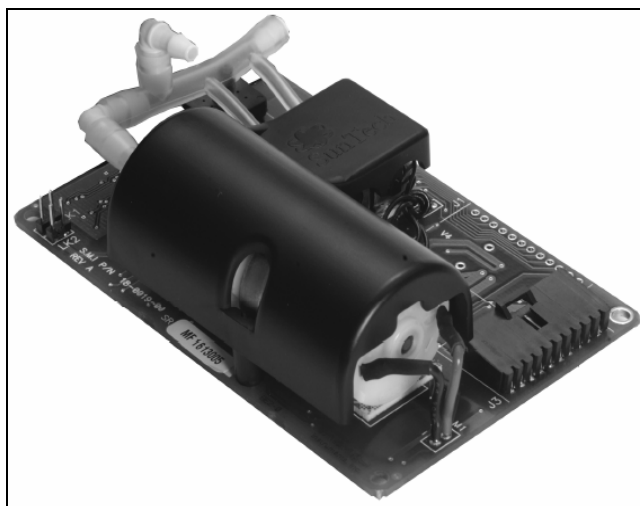


Figura 10: Módulo de PNI

O modelo do kit de desenvolvimento escolhido para este projeto é o Model 2 Advantage OEM BP™, do fabricante Suntech Medical.

Esse módulo é apresentado na Figura 10. Nele pode-se observar o motor, o conector de dados e os tubos que interligam o manguito ao sensor de pressão. O módulo é controlado por comandos de software enviados de um sistema host através da porta serial de um computador. Os dados são enviados de maneira serial de forma assíncrona (configurado de fábrica para nível lógico ou nível lógico e RS-232C). Todas as operações de módulo devem ser iniciadas pelo *host*. O módulo foi projetado para obter pressão sanguínea por demanda. Depois de cada amostra de pressão sanguínea, o kit PNI descarta os resultados de pressão sanguínea

anteriores. O módulo tem um buffer serial que transmite e recebe os dados. Estes dados são convertidos para o padrão de tensão da RS-232C pelo CI ICL3226 e transmitidos a uma taxa de 9600 bps, com 8 bits de dados, 1 stop bit e sem paridade para as portas COM1, COM2, COM3 ou COM4 do computador.

O kit tem como componente principal o microcontrolador ATmega128. Este microcontrolador é de arquitetura RISC e trabalha com velocidade de 16MHz. Possui 32 registradores de 8 bits para controles diversos, 128KB de memória FLASH, 4KB de EEPROM, 4KB de SRAM, interface padrão JTAG, dois *timers*/contadores de 8 bits mais um contador em tempo real fora o oscilador, frequência de *clock* selecionada via software, 2 canais PWM de 8 bits cada, interface serial tipo mestre/escravo, duas seriais UART's programáveis e, ainda, um conversor AD de 10 bits de 8 canais.

Todos os parâmetros operacionais são resetados quando o módulo é reiniciado, e ainda os valores de pressão sanguínea do módulo são descartados. A alimentação do kit é feita por uma fonte de tensão linear de +6V, que recebe energia da rede elétrica 110/220V em 60Hz.

3.1.2 Simulador de Pacientes Virtuais

De modo a verificar a funcionalidade do projeto em questão, foi utilizado um dispositivo para simular a medida desejada. Existem hoje no mercado diversos

simuladores de pressão por método oscilométrico, sendo estes calibrados e de uso exclusivo para a avaliação da aferição de equipamentos. Dentre os principais podemos citar o “CuffLink” da DNI Nevada Inc., o “SmartArm” da “Clinical Dynamics Corp.” e o BP-Pump da “Bio-Tek Instruments Inc.”. Tais simuladores visam a analisar os diversos monitores de pressão oscilométrica existentes no mercado, os quais possuem estratégias de medição diferenciadas. Portanto, a exatidão dos resultados pode depender do modelo de simulador utilizado, prestando-se mais para avaliação da precisão das medições. Ou seja, o simulador, diferentemente de um paciente real, gera o mesmo sinal oscilométrico e conseqüentemente o mesmo valor de pressão arterial.



Figura 11: Simulador de PNI

Para o caso específico deste trabalho foi utilizado o simulador “CuffLink” da DNI Nevada Inc., conforme a Figura 11. Este equipamento possui como características principais diferenciação de manguitos, conforme o tipo de paciente, isto é, simula o tamanho dos braços para neonatal, pediátrico, adulto e pessoas

obesas. Possui ainda, taxa rápida de deflação do manguito após realização da medida, assim como kit utilizado e, além disso, grande facilidade de operação deste simulador.

Este simulador possui no seu painel frontal quatro conectores sendo um de entrada para conectar com o manguito, e outros três de saída, a fim de captação das curvas de pressão que podem ser visualizadas no osciloscópio. Estas saídas são utilizadas para manguito, sincronismo e os pulsos. Existe ainda um botão de ajuste do nível de volume para os alarmes.

3.2 Software

A descrição dos programas utilizados neste trabalho foi dividida em duas partes: uma utilizada para o kit PNI e a outra utilizada no computador. Descrevem-se a seguir as características dos programas do módulo e do simulador para verificação e validação da PA.

3.2.1 Programa do Kit de Desenvolvimento

Conforme descrito anteriormente, juntamente com o kit de PNI foi fornecido um software desenvolvido pelo próprio fabricante. Este software foi desenvolvido em linguagem visual possui uma série de funções operacionais para comandar a placa

de aquisição. Basicamente cada ação que se executa entre um PC e o kit funciona como mestre-escravo, isto é, o *host* envia o comando e o kit responde com um ou mais comandos.

Todos os comandos que se desejam realizar sejam estes de medição da pressão e conseqüentemente visualização do resultado, ou até mesmo a calibração do kit são interfaceados por meio deste software. Subdividido em janelas, tem-se na primeira os comandos relativos à pressão somente, na segunda relativos a controles manuais de acionamento do motor e de controle a abertura e fechamento das válvulas, depois controles de calibração e por fim, informações sobre a versão de SW, inserção direta de *strings* via linha de comando, entre outros. Abaixo segue a Figura 12 com a tela principal do software.

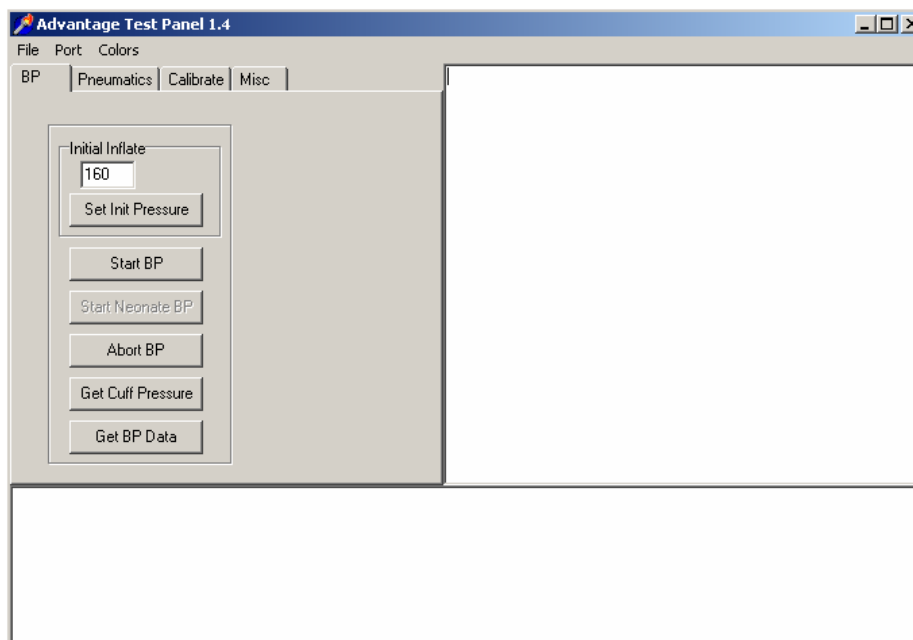


Figura 12: Tela Principal do Software do Kit

Como o software foi desenvolvido exclusivamente para este kit, o protocolo de comunicação serial foi fixo e configurado para uma taxa de 9600 bps, com 8 bits de dados, 1 stop bit e sem paridade. A única alteração que pode ocorrer é em relação à porta serial, que pode ser utilizada desde COM1 até a COM4.

O programa possui ainda duas telas nas quais funcionam como espécie de *report* das ações executadas. Na primeira das telas aparecem os endereços em hexadecimal enviados pelo *host* (em uma cor) e os retornados pelo kit (em outra cor). Na segunda tela aparecem os dados referentes a cada ação convertidos para decimal e agregado a informações sobre os comandos.

3.2.2 Programa do Simulador

Basicamente o programa do simulador consiste em simular uma pessoa, isto é, um “paciente” virtual com todas suas características relacionadas à PA. Para os testes e validações, foram utilizados diversos “pacientes” conforme mostra a Tabela 3. Nesta é possível observar os parâmetros ajustados no simulador para os diversos níveis de “paciente”, desde neonatal até adulto.

Além das características de pressão, o programa do simulador ainda inclui opções de simulação de arritmias como, contração atrial prematura, fibrilação atrial, falta de batimento e arritmia sinusal. Porém estas opções não foram utilizadas, pois

nosso estudo está focado na medição da PA através do método oscilométrico e não em arritmias cardíacas. Embora estas possam influenciar no comportamento da PA.

Seleção de Pressão Sangüínea	Valor Desejado de Pressão (mmHg)			Batimento Cardíaco
	PS	PD	PM	
Adulto	60	30	40	30
	80	50	62	40
	100	65	75	60
	120	80	90	80
	150	100	115	120
	200	150	165	160
	255	195	215	200
Neonatal	60	30	40	30
	80	50	62	40
	100	65	75	60
	120	80	90	80
	150	100	115	120
				160
				200
			240	

Tabela 3: Tipos de Pacientes Virtuais

3.3 Instrumentos para Medição

Além da parte de hardware e software utilizadas para obtenção das medições de PA, outros tipos de instrumentos também foram utilizados. Como partes principais têm, o computador *notebook* com configuração de 60GB de *hard disk*, 512MB de memória RAM e processador Pentium IV 2,8GHz, o manguito que é envolto do braço dos “pacientes”, mangueiras de interconexão, conectores e adaptadores. Na Figura 13 são apresentados os dispositivos e instrumentos envolvidos neste projeto.



Figura 13: Instrumentos Utilizados Interconectados

3.4 Coleta de Dados

A coleta de dados foi realizada através do aparato kit PNI, simulador e PC, conforme mostrado na Figura 13. A coleta foi realizada com uma amostra de 10 “pacientes” virtuais para cada uma das escalas apresentadas na Tabela 3. Esta coleta foi obtida segundo o protocolo apresentado na próxima seção.

3.4.1 Protocolo Utilizado

Para garantir um padrão na coletas dos dados em cada uma das medições realizadas, elaboramos o seguinte protocolo:

Todas medidas de cada um dos pacientes foram realizadas uma atrás da outra, iniciando pelo de menor pressão até o de maior. Primeiramente o kit PNI era calibrado com o software do fabricante, feito isso, era configurado o simulador. Depois de o simulador estar configurado, o SW era rodado dando o inicio ao processo de verificação da PA.

Quando o processo terminava e assim com os valores de pressão obtidos, estes eram colocados em uma tabela a fim de registro e posterior análise. Isso foi feito para cada uma das 10 medidas de cada um dos 7 tipos de “pacientes” adultos e dos 5 neonatais.

3.4.2 Pacientes Virtuais

De acordo com a Tabela 3, pode-se observar que é possível criar uma combinação bastante grande de “pacientes” virtuais com o simulador por nós utilizado. Por isso, foi decidido utilizar somente um tipo de batimento cardíaco dentre todos os diversos possíveis. Em toda a escala de variações de pressão. Isto, mais

uma vez, porque o objetivo de estudo é verificação das pressões sistólica, diastólica e média.

Assim cada um dos níveis corresponde a um “paciente” diferente.

3.4.3 Comunicação Kit-PC

Conforme dito anteriormente, a comunicação entre o kit e o PC se dá na forma de comunicação serial através do padrão RS-232C. Devido ao kit ter somente um protocolo de comunicação fixo (9600 bps, com 8 bits de dados, 1 stop bit e sem paridade), esta foi a configuração utilizada também no PC.

Esta comunicação utiliza um cabo com conector DB9 fêmea na ponta que é conectado ao PC e na outra ponta um conector específico da placa do módulo de PNI. As especificações dos pinos deste conector são descritas a seguir, depois da figura frontal do conector DB9 macho localizado na parte traseira da CPU do PC.

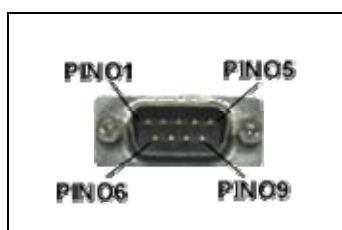


Figura 14: Conector DB9 Macho

Para cada um dos pinos, estes que vão de 1 a 9, tem se os respectivos sinais conforme a Tabela 4.

DB9 Macho (PC)	Pino		Pino	DB9 Fêmea (KIT) - Sinais
	2	Para	3	Receive-Transmit (Rx)
	3		2	Transmit-Receive (Tx)
	4		6	DTR-DSR
	5		5	Ground-Ground (GND)
	6		4	DSR-DTR
	7		8	RTS-CTS
	8		7	CTS-RTS

Tabela 4: Sinais na Conexão Serial

Para haver uma conexão são necessários apenas os sinais Rx, Tx, GND na maioria dos jogos e programas para transferência de arquivos. Os outros sinais são os seguintes:

A linha GRD (Ground – Terra) é o sinal terra de referência para todas as outras linhas. A RTS (Request To Send) é usada pelo equipamento terminal de dados (DTE) para indicar que ele está pronto para enviar dados. Já a CTS (Clear To Send) é usada pelo equipamento de comunicações de dados (DCE) para indicar que ele está pronto para receber dados. Ainda possui a linha DSR (Data Set Ready) é usada pelo DCE para indicar que ele está pronto para se comunicar. E a DTR (Data Terminal Ready) é usada pelo DTE para indicar que o DCE deve iniciar a comunicação.

3.4.4 Taxa de Amostragem

Para representar os componentes harmônicos da forma de onda da pressão sangüínea - ou qualquer outra forma de onda que possa interessar – é necessário especificar a largura de banda necessária para o sistema de instrumentação. Em relação aos aparelhos de medição biomédicos, a largura de banda é uma função necessária a ser considerada.

Por exemplo, se a pressão sangüínea média é o único parâmetro de interesse, este valor é pequeno para tentar dimensionar totalmente a largura de banda do sistema. As formas de onda da pressão sangüínea são aceitas geralmente até a décima harmônica, sendo o resto desconsiderado. Como exemplo, a largura de banda requerida para um taxa de batimentos cardíacos de 120 bpm (2Hz) pode ser 20Hz.

Para uma reprodução perfeita da forma de onda original, não pode haver distorção na amplitude e nem nas características relacionadas à fase da onda. A forma de onda pode ser mantida, mesmo que as características de fase não sejam ideais. Este é o caso em que as amplitudes relativas aos componentes de frequência estão preservadas, mas a fase está deslocada proporcionalmente em frequência. Então a forma de onda sintetizada apresentará a forma original.

Devido às características da forma de onda de PA serem muito diversificadas, não existe até o presente momento valores padronizados de taxas de amostragem,

sendo necessário aplicar análise em frequência para cada tipo de onda. A partir daí, respeitando a frequência de Nyquist podemos selecionar o valor da frequência de amostragem necessária para uma reprodução fiel da forma de onda original.

3.5 Aquisição e Tratamento dos Dados

A obtenção dos dados pelo método oscilométrico pode ser realizada de duas maneiras, pelo método da amplitude e pela declividade da curva envolvente aos pulsos oscilométricos.

3.5.1 Método da Amplitude

A medição inicia-se com o manguito sendo insuflado a um nível de pressão superior ao da pressão arterial sistólica. Gradativamente a pressão do manguito vai sendo reduzida, e observa-se uma seqüência ordenada de oscilações na pressão desse manguito. As oscilações são percebidas à medida que o manguito é esvaziado desde uma pressão acima da sistólica até uma inferior à pressão diastólica, conforme dito anteriormente.

Quando a pressão do manguito é supra-sistólica, isto é, maior que a pressão arterial sistólica, ocorrem pequenas oscilações (pulsos oscilométricos) que

aumentam em amplitude à medida que o manguito é esvaziado e a pressão cai abaixo da sistólica. Com essa redução na pressão do manguito a amplitude aumenta até atingir um máximo, que pode permanecer constante ou cair abruptamente. A partir daí, as oscilações se reduzem com o esvaziamento do manguito [Hutton, 1997].

O comportamento ordenado dessas oscilações pode ser explicado pelo fato de que a pressão no manguito é reduzida até um ponto (pressão sistólica) onde se inicia a passagem forçada de sangue. Essa passagem provoca expansão – ou movimento – da parede arterial, que é transmitida ao manguito, gerando, assim, um aumento no sinal oscilométrico. As oscilações continuam a crescer em intensidade com a redução da pressão do manguito até um ponto em que ocorrem as oscilações de máxima amplitude (pressão média). Desse ponto em diante, as oscilações começam a reduzir de amplitude até a pressão diastólica. A partir daí, as oscilações não mais se reduzem com tanta intensidade [Hutton, 1997].

A essência do método oscilométrico consiste na identificação, quantificação e análise desses pulsos oscilométricos para determinação da pressão arterial. A fase de identificação consiste em localizar o pulso oscilométrico e a pressão do manguito associada ao mesmo (pressão de ocorrência). Esse processo pode ser realizado diretamente sobre o sinal de pressão durante a desinflação do manguito ou separando-se os pulsos oscilométricos do sinal de pressão do manguito através de filtros do tipo “passa altas frequências” como pode ser observado na Figura 15.

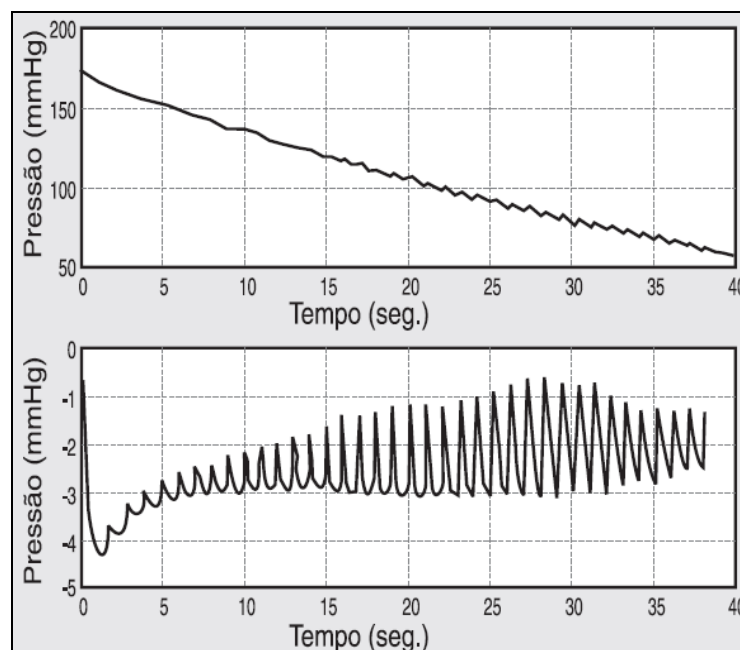


Figura 15: Sinal de Pressão do Manguito e Pulsos Oscilométricos Contidos neste Sinal

[Cerulli, 2001]

Segue-se então o processo de quantificação, isto é, a medição de uma determinada característica do pulso oscilométrico, como, por exemplo, a amplitude, área ou potência desse pulso. O processo pode ser por vezes dificultado quando a linha-base do sinal flutua devido a artefatos de movimentação.

A pressão associada ao pulso de maior oscilação é normalmente determinada como sendo a pressão arterial média, ou no caso de haver um patamar, a menor pressão associada a esse patamar. Entretanto, várias técnicas são utilizadas para determinação dos pontos de pressão sistólica e diastólica. Uma das mais comuns foi descrita por Fabré (1922) e mais tarde por Benson e Heard (1969) baseia-se em

normalizar as amplitudes das oscilações em relação à máxima oscilação e encontrar as pressões correspondentes às frações fixas iguais a 0,5 para a sistólica e 0,66 para a diastólica [Ramsey, 1991]. A Figura 16 apresenta o método da amplitude e seus percentuais para cada pressão.

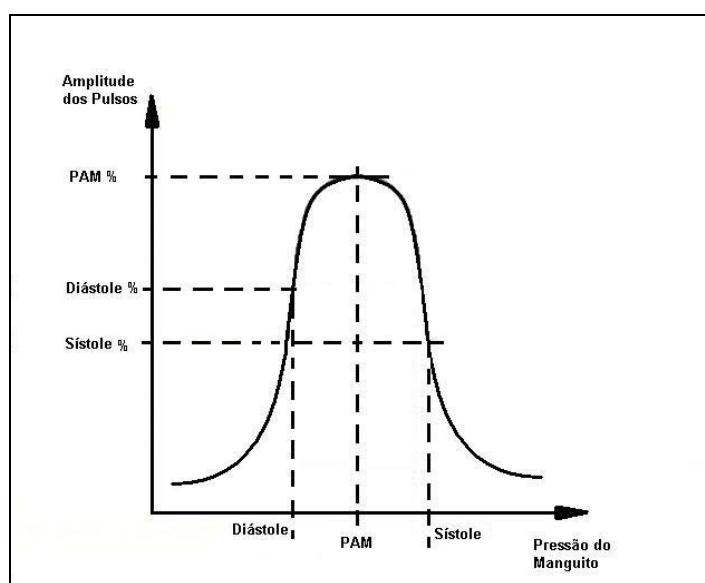


Figura 16: Determinação da Pressão Arterial pelo Método da Amplitude

Portanto, diferentemente da pressão arterial média e, dependendo do critério a ser utilizado, as pressões sistólica e diastólica são determinadas através de processos estimativos. Isso faz com que essa classe de equipamentos possua uma melhor correlação com a pressão arterial média do que com suas componentes sistólica e diastólica. Particularmente em nosso caso, utilizamos para identificação da PS e PD a seguinte às frações fixas iguais a 0,5573 para a sistólica e 0,7608 para a diastólica [Moraes, 1999].

3.5.2 Método da Declividade

Este método apresenta os mesmos procedimentos descritos anteriormente até a etapa da quantificação. Após o processo de quantificação, obtém-se a envoltória dos pulsos oscilométricos associados à sua pressão de ocorrência (Figura 17). A análise dessa envoltória baseado no critério de identificação do ponto de maior inclinação na envoltória formada pelos pulsos oscilométricos. Este método permite a determinação das pressões sistólica, média e diastólica. A figura em questão esta de maneira normalizada, isto é, todos os valores de amplitude foram divididos pela amplitude máxima conforme a formula abaixo:

$$Razão = \frac{Amplitude}{Amplitude Máxima}$$

Equação 3-1: Normalização da Amplitude dos Pulsos Oscilométricos

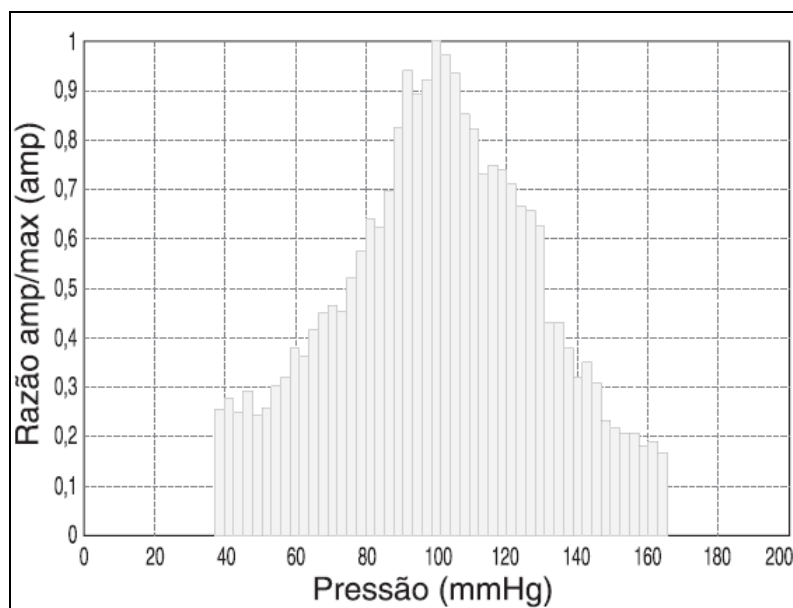


Figura 17: Envoltória Normalizada dos Pulsos Oscilométricos

[Cerulli, 2001]

Diferentemente do método da amplitude onde as pressões sistólica e diastólica são determinadas através de processos estimativos estas são determinadas e identificadas na envoltória formada pelos pulsos oscilométricos. Porém, assim como o método da amplitude, o método pela declividade não é padronizado. Esta identificação se dá através da intersecção das retas das declividades, conforme é apresentado na Figura 18.

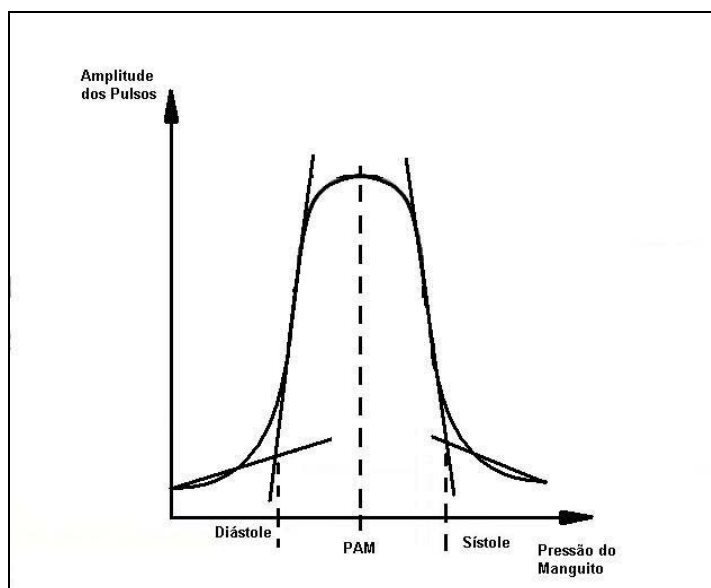


Figura 18: Determinação da Pressão Arterial pelo Método da Declividade

3.6 Validação

Diversos organismos internacionais normatizam equipamentos biométricos, tanto no que tange à segurança do paciente e operador, quanto no desempenho desses produtos. A norma de segurança atualmente vigente no Brasil está descrita na NBR IEC 601-1, que estabelece as prescrições gerais de segurança para equipamentos eletromédicos, bem como a NBR IEC 601-2-30, norma de segurança específica para equipamentos de monitorização automática e cíclica da pressão sanguínea indireta (não-invasiva). Essa última prescreve os requisitos mínimos necessários para a segurança de pacientes assistidos ou não, de modo a garantir

que, no caso de falha única, não ocorra sobre pressão e que o tempo máximo em que o manguito pode permanecer inflado seja limitado, entre outros.

No que se refere ao desempenho, a BHS (“British Hypertension Society”) e a AAMI (“Association for the Advancement of Medical Instrumentation”) são alguns dos órgãos que determinam critérios mínimos para aprovação de esfigmomanômetros eletrônicos ou automatizados. A validação desse tipo de equipamento se dá através da comparação estatística com um método de referência, tal como o auscultatório ou o intra-arterial.

Como exemplo, a norma ANSI/AAMI SP10-1992, utilizando o método auscultatório como padrão, recomenda que seja levantado um banco de dados de no mínimo 85 pacientes dentro de uma faixa mínima de pressões e tamanhos de braço. Isto é, pelo menos 10% hipertensos e 10% hipotensos, bem como 10% com circunferência do braço maior que 35 cm e 10% inferior a 25 cm.

Obtida tal distribuição, dois observadores treinados efetuariam medições simultâneas em cada paciente concomitantemente com a determinação do equipamento. Conforme a Figura 19, a correlação entre as medidas dos dois observadores deve ser maior que 95% para que o banco seja considerado confiável. Diversas medições devidamente intervaladas são obtidas, bem como obtidas em três diferentes posições: deitado, sentado e em pé. Uma vez colhidas e registradas todas essas medidas, um relatório do estudo estatístico deveria ser apresentado pelo fabricante de modo a comprovar que para as pressões sistólica e diastólica, tratadas separadamente, a diferença média entre as medidas de referência

(observadores) e o equipamento em teste não excede ± 5 mmHg com desvio padrão menor que 8 mmHg [Bland, Altman, 1986].

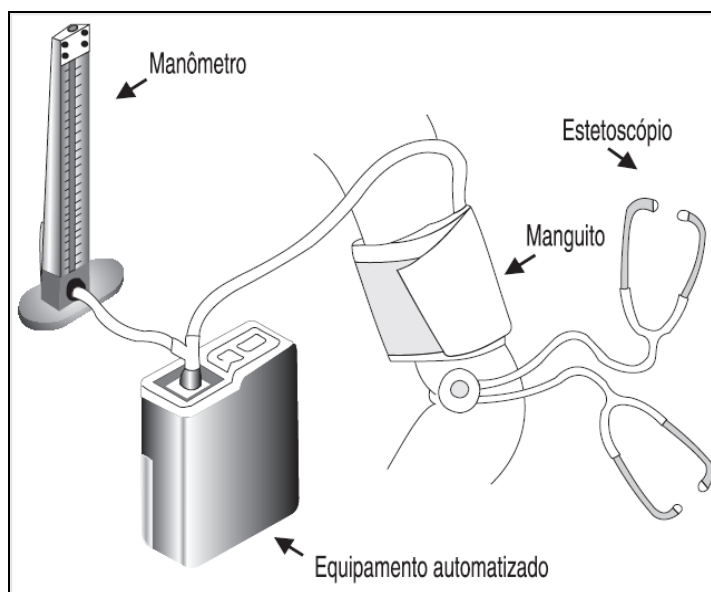


Figura 19: Método de Validação por Auscultação

[AAMI, 1992]

Portanto, o procedimento visa a estabelecer critérios mínimos de exatidão e precisão para esse tipo de equipamento e demonstra a possibilidade de ocorrência de casos em que um equipamento automático forneça medidas significativamente discrepantes daquelas obtidas pelo método auscultatório, sem que com isso sejam consideradas incorretas. Essa afirmação é justificável, uma vez que, como se pode observar no disposto anteriormente, a forma de obtenção das medidas no método oscilométrico é essencialmente diferente daquelas obtidas pelos métodos diretos ou auscultatórios e, portanto, sujeitas a interferências distintas. Assim, podem ocorrer,

em casos isolados, diferenças da ordem de até 40 mmHg (tanto para sistólica quanto diastólica), principalmente tratando-se de pacientes idosos, obesos, utilizando manguito de tamanho inapropriado, por exemplo.

3.7 Fatores que Influenciam a Medição

Outro fator importante a ser considerado é o tamanho do manguito. O tamanho apropriado é estabelecido pelo critério da AHA (“American Heart Association”), de 1987, para determinação da pressão arterial por esfigmomanômetros. Esta Norma recomenda que, para a maioria dos adultos, a relação correta da largura do manguito com a circunferência do braço deve ser igual a 0,4, pois para circunferências de braço maiores que 35 cm esse manguito seria pequeno, e a pressão arterial seria superestimada. Se a circunferência do braço for menor que 25 cm, o manguito seria muito largo e a pressão arterial seria subestimada abaixo.

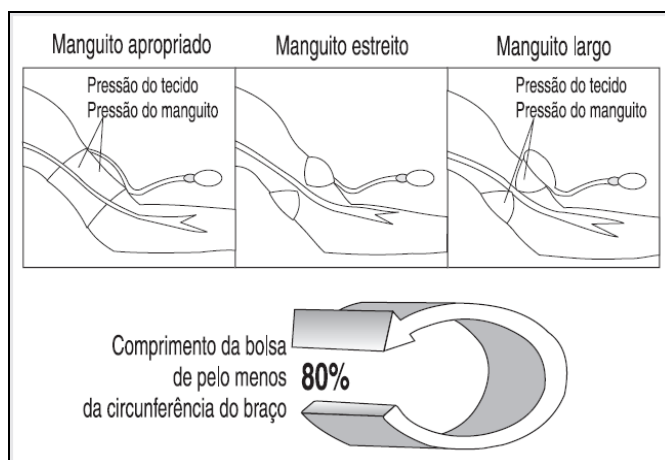


Figura 20: Diferentes Tipos de Aplicação do Manguito

[Webster, 1998]

Entretanto, esses estudos refletem o comportamento do tamanho do manguito utilizando o método auscultatório e, sendo os métodos auscultatório e oscilométrico conceitualmente diferentes, não é possível afirmar que sejam igualmente influenciados pela mesma variação no tamanho do manguito. Além disso, devido à forma de obtenção do pulso oscilométrico estar intimamente ligada ao acoplamento do manguito, sua perfeita colocação (nem folgado, nem demasiadamente apertado) pode influenciar bastante os resultados obtidos.

Além desses, outros fatores são intrínsecos ao método oscilométrico, tais como a dificuldade de medição em condições de baixa perfusão devido a sua dependência do pulso periférico, bem como a suscetibilidade à movimentação, uma vez que, por melhor que seja o algoritmo utilizado, o mesmo pode sofrer interferências mecânicas externas que assemelhem-se ao pulso oscilométrico.

4 SOFTWARE DESENVOLVIDO

O software implementado no microcomputador tem as funções de gerenciar o kit PNI com todas suas funcionalidades, apresentar os gráficos das aquisições na tela do computador, salvar os dados em arquivos para análise posterior e apresentar os resultados das medições na tela. Este software foi implementado utilizando a linguagem C++ através do compilador Borland Builder, para ambiente Windows podendo ser utilizado em computadores pessoais do tipo IBM-PC.

Esta configuração linguagem/ambiente facilita a elaboração da interface com o usuário e ao mesmo tempo amplia as possibilidades de utilização dos dados através de fórmulas matemáticas. Entretanto não permite um melhor controle sobre a comunicação serial entre o kit e o computador, pois conforme dito anteriormente este é fixo. O uso do ambiente Windows exige uma plataforma mínima necessária para o sistema que seja um microcomputador Pentium ou equivalente com sistema operacional Windows 95 ou superior. Na Figura 21 podemos observar o fluxograma de funcionamento do software e a seguir o descritivo de cada bloco.

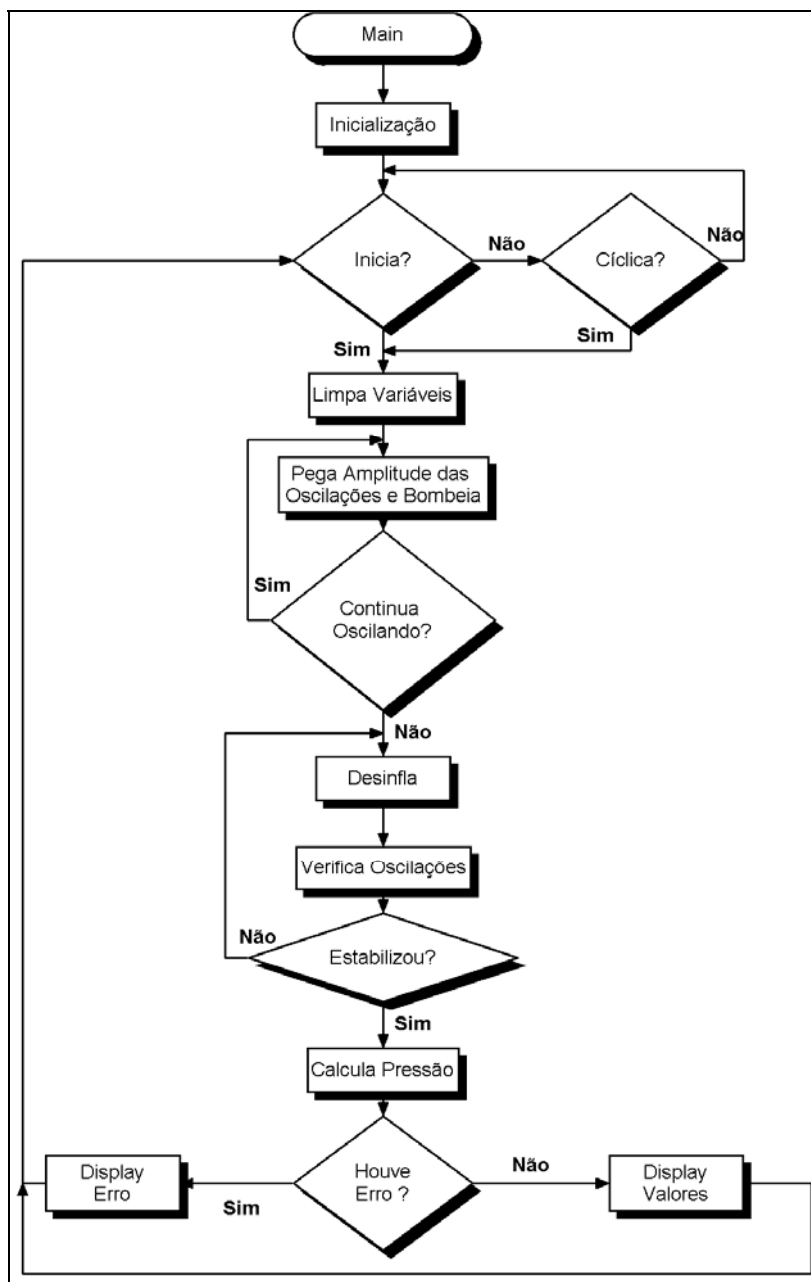


Figura 21: Fluxograma do Software

O bloco “Main” significa a função geral do programa, responsável pelo gerenciamento de todas outras tarefas. Após esta temos a função de inicialização, responsável por setar a porta serial a qual o equipamento está conectada e também por verificar a situação atual do processo. A seguir temos a função de limpeza de

variáveis, designada para limpar as variáveis antes de iniciar um novo processo de verificação da PA.

Seguindo, tem uma função que analisa as oscilações presentes no manguito. Esta fica verificando desde o início da inflação do manguito até o momento em que não existam mais oscilações. A partir daí envia um comando para que o motor pare de inflar e comece a etapa de desinflação do manguito.

À medida que as oscilações não estão mais presentes, entra a fase principal, de cálculo da PA através do método da amplitude. Primeiramente é realizada a envoltória dos pulsos, depois se analisa onde possui maior amplitude destes (PM) e por fim com a porcentagem defini-se a PS e a PD.

E a última função é responsável pela análise dos dados, verificando se algum artefato ocasionou erro na medida, assim mostra na tela se houve erro ou os valores de pressão da medição. Após esta etapa o sistema fica pronto para nova aquisição ou ainda, se tiver configurado para medição cíclica aguarda o tempo setado e começa nova medição automaticamente.

4.1 Ambiente de Desenvolvimento

Conforme já comentado anteriormente, foi utilizada uma plataforma de programação visual, isto é, orientada a objetos através do compilador Borland C++ Builder. Quando se iniciou à parte de confecção do software, o objetivo era utilizar a linguagem Ansi C puramente, isto porque quando fossemos implementar este código

em um monitor paramétrico por exemplo, seriam necessárias pequenas alterações. Todavia por problemas relacionados à comunicação serial na plataforma Windows XP, como tempo de envio de comandos, tivemos optar pela linguagem visual. Esta possui componentes seriais que são feitos para serem utilizados na plataforma Windows XP, assim não ocasionando erros de *timeout* que haviam acontecido anteriormente.

A seguir comentam-se as principais rotinas do software implementado no computador, iniciando-se pela rotina “Abre Serial”, que habilita as demais rotinas. Abaixo podemos ver o ambiente o qual é apresentado para o usuário na tela do computador. A partir da Figura 22 então descrevemos a funcionalidade de cada item.

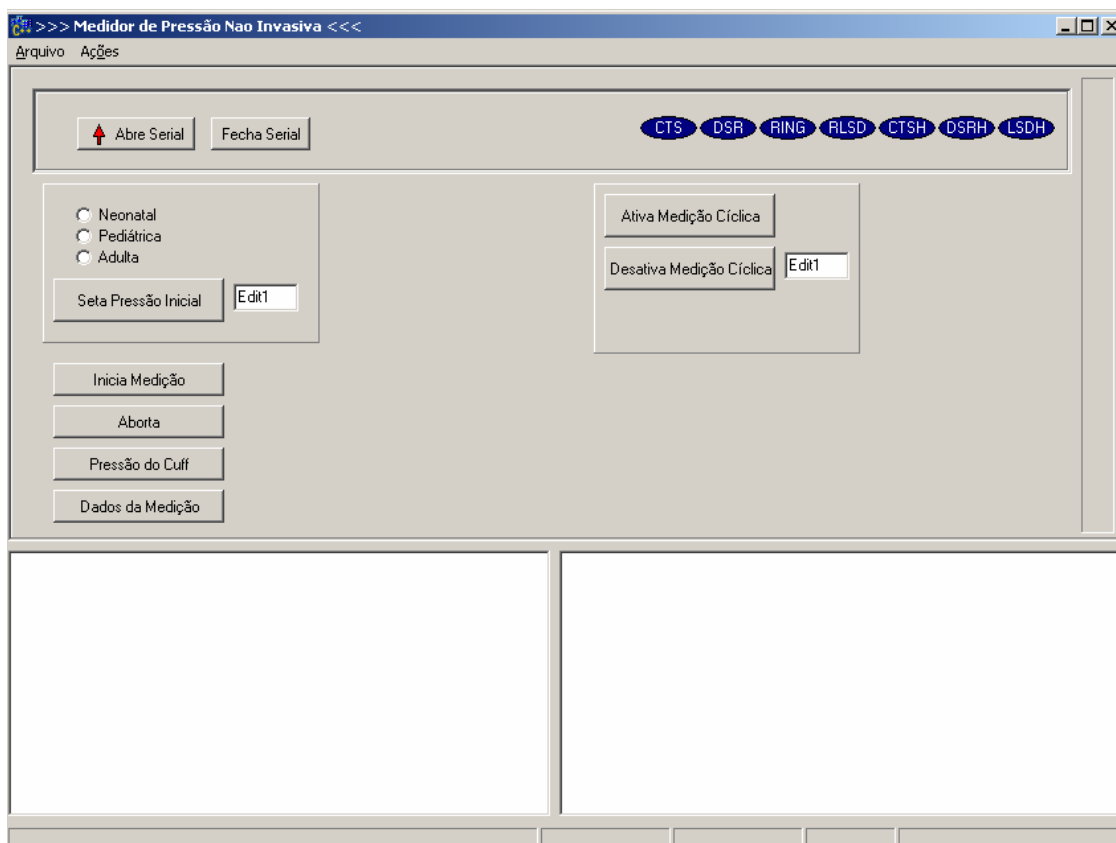


Figura 22: Ambiente do Software

A função “Abre Serial” é que possibilita a execução das demais rotinas. Após a compilação do programa no computador esta rotina configura a porta de comunicação do computador, definindo qual a porta que será utilizada, qual a taxa de transmissão, número de bits do dado, número de bits de parada e a paridade. Levando em consideração que o kit apresenta somente um modo de configuração, a porta serial escolhida automaticamente e é configurada para 9600 bps, 8 bits de dados, 1 bit de parada e sem paridade. Em contra partida, a função “Fecha Serial” é responsável por desabilitar todas as demais funções do programa, tendo como última tarefa à execução da função “Aborta” para garantir uma próxima medição correta na próxima abertura da porta.

Após esta rotina, por ordem de prioridade, temos a “Inicia Medição”. Responsável por iniciar a inflação do manguito através do acionamento da bomba de ar, esta tem grande importância no processo como um todo. Caso os parâmetros de escolha de níveis, neonatal, pediátrico ou adulto, não forem setados, como padrão já sai no modo adulto com pressão inicial máxima de 160 mmHg. Outra característica que está relacionada a esta rotina é a de verificação junto ao sensor de pressão, isto é, quando o manguito for inflado até 160 mmHg e o paciente estiver com uma pressão maior que esta, pelas oscilações enviadas pelo sensor, automaticamente o motor é ligado para inflar o manguito até que estas oscilações terminem. A partir daí então começa a desinflar e captar os níveis de pressão.

Além disso, esta é responsável pelos cálculos das pressões, captação da pressão média através dos níveis de oscilação e juntamente com outra função de tratamento de recepção por guardar os dados em um buffer justamente para estas análises e cálculos. Este buffer é obtido através da monitoração da pressão do manguito em cada instante atual, que no nosso caso este instante está com uma

taxa de amostragem de 60 amostras por segundo, isto é, 60 Hz desde a inflação até a deflação total do manguito. Com este buffer é possível reconstruir a forma de onda da pressão e a partir daí aplicar o método oscilométrico.

Na seqüência, possui a rotina de aborta, responsável pela segurança do sistema e da pessoa que está tendo sua pressão medida. Esta é a única função que em qualquer parte do processo de medição pode ser acionada, isto é, independente do que esteja ocorrendo, quando esta é acionada todo o processo é paralisado e desinfla o manguito na hora. Além desta rotina, existem outras rotinas de segurança que funcionam de maneira similar, porém automatizadas. Quando o tempo total do processo de medição ultrapassa 90s no modo neonatal e 120s no modo adulto e, além disso, a pressão ultrapassar os 300 mmHg uma rotina também cancela tudo e desinfla o manguito na hora.

A próxima rotina trata da simples divulgação da pressão atual que se encontra o manguito durante os processos de inflação e deflação. Esta é chamada de “Pressão do Cuff”. Outra função também com grau de criticidade baixa só que de suma importância é a “Dados da Medição”, cuja finalidade é mostrar na tela os resultados das pressões e dos batimentos cardíacos. A última função na tela principal, “Ativa Medição Cíclica”, tem como finalidade a repetição do processo de medição da PA e ainda o armazenamento destas medições em arquivo para futuro geração de gráfico e comparações entre eles ao longo do tempo.

Depois da tela principal, ainda existem algumas funções básicas alocadas no canto superior da tela principal, inseridas de modo de sub-menus. Estas são para salvar e visualizar o arquivo, gerar gráfico da forma de onda da pressão e outras

funções iguais as da tela principal que podem ser acessadas via teclado. Estas são: “Inicia Medição”, “Ativa Medição Cíclica”, “Aborta” e “Pressão do Cuff”.

4.2 Tipos de Dados

4.2.1 Entrada

Dados de entrada serão basicamente as seleções dos tipos de medição a serem realizadas, ou seja, perfil do paciente e intervalo de medida. A medição poderá ser da pressão de paciente adulto, pediátrico ou neonatal. Ainda será possível a seleção para monitoramento automático (cíclico) onde haverá a escolha do intervalo de tempo em que se deseja realizar a medida de pressão.

4.2.2 Saída

Para dados de saída, tem-se além da medida das pressões sistólica, diastólica e média, a frequência dos batimentos cardíacos (no modo de medição simples). Quando se opta pela medição cíclica, estes dados são armazenados em uma tabela na qual poderá ser gerado um gráfico de tendência para melhor visualização do comportamento da variação da pressão arterial do paciente.

À medida que se possui os valores das oscilações de pressão armazenados em um buffer, desde o início da deflação do manguito até a sua estabilização, pode-se obter as pressões de duas maneiras. A primeira baseada na amplitude das oscilações e a outra baseada na declividade da curva envolvente aos pulsos oscilométricos, conforme descrito no capítulo anterior.

No software desenvolvido foi utilizado o método da amplitude, conforme mencionado anteriormente, com algumas variações relacionadas à utilização da escala de razão para cálculo da PS e PD. Estes valores são de acordo com [Moraes, 1999], e para PS a razão vale 0,5573 da pressão média e 0,7608 da pressão média para PD. Existe ainda a possibilidade de utilização de diferentes razões para o cálculo da PS e da PD, de acordo com o valor da PM. Estas escalas proporcionais podem ser visualizadas nas Tabelas 5 e 6.

Se Pressão Média > 200 mmHg razão = .5
Se não, se Pressão Média > 150 mmHg razão = .29
Se não, se Pressão Média > 135 mmHg razão = .45
Se não, se Pressão Média > 120 mmHg razão = .52
Se não, se Pressão Média > 110 mmHg razão = .57
Se não, se Pressão Média > 70 mmHg razão = .58
Se não, razão = .64

Tabela 5: Razão de Distribuição para Pressão Sistólica

Se Pressão Média > 180 mmHg razão = .75
Se não, se Pressão Média > 140 mmHg razão = .82
Se não, se Pressão Média > 120 mmHg razão = .85
Se não, se Pressão Média > 60 mmHg razão = .78
Se não, se Pressão Média > 50 mmHg razão = .60
Se não, razão = .50

Tabela 6: Razão de Distribuição para Pressão Diastólica

4.2.3 Comunicação

Devido à praticidade existente no tipo de linguagem de programação utilizada, foi utilizado um componente já existente para fazer o interfaceamento com os hardwares do PC e do kit, como também do firmware do kit. Neste caso específico utilizamos o componente serial TMSA32 para o Builder 6.0. Este componente é do formato *shareware*, isto é, todas as vezes que o programa é executado aparece uma mensagem avisando da utilização do mesmo porém sem avisar de data de expiração da utilização de modo grátis.

5 RESULTADOS E DISCUSSÃO

A aquisição da pressão arterial não-invasiva pelo kit de PNI através do método desenvolvido permite quantificar a eficiência deste sistema de verificação de pressão. Para uma validação comercial ou industrial seria necessário seguir algum tipo de norma, seja ela nacional ou internacional, entretanto devido à utilização de um simulador, não foi possível realizar testes comparativos uma vez que suas medições não sofrem nenhum tipo de variação.

Utilizando-se diferentes testes estatísticos, verifica-se que não é possível empregar os valores gerados pelo simulador em nenhum tipo de testes comparativos de duas amostras. Este fato se deve porque não existe uma variabilidade sequer no banco de dados fornecidos pelo simulador. Um teste que poderia ser realizado seria obedecendo a uma distribuição do tipo *t student* de uma variável. Segundo esta distribuição, poder-se-ia afirmar que o SW é ou não confiável. Se 95% das amostras do teste estivessem sob o intervalo compreendido entre quatro desvios padrões e centrado sobre a média, ou seja, $\bar{d} + 2s$ e $\bar{d} - 2s$ o SW poderia ser considerado confiável. É possível observar na Figura 23 uma visualização desta distribuição.

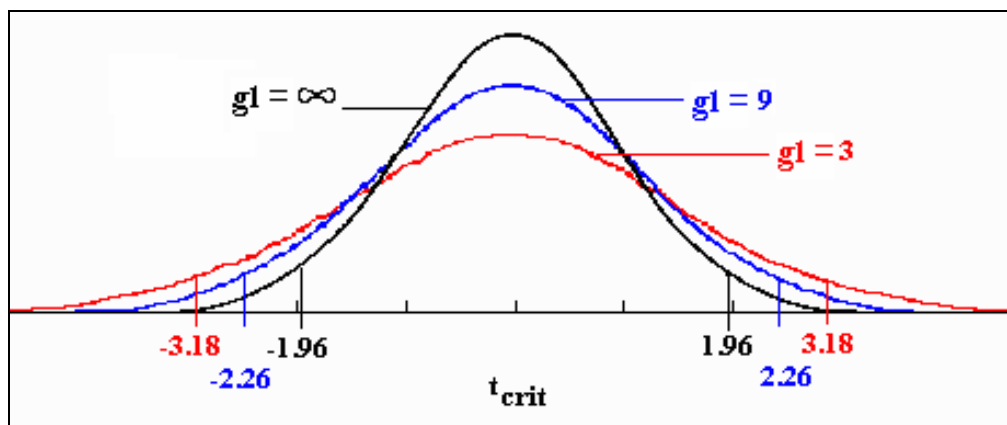


Figura 23: Curva t student de Distribuição de Probabilidade

Nem mesmo com a metodologia de análise para medidas clínicas de Bland e Altman pode-se comparar os valores obtidos por cada aquisição e assim perceber que parâmetros devem ser alterados para obter uma aquisição mais exata da pressão. O método de [Bland, Altman; 1986] consiste na análise das diferenças entre as medidas dos dois métodos de aquisição e gera a média das diferenças e o desvio padrão destas diferenças. Como no simulador não existe uma variância entre as medidas, toda vez em que ajustamos os parâmetros para um “paciente” virtual este terá exatamente os mesmos valores para suas medições.

Sendo assim, com os dados coletados para diversos tipos de “pacientes” foi possível gerar gráficos, relacionar as diferenças de valores tanto para pressões sistólicas como diastólicas e, ainda, relacionar com “pacientes” adultos e neonatais. É possível observar nas Figuras 24 e 25 uma visualização destas distribuições. Estes gráficos nos mostram as diferenças das medidas do SW desenvolvido com o padrão do simulador, que no caso é o nível zero.

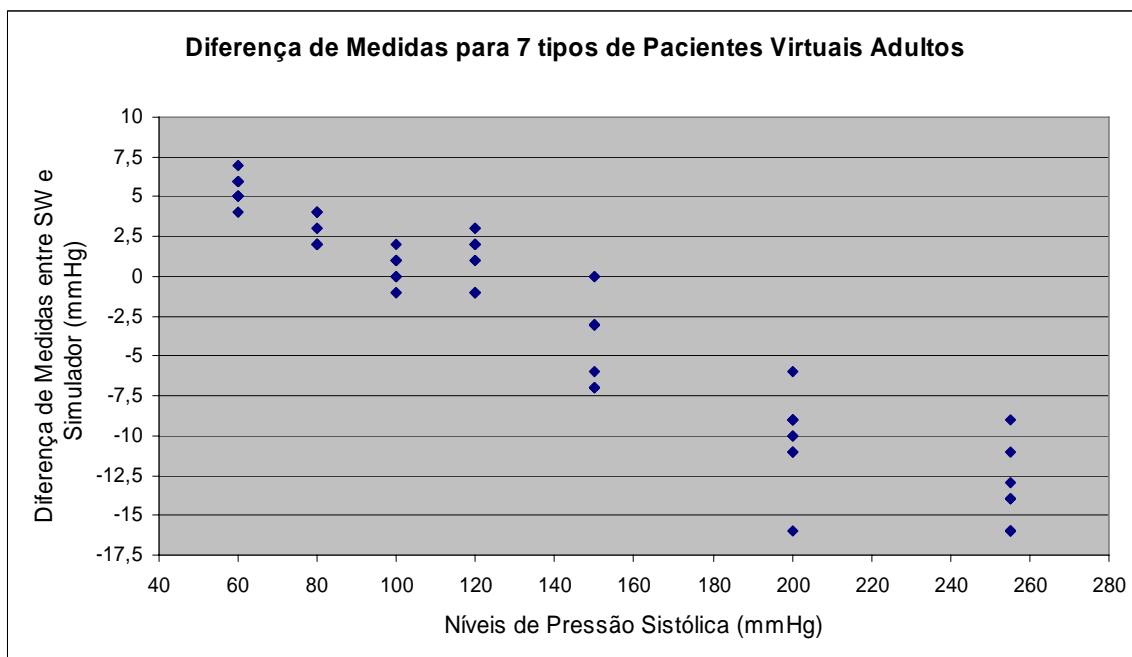


Figura 24: Diferença de Medidas entre o Software e o Simulador para Pressões Sistólicas

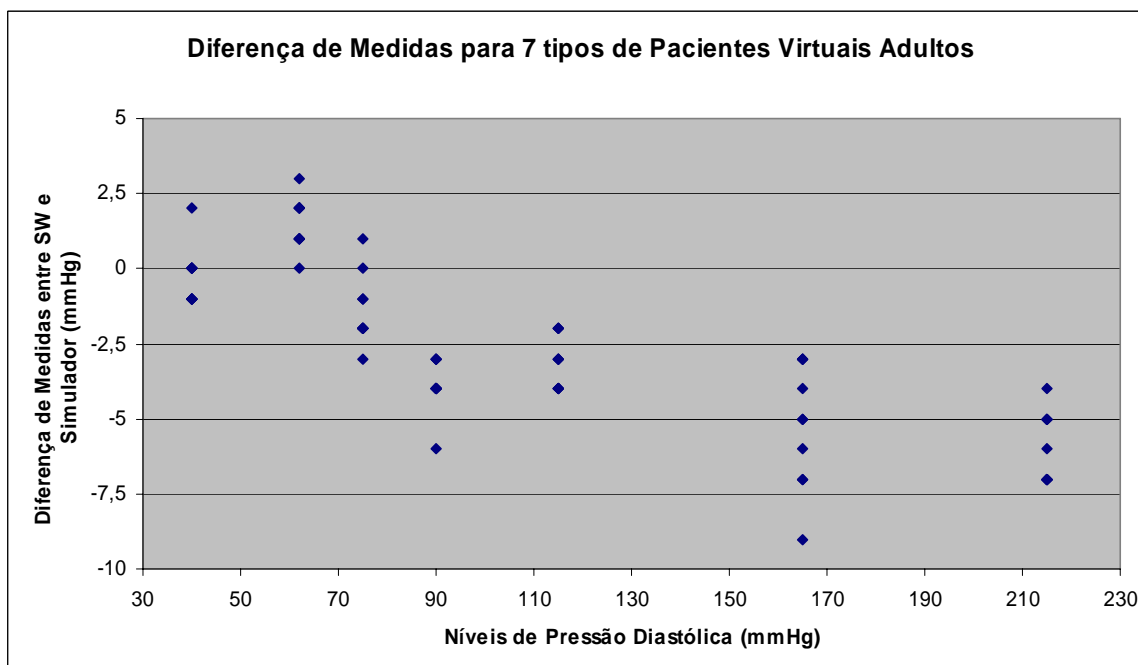


Figura 25: Diferença de Medidas entre o Software e o Simulador para Pressões Diastólicas

Comparando-se os valores adquiridos com os considerados padrão em pessoas normais (120/80 mmHg), nota-se que as diferenças aumentam. Isto pode ser observado na Figura 24 nos níveis de pressão sistólica acima de 150 mmHg. Já no que diz respeito à pressão diastólica, as diferenças tem uma grande variação acima de 80 mmHg.

Cabe salientar neste capítulo de resultados, que em virtude do HW utilizado não tivemos problemas de movimentação do aparato durante a verificação da pressão. Isto porque este HW compensava automaticamente eventuais deslocamentos realizando nova medição. A única diferença ocorria no tempo de verificação, o qual aumentava significativamente: enquanto que para uma realização sem problemas levava-se em torno de 25-30s, para casos em que ocorria algo errado, esse tempo levava em torno de 45-60s.

Ainda é importante ressaltar que o SW em C++ não chegou a ser finalizado, entretanto com auxílio de rotinas em Matlab e Ansi C foi possível obter os resultados apresentados anteriormente. A rotina utilizada em Matlab foi implementada através do Simulink, ferramenta própria do SW, e também em linhas de código. Já a rotina do filtro passa alta utilizado foi feita em Ansi C.

6 CONCLUSÕES E TRABALHOS FUTUROS

Conforme apresentado, o sistema desenvolvido atingiu os objetivos de ser não-invasivo, de fácil utilização, confiável, preciso, sem riscos durante a realização das medições e, além disso, possibilitou-nos o conhecimento para o domínio total da tecnologia do método oscilométrico. O kit PNI utilizado e o computador utilizado têm um custo de fabricação acessível e a operação destes permite um exame de curta duração. Não envolve materiais descartáveis, não é agressivo ao paciente e, embora venha a ser um procedimento mais utilizável em pacientes hospitalizados, não é necessária esta condição de internação hospitalar para sua execução. Pela simplicidade, o exame pode ser realizado em ambiente ambulatorial. O treinamento necessário ao operador do sistema, é simples e de rápido aprendizado.

Obteve-se também uma resposta satisfatória do sistema de aquisição da pressão arterial através da automatização, se comparado com os dados do simulador. Isto permite colocar o kit juntamente com o software desenvolvido a disposição para novas pesquisas na área médica. Com o avanço destas pesquisas médicas poder-se-á utilizar este sistema não-invasivo para fazerem diagnósticos assim como pré-seleção para exames mais caros ou invasivos.

Quanto à comparação estatística entre os métodos de aquisição da pressão arterial, obtiveram-se resultados com adequada correlação entre o sistema não-invasivo desenvolvido e o sistema não-invasivo do simulador padrão. Quando utilizado corretamente, com pressão de enchimento adequada e sem grandes movimentos do artefato, não se obteve diferenças entre os métodos conforme e possível observar nos gráficos mostrados anteriormente.

6.1 Trabalhos Futuros

Podem-se antever algumas melhorias no sistema que facilitariam sua operação e melhorariam a qualidade dos dados adquiridos. Estas recomendações são citadas com o intuito de incentivar a continuidade das pesquisas sobre o sistema de verificação não-invasiva da PA. Apresentam-se abaixo em forma de itens as principais possibilidades de avanço e alteração no software:

- Aumento da taxa de amostragem de 60 Hz para 120 Hz, por exemplo, a fim de poder haver uma maior exatidão nas medidas e mobilidade para as pessoas que realizam a medição;
- Uso de mais filtros digitais (DSP) para condicionamento do sinal, eliminando ruídos eletromagnéticos de alta frequência e de baixa frequência como movimento do artefato;
- Integralização com outros parâmetros como ECG em um monitor de variabilidade cardíaca;

Abaixo apresentamos sugestões de pesquisas utilizando o protótipo desenvolvido:

- Pesquisas amostrais para análise estatística do comportamento da pressão com cardiopatias;
- Comparação entre dados obtidos por métodos invasivos (catéter de Swan- Ganz e outros) e análise não-invasiva como por exemplo auscultação.
- Integralização via wi-fi com central de tele medicina, por exemplo.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

GUYTON, A.C. **Tratado de fisiologia médica**. 8.ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1992.

CHUA, C.S.; HIN, S.M. **Digital blood pressure meter**. Motorola Semiconductor Application Note, AN1571 p.1-8, 1997.

DEBRU JL, DOYON B, MORIN B, MALLION JM, CAU G. **Automatic measure of arterial pressure using the oscillometric method (Dynamap 845)**.Arch Mal Coeur Vaiss. 1981.

PESSENHOFER H. **Single manguito comparison of two methods for indirect measurement of arterial blood pressure: standard auscultatory method versus automatic oscillometric method**. Basic Res Cardiol. 1986.

PUNZI, HA. **Why ambulatory blood pressure monitoring?** Am J Health Syst Pharm. 1998.

PEÑAZ, J. **Photoelectric measurement of blood pressure, volume and flow in the finger**. Digest 10th Int Conf Med Biol Engp 104, Dresden, German, 1973.

IMHOLZ, B.P.M. et al. **Non-invasive continuous finger blood pressure measurement during orthostatic stress compared to intra-arterial pressure.**

Cardiovasc Res, v.24, p.214-221, 1990.

GIZDULICH, P.; PRENTZA A.; WESSELING K.H. **Model of brachial to finger pulse wave distortion and pressure decrement.** Cardiovasc Res, v.33, p.698-705, 1997.

BOS, W.J.W. et al. **Reconstruction of brachial artery pressure from noninvasive finger pressure measurements.** Circulation, v.94, p.1870-1875, 1996.

IMHOLZ, B.P.M et al. **Fifteen years experience with finger arterial pressure monitoring: assessment of the technology.** Cardiovasc Res, v.38, p.605-616, 1998.

HERPIN, D.; RAGOT, S. **Mid- and long-term reproducibility of noninvasive measurements of spontaneous arterial baroreflex sensitivity in healthy volunteers.** Am J Hypertens, v.10, p.790-797, 1997.

KHDER Y. et al. **Effects of blood pressure control on radial artery diameter and compliance in hypertensive patients.** Am J Hypertens, v.10, p.269-274, 1997.

SATO, T. et al. **Accuracy of a continuous blood pressure monitor based on arterial tonometry.** Hypertension, v.21, p.866-874, 1993.

KELLY, R. et al. **Noninvasive determination of age-related changes in the human arterial pulse.** Circulation, v.80, p.1652-1659, 1989.

CHEN, C.H. et al. **Validation of carotid artery tonometry as a means of estimating augmentation index of ascending aortic pressure.** Hypertension, v.27,

p.168-175, 1996.

SMULYAM, H. et al. **Influence of body height on pulsatile arterial hemodynamic data.** J Am Coll Cardiol, v.31, p.1103-1109, 1998.

COHN, J.N. et al. **Noninvasive pulse wave analysis for the early detection of vascular disease.** Hypertension, v.26, p.503-508, 1995.

HAYWARD, C.S.; KELLY, R.P. **Gender-related differences in the central arterial pressure waveform.** J Am Coll Cardiol, v.30, p.1863-1871, 1997.

KWEK, K. et al. **Validation of non-oscillometric electronic sphygmomanometer in a obstetric population.** Am J Hypertens, v.11, p.978-982, 1998.

BRINTON T.J. et al. **Development and validation of a noninvasive method to determine arterial pressure and vascular compliance.** Am J Cardiol, v.80, p.323-330, 1997.

SHARIR, T. et al. **Validation of a method for noninvasive measurement of central arterial pressure.** Hypertension, v.21, p.74-82, 1993.

MARMOR, A.; SCHNEEWEISS, A. **Prognostic value of noninvasively obtained left ventricular contractile reserve in patients with severe heart failure.** J Am Coll Cardiol, v.29, p.422-428, 1997.

STEGALL HF, KARDON MB, KEMMERER WT. **Indirect measurement of arterial blood pressure by Doppler ultrasonic sphygmomanometry.** J Appl Physiol 25, 793-798, 1968.

Y. SAUL, F. ARISTIDOU, D. KLAUS, A. WIEMEYER, AND B. LOSSE, **Comparison of invasive blood pressure measurement in the aorta with indirect oscillometric blood pressure measurement at the wrist and forearm.** *Z. Kardiol.*, 84(9), 675–685, 1995.

W. DOCK, **Occasional notes — Korotkoff sounds**, *N. Engl. J. Med.*, 302, 1264–1267, 1980.

Recommendations for Human Blood Pressure Determination by Sphygmomanometers, Dallas: American Heart Association, 1993.

S. J. MELDRUM, **Indirect blood pressure measurement**, *Br. J. Clin. Equip.*, 1, 257–265, 1976.

K. YAMAKOSHI, **Non-invasive techniques for ambulatory blood pressure monitoring and simultaneous cardiovascular measurement.** *J. Ambulat. Monit.*, 4, 123–143, 1991.

P. G. LOUBSER, **Comparison of intra-arterial and automated oscillometric blood pressure measurement methods in postoperative hypertensive patients.** *Med. Instrum.*, 20, 255–259, 1986.

M. RAMSEY, **Non-invasive automatic determination of mean arterial pressure.** *Med. Biol. Eng. Comput.*, 17, 11–18, 1979.

L. A. GEDDES, M. VOELZ, C. COMBS, D. REINER, AND C. F. BABBS, **Characterization of the oscillometric method for measuring indirect blood pressure,** *Ann. Biomed. Eng.*, 10, 271–280, 1982.

M. RAMSEY, **Blood pressure monitoring: automated oscillometric devices**, J. Clin. Monit., 7, 56–67. 1991.

MORAES, J.C.T.B., CERULLI, M., NG, P.S., **Development of a New Oscillometric Blood Pressure Measurement System**, 1999.

AAMI. American National Standard ANSI I AAMI 8810-1992, **Electronic or automated sphygmomanometers, Arlington, VA: Association for Advancement of Medical Instrumentation**, 1993.

MAREY E. J., **Pression et vitesse du sang. Physiologie Experimentale**, Paris: Pratique des hautes etudes de M Marey; 1876.

HUTTON P, CLUTTON-BROCK TH. **Medição não-invasiva da pressão arterial**. In: HUTTON P, PRYS-ROBERTS C. **Monitoração em anestesia e cuidados intensivos**. p. 119–35. Trad. de Cezar Lorenzini e Luiz A. Bortolon. Rio de Janeiro: Interlivros, 1997.

CERULLI, M., **O Método Oscilométrico de Medição de Pressão Arterial**. 2001.

BLAND, J.M.; ALTMAN, D.J. **Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement**. Lancet, v.8, p.307-310, 1986.

PRENTICE HALL SCHOOL. In: **Pulmonary and Systemic Circuits**. 2005.
Disponível em:

<http://www.phschool.com/science/biology_place/biocoach/cardio2/circuits.html>.

Acesso em: 20 jan. 2006.

ROSS , JOHN WEBPAGE. **In Blood Vessels**. 2004. Disponível em:
<<http://greenfield.fortunecity.com/rattler/54/bloodpressure.htm>> Acesso em: 21 jan,
2006.

DRZEWIECKI, G. **Noninvasive Arterial Blood Pressure and Mechanics**. The
Biomedical Engineering Handbook: Second Edition. Ed. Joseph D. Bronzino Boca
Raton, 2000.

ARENSON-PANDIKOW, HELENA M. WEBPAGE. **Monitorização em
Anestesia**. 2003. Disponível em:
<http://www.famed.ufrgs.br/disciplinas/med03377/anes/livro_anes/monitorizacao.htm >
Acesso em: 16 nov, 2005.

ROCHA PAULO N. JR., CORPO HUMANO. WEBPAGE. **Como Funciona o
Coração**. 2000. Disponível em:
<http://www.corpohumano.hpg.ig.com.br/circulacao/coracao/coracao_4.html> Acesso
em: 16 nov, 2005.

RICHARD, ASTON. **Principles of Biomedical Instrumentation and
Measurement**. Prentice Hall, 1990.

CUFFLINK, DYNATECH NEVADA. **Non-Invasive Blood Pressure Analyzer**.
Operating and Service Manual, 1996.

WEBSTER, JOHN G. **Medical Instrumentation**. Application and Design, 1998.