

UNIVERSIDADE LUTERANA DO BRASIL

PRÓ-REITORIA ACADÊMICA

CURSO DE ENGENHARIA ELÉTRICA

CONSTRUÇÃO DE UM ESFIGNOMANÔMETRO DIGITAL SEMI-AUTOMÁTICO

ANDERSON DA SILVA ALVES

CANOAS

2005

ANDERSON DA SILVA ALVES

Nº 962709046-8

TRABALHO DE CONCLUSÃO DE CURSO
CONSTRUÇÃO DE UM ESFIGNOMANÔMETRO DIGITAL SEMI-AUTOMÁTICO

Trabalho de conclusão de Curso apresentado
ao Curso de Engenharia Elétrica da
Universidade Luterana do Brasil

Áreas de concentração: Aquisição de dados,
instrumentação biomédica, eletrônica
analógica, eletrônica digital e
microprocessadores.

Orientador: Dalton Vidor
Colaborador: Augusto de Mattos

Canoas, 2005

ANDERSON DA SILVA ALVES

Matricula nº 962709046-8

**PROJETO DE CONFEÇÃO DE UM ESFIGNOMANÔMETRO DIGITAL SEMI-
AUTOMÁTICO**

BANCA EXAMINADORA

Augusto de Mattos

Miriam Noemi Cáceres Villamayor

Dedico este trabalho a meus pais, por todo empenho, dedicação e incentivo em minha carreira e formação, e a minha esposa Flávia, que com seu carinho me ajudou a superar os momentos mais difíceis.

AGRADECIMENTOS

Ao meu professor e orientador Dalton Vidor e ao meu co-orientador Augusto de Mattos, pela atenção e orientação na elaboração deste trabalho e de outras realizações durante todo o curso de Engenharia Elétrica.

Ao diretor do curso de Engenharia Elétrica Luis Fernando Espinosa Cocian, pela constante busca do nosso aperfeiçoamento e o da universidade frente as tendências do mercado.

A professora Marília Amaral da Silveira pelo apoio e dedicação em todo instante e em todo curso de engenharia; em especial aos colegas de curso e aos amigos da vida militar, pela camaradagem e pela disponibilidade em colaborar a todo o momento; e pelo imenso laço de amizade e companheirismo que por nós foi criado durante estes anos aqui na universidade e no Rio Grande do Sul. Com os amigos universitários deixo meu muito obrigado e aos amigos de profissão na convivência em sede e nas MISSÕES com o 2º/1º GRUPO DE COMUNICAÇÕES E CONTROLE (ESQUADRÃO ARANHA) por este Brasil, digo que sou grato pelas constantes aulas de profissionalismo e dedicação à esta fábrica de valentes guerreiros e sobre tudo a esta pátria amada chamada BRASIL.

RESUMO

O projeto desenvolvido foi dedicado a construção de um aparelho de pressão digital com capacidade armazenar na memória 200 leituras, tendo ainda, a possibilidade de extrair, via comunicação serial (com1), e visualizar os dados armazenados na construção de um gráfico que descreve o comportamento de sua pressão arterial (MRPA – Monitoração Residencial da Pressão Arterial).

A pesquisa em Esfigmomanometria foi realizada no Laboratório de Eletrônica utilizando conhecimentos da medicina relativos à área Cardiovascular, de modo a permitir o desenvolvimento de projetos vinculados ao estudo da medida da pressão arterial e das consequências de desvios patológicos nos níveis desta.

Dentre as vantagens da Monitoração Residencial da Pressão Arterial em relação às medidas casuais (de consultório) está a melhoria dos índices de adesão ao tratamento, o que levou vários organismos internacionais a sugerirem o uso rotineiro de tal procedimento (sendo este o ponto de INCLUSÃO do projeto). Existem métodos diretos e indiretos de medida da pressão arterial a Monitoração Ambulatorial da Pressão Arterial se baseia na medida indireta e intermitente da pressão arterial. As medidas indiretas podem ser obtidas pelo método auscultatório ou oscilométrico, sendo este último o mais utilizado atualmente pela MAPA. [1]

Praticamente todas as variáveis biológicas são de natureza não-determinística e estocástica. Este sistema de medição não representa nenhum tipo de perigo à vida ou ao funcionamento normal do organismo.

O método a ser usado é o oscilométrico, com um sensor de pressão, com sistema piezoresistivo com o sensor SDX015G24R (INVENSYS SENSOR SYSTEM). Este método detecta com exatidão o ponto médio, que é o ponto de máxima oscilação.

Foi usado como sistema de processamento dos dados a serem lidos pelo sensor de pressão já apontado, o microcontrolador PIC16F877A montado em placa padrão.

ABSTRACT

The developed project was dedicated to the construction of an appliance for digital pressure with the capacity to store 200 readings, as well as, the possibility to extract, via serial (com 1) communication, is possible visualize stored information in the construction of a graph that describes the behaviour of its arterial pressure (MRPA – Monitoração Residencial da Pressão Arterial, which is Residential Monitoring of Arterial Pressure).

The research in Sphygmomanometer was done at the Electronics Laboratory using knowledge of relative medicine in the cardiovascular area, so as to permit the development of linked projects in the study of the measure of arterial pressure and of the consequences of pathologic deviations in these levels.

One of the advantages of the Residential Monitoring of Arterial Pressure in relation to the casual measurement (from the doctor's office) is the improvement of the index of adhesion in the treatment, which carries various international organisms suggesting the routine use of this procedure (this being the point of INCLUSION for the project). There exist indirect and direct methods of the measurement of arterial pressure in the Residential Monitoring of Arterial Pressure based on the indirect and intermittent measurement of arterial pressure. The indirect measurements can be obtained through the auscultator or oscillatory method, this last one being the most utilized presently by the MAPA. [1]

Practically all the biological variables are of the non-deterministic or stochastic nature. This system of measuring does not represent any type of danger to life or to the normal function of the organism.

The method to be used is the oscilometer, with a pressure sensor and a piezoresistive system with the sensor SDX015G24R (INVENSYS SENSOR SYSTEM). This is method detect the exactly point of the oscilation.

It was used with the a processing system for the data that was read by the pressure sensor already noted, the microcontroller PIC16F877A assembled in a plate pattern.

SUMÁRIO

INTRODUÇÃO	14
1 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA: ESTRESSE E PRESSÃO ARTERIAL.....	18
1.1 ESTRESSE	18
1.2 HIPERTENSÃO ARTERIAL	18
1.2.1 Níveis de Pressão Arterial	20
1.3 CONTROLE DA PRESSÃO ARTERIAL	21
1.4 VARIAÇÕES DA PRESSÃO ARTERIAL	23
1.5 CAUSAS	24
1.5.1 Diagnóstico	25
1.5.2 Prognóstico	25
1.6 TABELA DA PRESSÃO ARTERIAL.....	26
1.6.1 Adultos (maiores de 18 anos)	26
1.6.2 Crianças e Adolescentes	26
1.6.3 Valores Médios Normais de Pressão Arterial.....	27
1.7 PESQUISA EM ESFIGMOMANOMETRIA DIGITAL COMO AUXÍLIO NA CONFEÇÃO DA MAPA E MRPA	27
1.7.1 Monitorização Ambulatorial e Residencial da Pressão Arterial (Mapa e MRPA)	29
1.7.2 Indicações e Limitações da Mapa.....	30
1.7.3 Técnicas e Métodos para Obtenção da Pressão Arterial nas 24 Horas	31
1.7.4 Protocolo para Realização do Exame	31
1.7.5 Explicações ao Paciente antes do Procedimento	31
1.7.6 Reprodutibilidade do Método	32
1.7.7 Valores de Normalidade para as Pressões Obtidas com a MAPA.....	33
1.8 POSICIONAMENTO DO INSTRUMENTO DE MEDIDA NO CORPO HUMANO.....	34
1.8.1 Orientações Para Aferição da Pressão Arterial.....	35
1.8.2 Tabela de Medidas dos Acessórios	36
2 O PROCESSAMENTO DE SINAIS BIOLÓGICOS E SENSORES DE PRESSÃO.....	37
2.1 UM POUCO DA HISTÓRIA	38
2.2 MEMÓRIA DIGITAL	39

2.3	CONVERSOR ANALÓGICO / DIGITAL	41
2.3.1	O Processo de Conversão A/D	42
2.3.2	Características do Sinal	43
2.3.3	Aplicações do Processamento Digital	45
2.4	SENSORES DE PRESSÃO [27]	47
2.4.1	Introdução	47
2.4.2	Manômetros de Coluna Líquida	48
2.4.3	Medição por Variação de Capacidade	53
2.4.4	Medição por Método Piezoresistivo	53
2.4.5	Sensores Piezoelétricos	54
2.5	MÉTODO DE CALIBRAÇÃO	55
3	FORMAS DE MEDIDA DA PRESSÃO ARTERIAL	57
3.1	MÉTODO INVASIVO	57
3.1.1	Intraarterial	57
3.2	MÉTODOS NÃO INVASIVOS	57
3.2.1	Técnica Oscilométrica	57
3.3	EQUIPAMENTOS AUXILIARES USADOS	64
3.4	FOTO DO EQUIPAMENTO	65
4	DESCRIÇÃO FUNCIONAL DO ESFIGNOMANÔMETRO DIGITAL E DIAGRAMA BLOCO	66
4.1	SENSOR	66
4.2	MICROCONTROLADOR	66
4.2.1	Microcontrolador PIC	67
4.2.2	Periféricos Disponíveis no PIC	67
4.2.3	A Frequência Máxima de Trabalho de um PIC	68
4.3	DISPLAY	69
4.4	BOTÃO DE ACESSO	69
4.5	BATERIA	70
4.6	COMUNICAÇÃO SERIAL E PC	70
4.7	BOLSA E MANGUITO	70
4.8	FERRAMENTAS DE PROGRAMAÇÃO UTILIZADAS	70
4.8.1	MpLab	70
4.8.2	Fluxograma do Software	71
4.9	SELEÇÃO DO SENSOR DE PRESSÃO	72
4.9.1	Tipos de Transdutor de Pressão para a Instrumentação Necessária a Aquisição de Dados da Pressão Arterial	73
4.10	SENSOR ESPECIFICADO E SELECIONADO	75
4.10.1	SDX015G24R (Invensys Sensor System) [28]	75
4.10.2	Gama de Pressões a Medir	75
4.10.3	Fiabilidade do Sensor/Transmissor	75
4.10.4	Agressividade do Meio em que vai ser Instalado	75
4.10.5	Normalização na Fábrica	75
4.10.6	Facilidade de Instalação e de Manutenção	76
4.10.7	Simplicidade na Utilização	76
4.10.8	Precisão, Características Estáticas e Características Dinâmicas	76
4.10.9	Preço de Aquisição e de Instalação	76
4.10.10	Experiência em Instalações Anteriores	76
4.10.11	Grandeza Medida (Mensurando)	77
4.10.12	Categoria da Grandeza Biomédica	77
4.10.13	Mostrador (Geração de Saída Perceptível)	77

4.10.14	Modos Operacionais.....	77
4.11	PROBLEMAS ENCONTRADOS QUANDO SE REALIZA MEDIDAS EM UM SISTEMA VIVO	78
4.11.1	Inacessibilidade das Grandezas Medidas.....	78
4.11.2	Variabilidade Biológica.....	78
4.11.3	Segurança Elétrica.....	78
4.11.4	Área Específica.....	79
5	TÉCNICA DE MEDIDA INDIRETA DA PRESSÃO ARTERIAL USANDO O ESFIGNOMANÔMETRO DIGITAL (ED1).....	80
5.1	OBSERVAÇÃO.....	84
6	RESULTADOS OBTIDOS COM O PROTÓTIPO DO ESFIGNOMANÔMETRO DIGITAL.....	86
6.1	INFORMAÇÕES EXTRAÍDAS DO HIPER TERMINAL.....	89
6.2	GRÁFICO DAS OSCILAÇÕES REGISTRADAS PELO ED1 (ESFIGNOMANÔMETRO).....	92
6.3	LEITURAS, MÉDIAS E DESVIO PADRÃO.....	101
6.4	VERIFICAÇÃO DA PRESSÃO ARTERIAL (leituras de varias pessoas) ..	103
6.5	GRÁFICO DE ADEQUAÇÃO DOS VALORES DECIMAIS PARA MMHG	106
7	CONSIDERAÇÕES FINAIS.....	107
7.1	CALIBRAÇÃO DO SISTEMA.....	107
7.2	SENSOR.....	107
7.3	O ERRO.....	107
7.4	FÓRMULAS MAIS USADAS PARA CÁLCULO DAS PRESSÕES	108
7.5	AFERIÇÃO DO ESFIGNOMANÔMETRO DIGITAL.....	109
7.6	COMPARAÇÃO ENTRE LEITURAS E TRATAMENTO ESTATISTICO ...	110
7.6.1	Comparação entre Leituras	110
7.6.2	Tratamento Estatístico	113
7.7	ROTINA PRINCIPAL.....	115
7.8	VALORES LIDOS NA MEMÓRIA DO PIC16F877A.....	116
	CONCLUSÃO	118
	OBRAS CONSULTADAS	122
	ANEXOS	126

LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Sistema Circulatório	21
Figura 2: Área Instrumentada.....	34
Figura 3: Manômetro de Coluna Líquida, em I	49
Figura 4A: Princípio do Manômetro de Bourdon	50
Figura 4B: Manômetro de Bourdon com Indicador.....	50
Figura 5: Sensor de Pressão com Bourdon e LVDT	51
Figura 6: Extensômetros para Utilização em Disco Manométrico	52
Figura 7: Manômetro de Membrana Capacitivo	53
Figura 9: Pulso Biológico.....	58
Figura 10: Gráfico da Curva Oscilométrica.....	58
Figura 11: Curva Pressão X Tempo	59
Figura 12: Esfignomanômetro X Oscilações I	60
Figura 13: Esfignomanômetro X Oscilações I	60
Figura 14: Gráfico que Mostra as Duas Formas de Medição, com a Finalidade de Visualizar e Comparar as Duas Formas de Ondas	61
Figura 15: Equipamento construído (DE1)	65
Figura 16: Curva Oscilométrica	66
Figura 17: Fluxograma	72
Figura 18: Verificação da Pressão I	80
Figura 19: Verificação da Pressão II	81
Figura 20: Verificação da Pressão IIA	81
Figura 21: Verificação da Pressão III	82
Figura 22: Verificação da Pressão IV	82
Figura 23: Verificação da Pressão V	82
Figura 24: Verificação da Pressão VI	83
Figura 25: Verificação da Pressão VII	84
Figura 26: Captura 1	86
Figura 27: Captura 2	87
Figura 28: Captura 3	87
Figura 29: Captura 4	88
Figura 30: Captura 5	88
Figura 31: Captura 6	88
Figura 32: Gráfico das Oscilações	92

Figura 33: Gráfico das Oscilações	93
Figura 34: Gráfico das Oscilações	93
Figura 35: Gráfico das Oscilações	94
Figura 36: Gráfico das Oscilações	95
Figura 37: Gráfico dos Pontos de Leitura	95
Figura 38: Gráfico dos Pontos de Leitura	96
Figura 39: Gráfico do Setor de Leitura Máxima	96
Figura 40: Gráfico do Setor de Leitura Máxima	97
Figura 41: Gráfico do Setor de Leitura Máxima	98
Figura 42: Gráfico do Setor de Leitura Máxima	99
Figura 43: Gráfico do Setor de Leitura Máxima	100
Figura 44: Gráfico do Setor de Leitura Máxima	100
Figura 45: Gráfico do Setor de Leitura Máxima	101
Figura 46: Gráfico do Setor de Leitura Máxima	101
Figura 47: Comparação 1	110
Figura 48: Comparação 2	111
Figura 49: Comparação 3	111
Figura 50: Comparação 4	112
Figura 51: Comparação 5	112
Figura 52: Osciloscópio 1	115
Figura 53: Osciloscópio 2	115
Figura 54: Osciloscópio 3	116

LISTA DE TABELA

Tabela 1	26
Tabela 2	26
Tabela 3	27
Tabela 4	36
Tabela 5	114

LISTA DE FÓRMULAS

Fórmula 1: Piezelétrico.....	55
Fórmula 2: Oscilométrica	59

INTRODUÇÃO

Em pesquisas que estão descritas neste trabalho, estão sugeridas as falhas nas aquisições de dados da pressão arterial realizada pelos profissionais da saúde (aquisição humana) visualizadas em anexo; fato que o esfignomanômetro digital semi-automático irá auxiliar devido à boa repetibilidade, evitando o erro causado pela má auscultação da pulsação pelo fato de ter maior sensibilidade do sensor em relação ao ouvido humano.

O projeto teve na busca de informações do protocolo das verificações da pressão arterial, escolha do sensor com a determinação do método a ser usado (método oscilométrico), determinação do microcontrolador (PIC16F877A), linguagem de programação (c++), a calibração do sistema e por fim a coleta de dados de pessoa com: pressão alta (comprovada clinicamente), pressão normal (comprovada clinicamente) e pressão baixa (comprovada clinicamente); foi realizada com a finalidade de analisar o comportamento gráfico das leituras com o sistema de aquisição que descrevesse as curvas das oscilações e variação da pressão arterial, para avaliar o esfignomanômetro digital construído em termos de variação das leituras em relação ao padrão utilizado para este projeto, para assim cumprir o

objetivo da pesquisa e do tema abordado no projeto, que é o de construir um esfigmomanômetro digital (aparelho para verificação da pressão arterial com aquisição semi-automática).

JUSTIFICATIVA

O hipertenso sofre aumentos de pressão quando, por exemplo, se altera nas relações sociais. Todos nós sofremos alguma mudança de pressão na hora em que passamos por um estresse maior. No caso das pessoas hipertensas isto é ainda mais preocupante, porque sofrem aumentos maiores.

Freqüentemente, os médicos recomendam aos indivíduos com hipertensão arterial que controlem a pressão arterial em casa (MRPA), procedimento que conscientiza o paciente em relação ao cumprimento das recomendações médicas. [4].

A pressão arterial é um dos parâmetros de maior importância na avaliação do sistema cardiovascular, pois sua adequada manutenção é fundamental para permitir a realização das trocas de nutrientes e excreções apropriadas ao funcionamento do organismo. Entretanto alterações persistentes nesta podem gerar estados graves de desequilíbrio funcional, que variam desde o choque clínico, emergência médica decorrente da queda da pressão arterial, até lesões nos órgãos-alvo como coração, cérebro e rins decorrentes do aumento mantido dos níveis pressóricos sanguíneos.[3]

A medida da pressão arterial representa um importante indicador das condições de saúde de uma população, onde no Brasil 10 a 15% da população é

hipertensa. A maioria das pessoas desconhece que são portadoras de hipertensão.[1]

Considerando a gravidade do problema, *a detecção precoce e o controle da Hipertensão Arterial com INSTRUMENTOS CONFIÁVEIS* e fidedignos para garantir uma tomada de decisão segura e correta torna-se fundamental.

OBJETIVO

Com a intenção de realizar um trabalho que faça a diferença em termos de utilidade social e como freqüentemente, os médicos recomendam aos indivíduos com hipertensão arterial que controlem sua pressão (hipertensão arterial) em casa (MRPA) e sendo esta doença destacada como um dos mais importantes fatores de risco de doenças cardiovasculares;sendo assim através de comprovação médica e estatística a HIPERTENSÃO ARTERIAL é responsável pela elevação das taxas de morbi-mortalidade da população e, isoladamente, é causa principal de insuficiência cardíaca, renal e acidentes cérebro-vasculares, constituindo-se como uma das principais causas de óbito; representando assim um importante problema de saúde pública. [1]

São objetivos específicos do projeto:

- Avaliação da técnica e da sistematização utilizada para a verificação da pressão arterial nos diferentes segmentos;
- Padronização da técnica correta de verificação da pressão arterial como meio de instrumentação (na elaboração das técnicas de obtenção das medidas proporcionado pelo domínio e entendimento do fenômeno físico envolvido);

- Orientar a padronização da medida indireta da pressão arterial com o equipamento a ser desenvolvido.

1 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA: ESTRESSE E PRESSÃO ARTERIAL

1.1 ESTRESSE

Atualmente, a palavra estresse aparece em muitos lugares e imediatamente se pensa na tensão do trabalho. Porém, muitas outras situações podem gerar estresse; como querer ser perfeccionista, querer ter controle sobre tudo ao nosso redor, querer que todos gostem ou admirem o que fazemos e o modo como interagimos com as pessoas. Pesquisas recentes mostram que, por exemplo, o hipertenso sofre aumentos de pressão quando, por exemplo, se altera nas relações sociais. [2]

Todos nós sofremos alguma mudança de pressão na hora em que passamos por um estresse maior.

No caso das pessoas hipertensas isto é ainda mais preocupante, porque sofrem aumentos maiores.

1.2 HIPERTENSÃO ARTERIAL

O coração é uma bomba eficiente que bate de 60 a 80 vezes por minuto durante toda a nossa vida e *impulsiona de 5 a 6 litros de sangue por minuto* para todo o corpo.

Pressão arterial é a força com a qual o coração bombeia o sangue através dos vasos. É determinada pelo volume de sangue que sai do coração e a resistência que ele encontra para circular no corpo. Ela pode ser modificada pela variação do volume de sangue ou viscosidade (espessura) do sangue, da frequência cardíaca (batimentos cardíacos por minuto) e da elasticidade dos vasos. Os estímulos

hormonais e nervosos que regulam a resistência sangüínea sofrem a influência pessoal e ambiental. [4]

Hipertensão arterial é a pressão arterial *acima de 140x90 mmHg* (milímetros de mercúrio) em adultos com mais de 18 anos, medida em repouso de quinze minutos e confirmada em três vezes consecutivas e em várias visitas médicas.

Elevações ocasionais da pressão podem ocorrer com exercícios físicos, nervosismo, preocupações, drogas, alimentos, fumo, álcool e café.

A hipertensão é geralmente um distúrbio assintomático no qual a elevação anormal da pressão nas artérias aumenta o risco de distúrbios como o acidente vascular cerebral, ruptura de um aneurisma, insuficiência cardíaca, infarto do miocárdio e lesão renal. Contudo, em termos médicos, hipertensão refere-se a um quadro de pressão arterial elevada, independentemente da causa. A hipertensão tem sido denominada de “assassino silencioso”, porque, em geral, ela não produz sintomas durante muitos anos (até ocorrer lesão de um órgão vital).

Hipertensão maligna é uma forma de hipertensão arterial particularmente grave que, caso não seja tratada, geralmente leva à morte em três ou seis meses. A hipertensão maligna é bastante rara, ocorrendo em apenas um em cada duzentos indivíduos com hipertensão arterial, mas é muito mais comum entre a raça negra do que entre a raça branca, em homens do que em mulheres e em pessoas de baixa situação socioeconômica do que em pessoas com padrão socioeconômico mais elevado. A hipertensão maligna é uma emergência médica. [2]

1.2.1 Níveis de Pressão Arterial

A pressão arterial é considerada normal quando a pressão *sistólica (máxima)* não ultrapassar a 130 e a diastólica (mínima) for inferior a 85 mmHg.

De acordo com a situação clínica, recomenda-se que as medidas sejam repetidas pelo menos em duas ou mais visitas clínicas. [3]

1.2.1.1 O Significado dos Números de uma Medida de Pressão Arterial

Significam uma medida de pressão calibrada em milímetros de mercúrio (mmHg). O primeiro número, ou o de maior valor, é chamado de *sistólico*, e corresponde à pressão da artéria no momento em que o sangue foi bombeado pelo coração. O segundo número, ou o de menor valor é chamado de *diastólico*, e corresponde à pressão na mesma artéria, no momento em que o coração está relaxado após uma contração. Não existe uma combinação precisa de medidas para se dizer qual é a pressão normal, mas em termos gerais, diz-se que o valor de 120/80 mmHg é o valor considerado ideal. Contudo, medidas até 140 mmHg para a pressão sistólica, e 90 mmHg para a diastólica, podem ser aceitas como normais. O local mais comum de verificação da pressão arterial é no braço, usando como ponto de ausculta a artéria braquial. O equipamento usado é o esfigmomanômetro ou tensiômetro, vulgarmente chamado de manguito, e para auscultar os batimentos, usa-se o estetoscópio.

A hipertensão arterial pode ser sistólica e diastólica (máxima e mínima) ou só sistólica (máxima). A maioria desses indivíduos, 95%, tem hipertensão arterial chamada de essencial ou primária (sem causa) e 5% têm hipertensão arterial secundária a uma causa bem definida. A hipertensão arterial é elevada nos obesos

20 a 40%, diabéticos 30 a 60%, negros 20 a 30% e idosos 30 a 50%. Nos idosos, quase sempre a hipertensão é só sistólica ou máxima. Vendo na figura 1 – sistema circulatório, os diversos ramos de circulação. [3]

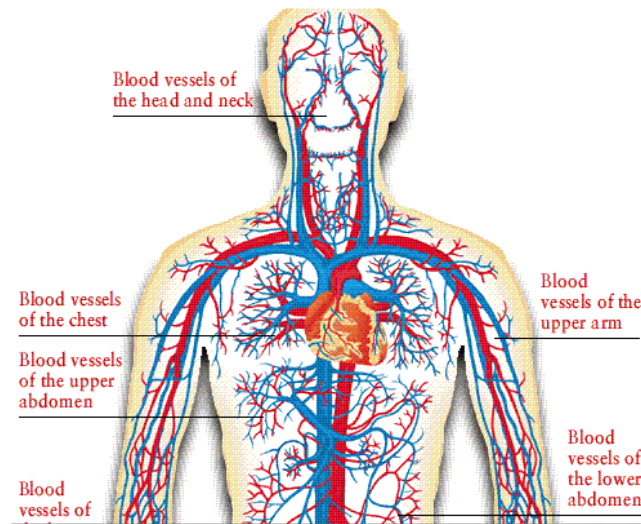


Figura 1: Sistema Circulatório

1.3 CONTROLE DA PRESSÃO ARTERIAL

A elevação da pressão nas artérias pode ocorrer de várias maneiras. Por exemplo, o coração pode bombear com mais força, ejetando mais sangue a cada minuto. Outra possibilidade é as artérias de maior calibre perderem sua flexibilidade normal e tornarem-se rígidas, de modo que elas não conseguem expandir para permitir a passagem do sangue bombeado pelo coração. Pode-se ver a complexidade do sistema circulatório na figura 1 mostrada acima.

Assim, o sangue ejetado em cada batimento cardíaco é forçado através de um espaço menor que o normal e a pressão arterial aumenta. É isto o que ocorre em pessoas idosas cujas paredes arteriais se tornaram espessas e rígidas por causa da arteriosclerose. De modo similar, a pressão arterial eleva em casos de

vasoconstrição, quando artérias muito finas (arteríolas) se contraem temporariamente devido à estimulação nervosa ou por hormônios presentes no sangue.

Uma terceira forma de elevação da pressão arterial é através do aumento do aporte líquido ao sistema. Isto ocorre quando os rins funcionam mal e são incapazes de remover a quantidade adequada de sal e água do organismo. O volume de sangue no corpo aumenta e a pressão arterial também. Por outro lado, se a função de bombeamento de sangue do coração diminui, se as artérias dilatam ou se houver perda de líquido do sistema, a pressão arterial é reduzida (diuréticos).

Os ajustes desses fatores são regidos por alterações da função renal e do sistema nervoso autônomo (parte do sistema nervoso que regula automaticamente muitas funções do organismo). O sistema nervoso simpático, o qual faz parte do sistema nervoso autônomo, aumenta temporariamente a pressão arterial durante a resposta de “luta ou fuga” (reação física diante de uma ameaça).

Além disso, o sistema nervoso simpático diminui a excreção renal de sal e água, aumentando assim o volume sanguíneo do corpo.

O sistema nervoso simpático também libera os hormônios epinefrina (adrenalina) e norepinefrina (noradrenalina), os quais estimulam o coração e os vasos sanguíneos. Os rins controlam a pressão arterial de vários modos. Se a pressão aumenta, os rins aumentam a excreção de sal e água, o que reduz o volume sanguíneo e faz a pressão retornar ao normal. Por outro lado, se a pressão cai, os rins diminuem a excreção de sal e água e, conseqüentemente, o volume sanguíneo aumenta e a pressão retorna ao normal.

Os rins também podem elevar a pressão arterial secretando a enzima renina, a qual estimula a produção do hormônio angiotensina, o qual, por sua vez, desencadeia a liberação do hormônio aldosterona. Devido ao importante papel dos rins no controle da pressão arterial, muitas doenças e anomalias renais podem causar o aumento da pressão arterial. Por exemplo, o estreitamento da artéria que irriga um dos rins (estenose da artéria renal) pode causar hipertensão. Da mesma forma, inflamações renais de diversos tipos e a lesão renal uni ou bilateral também podem provocar aumento da pressão arterial. [3]

1.4 VARIAÇÕES DA PRESSÃO ARTERIAL

A pressão arterial varia naturalmente durante a vida de um indivíduo. Lactentes e crianças normalmente apresentam pressão muito mais baixa que os adultos. A atividade também afeta a pressão, a qual é mais baixa quando o indivíduo encontra-se em repouso. A pressão arterial também apresenta variações ao longo do dia, sendo mais elevada pela manhã e mais baixa à noite, durante o sono. Sempre que uma alteração provoca a elevação da pressão arterial, é desencadeado um mecanismo de compensação que procura compensar esse aumento e manter a pressão em níveis normais. Assim, um aumento no volume do sangue bombeado pelo coração, o qual tende a aumentar a pressão arterial, faz com que os vasos sangüíneos dilatem e que os rins aumentem a excreção de sal e água, o que tende a reduzir a pressão arterial. Entretanto, a arteriosclerose produz enrijecimento das artérias, impedindo sua dilatação, a qual auxiliaria na redução da pressão arterial aos seus níveis normais. Alterações arterioscleróticas renais podem comprometer a capacidade dos rins de excretar sal e água, o que contribui para a elevação da pressão arterial. [3]

1.5 CAUSAS

Em aproximadamente 90% dos indivíduos com hipertensão arterial, a causa é desconhecida. A condição é então denominada hipertensão primária essencial. A hipertensão arterial essencial pode ter mais de uma causa. Ocorre uma combinação de diversas alterações cardíacas e dos vasos sanguíneos para elevar a pressão arterial.

Quando a causa é conhecida, a condição é denominada hipertensão secundária. Em 5 a 10% das pessoas com hipertensão arterial, a causa é uma doença renal. Em 1 a 2%, a origem é um transtorno hormonal ou o uso de determinadas drogas como, por exemplo, os anticoncepcionais orais (pílulas de controle da natalidade). Uma causa rara de hipertensão é o feocromocitoma, um tumor da glândula adrenal que secreta os hormônios epinefrina (adrenalina) e norepinefrina (noradrenalina).

A obesidade, a vida sedentária, o estresse e a ingestão de quantidades excessivas de álcool ou de sal são fatores que têm um papel importante no desenvolvimento da hipertensão arterial em indivíduos com predisposição hereditária. O estresse tende a elevar temporariamente a pressão arterial, mas, em geral, a pressão retorna ao normal assim que o estresse desaparece. Isto explica a “hipertensão do jaleco branco”, na qual o estresse decorrente da consulta a um médico faz com que a pressão arterial aumente o suficiente fazendo com que seja diagnosticada como hipertensão em alguém que, em outras circunstâncias, apresentaria uma pressão arterial normal. [3]

1.5.1 Diagnóstico

As leituras da pressão arterial não apenas revelam a presença da hipertensão, mas também auxiliam na classificação de sua gravidade. Após ter sido diagnosticada, geralmente são avaliados seus efeitos sobre os órgãos-chave: coração, cérebro e rins. A retina (membrana sensível à luz localizada sobre a superfície interna da porção posterior do olho) é a única região onde o médico pode visualizar diretamente os efeitos da hipertensão arterial sobre as arteríolas.

Nas fases iniciais, as alterações são detectadas de forma mais eficaz pela ecocardiografia (técnica que utiliza ondas ultra-sônicas para a obtenção de imagens do coração). As primeiras indicações de lesão renal são detectadas principalmente pelo exame de urina. A presença de células sangüíneas e de albumina (um tipo de proteína) na urina, por exemplo, pode indicar a presença de uma lesão renal). [4]

1.5.2 Prognóstico

A hipertensão arterial não tratada aumenta o risco de uma cardiopatia (como a insuficiência cardíaca ou o infarto do miocárdio), de insuficiência renal e de acidente vascular cerebral em pessoas jovens. A hipertensão arterial é o fator de risco mais importante do acidente vascular cerebral. Ela também é um dos três principais fatores de risco do infarto do miocárdio contra o qual uma pessoa pode instituir medidas. Os outros dois fatores de risco são o tabagismo e o nível sangüíneo elevado de colesterol. O tratamento da hipertensão arterial diminui enormemente o risco de acidente vascular cerebral e de insuficiência cardíaca e, em menor grau, o risco de infarto do miocárdio. Sem tratamento, menos de 5% das pessoas com hipertensão maligna sobrevivem mais de um ano. Frequentemente, os médicos recomendam aos indivíduos com hipertensão arterial que controlem a

pressão arterial em casa, procedimento que conscientiza o paciente em relação ao cumprimento das recomendações médicas. Vendo nas tabela 1, tabela 2 e tabela 3.

[4]

1.6 TABELA DA PRESSÃO ARTERIAL

1.6.1 Adultos (maiores de 18 anos)

Pressão Arterial (mmHg)		
Sistólica	Diastólica	Categoria
< 130	< 85	Normal
130-139	85-89	Normal Limítrofe
140-159	90-99	Hipertensão Leve (estágio 1)
160-179	100-109	Hipertensão Moderada
> 180	> 110	(estágio 2)
> ou= 210	> ou=120	Hipertensão Severa (estágio 3)
> 140	< 90	Hipertensão Muito Severa (4)
		Hipertensão Sistólica Isolada

Tabela 1

1.6.2 Crianças e Adolescentes

Pressão Arterial (mmHg)	
Os valores dos percentis 90 e 95 da pressão arterial para cada faixa etária são normalizados para o percentil da estatura da criança e adolescente.	
Valores da PA Sistólica e Diastólica	Classificação
Menores que o percentil 90	Normal
Entre os percentis 90 e 95	Normal Limítrofe
Maiores que o percentil 95	Hipertensão Arterial

Fonte: III Consenso Brasileiro de Hipertensão Arterial

Tabela 2

1.6.3 Valores Médios Normais de Pressão Arterial

IDADE EM ANOS	PRESSÃO ARTERIAL (mmHg)
4	85/60
6	95/62
10	100/65
12	108/67
16	118/75
Adulto	120/80
Idoso	140-160/90-100

Tabela 3

1.7 PESQUISA EM ESFIGMOMANOMETRIA DIGITAL COMO AUXILIO NA CONFECÇÃO DA MAPA E MRPA

A pressão arterial é um dos parâmetros de maior importância na avaliação do sistema cardiovascular, pois sua adequada manutenção é fundamental para permitir a realização das trocas de nutrientes e excreções apropriados ao funcionamento do organismo. Entretanto alterações persistentes nesta podem gerar estados graves de desequilíbrio funcional, que variam desde o choque clínico, emergência médica decorrente da queda da pressão arterial, até lesões nos órgãos-alvo como coração, cérebro e rins decorrentes do aumento mantido dos níveis pressóricos sanguíneos.

[1]

A medida da pressão arterial representa um importante indicador das condições de saúde de uma população.

O que contribui diretamente para o risco de danos cardiovasculares, aumentando os custos sociais. Esta doença é destacada como um dos mais importantes fatores de risco de doenças cardiovasculares, pois é responsável pela elevação das taxas de morbi-mortalidade da população e, isoladamente, é causa

principal de insuficiência cardíaca, renal e acidentes cérebros-vasculares, constituindo-se como uma das principais causas de óbito nos países desenvolvidos ou em desenvolvimento; representando assim um importante problema de saúde pública.

Considerando a gravidade do problema, a detecção precoce e o controle da Hipertensão Arterial tornam-se fundamentais para qualquer país.

A pressão arterial foi verificada diretamente (invasivo) pela primeira vez na Inglaterra, por meio de uma cânula introduzida na carótida de um cavalo, no ano de 1733 pelo reverendo Stephen Hales, mas foi com o emprego do método indireto (não invasivo) para a verificação da pressão arterial que sua avaliação tornou-se possível na prática diária.

A realização de medidas indiretas da pressão arterial confiáveis e fidedignas é imperiosa para a garantia de uma tomada de decisão segura e correta.

A *Esfignomanometria* (do grego *sphygno*-, pulso + *manos*, escasso + *metron*, medida) ou seja a medida indireta da pressão arterial por meio de um esfignomanômetro representa atualmente um tema de grande interesse.

No ano de 1996 comemorou-se o centenário da esfignomanometria, em homenagem ao trabalho de Scipione Riva-Rocci, que em dezembro de 1896 publicou um trabalho intitulado *A new sphygmomanometer*, onde descreve um esfignomanômetro - aparelho que permite medir indiretamente a pressão arterial que atualmente é utilizado na mensuração desta (com algumas modificações ao longo dos anos).

Existe, atualmente, uma diversidade de esfignomanômetros (coluna de mercúrio, aneróide, eletrônicos - para braço, para pulso e para dedo) utilizados na medição da pressão arterial. A avaliação do grau de correlação entre as medidas obtidas utilizando-se diferentes aparelhos certamente contribuirá para a confiança na sua utilização.

A esfignomanometria por ser considerada uma “técnica simples”, freqüentemente representa um conteúdo relativamente pequeno ao longo da formação profissional; e embora a técnica pareça fácil para o aprendizado, existe uma variedade de erros e interpretações inadequadas, com repercussões no ponto de vista diagnóstico e terapêutico. Na realização da técnica de verificação da pressão arterial, aspectos como: anátomo-fisiologia do cliente, equipamentos utilizados e o próprio observador são fontes possíveis de erros, induzindo a falsos diagnósticos. [1][7]

Para a obtenção de dados fidedignos de pressão arterial, é impreterível que os profissionais que verificam esta, tenham um domínio do conhecimento teórico.

1.7.1 Monitorização Ambulatorial e Residencial da Pressão Arterial (Mapa e MRPA)

A pressão arterial varia devido à interação de fatores neuro-humorais, comportamentais e ambientais. Esta variação é contínua, de momento a momento, de acordo com as atividades do indivíduo, sendo que em pacientes hipertensos essa variabilidade da pressão arterial apresenta uma amplitude maior que nos indivíduos normais. Durante o período de vigília, os valores da pressão arterial são maiores do que aqueles obtidos durante o sono. Em função dessas variações novos métodos surgiram para melhor avaliação do comportamento da pressão arterial em períodos

predeterminados. Dentre eles destacam-se: medidas repetidas casuais da pressão arterial, monitorização ambulatorial (MAPA) e/ou residencial da pressão arterial (MRPA).

A medida da pressão arterial no consultório, apesar de considerada procedimento padrão para o diagnóstico de hipertensão e para o seguimento de pacientes hipertensos, está sujeita a inúmeros fatores de erro, sendo que o mais importante dentre eles é a influência do observador. Além disso, tal medida propicia um número reduzido de leituras, que não apresentam boa reprodutibilidade ao longo do tempo (item influenciador na confiabilidade das medições).

A medida residencial realizada durante vários dias pelo paciente ou familiar devidamente treinados constitui uma alternativa útil para evitar esses inconvenientes. Dentre as vantagens da MRPA em relação às medidas casuais (de consultório) está a melhoria dos índices de adesão ao tratamento, o que levou vários organismos internacionais a sugerirem o uso rotineiro de tal procedimento.[4]

1.7.2 Indicações e Limitações da Mapa

A MAPA permite que seja realizado um grande número de medidas, usualmente em 24 horas, possibilitando o conhecimento do perfil de variações da pressão arterial na vigília e no sono. Entretanto, deve ser salientado que atualmente não existem evidências comprovadas de melhor avaliação de desfechos primários com a MAPA do que com as medidas casuais da pressão arterial.

A MAPA é útil na avaliação de algumas situações clínicas, como: hipertensão do avental branco, hipertensão resistente ao tratamento; apesar do uso de 3 ou mais medicações, Hipertensão arterial episódica; suspeita de episódios de hipotensão e

avaliação da eficácia da terapia anti-hipertensiva. Por outro lado, algumas condições eventualmente presentes podem limitar a utilização da MAPA. As principais limitações ao seu uso são: presença de arritmias cardíacas; Hipercinesia; Presença de hiato auscultatório; e braços que não permitam o ajuste do manguito. [4]

1.7.3 Técnicas e Métodos para Obtenção da Pressão Arterial nas 24 Horas

Existem métodos diretos e indiretos de medida da pressão arterial. A MAPA se baseia na medida indireta e intermitente da pressão arterial. As medidas indiretas podem ser obtidas pelo método auscultatório ou oscilométrico, sendo este último o mais utilizado atualmente pela MAPA.. [4]

1.7.4 Protocolo para Realização do Exame

a) Realizar o exame num dia representativo das atividades do paciente;

b) O manguito deve ter largura apropriada para o braço do paciente e deve ser colocado no braço não dominante, preferencialmente. Devemos medir a PA em ambos os braços antes do exame. Deve ser usado o braço dominante se este tiver uma diferença de pressão maior que 10mmHg em relação ao não dominante;

c) A programação deve ser de leituras a cada 20 minutos durante o período diurno (07 às 22:00h) e a cada 30 minutos no período noturno. Devem ser obtidas no mínimo 14 leituras de vigília e 7 durante o sono. [4]

1.7.5 Explicações ao Paciente antes do Procedimento

a) Tomar banho antes do exame, pois não será permitido banho durante o tempo em que estiver com o aparelho;

b) Explicações sobre acionamento manual em caso de sintomas e como desinsuflar o aparelho manualmente;

c) Manter o braço imóvel e relaxado ao longo do corpo durante as medidas;

d) Encorajar o paciente a manter suas atividades normais durante o exame;

e) Não deitar sobre o braço em que está o aparelho;

f) Orientações sobre as anotações do diário (hora que acordou, dormiu, sintomas, atividades durante o exame e medicações usadas com seus respectivos horários). [4]

1.7.6 Reprodutibilidade do Método

Para a população de indivíduos normotensos e hipertensos, independentemente do sexo ou da idade, a MAPA é um exame que apresenta boa reprodutibilidade. Os valores da pressão arterial sistólica, diastólica e média, bem como a frequência cardíaca obtida em 24 horas, vigília e sono, apresentam resultados semelhantes em exames consecutivos realizados em curto intervalo de tempo.

A maioria dos pacientes apresenta diminuição da pressão arterial durante o sono. A variação da pressão arterial entre os períodos de sono e vigília também apresenta boa reprodutibilidade quando considerada como variável continua. Entretanto, a variação da pressão arterial entre os períodos de vigília e sono tem sido considerada em duas categorias distintas. Quando ocorre queda da pressão arterial igual ou superior a 10% em relação à pressão de vigília, define-se o indivíduo como com queda da pressão arterial durante o sono ou, em inglês, como "dipper".

Quando a queda é inferior a 10%, é caracterizado como sem queda da pressão arterial durante o sono ou, em inglês, como "non dipper". A reprodutibilidade do caráter "dipper" e "non dipper" tem sido questionada na literatura devido à chance de 30% a 50% dos indivíduos mudarem de categoria em exames subsequentes. Essa aparente controvérsia se deve às limitações advindas da utilização de pontos de cortes arbitrários, nesta condição 10%, para representar variáveis contínuas. Assim sendo, o fenômeno da variação da pressão arterial entre a vigília e o sono deve ser considerado em seu valor absoluto (em mmHg) e percentual. [4]

1.7.7 Valores de Normalidade para as Pressões Obtidas com a MAPA

À semelhança da medida casual da pressão arterial, os critérios de normalidade dos valores de pressão na MAPA são arbitrários. Para a população adulta, as medidas normais e anormais disponíveis e recomendadas representam apenas um guia para a interpretação do exame. Níveis mais baixos de pressão podem ter relevância clínica em pacientes com múltiplos fatores de risco. É importante salientar que não existem estudos longitudinais com o uso da MAPA na população brasileira.

As médias sistólicas e diastólicas na vigília apresentam geralmente valores mais elevados quando comparados aos obtidos por medida casual, enquanto as médias pressóricas sistólicas e diastólicas durante o sono mostram valores inferiores àqueles obtidos casualmente. [3]

1.8 POSICIONAMENTO DO INSTRUMENTO DE MEDIDA NO CORPO HUMANO

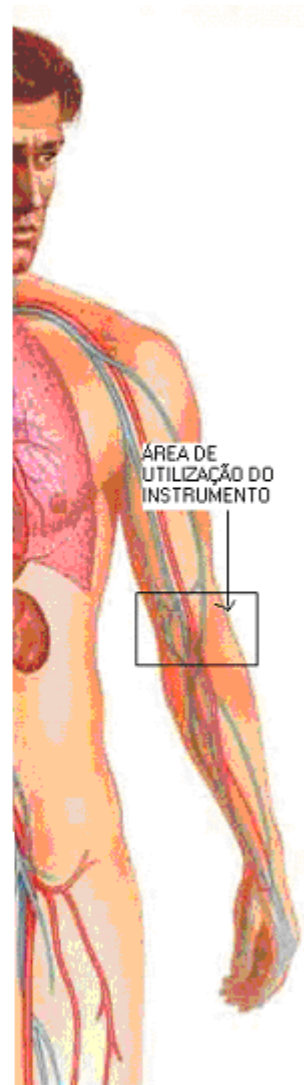


Figura 2: Área Instrumentada

O sistema compreende de 97.000 quilômetros de canais que transportam o sangue para todas as partes do corpo. Sua característica mais impressionante é a maneira pela qual mantém o sangue em circulação, fluindo do coração para as artérias e das veias para o coração, apesar da força da gravidade e de milhões de rotas alternativas vistas na figura 2, acima. [3]

1.8.1 Orientações Para Aferição da Pressão Arterial

1. Orientações quanto às condições ideais do cliente na aferição:

- Proporcione um ambiente calmo e confortável com temperatura agradável;
- Permita o repouso por um período mínimo de 5 minutos;
- Confirme não ter havido ingestão de alimentos ou uso de fumo pelo menos 30 minutos antes da medida;
- Mantenha o cliente sentado, com as costas apoiadas confortavelmente no encosto da cadeira e o braço apoiado sob uma superfície próxima, posicionado ao nível do coração. A palma da mão deve ficar em supinação;
- Caso seja necessário verificar a pressão do cliente em posição ortostática apóie seu braço de modo que continue posicionado ao nível do coração.

2. Orientações quanto às condições ideais do observador:

- O observador deve coordenar habilidades visuais, manuais e auditivas;
- Posicionar o manômetro de modo que o menisco da coluna de mercúrio ou a agulha do manômetro aneróide não estejam inclinados em relação aos seus olhos;
- Anotar a posição do cliente, o tamanho do manguito, o membro utilizado e os valores obtidos da medida da pressão arterial;
- Estar atento para os sons de Korotkoff e saber diferenciá-los de ruídos externos;

- Calcular a circunferência do membro e utilizar o manguito de tamanho correto, com na tabela 4, pode-se confirmar estes valores. [4]

1.8.2 Tabela de Medidas dos Acessórios

Circunferência do Braço no Ponto Médio *(cm)	Nome do Manguito	Largura da Bolsa (cm)	Comprimento da Bolsa (cm)
5-5,7	Recém-nascido	3	5
7,5-13	Bebê	5	8
13-20	Criança	8	13
24-32	Adulto	13	24
32-42	Adulto Grande	17	32
42-50	Coxa	20	42

Tabela 4

O ponto médio do braço pode ser obtido a partir da mensuração com uma fita métrica apropriada (que não estique) da distância do acrômio até o olecrano. [3]

Em São Paulo (SP), entre 8 a 20 de julho de 1996, foram realizadas pesquisas para divulgação no V Congresso da Sociedade Brasileira de Hipertensão e no Encontro Latino-Americano de Hipertensão da Sociedade Interamericana de Hipertensão Arterial; que serão apresentadas no anexo 7.

2 O PROCESSAMENTO DE SINAIS BIOLÓGICOS E SENSORES DE PRESSÃO

O vertiginoso desenvolvimento tecnológico da eletrônica, acoplado ao crescimento no conhecimento científico sobre as causas orgânicas das doenças humanas neste final de século, possibilitou um grande desenvolvimento de novos equipamentos e técnicas diagnósticas e terapêuticas na Medicina. Tudo começou na década dos 20, quando surgiu o primeiro eletrocardiógrafo, e em seguida, na década dos 30, o eletroencefalógrafo. Ambos revolucionaram a cardiologia e a neurologia, respectivamente, e introduziram um novo conceito na esfera médica: o sinal biológico.

Embora a Medicina use o termo sinal para indicar qualquer indicador objetivo de alterações patológicas de natureza fisiológica ou morfológica (por exemplo, um aumento na força de um reflexo, uma coloração típica de uma lesão dérmica, uma variação na temperatura corporal, etc.), o termo sinal biológico se refere mais especificamente às variações temporais que ocorrem em alguma forma de energia no corpo humano, como resultado de seu funcionamento. Deste modo, o ECG caracteriza a evolução temporal dos potenciais de ativação elétrica do tecido muscular cardíaco, o EEG caracteriza a evolução temporal da somatória dos potenciais de membrana dos neurônios encefálicos, etc. Em engenharia, é entendido como sinal qualquer evento que carregue informação, e é nessa direção que os sinais biológicos passaram a ser definidos.

O organismo "emite" sinais das mais variadas naturezas; somente alguns dos quais tem valor diagnóstico, por refletirem de forma inconspícua diversas alterações patológicas do órgão ou sistema em que ocorrem. Alguns variam no tempo de forma

lenta (por exemplo, a temperatura interna), outras de forma muito rápida (por exemplo, a vibração das cordas vocais). Além disso, a energia física envolvida em um sinal biológico pode ser de natureza elétrica (como o ECG e o EEG) ou não elétrica (térmica, mecânica, fótica, etc.). [20]

2.1 UM POUCO DA HISTÓRIA

A descoberta do triodo, uma válvula amplificadora de voltagens por Forrester, permitiu o desenvolvimento dos primeiros sistemas de registro fisiológico de alta precisão, como o eletrocardiógrafo. O elemento básico de um sistema de registro convencional (chamado de analógico) é o canal de registro, que incorpora quatro constituintes (Fig. 1):

- o elemento de captação do sinal (por exemplo, a cânula intra-arterial ou o manguito de pressão);
- o transdutor (que converte o sinal não-elétrico, como a pressão, em um análogo elétrico);
- o amplificador (um dispositivo eletrônico que aumenta a amplitude do sinal registrado);
- o registrador (um galvanômetro ou um tubo de raios catódicos, que irá registrar o sinal de forma visível).

Os sistemas analógicos, são assim chamados pois representam e registram a informação sobre um sinal biológico na forma de quantidades análogas de energia elétrica (por exemplo, o valor de um parâmetro mecânico, como a pressão

sangüínea, é convertido para um valor fielmente proporcional de voltagem ou corrente elétrica).

A invenção do canal de registro analógico inteiramente eletrônico revolucionou o estudo de sinais fisiológicos. Um aparelho capaz de registrar simultaneamente vários sinais fisiológicos é chamado de polígrafo, como por exemplo os monitores de sinais usado em cirurgias e na UTI. Todo sinal biológico que não é de natureza elétrica pode ser convertido através de um transdutor adequado. O transdutor mais usado para o registro da pressão arterial, por exemplo, é baseado em um elemento sensor em forma de diafragma, que gera uma corrente elétrica proporcional à deformação do mesmo. Assim quanto maior a pressão na coluna de água em série com a artéria, maior a deformação, e, conseqüentemente, maior o sinal gerado. Esse sistema recebe o nome, em inglês, de "strain-gauge", ou medidor de tensão. [20]

Com a invenção dos computadores eletrônicos, a partir da década dos 40, surgiu a possibilidade de se registrar e processar sinais biológicos de uma forma inteiramente nova. O computador digital tem esse nome, pois representa a informação numérica através de dígitos inteiros, e não de valores continuamente variáveis, como o dos sistemas analógicos. [20]

2.2 MEMÓRIA DIGITAL

Um número é representado em um computador digital através de bits. Bit é a abreviação de binary digit (dígito binário, em inglês) e pode assumir dois valores, apenas: 0 e 1. Por exemplo o número decimal 27 equivale ao código binário 11011, onde os zeros e uns são os bits do número. Byte é o nome dado para uma unidade de armazenamento e transmissão de informações do computador. Um byte contém

8 bits. Na maioria dos microcomputadores o byte corresponde a uma unidade de memória, ou seja, aquela capaz de armazenar internamente um único número (quantidade) ou letra (caractere). Vem do inglês binary term (termo binário). A quantidade de memória disponível em um computador é geralmente dividida em bytes. maior número que pode ser representado por um byte é 11111111, em binário, o que equivale a 255, em decimal.

O mundo digital nos atinge hoje em nosso dia-a-dia em inúmeras formas, como os relógios, os termômetros digitais, etc., e a Medicina não é exceção.

A base técnica de funcionamento de um sistema computadorizado de aquisição e processamento de sinais biológicos é o chamado canal de registro digital (Fig. 1).

No canal de registro digital, os primeiros elementos são idênticos aos do canal analógico, ou seja, são necessários, da mesma forma, o elemento de captação (ou sonda), o transdutor (ou sensor), e o amplificador analógico. A partir daí, o registrador é substituído por um computador, com seus periféricos, que será usado para converter, armazenar, exibir e/ou registrar o sinal ou sinais provenientes dos canais de entrada. Para que isso aconteça, entretanto, é necessário transformar o sinal original, que geralmente é analógico por natureza (ou seja, varia continuamente em amplitude e no tempo), em números discretos (dígitos), que é a maneira com que o computador trabalha com quantidades numéricas. Isso equivale a tomar medidas de amplitude do sinal, em intervalos regulares, e converter essas medidas em números digitais com certo grau de precisão. Esse processo é chamado de digitalização, ou amostragem do sinal no tempo (Fig. 2), e, tecnicamente, é realizado por um circuito eletrônico especializado (geralmente uma placa que se acopla

internamente ao microcomputador), chamado conversor analógico-digital, ou conversor A/D. [20]

2.3 CONVERSOR ANALÓGICO / DIGITAL

Existem diversos tipos de conversores analógico / digital (A/D), de acordo com a técnica utilizada para realizar medidas discretas de voltagem ou corrente de um sinal. As duas técnicas mais comuns são a de aproximações sucessivas e a das comparações sucessivas, ou gerador de rampa. A mais usada é esta última, e funciona da seguinte maneira:

A cada ciclo de medida (amostra), um gerador de pulsos aumenta rapidamente um número digital binário armazenado em um circuito contador. Esse número é convertido em uma voltagem de referência. Assim, se visualizarmos essa voltagem em um osciloscópio, veremos uma espécie de "escadinha", que é a rampa referida acima.

Para cada degrau da rampa, um circuito comparador de voltagens compara a voltagem de entrada (provinda do sinal que estamos querendo converter), com a voltagem de referência da rampa. Se essas voltagens forem iguais, um circuito eletrônico, chamado porta, bloqueia o gerador da rampa e transfere a contagem acumulada para a saída do conversor A/D. Se for menor, o gerador de rampa é liberado para aumentar mais um degrau, e assim sucessivamente. Como resultado, para cada ciclo de amostragem, o conteúdo do contador equivale, proporcionalmente à voltagem do sinal de entrada naquela amostra. [20]

2.3.1 O Processo de Conversão A/D

Introduz dois fatores na acurácia e precisão do sinal digitalizado em relação ao analógico:

- O processo de amostragem no tempo introduz uma perda de detalhe na onda gravada, quando o sinal variar mais rapidamente do que a frequência de amostragem pode pegar. O resultado final pode ser uma precisão pobre no eixo do tempo (o sinal parece deformado). Para evitar isto, a taxa de amostragem deve ser pelo menos o dobro da frequência significativa mais alta que está presente no sinal original;

- O processo de conseguir um número binário a partir de uma quantidade continuamente variável introduz outro erro de precisão, dessa vez no eixo da amplitude, o qual depende do número máximo de dígitos binários usados pelo conversor. Para sinais biológicos, eles são normalmente de 8 ou 12 bits. Por exemplo, uma voltagem de entrada entre 0 e 1,5 Volt será dividida em 256 partes por um conversor de 8 bits (pois um número digital de 8 bits armazena 28 números, ou seja, 256). A precisão será de 0,00588 volts, ou, em outras palavras, o processo de conversão A/D nesse caso será incapaz de realizar uma discriminação entre intervalos de voltagem menores que este.

A velocidade máxima de amostragem do conversor A/D é limitada pelo seu próprio hardware, pelo número de canais que estão sendo gravados, e pela velocidade de transmissão à memória do computador. Quando é gravado mais de um canal simultaneamente, a taxa de amostragem máxima é dividida entre os canais ativos, pois o conversor multiplexa os sinais, isto é, dedica pequenas fatias de seu tempo para cada canal, num padrão de revezamento. Os conversores A/D para

microcomputadores normalmente permitem a gravação de até 8 ou 16 canais, com uma taxa global de amostragem de 20 a 50 KHz. Existem muitas interfaces de aquisição de sinais comercialmente disponíveis para os microcomputadores mais populares. Os microcomputadores compatíveis com o IBM-PC são muito utilizados para processamento de sinais, pois é maior a variedade e disponibilidade de placas A/D e softwares especializados para essa finalidade (as placas de conversão A/D normalmente incluem o software de aplicação para a aquisição automática). Outra limitação no desempenho do estágio de aquisição é a velocidade de transmissão ao computador. Isto depende geralmente da técnica usada para colocar os valores convertidos na memória. O modo mais rápido é alcançado com o ADM (acesso direto à memória) para memórias RAM estáticas. Os computadores com relógios lentos e os modelos antigos de chips de RAM dinâmica são piores em termos de velocidade de aquisição. [20]

2.3.2 Características do Sinal

Para determinar a velocidade de conversão a ser utilizada devemos analisar, além da maior frequência presente no sinal, também a periodicidade com que queremos registrar o sinal em função do tempo. A esse respeito, podemos considerar que existem dois tipos de sinais:

- sinais estáticos, isto é, quando o tempo não é considerado;
- sinais dinâmicos, isto é, quando são medidos e processados em relação ao tempo.

Tomando o exemplo da pressão sanguínea: a pressão sistólica e diastólica instantâneas, ou sua média, são sinais estáticos. A mensuração da pressão

sanguínea de forma contínua (registro da pressão), ou uma medida estática freqüentemente repetida (por exemplo, de uma em uma hora), são sinais dinâmicos. Os computadores podem processar ambos os tipos de sinais. Evidentemente, quando se deseja apenas realizar uma medida estática (como é o seu caso), a velocidade máxima de amostragem no tempo é imaterial, e a precisão temporal do registro não será afetada pelo desempenho do conversor. Você precisará se preocupar somente com a precisão de amplitude, que, no caso da pressão arterial, também não é crítica (poderá ser usado um conversor de apenas 8 bits).

Finalmente, devemos mencionar que os sinais biológicos podem ser adquiridos pelo microcomputador de duas maneiras diferentes:

- aquisição on-line: o canal de gravação é conectado ao computador, e o software de processamento é responsável pela conversão e armazenamento do sinal simultaneamente com a sua geração;

- aquisição off-line: o sinal é gravado, é reproduzido mais tarde para a aquisição pelo computador. Como a reprodução pode ser feita numa velocidade diferente da gravação, o eixo de tempo poderá ser expandido ou contraído. Por exemplo, um ECG dinâmico de 24 horas pode ser analisado em menos de uma hora por um microcomputador, com um aumento na velocidade na ordem de 30:1.

O processamento e a análise podem ser on-line ou off-line, também. Portanto podemos ter as capacidades adicionais de uma aquisição e análise on-line (necessitam de computadores muito rápidos), e de uma aquisição on-line e análise off-line (pode ser manejada pela maioria dos microcomputadores). No seu caso, evidentemente tanto o processamento quanto a análise do sinal estão sendo feitos on-line, devido aos baixos requisitos de velocidade. [20]

2.3.3 Aplicações do Processamento Digital

O processamento digital dos sinais biológicos oferece muitas vantagens e uma maior flexibilidade em relação aos sistemas analógicos. Como, após o processo de conversão A/D, um sinal temporal passa a ser representado por um conjunto de valores numéricos discretos na memória do computador, é muito fácil e conveniente realizar diversas manipulações e transformações matemáticas sobre esse conjunto de números. Assim, diversas funções que só podem ser conseguidas por meio de circuitos eletrônicos caros e especializados em sistemas de registro analógico, são obtidas e simuladas sem dificuldades por meios puramente lógicos (por software ou programas especializados de computador). Algumas dessas funções são:

- filtragem de ruídos (eliminação de interferências de baixa ou alta frequência, tais como artefatos de movimento, cabos mal conectados, influência da rede elétrica comum, etc.);

- amplificação (aumento da amplitude absoluta do sinal), integração (soma cumulativa de variações) e diferenciação (medida da velocidade de variação). Por exemplo: dar um zoom na imagem de um sinal, de modo a detectar variações minúsculas da linha de base, como no ECG de alta resolução; etc.;

- obtenção das frequências sinusoidas puras, ou harmônicas, que integram um sinal complexo. Essa análise, denominada de espectral ou de Fourier, permite isolar componentes de significado fisiológico em um sinal, tais como as ondas alfa, beta, gama e delta em um EEG, ou as periodicidades de flutuação da frequência cardíaca registrada a longo prazo, etc.;

- síntese de algumas formas de registro a partir de outras: por exemplo, um vetocardiograma pode ser obtido a partir de um registro de ECG simples de três derivações (sem necessidade de comprar um vetocardiógrafo !); ou o mapeamento espacial de sinais, como, por exemplo, a topografia cerebral de EEG;

- o reconhecimento e interpretação automática de sinais. tais como nos novos equipamentos de ECG que são capazes de realizar, automaticamente, diversas medidas de amplitude, duração, etc., e propor interpretações diagnósticas com grande acurácia.

Além disso, um sinal biológico digitalizado pode ser armazenado de forma econômica, na forma de arquivos de computador; pode ser transmitido confiavelmente através de linhas telefônicas e de rádio, não importa a que distância; pode ser exibido e impresso de inúmeras formas e maneiras (como no caso do ECG de página). etc. Um registro médico computadorizado, por exemplo, pode incorporar diretamente sinais biológicos digitalizados. Assim, ao solicitar ao computador que mostre os últimos dez ECGs de um paciente, por exemplo, o sistema poderá recuperá-los a partir dos arquivos onde foram gravados e exibi-los no vídeo ou na impressora.

Usando uma placa de conversão A/D adequada (já disponível no mercado nacional, a um preço relativamente baixo), e um conjunto de softwares genéricos para processamento digital de sinais, como o LabView for Windows, é possível transformar um simples microcomputador PC em um instrumento biomédico universal, reunindo vários tipos em um, como por exemplo, um ECG, um EEG, um EMG, um espirômetro/fluxômetro respiratório, capnógrafo e oxímetro, medidor não

invasivo de pressão arterial, etc. Não é preciso dizer a redução de custos a que isto levará.

Obs.: Conforme mostrado nas pesquisas, que há falhas nas aquisições de dados da pressão arterial realizadas pelos profissionais da saúde (aquisição humana); fato que o esfignomanômetro digital semi-automático irá auxiliar devido à boa repetitividade; onde foi usado como sistema de processamento dos dados a serem lidos por um sensor de pressão, a ser apontado em etapas subseqüentes, o microcontrolador PIC em placa padrão.

2.4 SENSORES DE PRESSÃO [27]

2.4.1 Introdução

A medição de pressão nos diversos domínios de atividade, e em particular em instalações industriais, é uma das mais antigas e das mais importantes, sendo os sensores de pressão dos mais numerosos. A sua utilização na indústria remonta às primeiras máquinas a vapor, em que por questões de segurança tinha de haver um indicador de pressão da caldeira. Ainda hoje a lei obriga os utilizadores de instalações de média e alta pressão, e em particular nas caldeiras, a dispor de indicadores locais de pressão. Nestes casos o valor da pressão está intimamente ligado à *segurança das instalações*, em particular dos tanques, tubagens e caldeiras.

Uma outra razão para o uso da medida da pressão encontra-se no funcionamento e rendimento das instalações. Com efeito, é através do conhecimento exato das pressões e temperaturas, entre outras grandezas, que se pode garantir e otimizar o funcionamento de uma instalação, de modo a distribuir de forma correta a instalação de bombas, para não de elevar demasiado a pressão (custo energético)

ou a evitar dispositivos que introduzam perdas de carga elevadas. O rendimento do fabrico de muitos produtos depende da pressão a que os mesmos se realizam, aparecendo assim mais uma razão, esta de carácter económico, que justifica a sua medição. O condicionador de sinal de um sensor tem muitas vezes a designação de *transmissor*, uma vez que no interior de uma fábrica os sinais de saída dos sensores são transmitidos, por meio do condicionador, a várias dezenas ou até mesmo algumas centenas de metros de distância do transdutor de medida. No entanto, enquanto nos termopares e nas termo-resistências, a palavra transmissor está dissociada do transdutor de medida, um *transmissor de pressão* refere-se a todo o sensor de pressão.

2.4.2 Manômetros de Coluna Líquida

A seguir serão descritos os manômetros utilizados para referência e padrão no presente projeto; maiores detalhes serão dados no capítulo de descrição do projeto.

2.4.2.1 Manômetros em l

Neste tipo de manómetro, representado esquematicamente o valor da pressão é obtido medindo directamente o comprimento da coluna de líquido necessário para equilibrar a pressão que se quer medir. Designando por ρ a massa específica do líquido manométrico, o valor da pressão a medir é dado por $p = \rho g h$, como na figura 3.

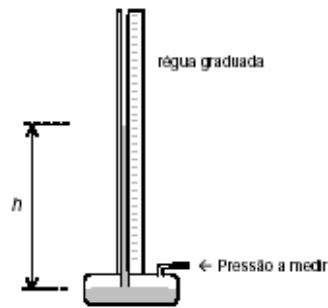


Figura 3: Manômetro de Coluna Líquida, em I

É corrente usar-se para líquido manométrico o mercúrio, ($d = 13.6$) lendo-se a pressão diretamente em mmHg. Uma coluna deste tipo com 1,5 m terá a gama de 0-200 kPa. Repare-se que o tubo é aberto na extremidade superior, que está em contato com a atmosfera, pelo que este dispositivo lê pressões relativas. Note-se ainda que o reservatório inferior tem um diâmetro muito superior ao do tubo, pelo que o seu nível não é praticamente afetado pela subida e descida do líquido no tubo. Conseqüentemente a escala é linear. Este tipo de manômetro tem a vantagem de apresentar grande confiança ao utilizador, por estar sempre calibrado, uma vez que utiliza diretamente um princípio da Física. Quando se pretende uma gama de medida mais alta utiliza-se um sistema semelhante mas com o tubo fechado na extremidade superior. A escala deixa então de ser linear e a calibração passa a depender da temperatura. Quando se desejam gamas de medida mais baixas estes manômetros usam água óleo ou outros líquidos de baixa densidade como líquidos manométricos. Para se poder ter gamas de medida ainda mais baixas utilizam-se tubos inclinados. Este tipo de manômetro é usado para fazer a calibração dos demais manômetros.(servindo como referência padrão).

2.4.2.2 Manômetro de Bourdon

Este dispositivo, também conhecido como *tubo de Bourdon*, pode assumir vários aspectos. Na sua configuração clássica é constituído por um tubo em forma de C, fechado numa das extremidades, e com secção aproximadamente elíptica, como se representa nas figura 4A e 4B, mostradas abaixo.

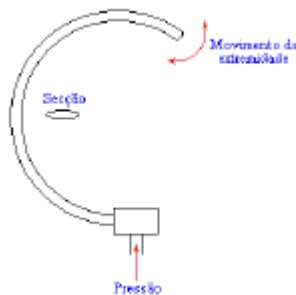


Figura 4A: Princípio do Manômetro de Bourdon

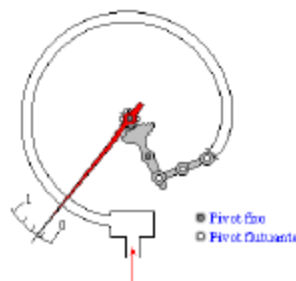


Figura 4B: Manômetro de Bourdon com Indicador

Quando se aplica pressão ao seu interior o tubo deforma-se. O tipo de material de que o Bourdon é construído depende da aplicação, em particular da pressão máxima e da agressividade do meio. São muito usados o *aço inox*, o *bronze fosforoso* e o *cobre/berílio*, devido às suas características elásticas. A repetibilidade destes dispositivos é melhor do que 0.1% do máximo de escala. Podem ser

construídos para uma gama de pressões muito ampla, desde pressões máximas de frações de atmosfera até pressões máximas de 500 g/cm².

Nos indicadores de pressão clássicos e nos indicadores locais o movimento do extremo do tubo é comunicado a um ponteiro indicador. Para pressões baixas e para aumentar a sensibilidade do Bourdon este é por vezes construído em espiral ou então em hélice. Para a conversão do movimento do extremo do tubo de Bourdon num sinal elétrico podem utilizar-se vários dispositivos como o potenciômetro, o LVDT, extensômetros, etc.

A Figura 5 representa um Bourdon associado a um LVDT.

Este é usado no esfignomanômetro com aneróide (usado como padrão deste projeto devido ao custo elevado e não ter um laboratório dedicado a este tipo de aferição disponível).

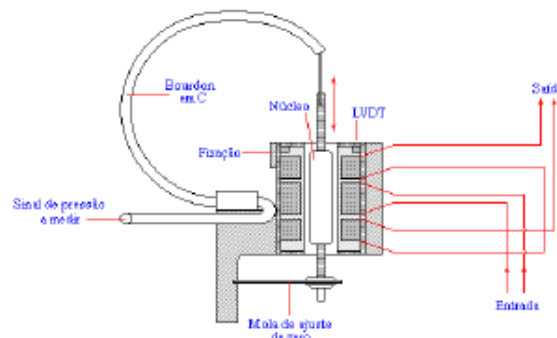


Figura 5: Sensor de Pressão com Bourdon e LVDT

2.4.2.3 Medição com Extensômetros

A utilização de extensômetros para a medida da deformação do disco deverá ter em conta a distribuição de tensões indicada atrás. A Figura 6 mostra um

extensômetros de quatro elementos utilizado com um destes discos. Este é o princípio do sensor usado no esfignomanômetro do tipo aneróide (analógico).

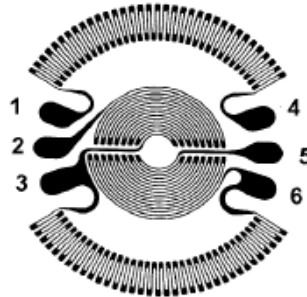


Figura 6: Extensômetros para Utilização em Disco Manométrico

Os extensômetros da zona exterior destinam-se à medida de tensão radial e os interiores à medida da tensão tangencial. Os extensômetros são ligados em ponte de Wheatstone, sendo os exteriores os dos ramos R1 e R3 e os interiores os dos ramos R2 e R4. Com esta montagem, que tem quatro extensômetros ativos, aumenta-se a sensibilidade da ponte de Wheatstone e cancela-se o efeito da temperatura sobre os extensômetros.

A relação entre a tensão de saída e a pressão é linear, com erro inferior a 0,3% desde que a deformação do disco na zona central seja inferior a 1/4 da espessura da membrana. Os discos são dimensionados para obedecer a este critério.

A frequência máxima que é possível medir com este manômetro depende da dimensão dos elementos mecânicos, havendo sensores capazes de funcionar desde 0 até 10 kHz.

2.4.3 Medição por Variação de Capacidade

Um método muito utilizado para a medição da deformação da membrana, consiste em formar um *condensador* com uma das armaduras ligadas à membrana. A deformação da membrana provoca uma variação na capacidade do condensador, que é transformada numa variação de um sinal elétrico (tensão ou corrente). A Figura 7 representa esquematicamente um manômetro de membrana deste tipo. Aplicado a diversos tipos de esfigmomanômetros.

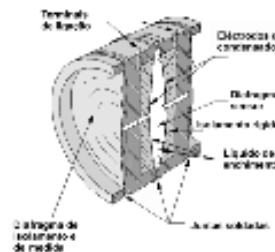


Figura 7: Manômetro de Membrana Capacitivo

2.4.4 Medição por Método Piezoresistivo

Neste sistema de medida o diafragma é revestido por um *material piezoresistivo*. Um material piezoresistivo tem uma resistência elétrica variável consoante à tensão mecânica a que se encontra submetido. Os materiais piezoresistivos são feitos de material semicondutor extrínseco, isto é, ao qual se adicionam impurezas de determinado tipo para se obterem materiais do tipo P ou do tipo N. O valor da resistividade do material pode ser ajustado controlando a concentração de impurezas adicionadas. Obtêm-se assim resistividades com aproximadamente 30 000 vezes superiores à resistividade do cobre, o que permite realizar sensores miniaturizados.

O material semicondutor é depositado por *estampagem* sobre o diafragma, e nele são implantadas as resistências cujo valor e variação se pretende medir, para determinar a deformação do diafragma e a conseqüente pressão que sobre este se encontra aplicada. Este sistema é no seu princípio muito semelhante ao que utiliza extensômetros, apenas a sensibilidade é muito superior. Um circuito muito comum utilizado com este dispositivo continua a ser a conhecida ponte de Weathstone.

2.4.5 Sensores Piezoelétricos

Certos materiais cristalinos, como o *quartzo* e o *titanato de bário*, quando submetidos a uma pressão p nas suas faces, ficam polarizados. Se as faces onde se desenvolvem as cargas elétricas forem revestidas por eletrodos, é possível efetuar a sua medição, como se indica na figura 8 abaixo.

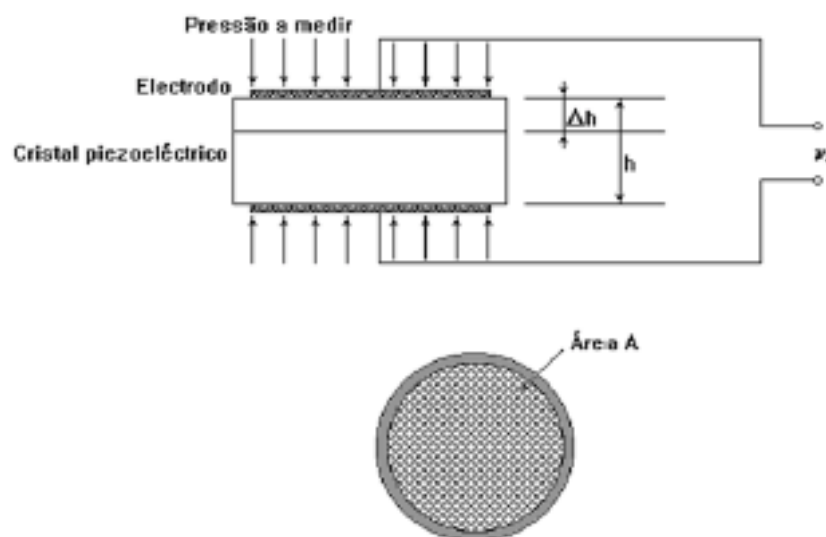


Figura 8: Sensor Piezoelétrico

A relação entre a carga elétrica e a pressão aplicada ao cristal é praticamente linear, vindo na formula 1:

$$q = S_q Ap$$

$$v_o = \frac{q}{C}$$

Fórmula 1: Piezelétrico

em que:

p - pressão aplicada, A - área do eletrodo, S_q - sensibilidade,

q - carga elétrica, C - capacidade do cristal, v_o - tensão de saída

A maior parte dos *transdutores piezelétricos* utilizam o quartzo como material piezelétrico, devido à sua grande estabilidade, poder ser utilizado a temperaturas elevadas e às suas características variarem pouco com a temperatura.

2.5 MÉTODO DE CALIBRAÇÃO

A calibração de um sensor é feita comparando as indicações do sensor com as indicações de um sensor de precisão. O grau de precisão pretendido determina o tipo de equipamento a utilizar.

Um sensor de pressão industrial é calibrado em diversos pontos da sua gama por comparação das suas leituras com as de um manômetro de precisão,

entendendo-se por manômetro de precisão todo aquele que seja de classe de precisão pelo menos 10 vezes superior à do sensor a calibrar.

3 FORMAS DE MEDIDA DA PRESSÃO ARTERIAL

3.1 MÉTODO INVASIVO

3.1.1 Intraarterial

Através de um cateter (tubo flexível com que vai de 0.66 – 2 mm de diâmetro) inserido na artéria este procedimento é seguido de assepsia do local (artéria braquial) e anestesia também local. usado em monitoramento da pressão arterial em operações; as ondas de pressão são medidas em um transdutor e transforma a variação da pressão em níveis de tensão que são utilizados para apresentação em monitor. [8][22]

3.2 MÉTODOS NÃO INVASIVOS

3.2.1 Técnica Oscilométrica

O método oscilométrico requer a aplicação de um manguito no braço do paciente. o manguito se infla até obstruir a pressão sanguínea na artéria braquial e à medida que se vai desinflando o manguito se detecta as oscilações produzidas pelo início da passagem do sangue, em movimento turbulento, na artéria. O início das oscilações coincidem com a pressão sistólica e continua até que quando cessa as oscilações a pressão do manguito se iguala a pressão diastólica e o ponto de máxima oscilação corresponde a pressão média entre as duas pressões.

Há dois métodos de se estimar as pressões de interesse: o oscilométrico derivativo (figura 9) e o oscilométrico (figura 10). [11]

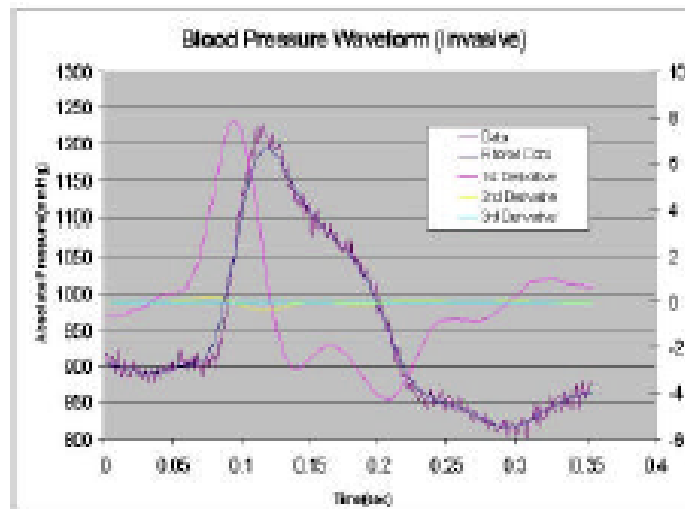


Figure 3 Original Blood pressure signal along with filtered signal and the sequential derivatives.

Figura 9: Pulso Biológico

3.2.1.1 Oscilométrico Derivativo

Esta técnica é bastante parecida com a oscilométrica convencional porém ao invés de calcular as pressões sistólica, diastólica e média. a maneira de medir estas pressões é através da derivada de saída do sensor, obtendo assim as oscilações do sinal, justamente quando se detecta uma variação por volta de 1 hz é que se observa que pressão está sendo medida no sensor. este valor será da pressão sistólica no momento que desaparece o sinal de 1 hz, se obtém a pressão diastólica.

[9]

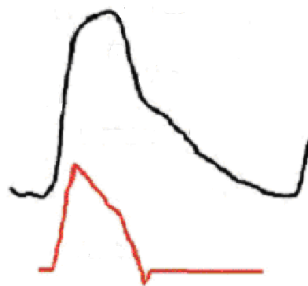


Figura 10: Gráfico da Curva Oscilométrica

3.2.1.2 Oscilométrico

Deve-se conectar a saída do sensor a um filtro com frequência de corte de 1hz. para eliminar a componente contínua, retirando a informação desejada.

Uma vez medida a pressão média são estimadas as pressões sistólica e diastólica.

$$psist / pam = 0.55$$

$$pdiastr / pam = 0.85$$

Fórmula 2: Oscilométrica

Medição de medição típica do monitor de pressão arterial oscilométrico (fórmula 2).

O manguito é rapidamente inflado até uma certa pressão, e a curva apresenta a relação pressão x tempo. então, o manguito é lentamente desinflado e a pulsação é detectada (marcação em vermelho da figura 11). [12][17][25][26]

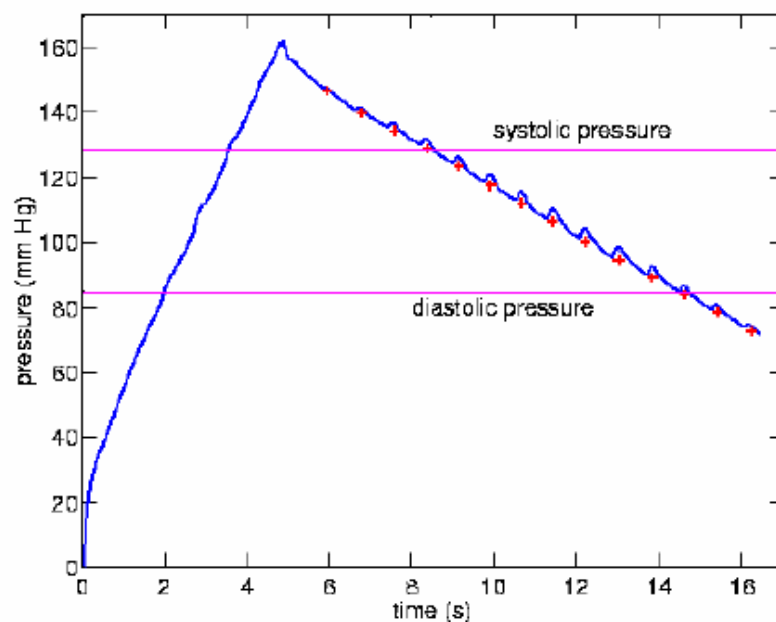


Figura 11: Curva Pressão X Tempo

3.2.1.3 Método Auscultório

É o método mais popular e não invasivo onde a medida quantitativa da pressão sanguínea foi introduzida por riva-rocci em 1896, e refinada para o método auscultório de korotkoff em 1905, vistos nas figuras 12 e 13, com comparação vista na figura 14. [11]

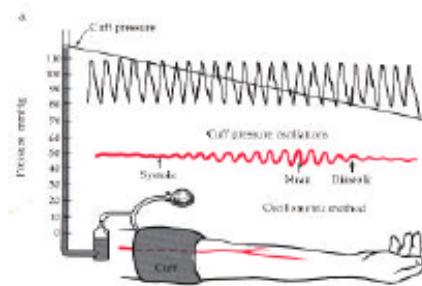


Figura 12: Esfignomanômetro X Oscilações I

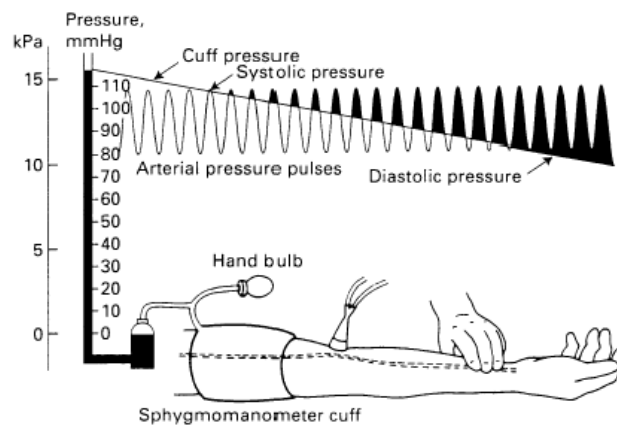


Figura 13: Esfignomanômetro X Oscilações I

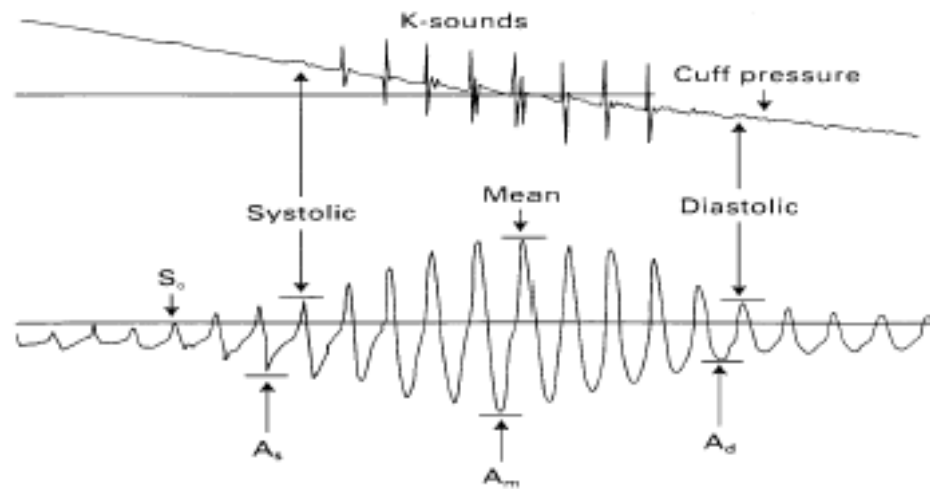


Figura 14: Gráfico que Mostra as Duas Formas de Medição, com a Finalidade de Visualizar e Comparar as Duas Formas de Ondas

3.2.1.4 Implementação Efetiva do Método Oscilométrico para a Medição da Pressão Arterial

Existem duas formas fundamentais de realizar as medições da pressão arterial: a primeira é mediante os métodos intermitentes, que são os que usam as pressões pontuais como a sistólica (PS), a diastólica (PD) e a média (PM), calculando-as em períodos de tempo que cobre mais de um batimento do coração. São: Método auscultatório, Método oscilométrico, Método palpatório, Método ultrassônico, etc. A Segunda é mediante os métodos contínuos, são os que cobrem pressões pontuais batido a batido, ou na forma de onda contínua da pressão arterial, ou ambos, por exemplo: Métodos invasivos, Métodos de tonometria arterial, Método da velocidade de onda por pulso, etc.

Existem métodos invasivos e não invasivos, sendo o método invasivo mais preciso porém inconvenientes e incômodos; o não invasivo são mais seguros e

fáceis de usar que os invasivos e podem ser usados em situações que o invasivo não seja absolutamente necessário e possuem boa precisão nas leituras.

O método automático não invasivo mais usado na atualidade é o oscilométrico que tem por base em seu funcionamento monitorar as variações e oscilações do sinal de pressão após ter sido inflado uma bolsa de ar ao redor do braço do paciente e deixar desinflar vagarosamente de modo a deixar um sensor captar os sinais necessários à medição permitindo assim captar as oscilações referentes à pressão sistólica, diastólica e média do paciente.

Ao desinflar é captado em cima a pressão sistólica, as paredes das artérias começam a vibrar e oscilar à medida que o sangue flui através das artérias parcialmente obstruídas e estas vibrações são captadas pelo transdutor que monitora a bolsa de ar. Quando a pressão diminui as oscilações aumentam até uma amplitude máxima e logo diminui até que a bolsa desinfe completamente e o fluxo de sangue retorne a normalidade. A oscilação máxima corresponde à pressão arterial média.

O ponto anterior à pressão média corresponde à pressão sistólica é o ponto onde as oscilações começam a aumentar rapidamente. O ponto onde estas oscilações diminuem de forma abrupta corresponde a pressão diastólica.

No método oscilométrico as pressões se determinam aplicando critérios matemáticos na curva envolvente formada ao colocarmos em gráficos as características dos pulsos oscilométrico (determinada por pulso de índice oscilométrico). contra a pressão BASE DA BOLSA DE AR.

A amplitude da linha base ao pico, a amplitude pico a pico, uma quantidade baseada em uma integração total ou parcial do pulso oscilométrico. A pressão da banda ao qual a envolvente alcança sua máxima altura se considera a pressão média.

Existem duas formas de determinar as pressões sistólica e diastólica: uma baseada na altura e a outra na inclinação.

No enfoque da altura, os valores de pressão se determinam como a pressão da banda ao qual a razão do índice do pulso oscilométrico nesse pico com relação ao índice de pulso máximo é igual a um certo valor predeterminado.

No enfoque da inclinação, se usa o critério dos máximo e mínimo valor de troca de índice de pulso (pontos de máxima e mínima inclinação da curva envolvente).

Neste trabalho se apresenta o algoritmo e os meios programáticos e técnicas desenvolvidas para a implementação do método oscilométrico de medição da pressão arterial.

O método desenvolvido para a medição da pressão arterial é uma implementação do método oscilométrico, e consta de três algoritmos gerais:

- Calcular o índice de pulso oscilométrico;
- Suavizar a envolvente do índice de pulso oscilométrico;
- Calcular os valores pontuais da pressão média, sistólica e diastólica.

Estes algoritmos trabalham seqüencialmente e nesta ordem:

- O primeiro permite através da análise do sinal, determinar a ocorrência de pulsos de pressão oscilatória , marcando as características de cada pulso;
- O segundo permite a eliminação de componentes do sinal adquirido e que não são interessantes à análise, do sinal oscilométrico mediante o suavizamento da envolvente dos pulsos oscilatórios;
- Finalmente o terceiro algoritmo, a partir da informação sobre os pulsos armazenados anteriormente, calcula os valores da pressão baseando-se no critério das alturas do índice de pulso.

O método oscilométrico só brinda com a exatidão o valor da pressão média. Os valores das pressões sistólica e diastólica só se estimam empiricamente. Isso existe uma diversidade de critérios na hora de calculá-los há autores que propõe que se tome sempre a fração de 40% e 60% da amplitude máxima como critério de seleção, e desta maneira tem um método oscilométrico STANDARD porém outros concordam com o anterior. Em meio à diversidade de fatores que afetam a amplitude das oscilações, entre eles as características dos diferentes tipos de bolsas infláveis existentes. [10][14][15]

3.3 EQUIPAMENTOS AUXILIARES USADOS

Estetoscópios planos, que usa o princípio de ausculta dos sons provenientes da respiração e do batimento cardíaco do paciente. Os sons são captados pelo diafragma e ampliado pelo auscultador através do tubo tipo “Y” que transfere para os binauriculares colocados nos ouvidos do profissional responsável pela ausculta.

Aparelho para medir pressão arterial do tipo aneróide, com bolsa de ar, manguito, manômetro analógico, mangueiro de interconexões, pêra e válvula.

3.4 FOTO DO EQUIPAMENTO



Figura 15: Equipamento construído (DE1)

4 DESCRIÇÃO FUNCIONAL DO ESFIGNOMANÔMETRO DIGITAL E DIAGRAMA BLOCO

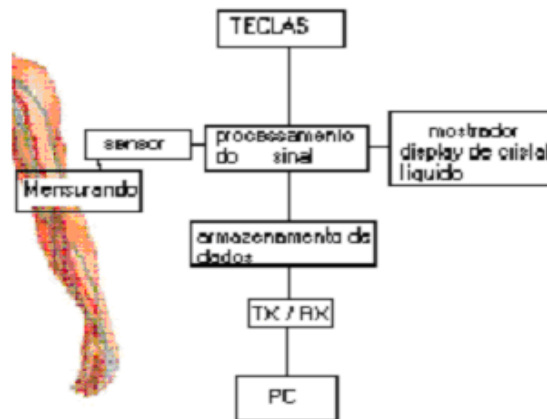


Figura 16: Curva Oscilométrica

A figura acima mostra o diagrama bloco que será descrito a seguir.

4.1 SENSOR

O método usado para aquisição dos dados foi o oscilométrico com sistema piezoresistivo no sensor SDX015G24R (INVENSYS SENSOR SYSTEM); sendo o sensor de pressão que mais se aplica à instrumentação do sinal analógico. Os instrumentos utilizados comercialmente têm como faixa superior à pressão de 400mmhg, o sensor selecionado tem o range de 0-15psi.

4.2 MICROCONTROLADOR

Adotou-se como plataforma de desenvolvimento, para processamento do sinal e armazenamento dos dados, o PIC16F877A da Microchip, sendo que a sigla significa Controlador Integrado de Periféricos.

4.2.1 Microcontrolador PIC

Pode-se definir o microcontrolador como um "pequeno" componente eletrônico, dotado de uma "inteligência" programável, utilizado no controle de processos lógicos. O controle de processos deve ser entendido como o controle de periféricos, tais como: led's, botões, displays de cristal líquido (LCD), resistências, relês, sensores diversos (pressão, temperatura, etc.) e muitos outros.

4.2.2 Periféricos Disponíveis no PIC

Atualmente existem diversos periféricos, dependendo do modelo: Oscilador Interno, E²PROM, Conversor A/D, PWM, Capture, Compare, USART, I²C, SPI, CAN, Drive para LCD, Timers, Comparadores, RF e outros.

Code Protection é o Sistema de Proteção do Código do PIC, que impedirá que qualquer pessoa consiga ler o programa gravado dentro do PIC. É a proteção que você terá para que ninguém possa "copiar" o seu sistema. No caso de PICs da família Flash, que são regraváveis, não há problemas em deixar essa opção ativada, pois esse código impedirá a leitura da memória, mas não impedirá a gravação de outro programa. Já em casos de PICs Janelados (apagados por luz ultravioleta) a gravação de um componente com essa opção ligada pode resultar em sua perda, impedindo a regravagem do mesmo.

O watchdog é um recurso disponível no PIC que parte do princípio que todo sistema é passível de falha. Se todo sistema pode falhar, cabe ao mesmo ter recursos para que, em ocorrendo uma falha, algo seja feito de modo a tornar o sistema novamente operacional.

Dentro do PIC existe um contador incrementado por um sinal oscilador (RC) independente. Toda vez que este contador extrapola o seu valor máximo retornando a zero, é provocado a reinicialização do sistema (reset).

Se o sistema estiver funcionando da maneira correta, de tempos em tempos uma instrução denominada clear watchdog timer (CLRWDT) zera o valor deste contador, impedindo que o mesmo chegue ao valor máximo. Desta maneira o Watchdog somente irá "estourar" quando algo de errado ocorrer (travando o sistema)

O período normal de estouro do Watchdog Timer é de aproximadamente 18 ms. No entanto, algumas vezes este tempo é insuficiente para que o programa seja normalmente executado. A saída neste caso é alocar o recurso de Pré Scale de modo a aumentar este período. Se sem o pre scale o período é de 18ms, quando atribuímos ao Watchdog Timer um pre scale de 1:2 (um para dois) nós dobramos este período de modo que o processamento possa ser executado sem que seja feita uma reinicialização.

4.2.3 A Frequência Máxima de Trabalho de um PIC

Isto depende do modelo. Existem PICs que operam até 8, 10, 20, 25, 30 ou até 40 MHz.

Outra informação importante é que para um determinado modelo de PIC (por exemplo 16F84A), que deve operar até 20MHz, podem ser compradas unidades que só foram testadas para uma frequência menor. O valor desta frequência é escrito após o nome do PIC, separado por um traço. Por exemplo, o PIC 16F84A-04 só opera até 4MHz.

Os PIC's utilizam tecnologia RISC. RISC significa Reduced Instruction Set Computer (Computador com Set de Instruções Reduzido). Desta forma, os PICs possuem cerca de 35 instruções (o número correto varia de acordo com o microcontrolador), muito menos que os microcontroladores convencionais (CISC) que chegam a possuir mais de 100 instruções.

Existe a possibilidade de gravação de apenas parte da memória da programação de um PIC e pode ser gravada uma única posição dentro de toda a memória ou um bloco dela. Isto torna a gravação muito mais rápida. Existem compiladores C para PIC Sim, de fabricantes especializados como CCS, que foi o usado; a relação em termos de tamanho de programa entre o C e o Assembly é que normalmente o programa final (compilado) em linguagem "C" é o maior que em assembly, mas isso depende muito da qualidade do compilador C e do programador.

O microcontrolador usado foi o PIC 16F877A clock de 10.000 Hz no cristal, em comunicação RS232 com baud rate de 9600.

4.3 DISPLAY

O display usado, para visualização dos dados de pressão arterial, foi o do tipo 2 X 16 com 16 pinos de conexão e do modelo TECH16028-FL-GBS.

4.4 BOTÃO DE ACESSO

O botão de acesso às funções do esfignomanômetro digital é utilizado para apagar a memória, iniciar a operação de leitura e iniciar a operação de busca de máxima oscilação com um único botão.

4.5 BATERIA

O sistema tem como referência de tensão para a tecnologia TTL a tensão de 5v, com os reguladores de tensão 7805 e 78L05 tendo na entrada uma bateria de 9v como fonte de tensão principal.

4.6 COMUNICAÇÃO SERIAL E PC

É utilizado para leitura dos dados que serão utilizados na análise do gráfico de acompanhamento das oscilações da pressão arterial (MRPA). Extraídos através do Hiper Terminal. O C.I. usado para fazer a comunicação serial é o MAX232 com capacitores de 10 micro faraday, conectados ao pino 25 e 26 do PIC16F877A.

4.7 BOLSA E MANGUITO

Usado no mensurando para fazer a tomada de pressão e captar as oscilações que serão transmitidas para o sensor de pressão.

4.8 FERRAMENTAS DE PROGRAMAÇÃO UTILIZADAS

A linguagem adotada para desenvolver o software que descreve o comportamento da pressão arterial foi o C++.

4.8.1 MpLab

O MpLab é um ambiente integrado de desenvolvimento (I.D.E.: Integrated Development Environment). No mesmo ambiente o usuário pode executar todos os procedimentos relativos ao desenvolvimento de um software para o PIC (edição, compilação, simulação, gravação), tornando o trabalho do projetista mais produtivo.

O MpLab possui um editor de texto para seus programas que possui diversas ferramentas de auxílio como localizar, substituir, recortar, copiar e colar. Na compilação gera um arquivo com extensão .hex (hexadecimal) a partir dos arquivos de código fonte (.asm) e de projeto (.pjt). É o conteúdo do arquivo hexadecimal que é gravado na memória de programa do PIC.

4.8.2 Fluxograma do Software

O programa, em linguagem C, encontra-se no anexo.

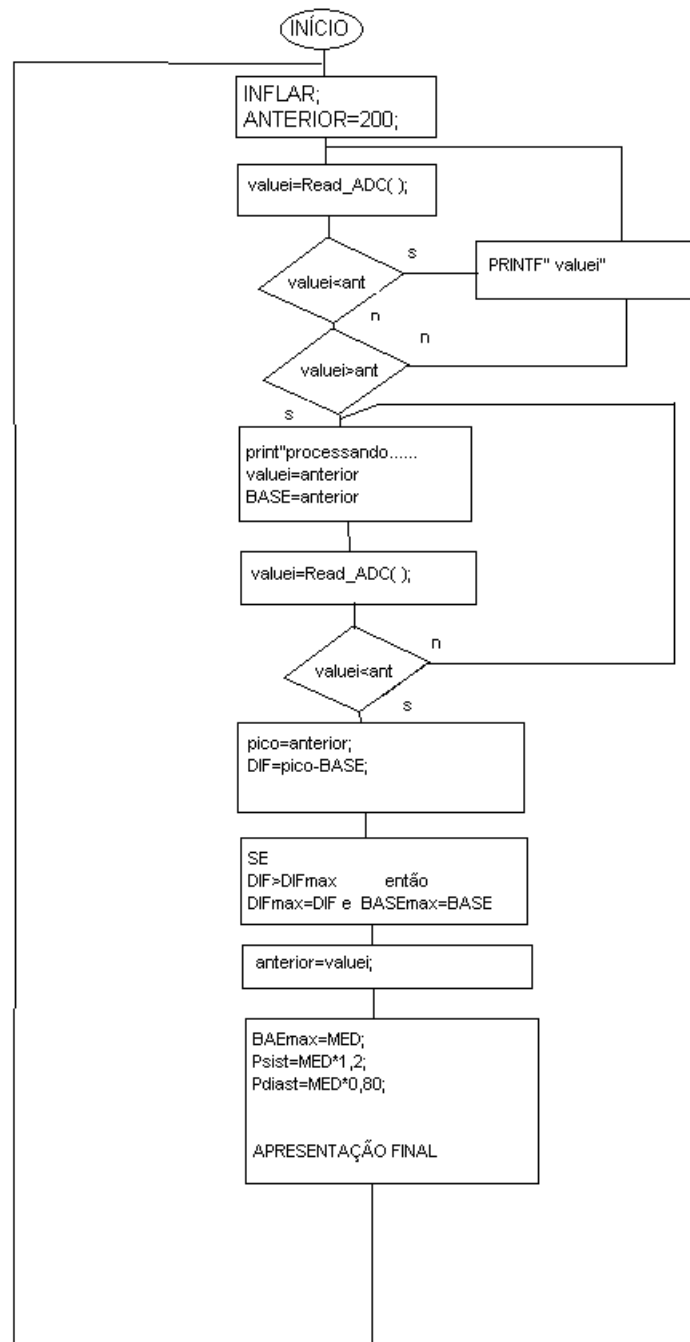


Figura 17: Fluxograma

4.9 SELEÇÃO DO SENSOR DE PRESSÃO

A seleção do sensor de pressão, que mais se adequar a uma determinada aplicação, deverá ser feita tendo em atenção os seguintes parâmetros:

1. Gama de pressões a medir;
2. Fiabilidade do sensor/transmissor;
3. Agressividade do meio em que vai ser instalado;
4. Facilidade de instalação e de manutenção;
5. Simplicidade na utilização;
6. Precisão, características estáticas;
7. Características dinâmicas;
8. Preço de aquisição e de instalação;
9. Experiência em instalações anteriores.

Como para outros tipos de sensores, alguns destes fatores encontram-se interligados, não sendo possível otimizar todos ao mesmo tempo. Haverá então que haver a opção por uma solução de compromisso.

4.9.1 Tipos de Transdutor de Pressão para a Instrumentação Necessária a Aquisição de Dados da Pressão Arterial

4.9.1.1 Auscultório

É caracterizado eletronicamente por um sensor de cápsula semelhante a um microfone (simulando um estetoscópio).

Sensor:

- 1 – sensor de pressão eletrónico piezelétricos. [28]

4.9.1.2 Método Palpatório

É caracterizado eletronicamente pelo sensor oscilométrico, que capta as vibrações da pulsação da artéria braquial.

Sensores oscilométricos:

1 – hp 1280 (com diafragma); [28]

2 – P23Id (Statliam Instrument division); [28]

3 - P20Id (Statliam Instrument division); [28]

4 – ASDX015G24R (INVENSYS SENSOR SYSTEM) [28]

OBS.: O método usado foi o oscilométrico com sistema piezoresistivo com o sensor SDX015G24R (INVENSYS SENSOR SYSTEM)

Supply Voltage (V_s)* 4.75V to 5.25Vdc

Maximum Supply Voltage* 6.50 Vdc (max.)

Consumption Current 6 mA (type)

Output Current - sink 2 mA (max.)

Output Current - source 2 mA (max.)

Lead Temperature (2-4 Sec.) 250°C [28]

4.10 SENSOR ESPECIFICADO E SELECIONADO

4.10.1 SDX015G24R (Invensys Sensor System) [28]

A seleção do sensor de pressão (oscilométrico) que mais se aplica à instrumentação do sinal analógico, tem os parâmetros e necessidades descritas a seguir.

4.10.2 Gama de Pressões a Medir

Os instrumentos utilizados comercialmente têm como faixa superior à pressão de 400mmHg, o sensor selecionado disponibiliza no mercado o range de : 0-1psi; 0-5psi; 0-15psi;0-30psi e 0-100psi.

Sendo 1psi correspondente a 51,715 mmHg a faixa que melhor atende a esta necessidade é o de 0-15psi que corresponde a 775,724 mmHg ficando assim acima da faixa comercial (tendo uma faixa SUPERIOR).

4.10.3 Fiabilidade do Sensor/Transmissor

O sensor possui um amplificador, totalmente calibrado em temperatura compensada até 80°C.

4.10.4 Agressividade do Meio em que vai ser Instalado

Será instalado junto à etapa microprocessada, uma vez que a amostragem será na forma de variação de pressão intrabraquial através de um manguito de aproximadamente 45 cm, que se encaixa na entrada do sensor.

4.10.5 Normalização na Fábrica

Segue os padrões de normalização internacional e a ISSO 9001.

4.10.6 Facilidade de Instalação e de Manutenção

O fato de poder ser instalado fora da área de mensuração torna-se em grande vantagem para o uso deste sensor.

4.10.7 Simplicidade na Utilização

O sensor possui 8 pinos sendo que somente 3 pinos são usados: Vs, GND e Vout.

4.10.8 Precisão, Características Estáticas e Características Dinâmicas

Possui aproximadamente 2.0% de accurate, full scale span 4.0 V, quantization step 3mV [significa que tendo a faixa de 0 – 775,724 mmHg o passo será de 0.5818 mmHg (cada 0.003V corresponde a 0.5818 mmHg) e a menor leitura digitalizada pelo microcontrolador PIC com ADC de 10 bit's será de 0.7575 mmHg (cada 0.0048828V corresponde a 0.7575mmHg)]. Concluimos que o sensor é mais preciso que o microcontrolador que será usado (PIC16F877A); porém a variação de compreendida entre 1mmHg e 2 mmHg é aceitável na leitura desta grandeza.

4.10.9 Preço de Aquisição e de Instalação

O preço do sensor no mercado local é de 269,00 reais (o mais baixo encontrado no mercado).

4.10.10 Experiência em Instalações Anteriores

Segundo o fabricante este sensor é amplamente usado nas áreas de instrumentação medica, barométrica e pneumática.

4.10.11 Grandeza Medida (Mensurando)

Corpo humano, de forma não invasiva e de forma envolvente na superfície da pele (derme).

4.10.12 Categoria da Grandeza Biomédica

Pressão, pulsação.

4.10.13 Mostrador (Geração de Saída Perceptível)

Display de cristal líquido.

4.10.14 Modos Operacionais

4.10.14.1.1 Modo Direto / Indireto

Está relacionado à acessibilidade do mensurando (pressão arterial). A grandeza é perceptível diretamente com o sensor (neste caso de forma não invasiva).

4.10.14.1.2 Sensor Gerador

Utiliza a grandeza a ser medida para alterar o sinal de uma fonte conhecida.

4.10.14.1.3 Natureza do Sinal

Possui natureza analógica, como todas as grandezas encontradas na natureza.

4.10.14.1.4 Não Invasivo

Sem penetração no corpo humano e sem danos aos tecidos (derme, epiderme, veias, artérias, etc.).

4.10.14.1.5 Restrições das Medidas Biomédicas

Baixos valores de amplitude e presença de ruídos.

4.10.14.1.6 O Instrumento Biomédico

Necessita ser: Confiável, simples de operar, resistente, tolerantes a falhas, seguro contra choque.

4.11 PROBLEMAS ENCONTRADOS QUANDO SE REALIZA MEDIDAS EM UM SISTEMA VIVO

4.11.1 Inacessibilidade das Grandezas Medidas

Utiliza-se uma medida direta ou como neste caso indireta que tem muitas limitações e nem sempre é válida. Neste tipo de medida em específico há validade científica comprovada com ótima confiabilidade nas medições.

4.11.2 Variabilidade Biológica

Praticamente todas as variáveis biológicas são de natureza não-determinística e estocástica.

4.11.3 Segurança Elétrica

O sistema de medição não representa nenhum tipo de perigo à vida ou ao funcionamento normal do organismo.

4.11.4 Área Específica

Medicina com procedimentos dentro da área da Cardiologia (sistema circulatório).

5 TÉCNICA DE MEDIDA INDIRETA DA PRESSÃO ARTERIAL USANDO O ESFIGNOMANÔMETRO DIGITAL (ED1)

(Baseada nas Recomendações da American Heart Association)



Figura 18: Verificação da Pressão I

1. Prepare o material separando esfigmomanômetro digital e algodão com anti-séptico;
2. Certifique-se de que o esfigmomanômetro esteja íntegro e calibrado (verificação da pressão I);
3. Certifique-se de que o manguito esteja desinsuflado antes de ser ajustado ao seu braço;
4. Posicione-se em local calmo e confortável, com o braço apoiado ao nível do coração, permitindo 5 minutos de repouso (verificação II);



Figura 19: Verificação da Pressão II



Figura 20: Verificação da Pressão IIA

5. Envolver o manguito em torno do braço, posicionando o centro da bolsa inflável sobre a artéria braquial, permitindo que tubos e conectores estejam livres e o display do esfigmomanômetro em posição visível, como na foto verificação IIA;

6. Palpe a artéria braquial e centralize a bolsa inflável ajustando o meio da bolsa sobre a artéria (para identificar o meio da bolsa inflável basta dobrá-la ao meio e colocar esta marcação sobre a artéria palpada) vendo na foto verificação III;



Figura 21: Verificação da Pressão III



Figura 22: Verificação da Pressão IV

7. Com a mão "não dominante" palpe a artéria radial e simultaneamente, com a mão dominante feche a saída de ar (válvula da pêra do esfigmomanômetro), inflando rapidamente a bolsa até 70 mmHg e gradualmente aumente a pressão aplicada até que perceba o desaparecimento do pulso, inflando até 220mmHg, demonstrado na foto verificação IV;



Figura 23: Verificação da Pressão V

8. Aguarde de 15 a 30 segundos para inflar novamente o manguito, visto na foto verificação V;

9. Feche a saída de ar (válvula da pêra do esfigmomanômetro), com a mão "não dominante" palpe a artéria braquial e em seguida novamente com a mão dominante insufla o manguito gradualmente até o valor da pressão arterial sistólica estimada pelo método palpatório e continue insuflando rapidamente até 220 mmHg, visto na foto verificação VI;



Figura 24: Verificação da Pressão VI

10. Desinsufla totalmente o manguito com atenção voltada ao completo desaparecimento dos sons;

11. Repita a ausculta após 30 segundos

12. Retire o aparelho do braço deixando-o confortável;

13. Verifique e anote o valor da pressão aferida, visto na foto verificação VII;



Figura 25: Verificação da Pressão VII

14. Guarde os aparelhos em local adequado e lave as mãos após terminar qualquer procedimento.

5.1 OBSERVAÇÃO

Orientações quanto às condições ideais para a verificação:

- Proporcione um ambiente calmo e confortável com temperatura agradável;
- Permita o repouso por um período mínimo de 5 minutos;
- Confirme não ter havido ingestão de alimentos ou uso de fumo pelo menos 30 minutos antes da medida;
- Mantenha-se sentado, com as costas apoiadas confortavelmente no encosto da cadeira e o braço apoiado sob uma superfície próxima, posicionado ao nível do coração. A palma da mão deve ficar em supinação;
- Caso seja necessário verificar a pressão em posição ortostática apóie seu braço de modo que continue posicionado ao nível do coração;
- O observador deve coordenar habilidades visuais, manuais e auditivas;

- Anotar a posição da aferição, o tamanho do manguito, o membro utilizado e os valores obtidos da medida da pressão arterial;

6 RESULTADOS OBTIDOS COM O PROTÓTIPO DO ESFIGNOMANÔMETRO DIGITAL

Na obtenção dos resultados foi utilizados o microcomputador, o esfignomanômetro montado e um cabo para a comunicação serial. Onde foi feita a coleta de dados de pessoa com: pressão alta (comprovada clinicamente), pressão normal (comprovada clinicamente) e pressão baixa (comprovada clinicamente); com a finalidade de analisar o comportamento gráfico da leitura do sistema de aquisição.

Na foto abaixo (captura 1) esta exposto o sistema montado para início das capturas.



Figura 26: Captura 1

Na captura 2 está a conexão do esfignomanômetro com o microcomputador, através do cabo serial que faz a comunicação do PIC16F877A com o MAX232 e este com a porta COM1 do microcomputador.



Figura 27: Captura 2

Aqui na foto captura 3 tem-se o Hiper Terminal aberto com 19600 bps e 8N1 na configuração, isto é, 8 bit's de dados sem paridade, 1 stop bit e sem controle de fluxo. Abrindo uma janela de transferência de dados para um arquivo .TXT.

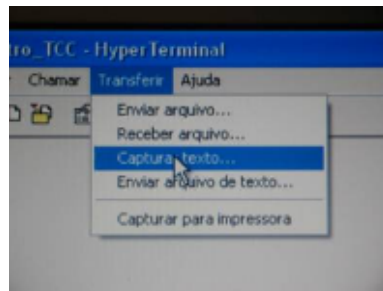


Figura 28: Captura 3

Abrir a pasta onde se quer guardar a informação e comandar iniciar, visto na foto captura 4.

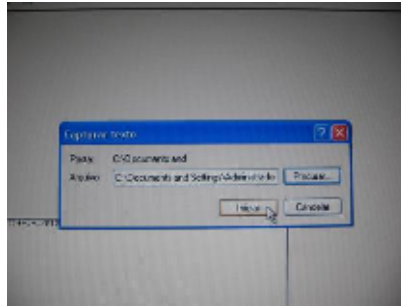


Figura 29: Captura 4

Realização da aquisição com o sistema montado.



Figura 30: Captura 5

Parar a captura do texto e transferir as informações para uma planilha do excel e traçar os gráficos com o método da foto captura 6.

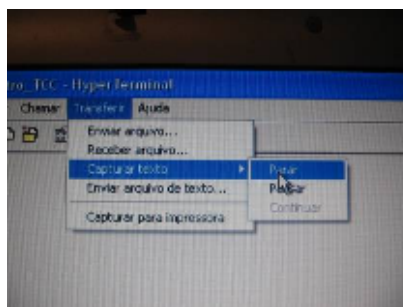


Figura 31: Captura 6

6.1 INFORMAÇÕES EXTRAÍDAS DO HIPER TERMINAL

TESTANDO DALTON1_and.C:

ACIONE para começar a medir

REPOUSO DE 5 mim ANTES DA MEDICAO

VALOR=34

VALOR=33

VALOR=34

FORAM OMITIDOS OS VALORES ENTRE 34mmHg A 120mmHg

VALOR=120

VALOR=120

VALOR=120

VALOR=122

VALOR=123

VALOR=121

VALOR=120

VALOR=120

VALOR=122

VALOR=121

VALOR=120

VALOR=119

VALOR=119

VALOR=121

VALOR=121

VALOR=120

VALOR=118 marco do ponto de máxima (sem transição mais rápida que a amostragem de 9600bps)

VALOR=121 velocidade limitada somente pela capacidade do A/D do PIC16F877A

VALOR=123 (123 – 118 = 5mmHg) ponto de máxima variação da pulsação

VALOR=120

VALOR=122

VALOR=123

VALOR=124

VALOR=120

VALOR=122

VALOR=122

VALOR=121

VALOR=120

VALOR=120

VALOR=121

VALOR=121

VALOR=120

VALOR=121

VALOR=121

VALOR=120

VALOR=119
 VALOR=118
 VALOR=121
 VALOR=120
 VALOR=118
 VALOR=121
 VALOR=121
 VALOR=118
 VALOR=118
 VALOR=121
 VALOR=118
 VALOR=118
 VALOR=118
 VALOR=121
 VALOR=118
 VALOR=117
 VALOR=118
 VALOR=121
 VALOR=118
 VALOR=118
 VALOR=119
 VALOR=118
 VALOR=116
 VALOR=118
 VALOR=119
 VALOR=118
 VALOR=117
 VALOR=118
 VALOR=119
 VALOR=116
 VALOR=117
 VALOR=119
 VALOR=117
 VALOR=117
 VALOR=119
 VALOR=116
 VALOR=117
 VALOR=118
 VALOR=117
 VALOR=115
 VALOR=118
 VALOR=119

VALOR=116 = marco do ponto de máxima (porém ocorreu uma transição mais rápida que a amostragem de 9600bps)

VALOR=118 velocidade limitada somente pela capacidade do A/D do PIC16F877A

VALOR=121 (121 – 116 = 5mmHg) ponto de máxima variação da pulsação

VALOR=118

VALOR=118

VALOR=120

VALOR=118
 VALOR=117
 VALOR=118
 VALOR=118
 VALOR=117
 VALOR=118
 VALOR=118
 VALOR=115
 VALOR=119
 VALOR=116
 VALOR=117
 VALOR=119
 VALOR=116
 VALOR=116
 VALOR=119
 VALOR=115
 VALOR=115
 VALOR=117
 VALOR=115
 VALOR=116
 VALOR=115
 VALOR=115
 VALOR=116
 VALOR=117
 VALOR=115
 VALOR=116
 VALOR=115
 VALOR=113
 VALOR=117
 VALOR=115
 VALOR=116
 VALOR=114
 VALOR=113

OMITIDOS OS VALORES ENTRE 113mmHg A 63mmHg

VALOR=63
 VALOR=62
 VALOR=60
 VALOR=61
 VALOR=63

media=118

Ps=141mmHg Pd=94mmHg (PRESSÃO AMOSTRADA NO DISPLAY 2X16)
 popularmente falada - 14.1 / 9.4

FLANDTEC ENG.

TESTANDO DALTON1_and.C: (SISTEMA REINICIALIZADO)
 ACIONE para começar a medir

Encontra-se no anexo as verificações realizadas com o instrumento projetado, que demonstra a boa reprodutibilidade, erro de aproximadamente 3mmHg (ficando dentro das exigências das normas vigentes) e com uma característica que o diferencia dos demais, que é a de possibilitar ao usuário a confecção de sua própria MAPA. Utilizando uma conexão serial e o Hiper Terminal com o recurso da captura e texto; pode-se traçar o gráfico com as informações contidas na memória de programa do PIC16F877A.

6.2 GRÁFICO DAS OSCILAÇÕES REGISTRADAS PELO ED1 (ESFIGNOMANÔMETRO)

A primeira leitura refere-se a leitura de um hipertenso (comprovado clinicamente em várias consultas e com acompanhamento clínico), visto na figura 32 – gráfico das oscilações.

Ps = 178 mmHg Pd = 119 mmHg

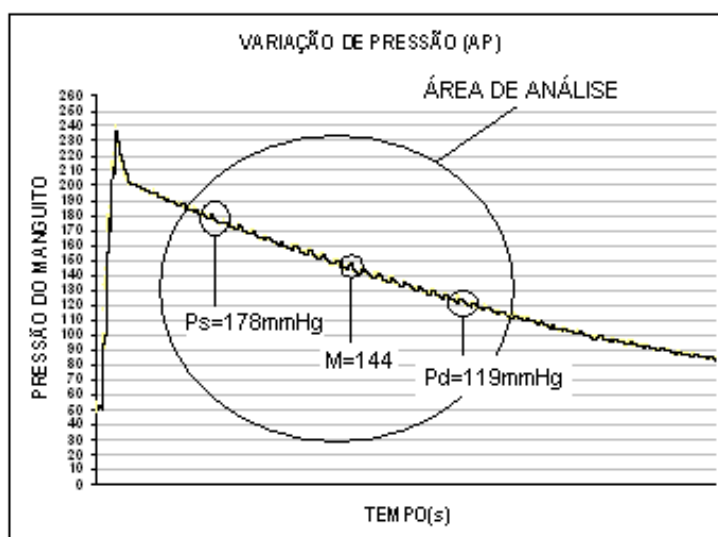


Figura 32: Gráfico das Oscilações

Pontos de descida da pressão arterial, com as indicações dos pulsos da Ps, Pd e M, na figura 33 – gráfico das oscilações.

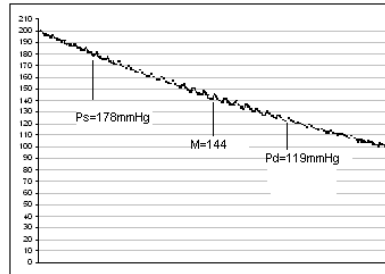


Figura 33: Gráfico das Oscilações

Ponto da máxima amplitude em destaque na figura 34 – gráfico das oscilações.

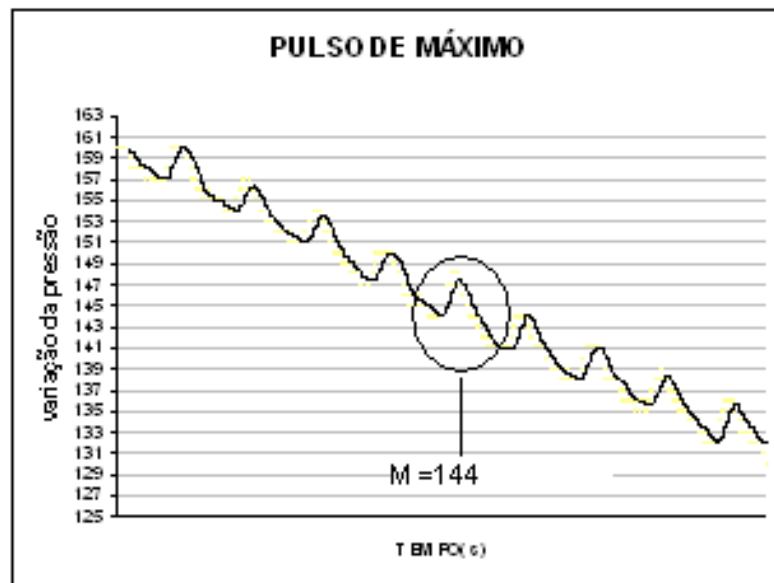


Figura 34: Gráfico das Oscilações

Pontos de descida da pressão arterial ampliada, com as indicações dos pulsos da Ps, Pd e M na ordem indicada na figura 35 – gráfico das oscilações.

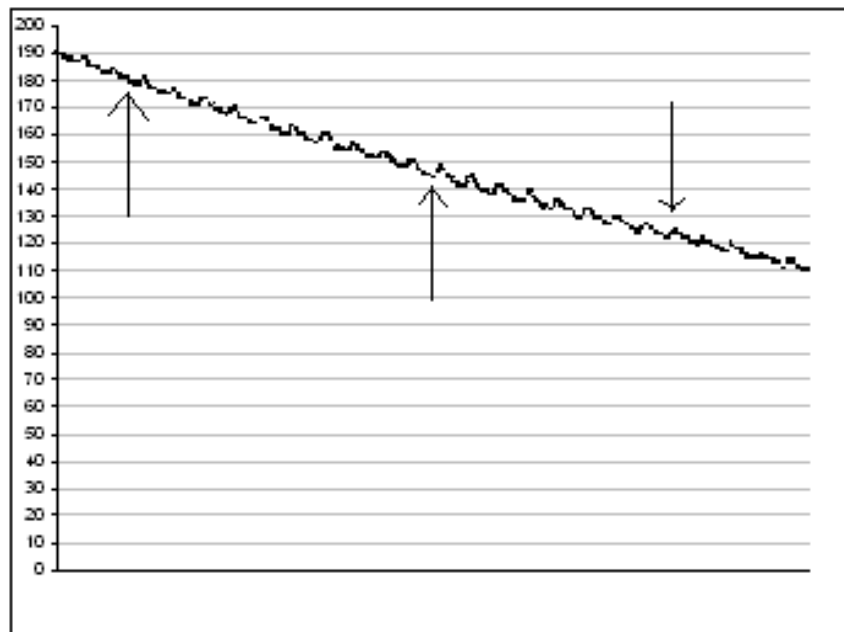


Figura 35: Gráfico das Oscilações

A segunda leitura refere-se a leitura de um hipotenso (comprovado clinicamente em varias consultas sem a mesma necessidade de acompanhamento clínico que tem o hipertenso), visto na figura 36 – gráfico das oscilações.

Ps =107 mmHg Pd = 72 mmHg media = 87

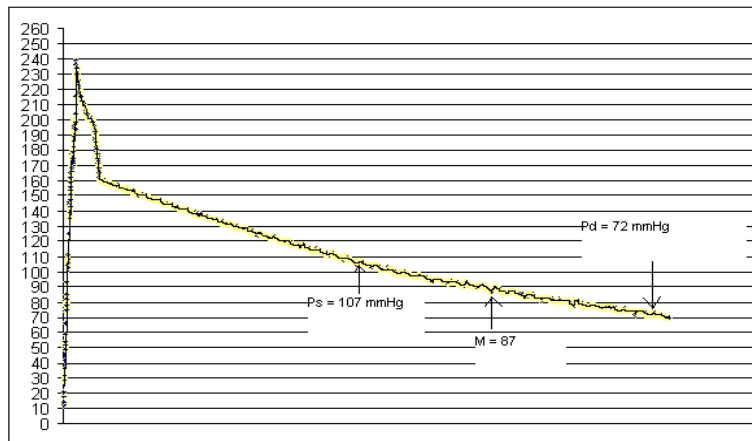


Figura 36: Gráfico das Oscilações

Pontos de descida da pressão arterial, com as indicações dos pulsos da Ps, Pd e M, demonstrado na figura 37 – gráfico das oscilações.

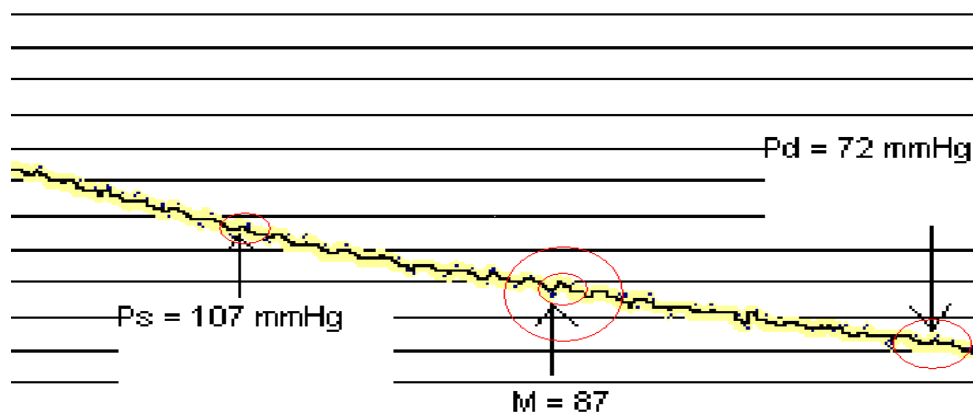


Figura 37: Gráfico dos Pontos de Leitura

Posição das oscilações destacadas pelo equipamento, na figura 38 – gráfico das oscilações.

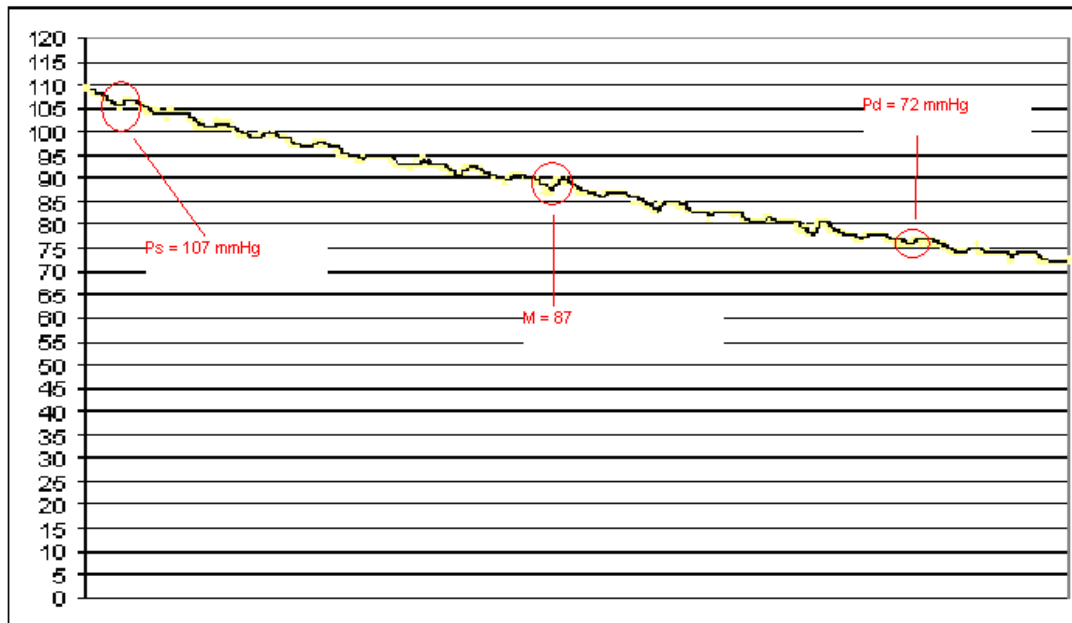


Figura 38: Gráfico dos Pontos de Leitura

Ampliação do ponto de máximo, registrado na figura 39 – gráfico das oscilações.

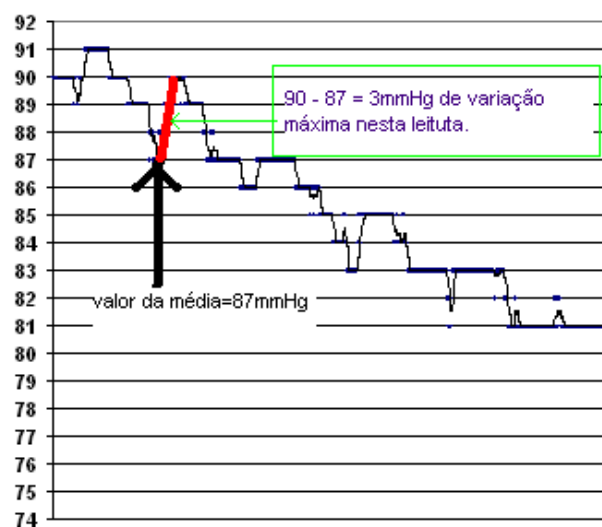


Figura 39: Gráfico do Setor de Leitura Máxima

A terceira leitura refere-se a leitura de um normotenso (comprovado clinicamente em várias consultas sem oscilações de subida de pressão), na figura 40 – gráfico das oscilações

Ps = 120mmHg Pd = 80mmHg

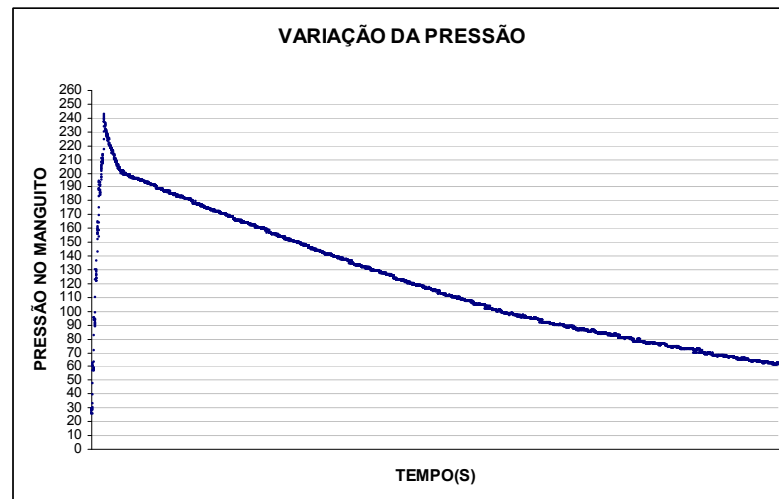


Figura 40: Gráfico do Setor de Leitura Máxima

Pontos de descida da pressão arterial, com as indicações dos pulsos da Ps, Pd e M; visto na figura 41 – gráfico das oscilações.

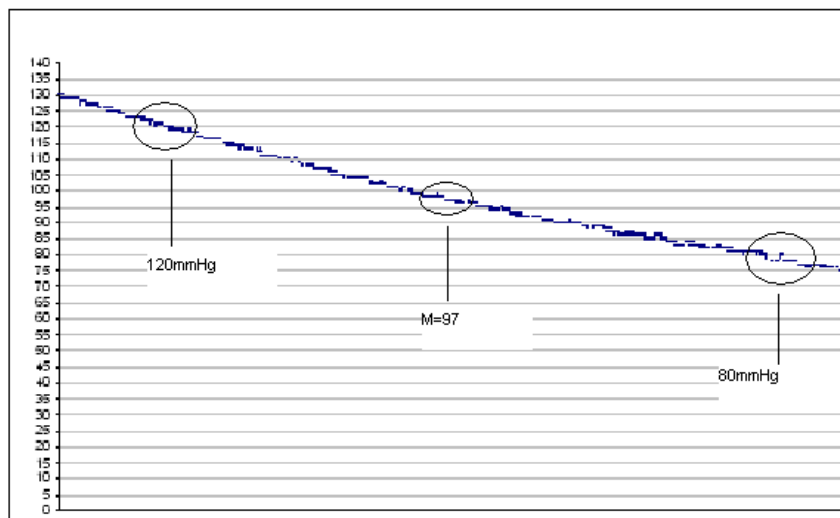


Figura 41: Gráfico do Setor de Leitura Máxima

Posição da oscilação máxima registrada pelo equipamento; detalhado na figura 42 – gráfico das oscilações.

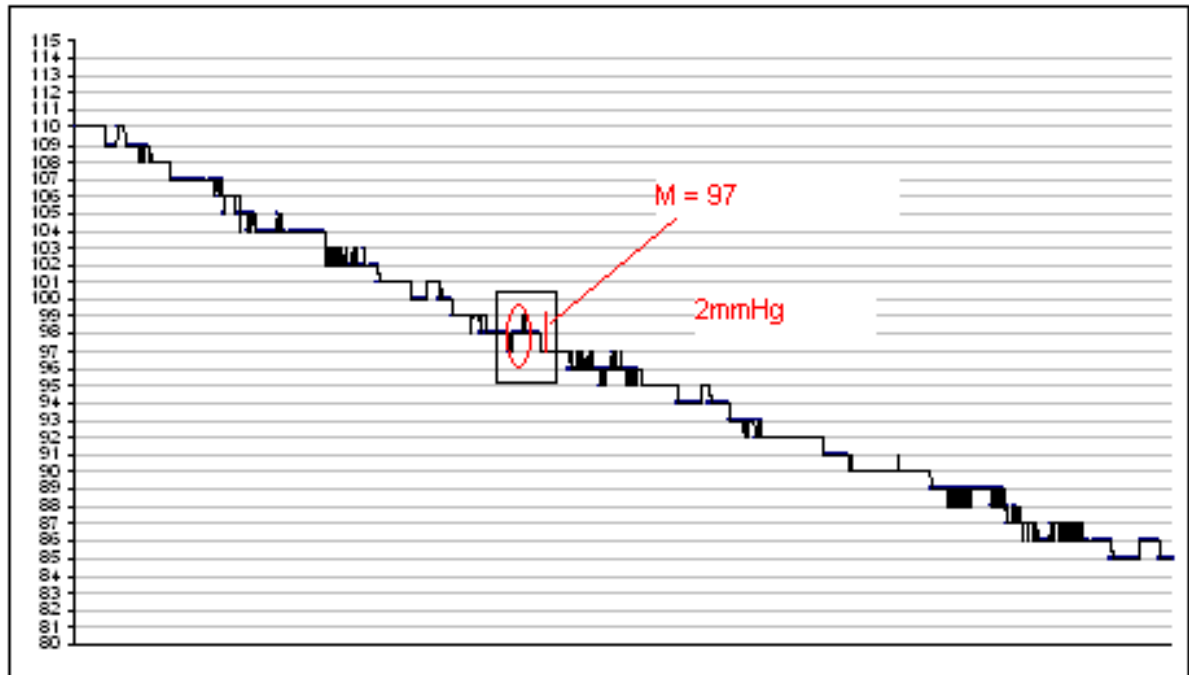


Figura 42: Gráfico do Setor de Leitura Máxima

Esta última leitura é de um normotenso e refere-se as oscilações de pressão com fracos batimentos cardíacos (comprovado clinicamente em varias consultas sem oscilações de subida de pressão). Com a figura 43 – gráfico das oscilações.

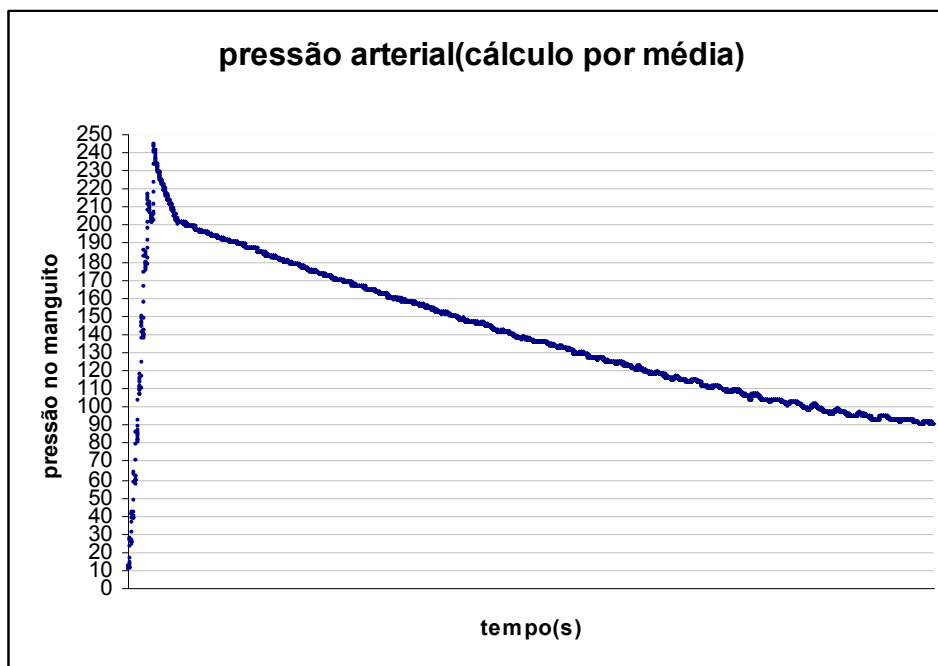


Figura 43: Gráfico do Setor de Leitura Máxima

Ponto de máxima oscilação, na figura 44 – gráfico das oscilações.

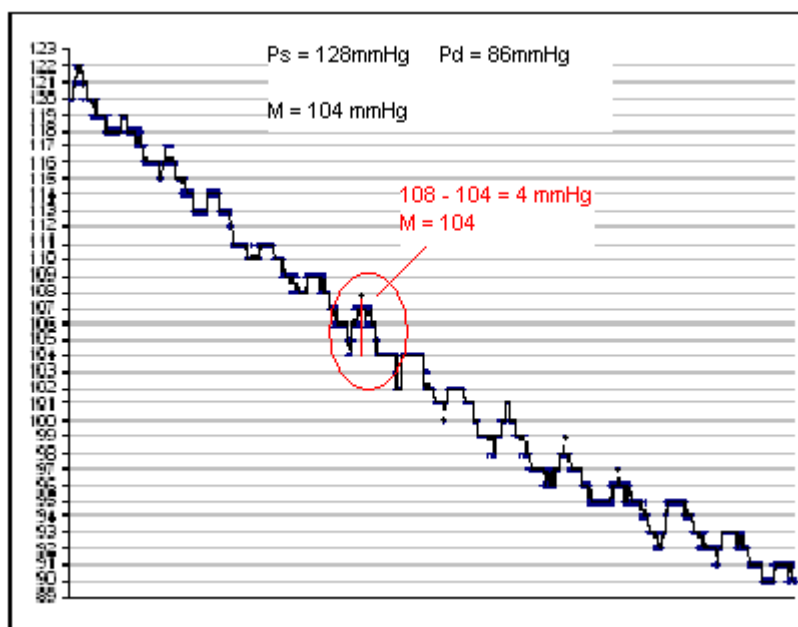


Figura 44: Gráfico do Setor de Leitura Máxima

Posição da oscilação destacada pelo equipamento na figura 45 – gráfico das oscilações.

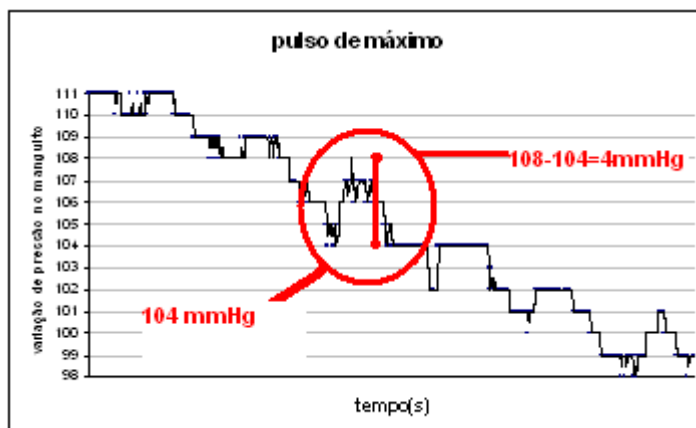


Figura 45: Gráfico do Setor de Leitura Máxima

Ampliação do ponto de máximo na figura 46 – gráfico das oscilações.

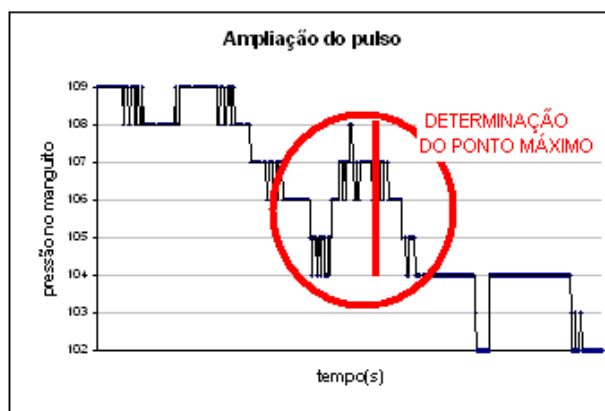


Figura 46: Gráfico do Setor de Leitura Máxima

6.3 LEITURAS, MÉDIAS E DESVIO PADRÃO

As leituras realizadas com o esfignomanômetro construído, obtiveram resultados satisfatórios em termos de variação em relação ao manômetro do tipo aneróide, que foi o padrão utilizado para este projeto. Devido ao alto custo da aferição pelo INMETRO, que cobra aproximadamente R\$ 70,00 por ponto do

manômetro não foi utilizada a coluna de mercúrio, porém os ajustes realizados para a aferição, são possíveis de ser realizado para qualquer referência usada como padrão. O manômetro que acompanha o equipamento é aferido pelo INMETRO e possui a validação de 1 ano para fins de controle das leituras realizadas com o mesmo. A seguir estará sendo apresentado o controle das verificações com os desvios médios e com as médias das leituras realizadas. Conforme a exposição abaixo.

6.4 VERIFICAÇÃO DA PRESSÃO ARTERIAL (leituras de varias pessoas)

ANALÓGICA
PS= 120 x = 118
PD= 78 x = 77.5

DIGITAL
M= 97
PS= 116 s = -4
PD= 77 s = -1
=====

=

ANALÓGICA
PS= 128 x = 127
PD= 86 x = 85

DIGITAL
M= 105
PS= 126 s = -2
PD= 84 s = -2
=====

=

ANALÓGICA
PS= 128 x = 127.5
PD= 86 x = 85

DIGITAL
M= 106
PS= 127 s = -1
PD= 84 s = -2
=====

=

ANALÓGICA
PS= 134 x = 134.5
PD= 90 x = 87

DIGITAL
M= 113
PS= 135 s = +1
PD= 94 s = +4
=====

ANALÓGICA
PS= 138 x = 139
PD= 90 x = 92

DIGITAL

M= 118
PS= 140 s = +2
PD= 94 s = +4
=====

=

ANALÓGICA
PS= 146 x = 148
PD= 96 x = 98

DIGITAL
M= 125
PS= 150 s = +4
PD= 100 s = +4
=====

=

ANALÓGICA
PS= 160 x = 161.5
PD= 104 x = 106

DIGITAL
M= 136
PS= 163 s = +3
PD= 108 s = +4
=====

=

ANALÓGICA
PS= 120 x = 121
PD= 78 x = 79.5

DIGITAL
M= 102
PS= 122 s = +2
PD= 81 s = +3
=====

=

ANALÓGICA
PS= 120 x = 119
PD= 78 x = 77

DIGITAL
M= 99
PS= 118 s = -2
PD= 76 s = -2

=====

ANALÓGICA
PS= 130 x = 133
PD= 86 x = 88

DIGITAL
M= 117
PS= 136 s = +6
PD= 90 s = +4
=====

=

ANALÓGICA
PS= 124 x = 126.5
PD= 84 x = 85

DIGITAL
M= 108
PS= 129 s = +5
PD= 86 s = +2
=====

=

ANALÓGICA
PS= 118 x = 116.5
PD= 78 x = 77

DIGITAL
M= 96
PS= 115 s = -3
PD= 76 s = -2
=====

=

ANALÓGICA
PS= 118 x = 116.5
PD= 74 x = 77

DIGITAL
M= 96
PS= 115 s = -3
PD= 76 s = -2
=====

ANALÓGICA
PS= 116 x = 115
PD= 74 x = 75

DIGITAL
M= 95
PS= 114 s = -2
PD= 76 s = +2
=====

ANALÓGICA
PS= 116 x = 107.5
PD= 76 x = 71

DIGITAL
M= 83
PS= 99 s =
-17
PD= 66 s = -10
=====

=
ANALÓGICA
PS= 100 x = 99.5
PD= 70 x = 68

DIGITAL
M= 83
PS= 99 s =
-1
PD= 66 s = -4
=====

=
ANALÓGICA
PS= 122 x = 121.5
PD= 84 x = 82

DIGITAL
M= 101
PS= 121 s = -1
PD= 80 s = -4
=====

=
ANALÓGICA
PS= 122 x = 120
PD= 80 x = 81

DIGITAL
M= 98
PS= 118 s = -4
PD= 82 s = -2
=====

=
ANALÓGICA

PS= 128 x = 130.5
PD= 82 x = 85

DIGITAL
M= 111
PS= 133 s = +5
PD= 88 s = +6
=====

ANALÓGICA
PS= 126 x = 126
PD= 80 x = 82.5

DIGITAL
M= 105
PS= 126 s = 0
PD= 85 s = +5
=====

=
ANALÓGICA
PS= 120 x = 122
PD= 80 x = 82

DIGITAL
M= 104
PS= 124 s = +4
PD= 84 s = +4
=====

=
ANALÓGICA
PS= 140 x = 144
PD= 88 x = 93.5

DIGITAL
M= 124
PS= 148 s = +8
PD= 99 s = -11
=====

=
ANALÓGICA
PS= 140 x = 142
PD= 90 x = 91.5

DIGITAL
M= 119
PS= 144 s = +4
PD= 93 s = +3
=====

=

ANALÓGICA
PS= 120 x = 121
PD= 80 x = 80.5

DIGITAL
M= 102
PS= 122 s = +2
PD= 81 s = +1
=====

=
ANALÓGICA
PS= 120 x = 119
PD= 78 x = 78.5

DIGITAL
M= 99
PS= 118 s = -2
PD= 79 s = +1
=====

=
ANALÓGICA
PS= 116 x = 119.5
PD= 76 x = 77

DIGITAL
M= 101
PS= 123 s = +7
PD= 78 s = +2
=====

=
ANALÓGICA
PS= 120 x = 119
PD= 78 x = 77.5

DIGITAL
M= 97
PS= 118 s = -2
PD= 77 s = -1
=====

=
ANALÓGICA
PS= 122 x = 120
PD= 78 x = 78.5

DIGITAL
M= 99
PS= 118 s = -4
PD= 79 s = +1

=====

=

ANALÓGICA

PS= 120 $x = 120.5$

PD= 80 $x = 80$

DIGITAL

M= 101

PS= 121 $s = +1$

PD= 80 $s = 0$

=====

=

ANALÓGICA

PS= 116 $x = 115$

PD= 74 $x = 75$

DIGITAL

M= 95

PS= 114 $s = -2$

PD= 76 $s = +2$

=====

=

6.5 GRÁFICO DE ADEQUAÇÃO DOS VALORES DECIMAIS PARA MMHG

Gráfico usado para calcular o fator multiplicador que irá condicionar o valor decimal lido pelo ADC do PIC em mmHg. Conforme Gráfico DEC X mmHg.

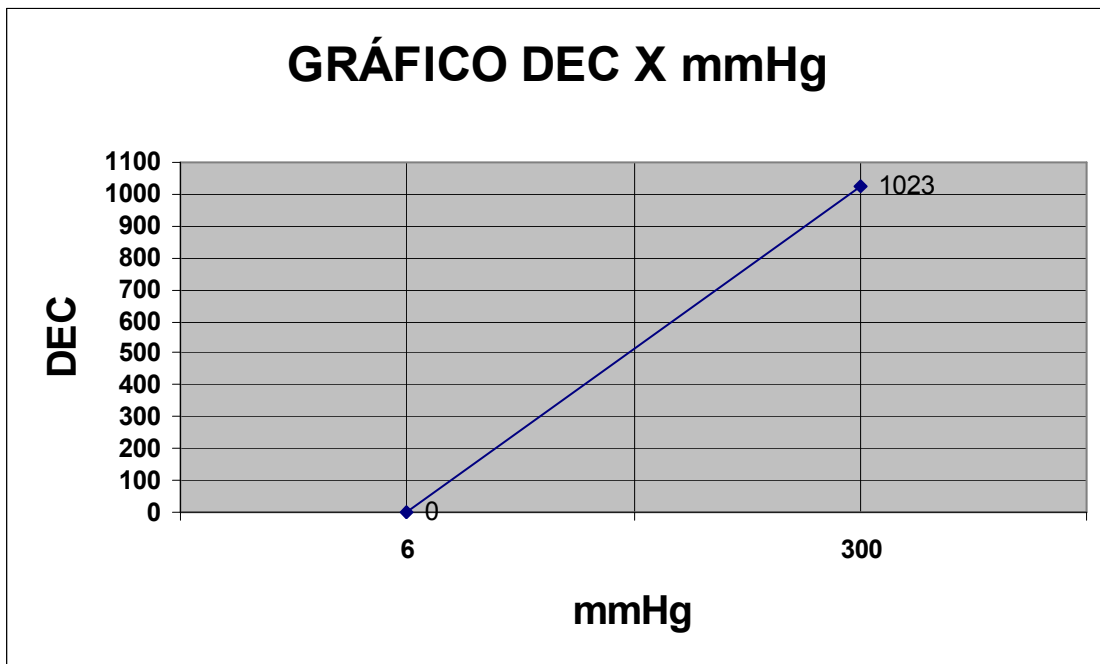


Gráfico DEC X mmHg

$$\text{valuei} = (\text{mmHg max} - \text{DEC} / 1023) \\ * (\text{value}) + \text{DEC}$$

$$\text{valuei} = ((300 - 6 / 1023) * \text{value}) + 6$$

$$\text{valuei} = \text{value} * 0.28739 + 6$$

7 CONSIDERAÇÕES FINAIS

7.1 CALIBRAÇÃO DO SISTEMA

Foi feita no ajuste de dois potenciômetros multi-voltas e com o auxílio do multímetro para verificação da tensão de referência de zero ($-v_{ref} = 0,405v$) do ajuste de zero de pressão (neste caso do ponto de 6 mmHg, que é onde inicia a marcação do manômetro analógico (com tubo de bourdon) e da tensão de referência de máximo ($+v_{ref} = 1,92v$) do ajuste máxima variação de pressão (neste caso do ponto de 300 mmHg, que é onde termina a marcação do manômetro analógico (com tubo de bourdon)) e com um software que desenvolvi para fazer a calibração de aparelho de modo on line, isto é, ajustando o sistema com tudo ligado e verificando a saída de tensão e a variação de tensão respectivamente com as amostragem decimais no display de 0 – 1023.

7.2 SENSOR

O sensor usado é compensado em temperatura de 0°C a 85°C e linear em toda faixa utilizada (garantida pelo fabricante e verificada no desenvolvimento do projeto).

7.3 O ERRO

Está dentro do valor de 5mmHg de mercúrio determinado pelas normas técnicas:

- Blood Pressure Transducers (ANSI/AAMI BP22-1994);
- Nonautomated Sphygmomanometers (ANSI/AAMI SP9-1994);

- Electronic or Automated Sphygmomanometers (ANSI/AAMI SP10-1992);
- BS 2743 1990 Specification for aneroid and mercury non-automated sphygmomanometers;
- BS 2744 1956 Specification for sphygmomanometers. Mercury type;
- BS EN 1060 Specification for non-invasive sphygmomanometers;
- BS EN 1060-1 1996 Specification for non-invasive sphygmomanometers;
- BS EN 1060-2 1996 Specification for non-invasive sphygmomanometers;
- BS EN 1060-3 1997 Specification for non-invasive sphygmomanometers;
- ANSI AAMI SP10-1992;
- HANDBOOK OF BLOOD PRESSURE: DIFFERENTIAL AUSCULTATORY TECHNIQUE;
- Nonautomated Sphygmomanometers (ANSI/AAMI SP9-1994);
- Electronic or Automated Sphygmomanometers (ANSI/AAMI SP10-1992).

7.4 FÓRMULAS MAIS USADAS PARA CÁLCULO DAS PRESSÕES

Este é um apanhado das formas de se calcular as pressões sistólica e diastólica utilizando como referência a pressão Média (Pmed).

$$P_{\text{sist}} = P_{\text{med}} * 1.55$$

$$P_{\text{diast}} = P_{\text{med}} * 0.85$$

$$P_{med} = (P_{sist} + 2 \cdot P_{diast}) / 3$$

$$P_{sist} = P_{med} \cdot 1.55$$

$$P_{diast} = P_{med} \cdot 0.55$$

$$P_{sist} = P_{med} \cdot 1.50$$

$$P_{diast} = P_{med} \cdot 0.80$$

$$P_{sist} = P_{med} \cdot 1.50$$

$$P_{diast} = P_{med} \cdot 0.67$$

A que melhor se aplicou ao sistema desenvolvido foi:

$$P_{sist} = P_{med} \cdot 1.24$$

$$P_{diast} = P_{med} \cdot 0.83$$

7.5 AFERIÇÃO DO ESFIGNOMANÔMETRO DIGITAL

O manômetro de aneróide do esfignomanômetro foi levado para aferição na Salvi Casagrande em Canoas na Rua: Venâncio Aires, nº 3033 em 03 nov 2005; e após isto foi conferido o sistema com a variação dos níveis de tensão de referência nos pinos 4 e 5 do PIC16F877A e no fator multiplicador que faz a adequação dos

valores lidos no AD que se encontra no software; tendo com isto o sistema mais confiável.

7.6 COMPARAÇÃO ENTRE LEITURAS E TRATAMENTO ESTATISTICO

7.6.1 Comparação entre Leituras

Com o sistema montado em uma sala destinada a triagem de consultas médicas a enfermeira Medianeira do hospital São Lucas da PUC (Pontifícia Universidade Católica) me auxiliou nas leitura realizadas em quatro pacientes, que aceitaram colaborar com esta pesquisa científica no intuito de fazer dez tomadas de pressão em cada paciente, ao mesmo tempo com o sistema convencional (esfigmomanômetro com aneróide), realizada pela enfermeira, e com a amostragem digital, feita com o sistema digital lido no mostrador visto na comparação 1.



Figura 47: Comparação 1

A primeira paciente foi a senhora Tatiana Passos, com características de pressão baixa (PB), na comparação 2.



Figura 48: Comparação 2

A segunda paciente foi a senhora Marluz da Silva, com características de pressão alta (PA), na comparação 3.



Figura 49: Comparação 3

A segunda paciente foi a senhora Ângela Paz, com características de pressão convergente, na comparação 4. A leitura desta paciente não foi inserido neste projeto devido na alterações de convergência, situação a ser encaminhada ao cardiologista.



Figura 50: Comparação 4

A segunda paciente foi a senhora Magda Iancosc, com características de pressão normal (PN), na comparação 5.



Figura 51: Comparação 5

7.6.2 Tratamento Estatístico

variação da presença	NÚMERO DE AMOSTRAS	ANALÓGICA				DIGITAL				
		Ps	Pd	média	desvio	Pm	Os	Pd	média	desvio
PA	1	148	96	147,2 / 96,2	1,83 / 2,27	122	152	101	146,9 / 97,8	2,7 / 1,66
	2	144	92	147,2 / 96,2	1,83 / 2,27	120	149	99	146,9 / 97,8	2,7 / 1,66
	3	144	94	147,2 / 96,2	1,83 / 2,27	118	147	98	146,9 / 97,8	2,7 / 1,66
	4	150	100	147,2 / 96,2	1,83 / 2,27	118	147	98	146,9 / 97,8	2,7 / 1,66
	5	148	100	147,2 / 96,2	1,83 / 2,27	120	149	99	146,9 / 97,8	2,7 / 1,66
	6	148	96	147,2 / 96,2	1,83 / 2,27	116	144	96	146,9 / 97,8	2,7 / 1,66
	7	146	96	147,2 / 96,2	1,83 / 2,27	116	144	96	146,9 / 97,8	2,7 / 1,66
	8	148	96	147,2 / 96,2	1,83 / 2,27	116	144	96	146,9 / 97,8	2,7 / 1,66
	9	148	96	147,2 / 96,2	1,83 / 2,27	120	149	99	146,9 / 97,8	2,7 / 1,66
	10	148	96	147,2 / 96,2	1,83 / 2,27	116	144	96	146,9 / 97,8	2,7 / 1,66
PN	1	120	80	127,9 / 80,4	5,62 / 4,32	94	116	78	126,2 / 84,6	9,06 / 5,97
	2	120	80	127,9 / 80,4	5,62 / 4,32	94	116	78	126,2 / 84,6	9,06 / 5,97
	3	130	80	127,9 / 80,4	5,62 / 4,32	103	127	85	126,2 / 84,6	9,06 / 5,97
	4	130	80	127,9 / 80,4	5,62 / 4,32	99	122	82	126,2 / 84,6	9,06 / 5,97
	5	125	80	127,9 / 80,4	5,62 / 4,32	99	122	82	126,2 / 84,6	9,06 / 5,97
	6	124	80	127,9 / 80,4	5,62 / 4,32	97	120	80	126,2 / 84,6	9,06 / 5,97
	7	126	80	127,9 / 80,4	5,62 / 4,32	104	128	86	126,2 / 84,6	9,06 / 5,97
	8	130	80	127,9 / 80,4	5,62 / 4,32	105	130	87	126,2 / 84,6	9,06 / 5,97
	9	130	80	127,9 / 80,4	5,62 / 4,32	108	133	89	126,2 / 84,6	9,06 / 5,97

	10	140	94	127,9 / 80,4	5,62 / 4,32	120	148	99	126,2 / 84,6	9,06 / 5,97
PB	1	120	70	122 / 81,5	6,87 / 7,76	92	114	76	124,7 / 85,1	8,22 / 7,82
	2	110	80	122 / 81,5	6,87 / 7,76	90	111	74	124,7 / 85,1	8,22 / 7,82
	3	120	80	122 / 81,5	6,87 / 7,76	102	126	84	124,7 / 85,1	8,22 / 7,82
	4	110	70	122 / 81,5	6,87 / 7,76	93	115	77	124,7 / 85,1	8,22 / 7,82
	5	130	90	122 / 81,5	6,87 / 7,76	89	130	93	124,7 / 85,1	8,22 / 7,82
	6	130	90	122 / 81,5	6,87 / 7,76	89	130	93	124,7 / 85,1	8,22 / 7,82
	7	130	90	122 / 81,5	6,87 / 7,76	90	133	95	124,7 / 85,1	8,22 / 7,82
	8	130	90	122 / 81,5	6,87 / 7,76	111	137	92	124,7 / 85,1	8,22 / 7,82
	9	120	80	122 / 81,5	6,87 / 7,76	102	126	84	124,7 / 85,1	8,22 / 7,82
	10	120	75	122 / 81,5	6,87 / 7,76	101	125	83	124,7 / 85,1	8,22 / 7,82

Tabela 5

PA = PRESSÃO ALTA (hipertenso)

PN = PRESSÃO NORMAL (normotenso)

PB = PRESSÃO BAIXA (hipotenso)

Fórmulas usadas para média e desvio padrão(Veja o resultado da estatística no anexo 6).

$$S = \sqrt{((x_1 - x_m) + (x_2 - x_m) + (x_3 - x_m) + (x_4 - x_m) + (x_5 - x_m) + (x_6 - x_m) + (x_7 - x_m) + (x_8 - x_m) + (x_9 - x_m) + (x_{10} - x_m)) / 10}$$

S= DESVIO MÉDIO

$$x_m = (x_1 + x_2 + x_3 + x_4 + x_5 + x_6 + x_7 + x_8 + x_9 + x_{10}) / 10$$

x_m = média

x_1, x_2, \dots, x_{10} = leituras

7.7 ROTINA PRINCIPAL

A rotina principal recebeu uma marca de `output_high(pin_b2); // faz a leitura do período da rotina através do pino 35 em 5v` e a de `output_low(pin_b2); // faz a leitura do período da rotina através do pino 35 em 0v`, formando uma onda retangular como a da figura abaixo.

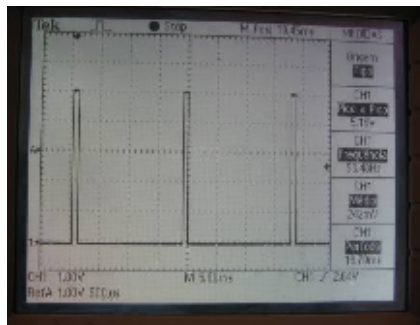


Figura 52: Osciloscópio 1

Tem-se nesta imagem a reprodução do ciclo de leitura do canal analógico e após ter sido feito o filtro de primeira ordem por software entra na rotina de identificação de picos máximos, que representam as variações ocorridas na pressão arterial de cada indivíduo; que neste caso o tempo total de varredura cíclica é de 18,7 ms com tempo de leitura e filtro em 0,8 ms.

Nesta outra imagem temos destacado o tempo de filtro e leitura do AD.

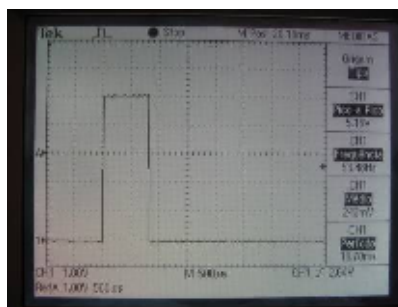


Figura 53: Osciloscópio 2

0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
superior (sístole);							inferior(diástole)		
TESTANDO DALTON1_and4Climpar.C:									

CONCLUSÃO

A construção de um instrumento destinado a fazer verificações da pressão arterial eletronicamente, foi o ponto fundamental deste trabalho de conclusão de curso onde se manteve o objetivo principal da pesquisa em esfignomanometria utilizando conhecimentos da medicina relativos à área Cardiovascular, de modo a permitir o desenvolvimento de projetos vinculados ao estudo da verificação da pressão arterial e das conseqüências de desvios patológicos nos níveis desta. A verificação residencial realizada durante vários dias por pessoas devidamente treinados sempre será uma alternativa útil para prevenir problemas no sistema cardiovascular. O esfignomanômetro (aparelho para a verificação da pressão arterial) é um dispositivo cada vez mais comum nos lares domésticos, é de vital importância na prevenção de muitas doenças, sobretudo cardiovascular. Conforme mostrado nas pesquisas; há falhas nas aquisições de dados da pressão arterial realizada pelos profissionais da saúde (aquisição humana) o equipamento desenvolvido possui boa repetitividade demonstradas nos gráficos e tabelas, evitando o erro causado pela má auscultação e da pulsação devido a maior sensibilidade do sensor em relação ao ouvido humano, apesar de possuir desvios em sua leitura; estas variações são aceitáveis. Segundo as normas específicas,

citadas na bibliografia, o desvio máximo está em torno de 5 mmHg de variação para mais ou para menor. A utilização da conexão serial e o Hiper Terminal com o recurso da captura e texto deu uma vantagem diferencial para este aparelho; fato este que fez com que este projeto se mostrasse útil e com contribuição científica para a universidade e para a saúde pública, pois o paciente poderá construir a sua própria MRPA.

A coleta de dados de pessoa com: pressão alta, pressão e pressão baixa (comprovadas clinicamente); foram realizadas com a finalidade de analisar o comportamento gráfico da leitura do sistema de aquisição de dados.

Foi satisfatória a avaliação do esfignomanômetro digital em termos de variação em relação ao padrão utilizado para este projeto e das curvas encontradas, onde as mesmas possuem características semelhantes as citadas no conteúdo teórico; tendo assim cumprido o objetivo da pesquisa e do tema abordado no projeto.

Foi viabilizada a através de um padrão com coluna de mercúrio a verificação manômetro de aneróide do esfignomanômetro foi levado para aferição na Salvi Casagrande em Canoas na Rua: Venâncio Aires, nº 3033 em 03 nov 2005; representada na pessoa do Senhor Jardel, fato que enobreceu o projeto dando assim mais confiabilidade nas leituras de aquisição, sendo a variação aceitável. Contudo, seria importante inserir mais algumas possibilidades, sugeridas para tornar o sistema cada vez mais viável e atrativo até para uma possível comercialização, como:

1 - Interface gráfica na captura dos dados com a utilização de linguagens de programação destinadas a este fim;

2 - Sistema de enchimento automático do manguito utilizando uma micro bomba;

3 - display com animação gráfica (batimento cardíaco, seta de subida, seta de descida, etc.);

4 – possibilidade de se fazer e verificação dos batimentos cardíacos.

Com o acréscimo destas sugestões, o projeto se tornaria o esfigmomanômetro digital de maior custo benefício do mercado na atualidade além disto, é necessário um tempo de teste considerável para que se possa validar como um produto realmente preciso e confiável para fins de garantir qualidade ao produto.

A revista Saber Eletrônica deste mês (outubro de 2005) na edição de número 393 tem como um dos temas centrais uma placa da Texas Instruments para captação de sinais do organismo humano demonstrando assim além da placa um sensor que pode ser adquirido para construção de outros sistemas de captação dos mesmos sinais em uma topologia diferenciada, dando assim ao leitor uma visão ampla do sistema e incentivando a pesquisa nesta área. Fato que demonstra o quanto se pode expandir em termos de possibilidades e variedades de construção com estudos nesta área; e ainda mostra que este é um segmento de vital importância na eletrônica pelo fato de envolver o desenvolvimento de equipamentos médicos e soluções para a aquisição de dados de baixa intensidade. A solução demonstrada foi baseada em uma plataforma que tem por princípio básico a amplificação do sinal biológico e filtro dos ruídos de modo analógico. Diferentemente do usado neste projeto que tem como princípio de tratamento dos dados a análise e filtro do sinal por software; porém ambos tratamentos chegam aos resultados desejadas, tamanhas são as possibilidades.

O problema principal na captação dos sinais gerados pelo organismo humano sem que haja a necessidade de um processo invasivo, está no fato de que eles são fracos e, eventualmente, distribuídos. Isso provoca a necessidade de que se use técnicas especiais posicionando sensores em lugares tão bem posicionados e com sensibilidade suficiente para que se consiga captar estes sinais de baixíssima intensidade.

Finalmente, salienta-se que o assunto deste projeto não se esgota com a finalização deste trabalho. Há muitas oportunidades de melhorias deste sistema de aquisição de sinais biológicos, devendo ser cada item estudado e analisado para que se possa fazer evoluções benéficas a vida de pessoas que necessitem deste aparelho para manter sua qualidade de vida.

OBRAS CONSULTADAS

[1] SOCIEDADE BRASILEIRA DE HIPERTENÇÃO ARTERIAL. Disponível em: <<http://www.sbh.org.br/>> Acesso em: fev. 2005.

[2] UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO. PRESSÃO ARTERIAL. Disponível em: <<http://www.if.ufrj.br/persons/bertulani.html>> Acesso fev. 2005.

[3] MANUAL MERCK. Disponível em: <http://www.msd-Brazil.com/msd43/m_manual/mm_sec3_25.htm> Acesso dez. 2004.

[4] TÉCNICA DA MEDIDA INDIRETA DA PRESSÃO ARTERIAL. Disponível em: <<http://www.unb.br/fs/enf/nipe/tecnicapa.html>> Acesso jan. 2005.

[5] EQUIPAMENTOS BRAUN. Disponível em: <<http://www.braun-medical.com>> Acesso jan. 2005.

[6] GUYTON, Arthur C. FISIOLOGIA HUMANA E MECANISMOS DAS DOENÇAS. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1998.

[7] PERLOFF, D.; GRIM, C.; FLACK, J.; FROLICH, E.D.; HILL, M.; McDonald, M.; MORGENSTERN, B.Z. Human Blood Pressure Determination by Sphygmomanometry. AHA Medical / Scientific Statement. Circulation, 1993.

[8] VARDAN S; MOOKHERJEE S; WARNER R; SMULYAN H. Systolic Hypertension: direct and indirect blood pressure measurements. Arch Intern Med, 143: 935–938, 1983.

[9] O'ROURKE MF; KELLY RP; AVOLIO AP. The arterial pulse. Philadelphia: Lea & Febinger, 1992.

[10] NICHOLS WW; AVOLIO AP; KELLY RP, et al. Effects of age and of hypertension on wave travel and reflections. In O'Rourke MF, Safar M, Dzau V: Arterial asodilatation: mechanism and therapy. London: Edward Arnold, 1993.

[11] FINNEGAN TP; SPENCE JD; WONG DG; WELLS GA. Blood pressure measurement in the elderly: correlation of arterial stiffness with difference between intra-arterial and cuff pressures Hypertension. 1985.

[12] GRAETTINGER, W; LIPSON J, et al. Validation of portable non-invasive blood pressure monitoring devices: Comparison with intra-arterial and sphygmomanometer measurement. Am Heart J, 118:1155–1159, 1988.

[13] LONDON SB; LONDON RE. Comparison of indirect pressure measurements (Korotkoff) with simultaneous direct brachial artery pressure distal to the cuff. Adv Intern Med, 13:127-142, 1967.

[14] SPENCE JD; SIBBALD WJ; CAPE RD. Pseudohypertension in the elderly. Clinical science and molecular medicine. 1978.

[15] WOOD EH; REMINGTON JW. Formation of peripheral pulse contour in man. J Appl Physiol, 9:433– 442, 1956.

[16] DRZEWIECKI G; HOOD R; APPLE H. Theory of the oscillometric maximum and the systolic and diastolic detection ratios. *Ann Biomedical Eng*, 22: 88–96, 1994.

[17] GEDDES LA. The indirect measurement of blood pressure in cardiovascular instrumentation. NIH Publication n. 84–1654, US Dep. of Health and Human Services, Bethesda, MD, p. 5–19, 1984.

[18] WEBSTER JG. Encyclopedia of medical devices and instrumentation. v.1. Blood pressure measurement. New York: John Wiley & Sons, p. 459–467, 1988.

[19] WONKA F. Oscillometric blood pressure measurement: description of the method used. *Z Kardiol* 85, Supply 3:1–7, 1996.

[20] WEBSTER JG. Encyclopedia of medical devices and instrumentation. v.1. Blood pressure measurement. New York: John Wiley & Sons, p. 467–482, 1988.

[21] LONDON SB; LONDON RE. Comparison of indirect pressure measurements (Korotkoff) with simultaneous direct brachial artery pressure distal to the cuff. *Adv Intern Med*, 13:127-142, 1967.

[22] FINNEGAN TP; SPENCE JD; WONG DG; WELLS GA. Blood pressure measurement in the elderly: correlation of arterial stiffness with difference between intra-arterial and cuff pressures. *J Hypertension*, 3:231–235, 1985.

[23] GRAETTINGER W; LIPSON J, et al. Validation of portable non-invasive blood pressure monitoring devices: Comparison with intra-arterial and sphygmomanometer measurement. *Am Heart J*, 118:1155–1159, 1988.

[24] DRZEWIECKI G; HOOD R; APPLE H. Theory of the oscillometric maximum and the systolic and diastolic detection ratios. Ann Biomedical Eng, 22: 98–106, 1994.

[25] GEDDES LA. The indirect measurement of blood pressure in cardiovascular instrumentation. NIH Publication No. 84–1654. US Dep. of Health and Human Services, Bethesda, MD, p. 5–19, 1984.

[26] DYNAPULSE, THE LEADER IN HEMODYNAMICS. Offering blood pressure monitors. Disponível em: <http://www.dynapulse.com/company/tech_waveform.cfm> Acesso fev. 2005.

[27] HEALTH INFORMATION THE NEW. Disponível em: <<http://www.nih.gov/health/hbp-tifl/2.htm>> Acesso fev. 2005.

[28] **FARNELL-NEWARK INONE DISTRIBUIDORA DE COMPONENTES ELETRÔNICOS LTDA.** Disponível em: <http://www.farnell.com.br/u_Index.apw> Acesso fev. 2005.

ANEXOS