

SISTEMA NÃO INVASIVO DE MONITORIZAÇÃO DA PRESSÃO ARTERIAL E DA
ONDA DE PULSO UTILIZANDO A FOTOPLETISMOGRAFIA

Luiz Antonio Ferreira Corrêa

DISSERTAÇÃO SUBMETIDA AO CORPO DOCENTE DA COORDENAÇÃO DOS
PROGRAMAS DE PÓS-GRADUAÇÃO DE ENGENHARIA DA UNIVERSIDADE
FEDERAL DO RIO DE JANEIRO COMO PARTE DOS REQUISITOS NECESSÁRIOS
PARA A OBTENÇÃO DO GRAU DE MESTRE EM CIÊNCIAS EM ENGENHARIA
BIOMÉDICA.

Aprovada por:

Prof. Márcio Nogueira de Souza, D.Sc.

Prof. Jurandir Nadal, D.Sc.

Prof. Antônio Cláudio Lucas de Nóbrega, Ph.D.

RIO DE JANEIRO, RJ - BRASIL

MARÇO DE 2006

CORRÊA, LUIZ ANTONIO FERREIRA

Sistema não Invasivo de Monitorização da Pressão Arterial e da Onda de Pulso Utilizando a Fotopletismografia [Rio de Janeiro] 2006

VIII, 91p. 29,7cm (COPPE/UFRJ, M.Sc., Engenharia Biomédica, 2006)

Dissertação – Universidade Federal do Rio de Janeiro, COPPE

1. Monitorização da Pressão Arterial

I. COPPE/UFRJ II. Título (série)

DEDICATÓRIA

A minha família pelo incentivo e apoio emocional não só durante o tempo em que estive envolvido neste projeto, mas em todos os dias de minha vida.

AGRADECIMENTO

Ao meu orientador, o Prof. Márcio Nogueira de Souza pela forma como conduziu o projeto, competência e presença em todos os momentos, qualidades necessárias para o sucesso deste trabalho.

Agradeço a Erivaldo Gomes de Oliveira pelo grande apoio intelectual e técnico, assim como pelas várias horas dedicadas, um amigo imprescindível para a realização deste projeto.

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

SISTEMA NÃO INVASIVO DE MONITORIZAÇÃO DA PRESSÃO ARTERIAL E DA ONDA DE PULSO UTILIZANDO A FOTOPLETISMOGRAFIA

Luiz Antonio Ferreira Corrêa

Março/2006

Orientador: Márcio Nogueira de Souza

Programa: Engenharia Biomédica

Este trabalho teve por finalidade desenvolver um protótipo de baixo custo, capaz de realizar a medida da pressão arterial batimento a batimento, de forma contínua e não invasiva assim como apresentar a forma de onda de pulso de um indivíduo baseado no método fotopletismográfico desenvolvido por Peñáz. Para fazer a interface com o usuário, foi utilizado um programa de instrumentação virtual, o LabView (National Instruments, Austin) versão 6.0, o qual foi o responsável pelo *software* de controle de todo o sistema. Foi também construído um *cuff* para artéria digital a fim de capturar o sinal pletismográfico e para propiciar o clampeamento do volume arterial monitorizado. Os resultados experimentais foram comparados com um aparelho existente no mercado, o Portapres (FMS – Finapres Medical System, Holanda), mostrando que o protótipo desenvolvido realizou as medidas corretamente e com reprodutibilidade.

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

NON-INVASIVE SYSTEM OF MONITORING OF THE ARTERIAL PRESSURE AND
THE PULSE WAVE USING THE PHOTOPLETISMOGRAPHY

Luiz Antonio Ferreira Corrêa

March/2006

Advisor: Márcio Nogueira de Souza

Department: Biomedical Engineering

The present work aimed at developing the prototype of a low cost, beat-to-beat arterial pressure measuring device able to monitor arterial pressure continuously but non-invasively, delivering pulse waveforms in Peñáz's photoplethysmographic method. User interface was built through a virtual instrumentation program, LabView 6.0 (National Instruments, Austin), which was responsible for the system's whole control software. A cuff to the digital artery was also built to order to capture the plethysmographic signal and to allow the volume clamp of the monitored artery. Experimental results were compared with those of an already existing device, Portapres (FMS – Finapres Medical System, Nederland), and it has been shown that the developed prototype effected accurate and reproducible measurements.

ÍNDICE

CAPÍTULO I - INTRODUÇÃO	1
CAPÍTULO II - FUNDAMENTOS DE FISIOLOGIA	4
II.1 FISIOLOGIA CARDIOVASCULAR.....	4
II.2 O SISTEMA ARTERIAL.....	7
II.3 HEMODINÂMICA.....	8
<i>Velocidade da corrente sangüínea</i>	8
<i>Relação entre Velocidade e Pressão</i>	8
<i>Relação entre Pressão e Fluxo</i>	9
II.4 PRESSÃO ARTERIAL.....	11
II.5 FORMAS DE ONDA DE PULSO x PATOLOGIAS.....	12
<i>Hipertensão Arterial</i>	14
<i>Hipertrofia Ventricular Esquerda</i>	15
<i>Diabetes Mellitus (tipo 2)</i>	16
<i>Doença Renal – pacientes com falha renal crônica</i>	17
CAPÍTULO III - MEDIÇÃO DA PRESSÃO ARTERIAL	18
OS PRIMÓRDIOS DA MENSURAÇÃO DA PRESSÃO ARTERIAL.....	18
AS TÉCNICAS CONTEMPORÂNEAS.....	23
<i>Oscilometria</i>	24
<i>Tonometria</i>	24
CAPÍTULO IV - FUNDAMENTOS DO MÉTODO DE PEÑÁZ	26
CONTINUOUS VASCULAR UNLOADING – O MÉTODO DE PEÑÁZ.....	26
O MÉTODO.....	26
FOTOPLETISMOGRAFIA.....	26
CUFF PARA A PRESSÃO DIGITAL.....	29
VANTAGENS E DESVANTAGENS DO MÉTODO DE PEÑÁZ.....	30
CAPÍTULO V - MATERIAIS E MÉTODOS	35
V.1 - O DIAGRAMA DE BLOCOS.....	35
V.2 - O CUFF.....	35
V.2.1 - A BOLSA PNEUMÁTICA.....	35
V.2.2 - O ISOLAMENTO.....	36
V.3 - O COMPRESSOR DE AR COMPRIMIDO, VÁLVULA DE SEGURANÇA E VÁLVULA DE CONTROLE DE FLUXO.....	38
V.4 - O CIRCUITO PLETISMOGRÁFICO.....	39
V.5 - O CIRCUITO DO SENSOR DE PRESSÃO.....	40
V.6 - O CIRCUITO INIBIDOR (<i>SET POINT</i>).....	42
V.7 – O CONTROLE DA VÁLVULA PROPORCIONAL E SEU DRIVER.....	43
V.8 – AVALIAÇÃO DA RESPOSTA DE FREQUÊNCIA DO SISTEMA ELETROPNEUMÁTICO.....	46
V.9 – O SISTEMA DE CONTROLE EM LABVIEW 6.0.....	46
V.9.1 - O MÓDULO PRINCIPAL.....	47
V.9.2 - O MÓDULO DE CALIBRAÇÃO DO TRANSDUTOR DE PRESSÃO.....	47
V.9.3 - O MÓDULO DE REGISTROS.....	48
V.9.4 - O MÓDULO DE IMPRESSÃO.....	48
V.9.5 - O MÓDULO DE MEDIÇÃO.....	48
V.9.6 - O MÓDULO DE AFERIÇÃO (<i>obtenção do set point</i>).....	49
V.9.7 - O MÓDULO DE GRAVAÇÃO.....	50
V.10 - COMPARAÇÃO COM O PORTAPRES.....	50
CAPÍTULO VI - RESULTADOS	51
VI.1 - O CUFF.....	51
VI.2 - O SINAL PLETISMOGRÁFICO.....	53
VI.3 - A CALIBRAÇÃO DO TRANSDUTOR.....	53
VI.4 - A RESPOSTA DE FREQUÊNCIA DO SISTEMA ELETROPNEUMÁTICO.....	55
VI.5 - O SISTEMA DE CONTROLE.....	57

VI.6 - COMPARAÇÃO COM O PORTAPRES	61
CAPÍTULO VII - DISCUSSÃO	65
CAPÍTULO VIII - CONCLUSÃO	68
REFERÊNCIAS.....	71
ANEXOS.....	74
ANEXO I.....	74
ANEXO II.....	82

Capítulo I - INTRODUÇÃO

A alta taxa de mortalidade dos países desenvolvidos e em desenvolvimento tem como causa principal as doenças do sistema cardiovascular. No Brasil, baseado nos dados do Ministério da Saúde, no ano de 2002 esse valor chega a 27,2% do total de óbitos (DATASUS/BRASIL, 2005).

Diversos são os motivos que levam às doenças cardiovasculares. Dentre eles, um dos mais significativos é a aterosclerose (placas gordurosas, que se depositam na artéria, bloqueando o natural fluxo sanguíneo), ocasionando uma rigidez arterial, prejudicial ao perfeito funcionamento do aparelho circulatório.

Alguns fatores de risco podem facilitar o aparecimento da aterosclerose e ao longo dos anos sobrecarregar e lesar determinados órgãos. Alguns desses fatores são: hipertensão arterial, elevação do colesterol, tabagismo, obesidade, *diabetes mellitus*, estresse, sedentarismo, menopausa, idade, sexo masculino e hereditariedade. A prevenção desses fatores parece ser ainda a melhor conduta terapêutica uma vez que diagnósticos tardios podem vir acompanhados de comprometimento de órgãos. É claro, porém, que alguns desses fatores não podem ser evitados, tais como o sexo masculino, menopausa, idade e hereditariedade.

A medição da pressão sistólica e diastólica é um procedimento eficiente para detectar a existência de hipertensão arterial, a qual pode estar vinculada a algum problema cardiovascular (ARNETT, 2001; FERREIRA, 2003). Porém, outras causas, como por exemplo a aterosclerose, não podem ser diagnosticadas por esse método, e neste caso, a medição da rigidez arterial é um indicativo e pode ser realizada, de forma bem eficaz, através da verificação da onda de pulso, levando a um diagnóstico mais preciso (ARNETT, 2001).

Diversas são as técnicas empregadas atualmente na medição da pressão arterial (PA), cada uma com seus métodos e objetivos próprios (DRZEWIECKI, 2000; PICKERING, 2002).

A técnica oscilométrica estabelece que quando as oscilações da pressão no esfigmomanômetro são registradas, durante uma deflação gradual do manguito, o ponto de máxima oscilação corresponde à média da pressão intra-arterial. As pressões sistólica e diastólica são determinadas através de um algoritmo que as correlaciona com a pressão arterial média. Esta técnica é bastante utilizada atualmente em aparelhos eletrônicos de medição de pressão arterial.

A técnica normalmente usada para a medição da PA, apesar de sua exatidão limitada, continua sendo aquela proposta por Korotkoff (DRZEWIECKI, 2000) que indica as variações de uma coluna de mercúrio do esfigmomanômetro verificadas através de um procedimento auscultatório.

Outro método para a medição da PA se utiliza da técnica de ultra-som. Os dispositivos que incorporam esta técnica usam um transmissor e um receptor de ultra-som colocados no manguito do esfigmomanômetro. Enquanto o manguito é esvaziado, o movimento da parede arterial na pressão sistólica causa um deslocamento de fase Doppler no ultra-som refletido e a pressão diastólica é gravada no ponto em que a diminuição do movimento arterial ocorre.

A tonometria, uma técnica bastante utilizada desde 1955 para a medição de pressão intra-ocular, foi adaptada a partir de 1970 a fim de medir a PA e fornece, batimento a batimento, os valores das pressões sistólica e diastólica, média e frequência cardíaca através de transdutores de pressão colocados sobre a artéria radial. Uma bomba pneumática pressiona os transdutores sobre a pele do paciente o que limita sua medida, uma vez que, para esta técnica, necessita-se de uma base óssea para manter a artéria pressionada.

Leituras momentâneas da PA podem não ser representativas, uma vez que alguns fatores podem contribuir, num determinado instante, para mascarar o valor real de pressão. Existem três procedimentos normalmente utilizados para a medição da PA para propósitos clínicos: leituras clínicas, auto-monitoração e leituras ambulatoriais de 24 horas. Essa última consiste em medições da PA por meio da técnica oscilométrica, repetidas vezes em longos intervalos de tempo (normalmente 24 ou 48 horas), permitindo gravações dos valores de pressões para posterior análise. As leituras clínicas são realizadas geralmente por meio do esfigmomanômetro. A auto-monitoração, que cresce rapidamente em popularidade, é realizada por meio de aparelhos que trabalham com a técnica oscilométrica. Porém, essas duas técnicas não medem a PA de uma forma contínua assim, como não permitem a verificação da onda de pulso necessária para diagnósticos mais precisos, e portanto, se tornam críticas em situações onde a pressão sangüínea se altera rapidamente (em menos de um minuto, por exemplo). A pressão sistólica elevada pode ser atribuída a mudanças da onda de pulso devidas à diminuição da complacência arterial. O controle do processo cardiovascular pode ser obtido da variabilidade da pressão de pulso. A monitoração ambulatorial de 24 horas, é portanto a melhor forma de avaliação de risco cardiovascular, pois é a única técnica que descreve acuradamente os ritmos da PA.

O método de Peñáz (1992) trabalha com o princípio conhecido *como unloaded arterial wall* ou *continuous vascular unloading* e permite registrar, de uma forma contínua, a PA usando a fotopletismografia que funciona com base nas medidas das oscilações da pressão no manguito, correlacionando-as à onda intra-arterial da pressão. Tem sido aceito que este método fornece uma razoável estimativa das mudanças da pressão sistólica e diastólica.

Embora no mercado existam alguns equipamentos baseados no método de Peñáz capazes de medir continuamente a PA de uma forma não-invasiva tais como o Finapres (Ohmeda Medical, EUA) e o Portapres (FMS – Finapres Medical System, Holanda), o alto custo financeiro os torna difíceis de serem utilizados pela maioria das instituições de saúde.

Baseado no acima exposto o presente trabalho tem por objetivos:

- Desenvolver um protótipo de sistema para a medição da forma de onda de PA, de uma forma contínua e não-invasiva, utilizando os princípios de Peñáz;
- Desenvolver um manguito (*cuff*) digital próprio e controlar sua pressão por meio de um sistema adequado de controle;
- Desenvolver uma ferramenta baseada em Instrumentação Virtual para o auxílio ao diagnóstico de doenças cardiovasculares, onde além do registro da forma de onda de PA, o profissional de saúde possa verificar outros parâmetros úteis, tais como os históricos das pressões sistólica, diastólica e média, além da frequência cardíaca; entre outros.
- Validar as medidas realizadas em voluntários, comparando-as com aquelas feitas por um aparelho comercial análogo (Portapres);

Capítulo II - FUNDAMENTOS DE FISIOLOGIA

Este Capítulo tem a finalidade de fornecer um embasamento fisiológico sobre o funcionamento do sistema cardiovascular, mostrando os aspectos relevantes para a compreensão dos mecanismos envolvidos com o fluxo sanguíneo. Mostra também algumas patologias do sistema cardiovascular e como o seu diagnóstico pode ser auxiliado com o registro da onda de pulso arterial. O Capítulo teve como referência principal o trabalho de Berne e Levy (1996).

II.1 FISIOLOGIA CARDIOVASCULAR

O sistema circulatório tem como função principal o transporte e distribuição de substâncias necessárias ao perfeito funcionamento dos tecidos, eliminando os resíduos do metabolismo e também participa dos processos homeostáticos, tais como regulação da temperatura corporal, comunicação humoral e controle do fornecimento de oxigênio e nutrientes por todo o corpo.

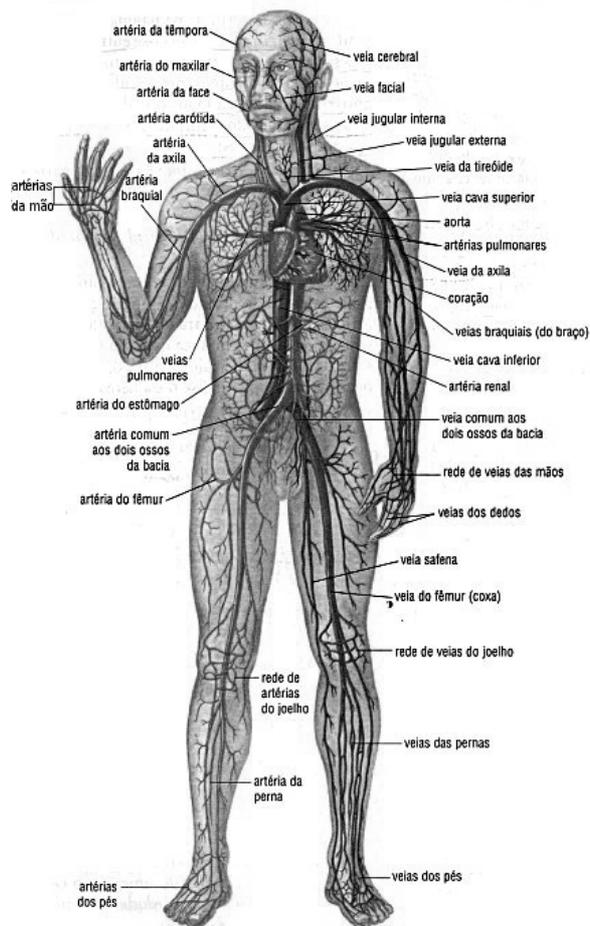


Figura II.1.1: A circulação do sangue
(extraída de <<http://www.corpohumano.hpg2.ig.com.br/circulacao/ciculacao.jpg>>,
acessado em 18/11/03)

Para que se estabeleça o fluxo sangüíneo corporal (Figura II.1.1) é necessário que haja uma bomba capaz de levar o sangue por todos os vasos do sistema circulatório e assim permitir as trocas necessárias ao funcionamento do corpo. O coração (Figura II.1.2) é um órgão formado por duas bombas, cada uma com sua função própria, uma que leva o sangue para a circulação pulmonar e outra para a circulação sistêmica (órgãos e tecidos) (Figura II.1.3).

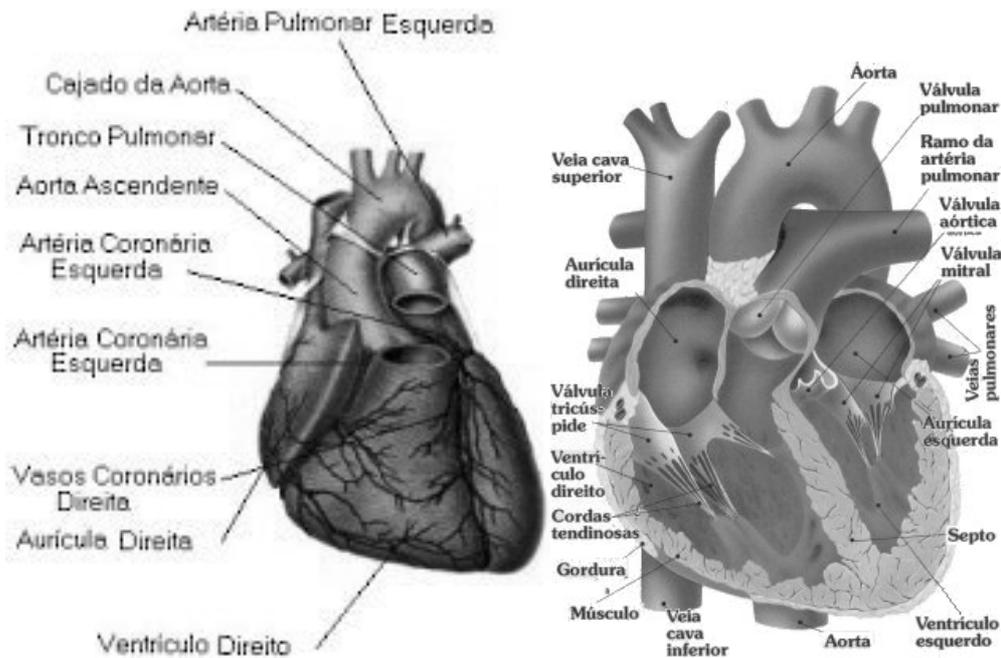


Figura II.1.2: O coração

(extraída de <http://www.corpohumano.hpg2.ig.com.br/circulacao/coracao/cora_1.jpg> e <http://www.corpohumano.hpg2.ig.com.br/circulacao/coracao/cora_a.jpg>, acessado em 18/11/03)

Apesar do coração ser uma bomba intermitente, observa-se um fluxo contínuo de sangue que segue para a periferia, provocado pela distensão da aorta (durante a contração ventricular - sístole), da retração elástica da parede das grandes artérias (relaxamento ventricular – diástole) e da ação de válvulas eficazes presentes no coração. O sangue circula rapidamente por um sistema arterial que cada vez mais se estreita, bifurca, e de paredes que se tornam cada vez mais delgadas, com conseqüente mudança histológica. A parede arterial passa de uma estrutura predominantemente elástica (aorta) para uma estrutura muscular, encontrada nas arteríolas.

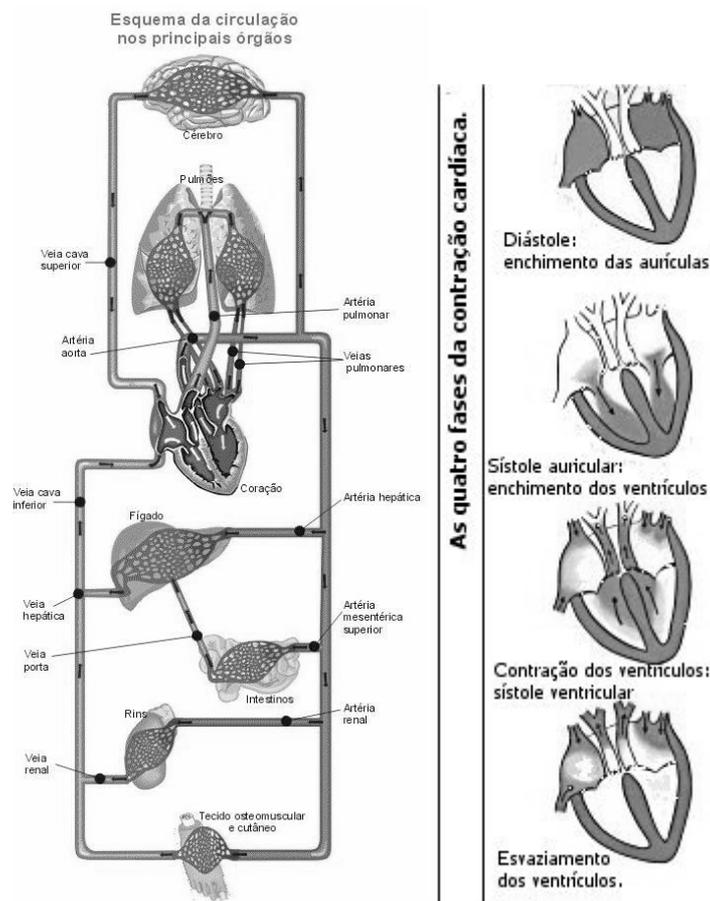


Figura II.1.3: O coração – circulação e funcionamento
(adaptado de <<http://www.dircedacosta.hpg.ig.com.br/atlas/imagem/circulatorio.jpg>> e
<<http://www.corpohumano.hpg2.ig.com.br/circulacao/coracao/funcion.jpg>>, acessado em 18/11/03)

II.2 O SISTEMA ARTERIAL

Verifica-se, como função principal de todo o sistema arterial, a distribuição de sangue para todos os vasos capilares do corpo regulada pelas arteríolas, que são os componentes terminais do sistema. Do coração à arteríola, o sangue passa por condutos de volume e distensibilidade consideráveis, variando da aorta (elástica) até as terminações de alta resistência, formando um filtro hidráulico semelhante àquele dos sistemas elétricos (resistência - capacitância), convertendo o fluxo intermitente do coração em fluxo contínuo pelos capilares. Esse processo diminui a carga de trabalho do coração.

Para se compreender os mecanismos que provocam a rigidez arterial, assim como os problemas relacionados a ela, um estudo do funcionamento do fluxo sanguíneo através do sistema circulatório é necessário (Figura II.1.3).

II.3 HEMODINÂMICA

A Mecânica dos Fluidos estuda o comportamento de fluidos que passam através de tubulações, e portanto é empregada para explicar o escoamento do sangue pelas artérias e veias do organismo. É claro que o sangue está longe de ser um fluido Newtoniano, já que, na verdade, é composto por uma suspensão de glóbulos vermelhos e brancos, de plaquetas e de estruturas lipídicas, dispersos em solução coloidal de proteínas. Os vasos sangüíneos também não são dutos comuns de transporte de fluidos, são multirramificados e possuem dimensões e elasticidades variáveis. O coração por sua vez, também não se comporta como uma bomba simples, sendo dependente de fatores físico-químicos e controlado pelo sistema nervoso autônomo. Tentar explicar, matematicamente, como o sangue caminha pelo complexo sistema arterial é uma tarefa difícil devido a todos esses fatores, porém, é com base nesta explicação que os princípios envolvidos na circulação são enunciados de uma forma mais satisfatória.

Velocidade da corrente sangüínea

Velocidade – é o deslocamento através do tempo, tendo como dimensão a distância por unidade de tempo (cm/s)

Fluxo – é o volume transcorrido na unidade de tempo (cm³/s)

Um fluxo Q passando por um conduto que possui tamanho variável na área A de seção reta, a velocidade v , é exemplificado na Figura II.3.1, e está relacionado por $v=Q/A$. Assim, um fluido através de seções retas variáveis terá o mesmo fluxo e velocidades distintas.

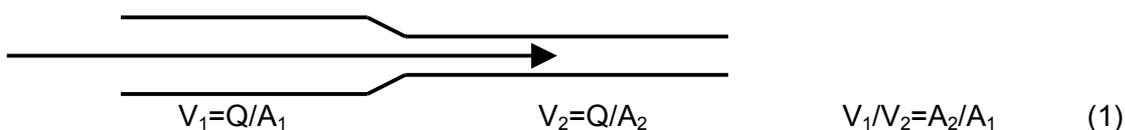


Figura II.3.1: Fluido escoando por um tubo de seção reta variável

Relação entre Velocidade e Pressão

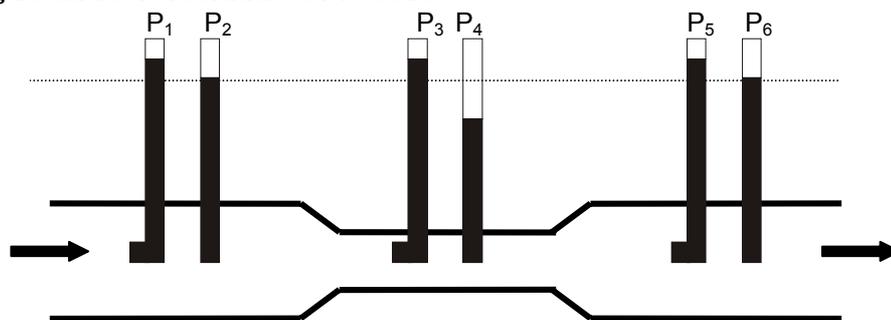


Figura II.3.2: Fluido escoando por um tubo de seção reta variável, mostrando os componentes de pressão dinâmica e estática (adaptado de Berne e Levy, 1996)

Atribuindo-se que o movimento do fluido através do tubos é laminar, ou seja, desconsiderando a perda de energia devido à viscosidade (Figura II.3.2), em P_1 , P_3 e P_5 observa-se a pressão total (pressão estática + componente dinâmico de pressão) do fluido nas posições em que os tubos de Pitot se encontram. Já em P_2 , P_4 e P_6 é observada apenas a pressão estática do fluido nos condutos. Isso significa dizer que em P_4 essa pressão é menor que em P_2 e P_6 . Como a pressão total se mantém, conclui-se que houve um aumento da pressão dinâmica em P_3 de modo a manter a pressão total constante (como já visto, uma diminuição na seção reta do tubo acarreta um aumento na velocidade do fluido). A contribuição da pressão dinâmica de um fluido num determinado ponto é dado pela fórmula:

$$P_d = \frac{1}{2} \rho v^2 \quad (2)$$

onde ρ é a densidade do fluido e v é a velocidade.

Relação entre Pressão e Fluxo

Poiseuille definiu a lei empírica fundamental do fluxo de um líquido escoando por tubos cilíndricos (lei de Poiseuille). Ela só é aplicada a fluxo laminares contínuos, não-pulsáteis, de líquidos Newtonianos (sem turbilhonamento).

A pressão, P , em dinas/cm², a uma distância de h centímetros abaixo da superfície de um líquido é dada pela seguinte fórmula:

$$P = h\rho g \quad (3)$$

onde ρ é a densidade do líquido, em g/cm³, e g é a aceleração da gravidade, em cm/s².

Observa-se os seguintes comportamentos entre o fluxo, comprimento do tubo, raio do tubo e viscosidade do fluido:

- O fluxo é inversamente proporcional ao comprimento do tubo;
- O fluxo varia na proporção direta com a quarta potência do raio;
- O fluxo varia em proporção inversa à sua viscosidade;

A equação da resistência hidráulica proposta por Poiseuille é dada por:

$$R = \frac{\Delta P}{Q} = \frac{8\eta l}{\pi r^4} \quad (4)$$

onde η é a viscosidade do fluido, l o comprimento do tubo e r o raio da seção reta do tubo. Nota-se que a principal variável para a determinação da resistência ao fluxo é o raio da seção. Para vasos mais estreitos a resistência é muito maior do que aquela

observada em vasos com diâmetro maior; portanto espera-se encontrar maior resistência nos vasos capilares.

No sistema arterial as variações da resistência vascular ocorrem por alterações do raio e estas por sua vez são devidas às variações do grau de contração da camada circular de células de músculo liso nas paredes do vaso. Por outro lado, variações internas de pressão também contribuem para a modificação do diâmetro dos vasos, e por conseqüência alteram a resistência ao fluxo sanguíneo. Portanto, quanto maior for a pressão transmural (isto é, a diferença entre as pressões interna e externa), maior será o diâmetro do vaso, e menor será sua resistência hidráulica.

Na prática o que se observa é que a maior resistência ao fluxo sanguíneo reside nas arteríolas. A razão disso está relacionada ao número relativo de capilares e de arteríolas em paralelo e às regras estabelecidas para resistências elétricas, que podem ser aplicadas neste caso (Figura II.3.3).

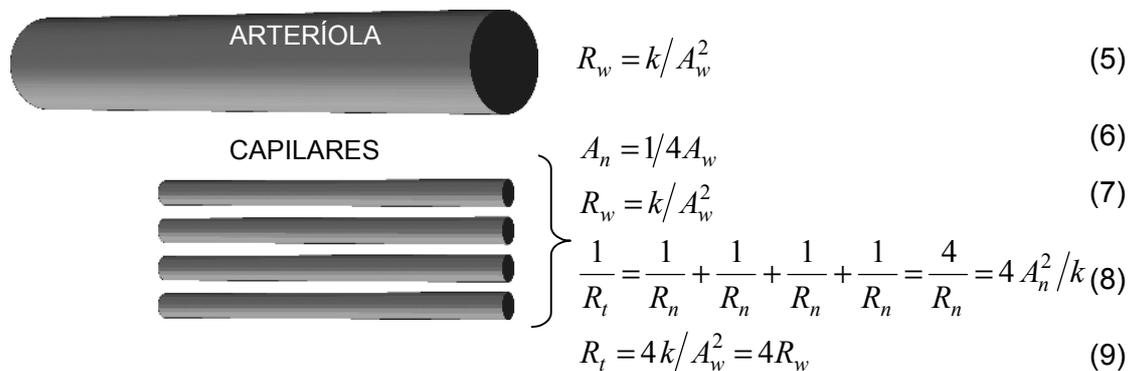


Figura II.3.3: Comparação da resistência entre vasos de diâmetros diferentes (adaptado de Berne & Levy, 1996)

Com quatro capilares em paralelo se observa que a resistência total é quatro vezes maior que a de uma arteríola, porém, com oito capilares a resistência total R_t cai para $2 R_w$, mesmo com a área total dos capilares sendo o dobro da área da arteríola. Se esse procedimento for mantido, ou seja, o de aumentar o número de capilares, verifica-se que, com 16 capilares em paralelo, a área equivalente será quatro vezes a área de seção reta da arteríola, e a resistência ao fluxo será igual à exercida pela arteríola. Acima de 16 capilares, a resistência terá um valor mais baixo que a da arteríola. A resistência ao fluxo provocada por um único capilar será muito maior que a de uma só arteríola, porém, como o número de capilares é muito maior que o de arteríolas, conclui-se que a diferença de pressão é mais significativo nas arteríolas do que nos capilares.

II.4 PRESSÃO ARTERIAL

Para uma análise da PA é preciso estabelecer alguns fatores (físicos e fisiológicos) que são responsáveis pelas suas variações. Dois fatores físicos serão considerados: o volume de sangue e complacência. Dos fatores fisiológicos, o débito cardíaco (frequência cardíaca x débito sistólico) e a resistência periférica são os mais importantes.

A PA média pode ser obtida, pela relação entre a área sob a curva do registro de pressão e o intervalo de tempo desse registro:

$$\bar{P}_a = \frac{\int_{t_2}^{t_1} P_a dt}{t_2 - t_1} \quad (10)$$

Um valor aproximado pode ser determinado conhecendo-se as pressões sistólica e diastólica através da relação:

$$\bar{P}_a \cong P_d + \frac{1}{3}(P_s - P_d) \quad (11)$$

A pressão média depende apenas do volume sanguíneo médio no sistema arterial e da complacência arterial. O volume arterial V_a , por sua vez, depende da intensidade do fluxo de entrada, Q_h , do coração para as artérias (débito cardíaco) e da intensidade (ou da velocidade) do fluxo de saída, Q_r , das artérias para os vasos de resistência (escoamento periférico), ou seja:

$$\frac{dV}{dt} = Q_h - Q_r \quad (12)$$

Um fluxo de entrada maior que o de saída fará com que o volume arterial aumente, as paredes arteriais sejam distendidas, e a pressão se eleve. O inverso acontece, isto é, o volume e a pressão diminuem quando o fluxo de saída das artérias for maior que o de entrada. Obviamente, se os fluxos de entrada e de saída forem iguais, a PA permanecerá constante.

Pressão de Pulso (PP) é a diferença entre as pressões sistólica e diastólica, correspondendo a um determinado incremento no volume arterial, $V_2 - V_1$. Esse valor é igual ao volume de sangue que é descarregado pelo ventrículo esquerdo durante a fase de ejeção rápida menos o volume que se escoou para a periferia durante a mesma fase do ciclo cardíaco. Num indivíduo normal, esse aumento, durante a fase de ejeção rápida, é 80% do débito sistólico, o que acarretará um rápido aumento do

volume arterial de V_1 para V_2 fazendo com que a PA se eleve de seu valor diastólico para o sistólico.

II.5 FORMAS DE ONDA DE PULSO x PATOLOGIAS

Uma das propriedades fisiológicas básicas do pulso arterial é a modificação da sua forma ao longo da árvore arterial (Figura II.5.1), a amplitude geralmente cresce e as características da onda de pulso são alteradas. Por exemplo, o pulso periférico tende a ser mais estreito e proeminente no pico sistólico do que no pulso central (aórtico).

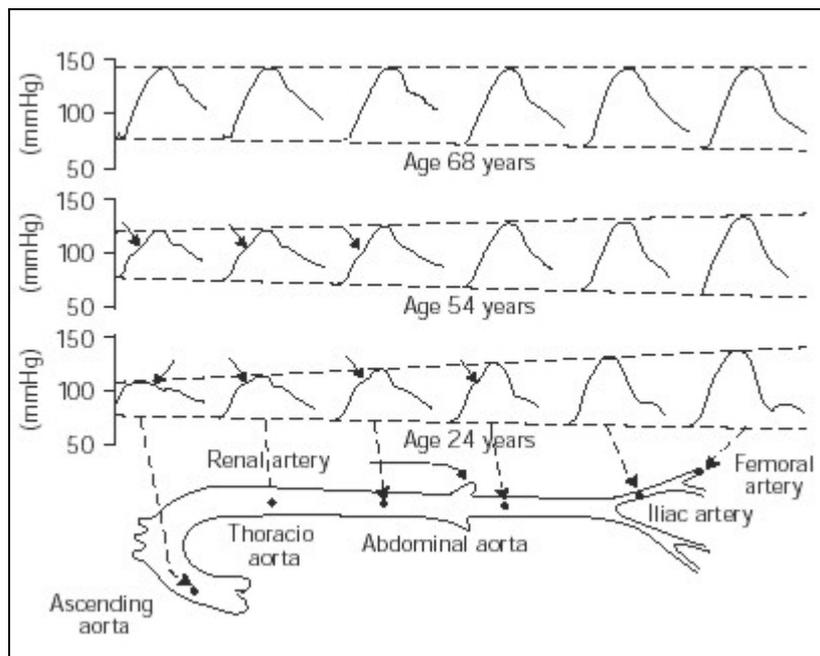


Figura II.5.1: Mudanças na curva de pressão da aorta às artérias periféricas (extraído de <<http://www.atcormedical.com/pdf/sphygmocor%20clinical%20guide.pdf>>, acessado em 19/07/05)

A forma da pressão de pulso aórtico e nas grandes artérias é o resultado da ejeção ventricular e das propriedades físicas do sistema arterial (Figura II.5.2). Parâmetros podem ser extraídos da onda de pressão de modo a fornecer informação sobre possíveis anormalidades existentes no sistema cardiovascular (SKINNER *et al.*; BARBOSA, 1983).

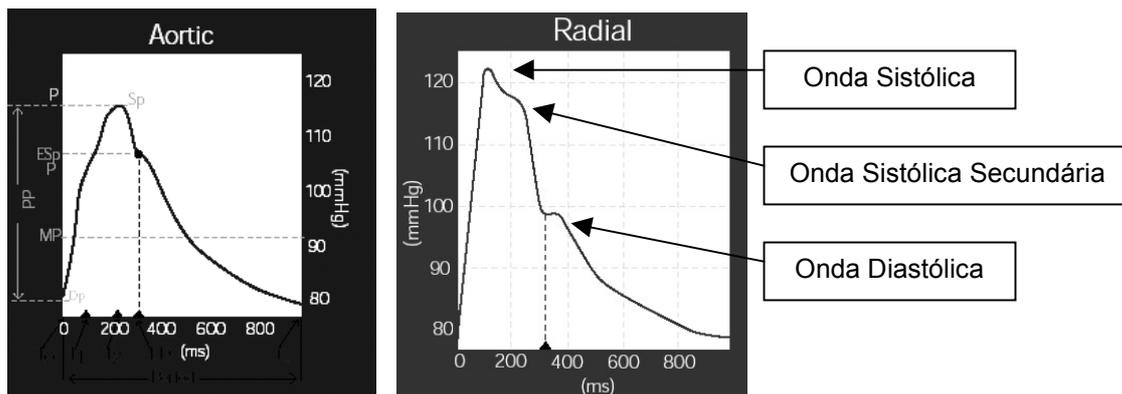


Figura II.5.2: Onda de pulso da artéria aorta (esquerda) e da artéria radial (direita) (extraído de <<http://www.atcormedical.com/pdf/sphygmocor%20clinical%20guide.pdf>>, acessado em 19/07/05).

Observa-se primeiramente uma onda sistólica (OS) gerada pela contração ventricular propagada até as artérias humeral e radial seguida de uma outra, a diastólica (OD), que tem a seguinte origem: a onda sistólica aórtica propaga-se pela aorta e artérias, ilíaca e femoral, até chegar aos membros inferiores; ali ela é refletida nas pequenas artérias terminais, retorna até a raiz aórtica, penetra no braço e continua até a zona de registro radial, onde chega com um retardo que depende da velocidade de propagação da onda de pulso nas artérias principais. Esta onda se apresenta com uma amplitude muito menor e com um retardo de 250 a 300 ms em relação à onda sistólica. Quanto mais rígidas são as artérias, a onda diastólica se propagará mais velozmente e chegará no registro radial com menor retardo em relação à onda sistólica, ou seja, a diferença entre os picos de OS e OD constitui uma medida indireta da elasticidade do sistema arterial (SKINNER *et al.*).

A onda sistólica secundária como fator de risco adicional

A análise da onda de pulso permite detectar certos tipos de anomalias que conduzem ao desenvolvimento de enfermidades cardiovasculares muito antes do aparecimento dos seus primeiros sintomas. Esse fato pode ser verificado em ondas de pulso de muitos indivíduos, onde observa-se uma terceira onda (Figura II.5.2), que se origina na reflexão da onda sistólica aórtica, numa zona próxima ao coração, que chega à zona radial com menor retardo e menor amplitude antes mesmo do final da onda sistólica, somando-se a esta, denominada portanto, onda sistólica secundária (OSS). A amplitude da OSS depende do grau de constrição ou tônus das arteríolas terminais na zona de reflexão secundária e sua posição no tempo depende da velocidade de propagação da onda de pulso, ou seja, da elasticidade das grandes artérias. À medida que o sistema perde elasticidade por envelhecimento, ou por efeito da hipertensão arterial prolongada, aumenta o tônus arteriolar, diminui o retardo da

onda sistólica secundária, tornando-a cada vez mais próxima da onda sistólica (Figura II.5.3 – Adulto normo e hipertenso). Ao mesmo tempo observa-se uma diminuição da amplitude da onda diastólica.

Em síntese, nota-se que a onda sistólica secundária pode existir ou não. Quando observada em jovens, aparece numa posição baixa, e com o avanço da idade, a onda sistólica secundária vai subindo até chegar a um nível mais alto em idosos (Figura II.5.3 – Idoso normo e hipertenso). Portanto, é considerado anormal encontrar uma onda sistólica secundária, em posição elevada, em jovens ou em adulto (CLARA, 2005).

Efeitos de algumas doenças na onda de pulso

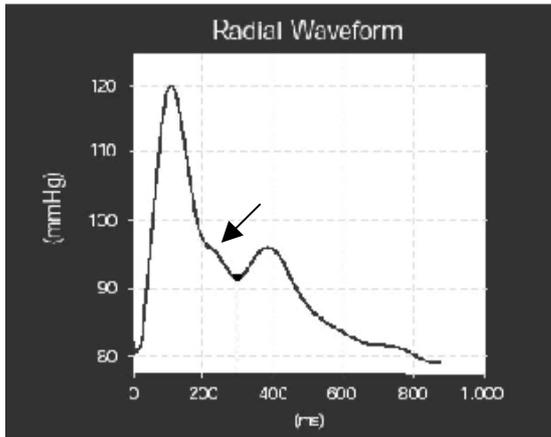
O dano cardiovascular é o ponto final para várias doenças. O diagnóstico precoce é essencial para um tratamento apropriado em qualquer anormalidade cardiovascular, dentre elas algumas são mais observadas, tais como: hipertensão, hipertrofia ventricular esquerda, falha da sístole cardíaca, *diabetes mellitus*, doença renal e a hiperlipidemia.

Hipertensão Arterial

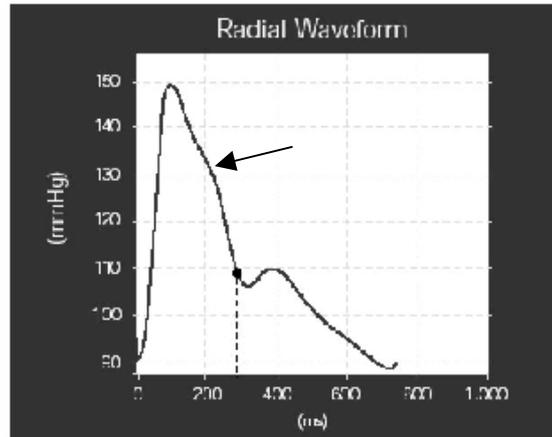
A elevação crônica da PA é o problema mais comum no mundo desenvolvido. A pressão sistólica, e num grau menor a pressão diastólica, aumentam com a idade de tal forma que 50% da população, com 65 anos ou mais, possui algum nível de hipertensão. Existe uma relação entre a PA e o risco de eventos cardiovasculares, e baseado num ideal máximo de 139/89 mmHg (limítrofe) (SBC/DHA, 2002), 70% dos pacientes fazem uso de terapia com antihipertensivos inadequadamente ou erradamente controlados.

Acreditava-se que a pressão sistólica elevada seria um fator mais importante que a elevação da pressão diastólica; embora estudos recentes (McVEIGH *et al.*, 1999; SKINNER *et al.*, 2005) sugiram que os riscos cardiovasculares estão mais vinculados à pressão de pulso (diferença entre a pressão sistólica e a pressão diastólica) e, por isso, um aumento da pressão sistólica acompanhado de uma diminuição da pressão diastólica é um fator mais relevante. Uma pressão diastólica acima de 90 mmHg requer uma intervenção terapêutica independente do valor da pressão sistólica.

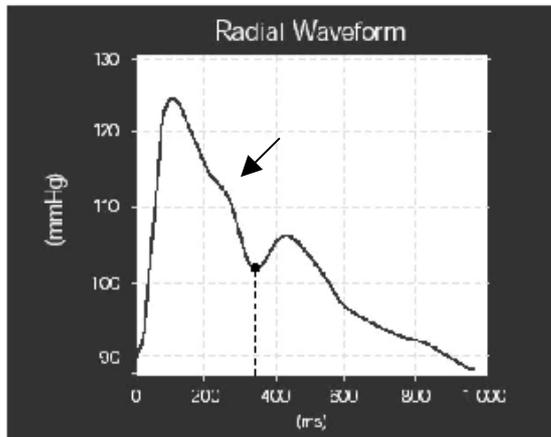
Jovem Normotenso



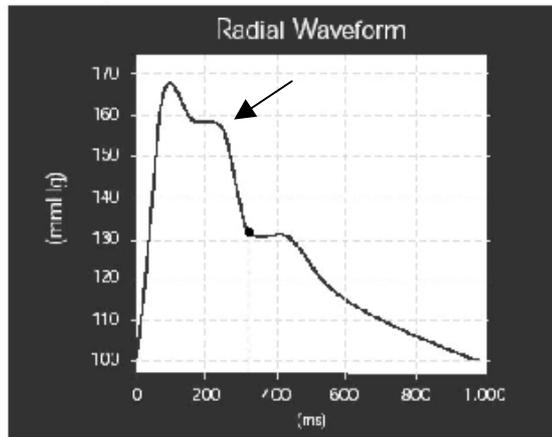
Jovem Hipertenso



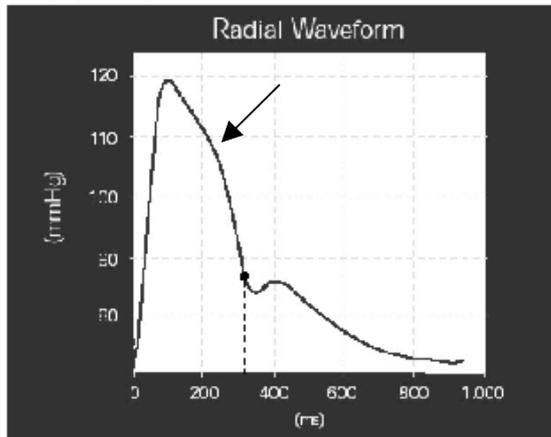
Adulto Normotenso



Adulto Hipertenso



Idoso Normotenso



Idoso Hipertenso

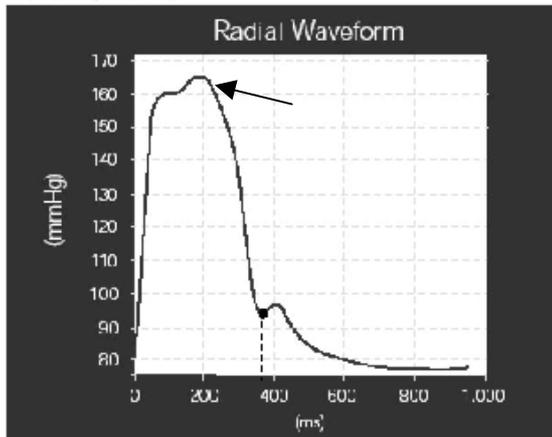


Figura II.5.3: Formas de onda de pulso em indivíduos normais e hipertensos – a seta indica a onda sistólica secundária (extraído de <<http://www.atcormedical.com/pdf/sphygmocor%20clinical%20guide.pdf>>, acessado em 19/07/05)

Hipertrofia Ventricular Esquerda

A Hipertrofia Ventricular Esquerda (HVE) é um potente indicador de risco de hipertensão e constitui o maior fator de risco independente para morte súbita, infarto do miocárdio e doenças isquêmicas, sendo também um preditor de eventual falha ventricular.

Inicialmente a HVE aparece com a hipertensão devido a um aumento da resistência vascular periférica e com o passar do tempo intensifica-se pelo aumento da rigidez das principais artérias, causada pelas mudanças da estrutura secundária das mesmas. Esse fatores trazem um aumento no pico sistólico tardio que pode ser verificado na forma da onda radial (Figura II.5.4).

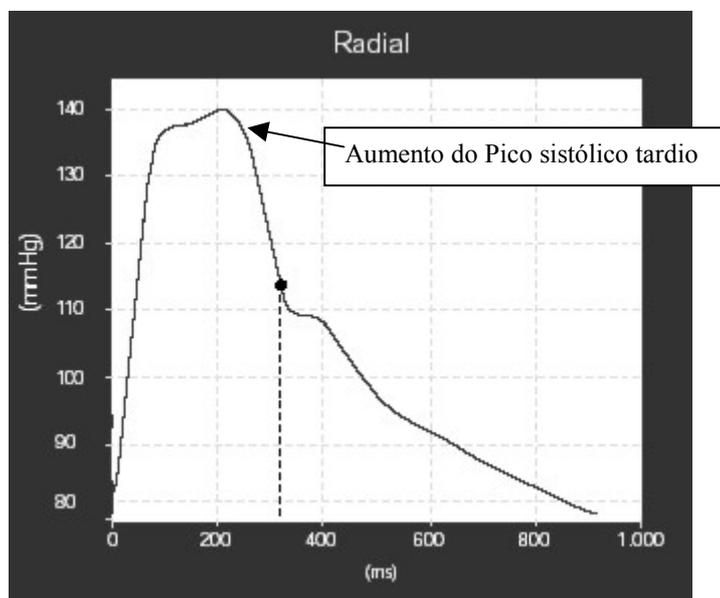


Figura II.5.4: Forma de onda de pulso devido à hipertrofia ventricular esquerda (extraído de <<http://www.atcormedical.com/pdf/sphygmocor%20clinical%20guide.pdf>>, acessado em 19/07/05)

Diabetes Mellitus (tipo 2)

Em paralelo com a obesidade, o *diabetes mellitus* está aumentando em incidência e prevalência no mundo desenvolvido, e é associado a doenças microvasculares, assim como ao aumento delas, classificando-se como uma doença cardiovascular.

Mesmo que a PA esteja controlada, é observado um aumento da massa ventricular esquerda nos diabéticos do tipo 2, levando a uma alta incidência de falha cardíaca. Esse fato facilita um aumento na rigidez vascular aumentando a pressão sistólica. Na onda de pulso observa-se o ombro sistólico tardio (Figura II.5.5).

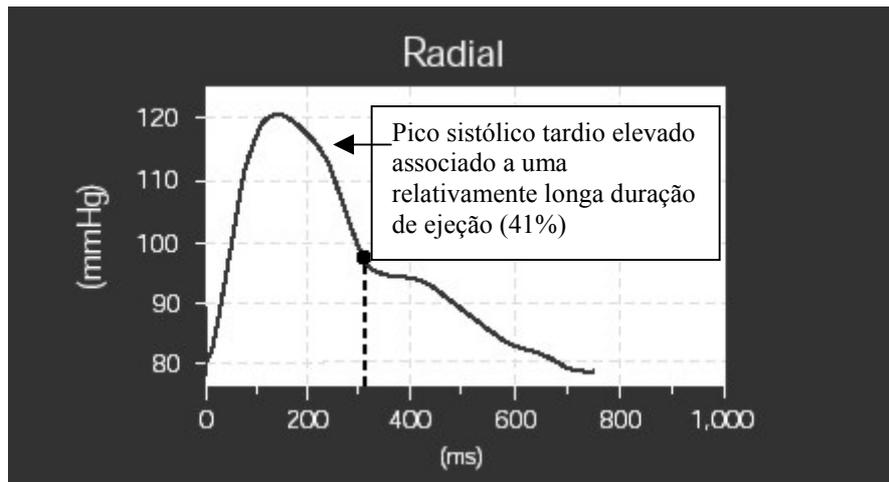


Figura II.5.5: Forma de onda de pulso de paciente diabético
 (extraído de <<http://www.atcormedical.com/pdf/sphygmocor%20clinical%20guide.pdf>>, acessado em 19/07/05)

Doença Renal – pacientes com falha renal crônica

Complicações cardiovasculares são as maiores causas de morbidade e mortalidade em pacientes com falha renal. As mortes devido ao infarto do miocárdio são mais frequentes em pacientes de hemodiálise que no resto da população. Nestes casos, a rigidez arterial é aumentada, na existência de falha renal, sendo fator predominante nestas mortes (SKINNER *et al.*, 2005, BARBOSA, 1983). A Figura II.5.6 ilustra a forma de onda de pulso de um paciente com falha renal crônica.

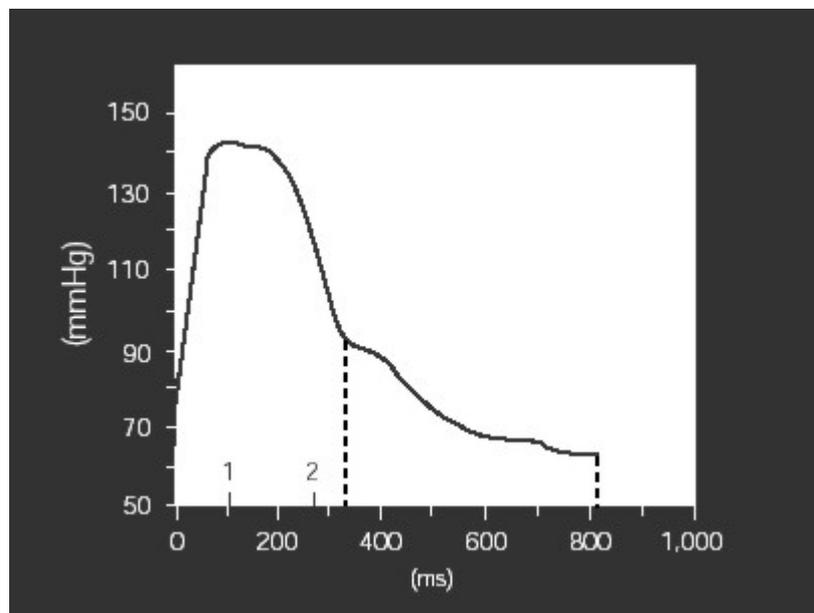


Figura II.5.6: Forma de onda de pulso em paciente de hemodiálise mostrando níveis de pressão arterial elevados
 (extraído de <<http://www.atcormedical.com/pdf/sphygmocor%20clinical%20guide.pdf>>, acessado em 19/07/05)

Capítulo III - MEDIÇÃO DA PRESSÃO ARTERIAL

Nesse capítulo serão comentados, de uma forma mais detalhada, os vários métodos aplicados à medição da pressão arterial, destacando não só as técnicas envolvidas, como também o processo histórico de evolução dos procedimentos. Serão comparados os métodos entre si, assim como suas vantagens e desvantagens. O Capítulo teve como referência principal o trabalho de Introcaso (1996).

OS PRIMÓRDIOS DA MENSURAÇÃO DA PRESSÃO ARTERIAL

O interesse pelo pulso arterial remonta à Grécia Antiga, em Alexandria, onde Hipócrates (460 a.C.) descreveu o pulso arterial, e Herófilo (300 a.C.) correlacionou a sístole e a diástole com os sons musicais. Erasistrato (310 a.C.), considerado o fundador da fisiologia, afirmou ser o coração o responsável pelo espírito vital que é levado pelas artérias a todo o corpo.

Giovanni Di Paolo (1403-1483), um pintor renacentista, mesmo ao acaso, demonstrou a diferença de pressão existente entre os vasos sanguíneos. Fato observado numa de suas pinturas onde se vê alguns vasos jorrando sangue e em outros apenas gotejamento (Figura III.1).



Figura III.1: Decapitação de João Batista (extraído de http://worldart.sjsu.edu/Images/itr03_italian_ren/itr03053.jpg, acessado em 18/10/03)

A primeira tentativa real de medir o pulso veio com Galileu Galilei (1571-1630) e Santorio Santorio (1561-1636), médicos italianos inventores do *pulsiologium*, aparelho que media a frequência e a variação do pulso; porém coube apenas a este último sua aplicabilidade clínica. Na mesma época, o inglês William Harvey (1578-1657), considerado o descobridor da circulação é contestado pelos seus trabalhos, que somente um século depois têm sua respeitabilidade reconhecida pelo reverendo inglês Stephen Hales (1677-1761) (Figura III.2), o qual fez a primeira medida da pressão arterial de um animal. Ele fixou um tubo de cobre de 0,4 cm na artéria de uma égua e adaptou a outra extremidade a um tubo de vidro com o mesmo diâmetro e com 2,7 m de comprimento. Ao soltar a ligadura da artéria o sangue subiu a 2,5 m no tubo de vidro, acima do ventrículo esquerdo do coração oscilando 5, 7,5 ou 10 cm após cada pulsação. Apesar do grande impacto da descoberta, seu trabalho foi esquecido.



Figura III.2: Stephen Hales (extraído de <http://www.epub.org.br/abc/6705/tnov13.htm>, acessado em 18/10/03)

Mais um século se passa sem grandes avanços até que Johannes Peter Muller (1801-1858), um fisiologista alemão, afirmou que a descoberta da pressão sanguínea é mais importante que a descoberta do sangue.

Jean Léonard Marie Poiseuille (1799-1869), o pioneiro da hemodinâmica, aperfeiçoou o manômetro de Hales substituindo o longo tubo de vidro por um tubo em U cheio de mercúrio, chamando o seu aparelho de "hemodinamômetro" (Figura III.3), o qual era ligado na artéria do animal medindo sua pressão de uma forma invasiva. Esse

aparelho não possuía nenhum uso clínico prático sendo utilizado apenas em laboratório, mas serviu de base para os aparelhos que viriam posteriormente.

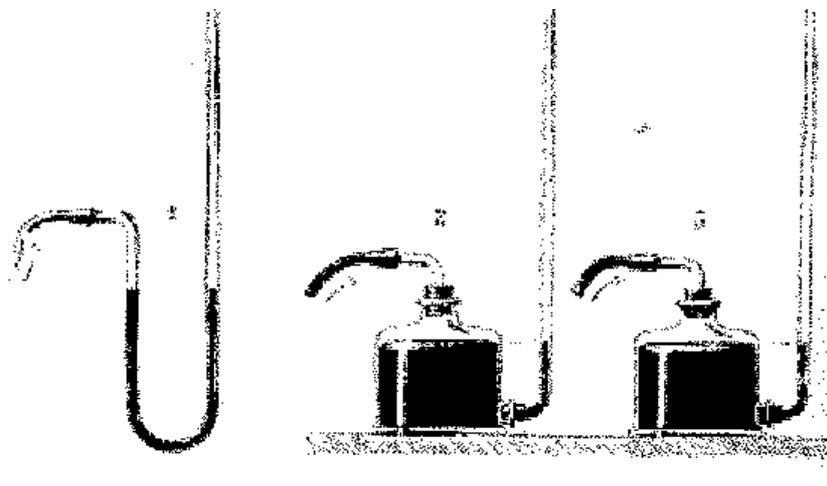


Figura III.3: Hemodinamômetro de Poiseuille (extraído de <http://www.epub.org.br/abc/6705/tnov13.htm>, acessado em 18/10/03)

A primeira tentativa de medir o pulso arterial de uma forma não invasiva, veio com os franceses J.Hérison e P. Gernier, em 1834. Eles adaptaram um reservatório de mercúrio ligado a um tubo graduado em milímetros, o qual era apoiado sobre o pulso. Devido ao peso do mercúrio, a artéria era comprimida e a pulsação movimentava a coluna. Foi o primeiro instrumento a ter o nome de "esfigmomanômetro" (gr. Sphygmos = pulso), mas foi abandonado, pois apenas realizava uma sensação tátil numa observação sem quantificação.

Karls Ludwig (1816-1895) desenvolveu o quimógrafo (gr. Kyma = onda), adaptando ao hemodinamômetro de Poiseuille, um flutuador ligado a uma agulha de inscrição que sensibilizava um cilindro giratório esfumaçado, o qual possibilitou fazer a primeira leitura das ondas da pressão arterial.

Em 1855 Karl Vierordt afirma que a pressão arterial só poderia ser medida de uma forma não invasiva se interrompesse a pulsação e para isso adaptou o quimógrafo de Ludwig a uma alavanca com pesos que eram colocados sobre a artéria radial.

A primeira medida acurada da pressão arterial se deu em 1856, durante uma cirurgia realizada pelo médico J. Faivre, que observou os valores de pressão das artérias de um paciente ao ligá-las a um manômetro de mercúrio. Na artéria femoral encontrou 120 mmHg e na braquial de 115 a 120 mmHg.

Em 1860, Ettiene-Jules Marey (1830-1904), aproveitando a idéia do quimógrafo de Ludwig e do princípio de Vierordt, inventa um aparelho de difícil utilização, onde o antebraço do paciente ficava englobado numa câmara de vidro ligada, por um lado a um reservatório de água e por outro a um quimógrafo e a um manômetro por meio de um tubo em Y. Ao se encher a câmara com água havia a oclusão da artéria radial, fato observado pela parada da agulha, e a pressão sistólica era lida na coluna de mercúrio.

Em 1886, um modelo do tipo aneróide graduado em até 24 cm de mercúrio com bulbo de água (Figura III.4), inventado por Samuel Sigfried Ritter von Basch (1837-1905) media a pressão da artéria radial. Foi ele o responsável por conceituar a hipertensão arterial, ao afirmar que em indivíduos idosos a pressão sistólica era mais alta que na população normal.

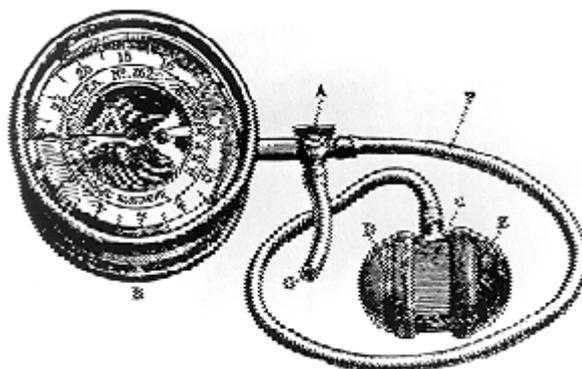


Figura III.4: Esfigmomanômetro aneróide de von Basch (extraído de <http://www.epub.org.br/abc/6705/tnov13.htm>, acessado em 18/10/03)

Em 1895, Angelo Mosso (1846-1910), um discípulo de Marey, inventa um aparelho que seria o antecessor do pletismógrafo de Peñáz anos depois. Ele consistia em quatro dedais de borracha onde eram colocados quatro dedos imersos em uma caixa com água ligada a um pletismógrafo (gr. Pleethymós = aumento). A pressão arterial média era registrada pela medida da oscilação máxima quando se aumentava a pressão sobre os dedos por meio de uma bomba.

Ao longo dos anos algumas inovações foram feitas sem nenhum sucesso consistente, até que em 1896, Scipione Riva-Rocci (1863-1937) tentando resolver os problemas da técnica de Vierordt e de von Basch, que comprimia unilateralmente a artéria radial, preferiu um ponto mais perto da aorta, a artéria umeral, aplicando a pressão em toda a volta do braço. A técnica consistia de um manguito com 4-5 cm de largura que envolvia o braço, inflado por uma bola de Richardson (Figura III.5). O manguito era inflado até o desaparecimento do pulso radial o qual era novamente observado e medido quando desinflado. Esse momento foi um marco, pois houve uma

consciência de que para a medição da pressão arterial eram necessários mais que métodos simples, uma vez que só a pressão sistólica poderia ser medida. Em 1901 H. von Recklinghausen modificou o manguito de Riva-Rocci para uma largura de 12 cm.

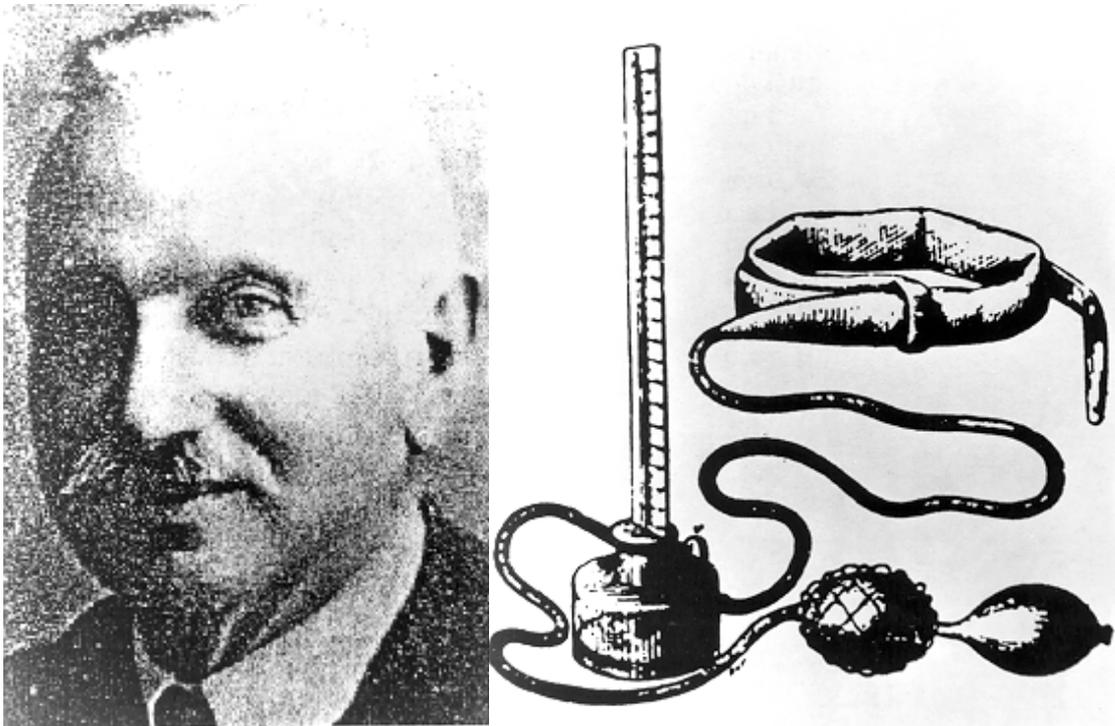


Figura III.5: Scipione Riva-Rocci e seu esfigmomanômetro (extraído de <http://www.epub.org.br/abc/6705/tnov13.htm>, acessado em 18/10/03)

Alguns trabalhos foram feitos por Leonard Hill e Harold Barnard em 1897, adaptando o manômetro aneróide de Riva-Rocci com uma agulha indicadora de pressão sensível o suficiente para acusar a pressão diastólica. Porém, a detecção definitiva aconteceu em 1904, pelo russo Nicolai Segeivich Korotkoff (1874-1920) (Figura III.6). Ele utilizou o aparelho de Riva-Rocci aumentando a pressão rapidamente até bloquear completamente a circulação abaixo do manguito. Por meio de um estetoscópio (monoauricular) ele descobre que nenhum som é observado nesse momento. Então, permitindo que a pressão do manômetro comece a diminuir, ele observa que num determinado instante um som curto e fraco é ouvido caracterizando a pressão máxima (sistólica). Continuando com a progressiva queda de pressão do manômetro, o som num determinado instante deixa de existir, ou seja, a pressão mínima ultrapassou a pressão do manguito; essa é a pressão mínima (diastólica). Este foi o método adotado para a medida da pressão arterial e, mesmo com algumas tentativas de aperfeiçoamento a fim de eliminar a participação da acurácia do observador da medida, é o mais empregado até os dias de hoje.



Figura III.6: Nicolai Sergeivich Korotkoff (extraído de <http://www.epub.org.br/abc/6705/tnov13.htm>, acessado em 18/10/03)

AS TÉCNICAS CONTEMPORÂNEAS

Em paralelo à tentativa de medição da pressão arterial de forma não-invasiva, alguns métodos invasivos foram desenvolvidos, mas esbarraram em problemas éticos em suas pesquisas. Cita-se as técnicas de "Oxford" de 1969 e a "telemétrica" de 1974.

Antes de uma análise mais detalhada sobre as técnicas atuais de medição de pressão arterial, é necessário falar um pouco sobre o princípio que rege os métodos que se utilizam da oclusão de um manguito para medição.

A pressão transmural num vaso sanguíneo é definida como sendo a diferença entre a pressão interna (do sangue) e a externa (exercida pelos tecidos sobre as paredes dos vasos), portanto qualquer pressão aplicada sobre um determinado membro será propagada até os tecidos e por sua vez, aplicada sobre o vaso. Dessa forma, a pressão transmural pode ser alterada caso a pressão externa seja modificada. Assume-se que a tensão na parede do vaso é zero quando a pressão transmural também é zero. O Princípio do *vascular unloading* estabelece que, se for aplicada uma pressão externa num determinado membro, existirá uma pressão tal que provocará um estado de equilíbrio no vaso de modo a manter a pressão transmural igual a zero. Essa mudança acontece quando o vaso passa de um estado de estiramento para um estado de relaxamento.

Oscilometria

Marey (DRZEWIECKI, 2000) acreditava que as pulsações máximas ou o início das pulsações estavam associadas com a igualdade da pressão sanguínea e aquela observada no manguito. Ele não sabia bem como isso se dava e só mais recentemente é que foi demonstrado, teoricamente, que a variação da pressão no manguito é, primeiramente, devido aos mecanismos de deformação da artéria braquial.

Atualmente a oscilometria é realizada usando um manguito padrão, trabalhando junto com um sensor de pressão. O ponto de oscilação máxima corresponde à média da pressão arterial (MAP) (Figura III.7). As oscilações referentes às pressões sistólica e diastólica estão localizadas em valores percentuais da oscilação máxima (O_m), sendo esses valores definidos como $O_s/O_m = 0,55$ e $O_d/O_m = 0,85$, onde O_s e O_d são, respectivamente, as oscilações no ponto da pressão sistólica e diastólica. A determinação oscilométrica da pressão média arterial tem uma boa acurácia (DRZEWIECKI, 2000).

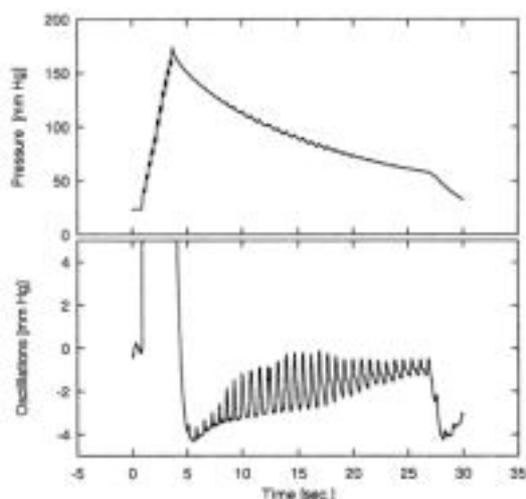


Figura III.7: Registro da pressão no manguito durante uma medição da pressão arterial pelo método oscilométrico (Drzewiecki, 2000)

Tonometria

Essa técnica foi desenvolvida por volta de 1963 e se utiliza do método de pulso para medir não-invasivamente a pressão arterial. O método emprega sensores de volume ou de pressão para medir a forma de onda da pressão de pulso em consequência da deformação da parede arterial ou da força da superfície da pele acima da artéria. Necessita-se de uma base óssea para que a medida seja realizada (Figura III.8).

O sensor do tonômetro deve ser centralizado sobre o vaso (Figura III.9 – posição A). Isso é realizado reposicionando o dispositivo até que o maior pulso seja detectado.

O tonômetro é então pressionado sobre o vaso levando a um aplainamento de sua parede (Figura III.9 – posição B). Se o vaso não é aplainado suficientemente, o tonômetro mede, o que é indesejável, forças devido à tensão da parede arterial provocando a curvatura do vaso.

Se a pressão do sensor sobre a artéria é continuada, a parede arterial é aplainada ainda mais, mas não o necessário para haver oclusão do fluxo sanguíneo. Numa posição intermediária a tensão da parede se torna paralela à superfície do sensor do tonômetro. A pressão arterial é então a força perpendicular que permanece na superfície e é medida pelo sensor. Esse ponto traduz a força de contato devido à pressão vaso (Figura III.9 – posição C). A força de contato é igual em módulo à pressão arterial quando essas condições são alcançadas.

Um tonômetro requer que o sensor de contato seja plano, mais rígido que os tecidos da pele, e pequeno relativamente ao diâmetro do vaso. A calibração pode ser atingida tanto pela monitoração da distribuição da força de contato (utilizando um arranjo de sensores) ou pela medida da maior amplitude de pulso.

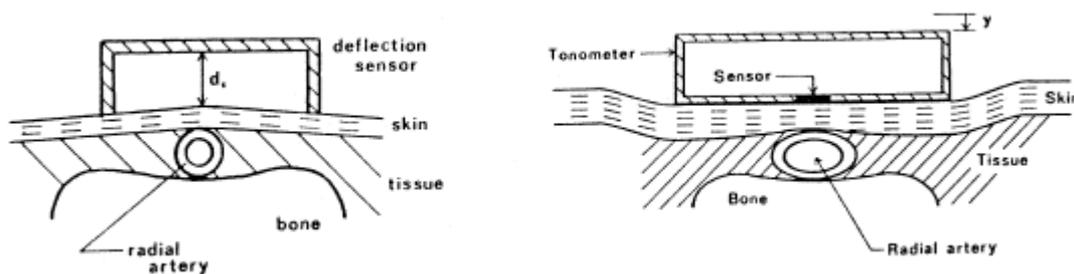


Figura III.8: Método Tonométrico (Drzewiecki, 2000)

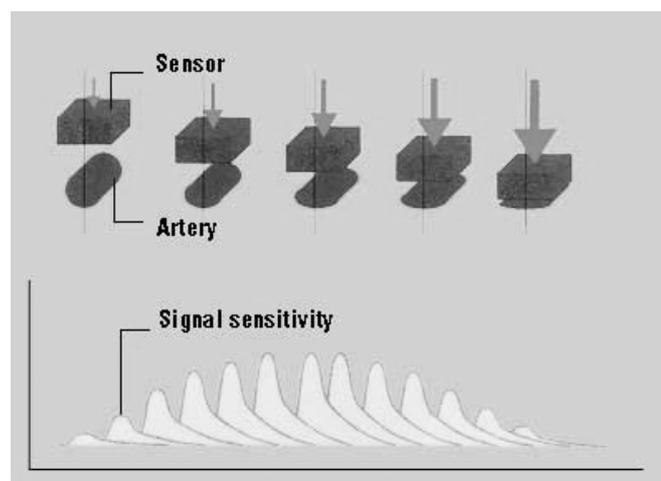


Figura III.9: Esquema do Método Tonométrico (extraído de <http://colin-europe.com/pages/tonometry.html>, acessado em 11/04/06)

Capítulo IV - FUNDAMENTOS DO MÉTODO DE PEÑÁZ

Esse capítulo definirá o método estudado, seu princípio e suas características, levando-se em consideração as vantagens e desvantagens observadas por diversos autores com suas respectivas críticas ao método.

Continuous Vascular Unloading – O método de Peñáz

O MÉTODO

Segundo a definição geral, (PORTO, 2005), pletismografia é “palavra derivada do grego, *plethysmós* quer dizer aumento e grafia (*graphein*) registro escrito”. Em outras palavras, é o registro da variação de volume de um membro de acordo com cada ciclo cardíaco (volume de pulso).

FOTOPLETISMOGRAFIA

A fotopletismografia utiliza-se do princípio pletismográfico para detectar mudanças no volume de sangue, em particular por meios óticos. Um foto emissor de luz infravermelha é ligado a um fotoreceptor, usando-se como meio de propagação da luz o segmento corporal onde se deseja registrar o sinal pletismográfico. O sinal pulsátil do volume de sangue (onda de pulso) é detectado pelo fototransistor como uma modulação do sinal original da onda portadora (BHATTACHARYA, KANJILAL, MURALIDHAR, 2001).

J. Peñáz, um fisiologista tcheco, descobriu em 1973 que a pressão num sensor digital (*cuff*) poderia ser continuamente ajustada, a fim de igualar-se à PA e os vasos poderiam estar em constante estado chamado de clampeamento de volume (estado em que a pressão transmural é igual a zero, isto é, a pressão externa aplicada pelo *cuff* é igual a PA). Ele empregou um mecanismo de alimentação que ajustava, ininterruptamente a pressão num *cuff* de dedo onde o volume vascular era medido usando a fotopletismografia (DRZEWIECKI, 2000). Por conseqüência, o chamado método de Peñáz consiste de um pequeno *cuff* de dedo inflado de acordo com a faixa normal de pressão para garantir o estado de *continuous vascular unloading*.

Um foto-emissor e um foto-receptor de infravermelho (normalmente na faixa de 850 a 1000 nm) são utilizados para medir a luz que atravessa o dedo de acordo com a oscilação do ciclo cardíaco lido na artéria digital (Figura IV.1). A pressão no *cuff* que

produz uma maior amplitude de oscilação corresponde à média da PA (Figura IV.2 e IV.3). O valor médio da transmissão da luz no *cuff* é tomado como o ponto de aferição. Uma vez que o ponto médio seja estabelecido, uma rápida e contínua inflação ou deflação do *cuff* é implementada por um servocontrole de alimentação de ar para manter a transmissão da luz constante, sendo que o dedo funciona como uma barreira à passagem de luz. Durante a sístole o volume de sangue aumenta, o que faz com que a transmissão de luz diminua, em relação ao momento em que ele está com a menor quantidade de sangue, ou seja na diástole, onde a transferência de luz é máxima. A pressão do *cuff* requerida para atingir o estado de *vascular unloading* a todo o momento é representativa da PA instantânea (SILKE e McAULEY, 1998).



Figura IV.1: Raio-X da mão – posição do cuff em relação às artérias do dedo (adaptado de <http://darbelofflab.mit.edu/ProgressReports/HomeAutomation/Report2-5/Chapter01.pdf> em 07/09/2005)

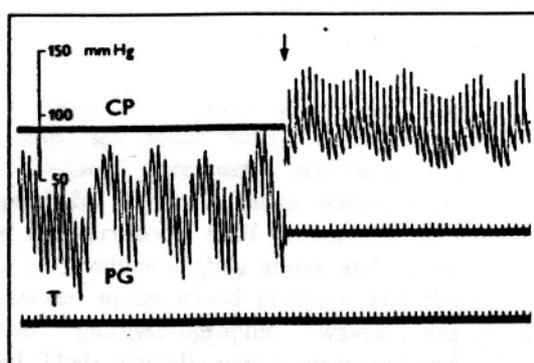


Figura IV.2: Lado esquerdo – Pletismógrafo operando em regime aberto; lado direito – Pletismógrafo operando em regime fechado. A seta indica essa mudança (extraído de Peñáz, 1992)

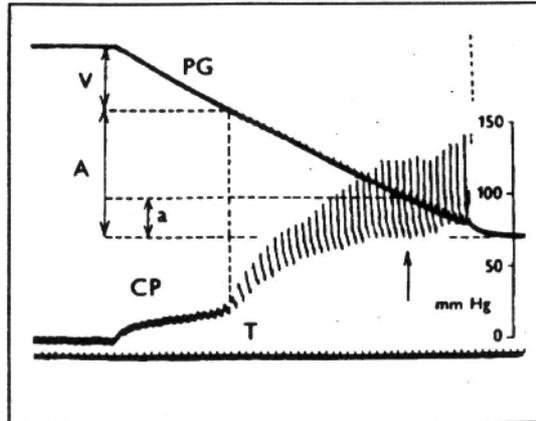


Figura IV.3: Determinação da pressão arterial média; PG – pletismograma; V e A – seção venosa e arterial do volume vascular, respectivamente; CP – pressão do *cuff*; T – tempo em segundos; a – um terço do volume arterial; seta – correta posição do *set point* (extraído de Peñáz, 1992)

A aplicação direta do método de Peñáz fez com que a indústria lançasse no mercado um aparelho comercial, o Finapres (*finger arterial blood pressure*) (DRZEWIECKI, 2000).

De acordo com Peñáz (1992), encontrar o ponto de equilíbrio (*set point*) correto do servo-controle de alimentação de ar é de crucial importância, sendo que quatro critérios podem ser utilizados:

- Princípio da Pulsação Máxima - As oscilações do volume atingem uma amplitude máxima, que corresponde à média da pressão sangüínea.
- Forma do volume de pulso - A forma de onda (Figura IV.4) das pulsações volumétricas muda, na sua porção diastólica, se a pressão do *cuff* variar em torno da pressão sangüínea média.

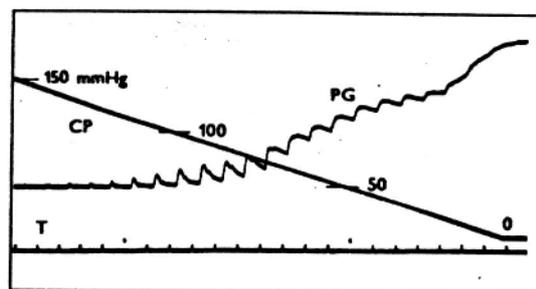


Figura IV.4: Mudança da forma da onda de um pletismograma (PG), durante um decréscimo linear da pressão do *cuff* (CP). (extraído de Peñáz, 1992)

- Princípio conhecido como “um terço do volume da seção arterial” - O ponto de equilíbrio pode ser posicionado em um ponto correspondente a um terço do volume da seção arterial (Figura IV.5).

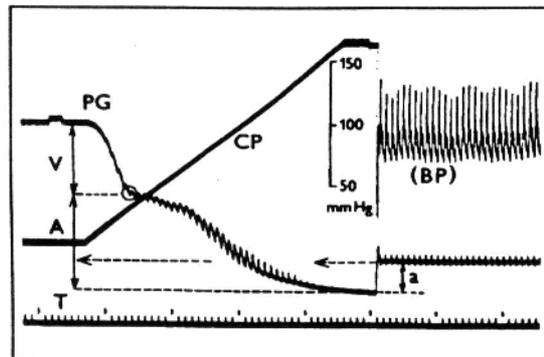


Figura IV.5: Esquerda: rampa de pressão. Direita: Pletismograma (PG); pressão do cuff (CP); pressão sanguínea (BP); seção arterial (A); a (um terço desse volume); seção de baixa pressão ou venosa; círculo (ponto de inflexão como limite entre as seções arterial e venosa (extraído de Peñáz, 1992)

- Medida da complacência vascular instantânea - A complacência vascular dinâmica pode ser continuamente medida, enquanto a amplitude instantânea das oscilações do volume vascular é deduzida de uma vibração, relativamente pequena e rápida, da pressão do *cuff*. Este pode operar sempre em regime fechado durante a medição da pressão sanguínea, em contraste com os critérios anteriores.

CUFF PARA A PRESSÃO DIGITAL

É um dispositivo feito de material plástico em formato de anel, dotado de uma bolsa pneumática e um conjunto de emissor e receptor infravermelho em posição diametralmente oposta, protegidos da luz externa (Figura IV.6). Os dois módulos, fotoelétrico e pneumático, são ligados a um sistema principal que os controla adequadamente. A fonte de luz infravermelha (850 a 1000 nm) é continuamente emitida de modo que, de acordo com o volume arterial, o receptor leia a luz que chega até ele, informando o servo-sistema sobre ela. O receptor cria nesta operação um sinal pneumático que ajusta a pressão do *cuff*. Uma verificação do *set point* do clameamento do volume arterial é feita com o objetivo de se observar o ponto em que a pressão da parede arterial é igual à pressão externa (pressão transmural igual a zero). Esse valor é memorizado e posteriores medições buscarão corrigir os valores lidos comparando-os com o valor desse *set point*. Assim, o sistema pneumático aumentará ou diminuirá a pressão no *cuff* a fim de manter a pressão transmural (*continuous vascular unloading*), inflando ou desinflando a bolsa pneumática de modo

adequado. Uma visão mais detalhada do sistema de controle da pressão do *cuff* será apresentada no Capítulo V.

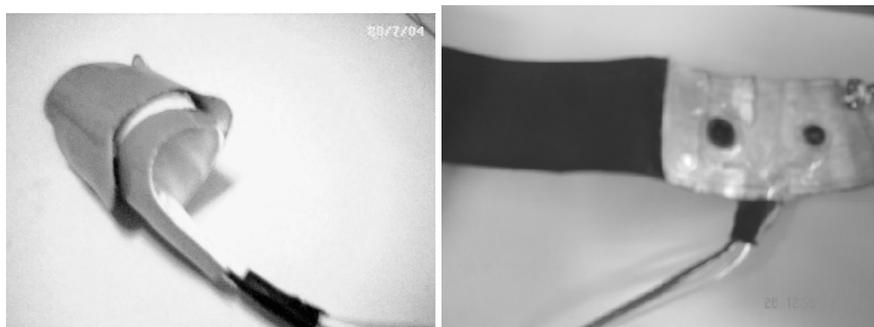


Figura IV.6: Foto do *cuff* – na esquerda, *cuff* fechado e na direita *cuff* aberto mostrando os fotodiodos e a bolsa pneumática

VANTAGENS E DESVANTAGENS DO MÉTODO DE PEÑÁZ

Esse método tem sido freqüentemente utilizado por diversos autores nos últimos anos e portanto muitos são os trabalhos a respeito da técnica de Peñáz que utilizam-se dela para a realização de diversos estudos na área biomédica. Segue-se então uma discussão sobre alguns desses trabalhos.

Polito e Farinatti (2003) estudaram a PA relacionada com as demandas cardiovasculares no esforço; porém, no caso de exercícios contra-resistência (ECR) os valores obtidos estão sujeitos a erros dependendo da técnica de medida utilizada. A medida direta da PA é feita por cateterismo intra-arterial, mas devido a sua natureza invasiva torna-se um procedimento pouco usual. Considerando os métodos não-invasivos, o fotopletoimográfico (Finapres) e o auscultatório são os mais usados; porém poucos são os estudos comparativos entre esses dois métodos durante ECR, sendo que não foram encontrados trabalhos comparando o invasivo com o fotopletoimográfico, e apenas três com o auscultatório. O Finapres foi considerado o melhor procedimento indireto apesar do seu custo elevado.

Kurki *et al.* (1987) registrou a PA de 50 pacientes masculinos em diversos tipos de cirurgias utilizando o Finapres. Foram utilizados três tipos diferentes de *cuff* aplicados em quatro dedos, para cada paciente, e as medidas comparadas com valores obtidos ipsilateralmente da artéria radial com um sistema invasivo cateter-transdutor (IAP), a fim de verificar as melhores condições de uso do método. As medidas feitas no polegar foram as que forneceram resultados mais acurados. A média entre a diferença FINAP - IAP para o polegar foi -4,8 mmHg para a pressão sistólica, 1,49 mmHg para a diastólica e 0,29 mmHg para a pressão média. As diferenças foram estatisticamente significantes para as pressões sistólica e diastólica,

porém, não para a média. O coeficiente de correlação foi de 0,945 para a sistólica, 0,884 para a diastólica e 0,949 para a média. Para os demais dedos esse coeficiente variou de 0,502 a 0,922 na sistólica, 0,757 a 0,932 na diastólica e 0,767 a 0,892 para a média.

Castaneda *et al.* (1989) comparam os valores de PA obtidos, pelo método de Peñáz com aqueles obtidos intra-arterialmente em pacientes submetidos à anestesia, a fim de verificar o comportamento e a relação dos métodos nos diversos estágios do processo anestésico e concluíram que, em todos eles, há uma alta relação entre os dois métodos, e que o de Peñáz não é afetado significativamente na anestesia geral.

Os métodos não-invasivos de Riva-Rocci/Korotkoff (auscultatório) e o oscilométrico computadorizado são os mais observados no dia-a-dia ambulatorial, porém são métodos que se utilizam de técnicas intermitentes, fornecendo valores momentâneos. Além disso, a acurácia pode ser prejudicada pelo fenômeno de resposta do manguito, assim como do "efeito do jaleco branco", que é aquele observado quando o paciente se vê diante do profissional que irá medir sua pressão e, emocionalmente, pode alterar esse valor. Portanto, além das questões éticas envolvidas numa medida invasiva, e do exposto acima com relação aos métodos tradicionais não-invasivos, o método de Peñáz consegue medir a PA continuamente fornecendo também a forma de onda do pulso arterial aumentando a possibilidade das informações diagnósticas (LANGEWOUTERS *et al.*, 1998). Além disso, os registros das vibrações pletismográficas mudam de acordo com o volume vascular produzido pelas rápidas variações de pressão do *cuff*. Dessa forma, é possível obter a onda da complacência vascular dinâmica (PEÑÁZ *et al.*, 1997).

Medidas comparativas foram realizadas na artéria radial utilizando-se o método de Peñáz, e um método invasivo, observando-se resultados bastante satisfatórios. É importante frisar que o método emprega a pressão no dedo, o qual possui uma vascularização periférica e portanto sofre efeito do fluxo vascular resistivo. A técnica poderia ser afetada pela temperatura da pele, drogas vasoativas e anestésico, assim como seria de se esperar uma pressão média diferente entre o pulso do dedo e a pressão central aórtica (DRZEWIECKI, 2000).

Medidas comparativas feitas por Pickering (2002), entre o método oscilométrico e o de Peñáz fornecem valores muito próximos, como ilustrado no gráfico da Figura IV.7. O método de Peñáz foi considerado capaz de fornecer uma boa estimativa das mudanças da pressão sistólica e diastólica, apesar de ambas poderem ser sub ou superestimadas quando comparadas às pressões da artéria braquial. Uma grande

vantagem do método de Peñáz é sua possibilidade de registrar continuamente as medidas de pressão por um longo período de tempo.

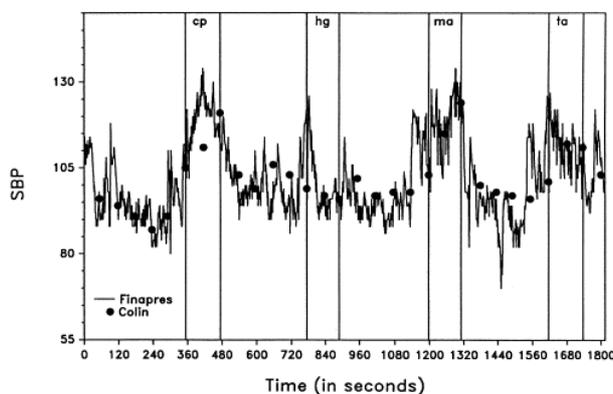


Figura IV.7: Registros de pressão sistólica durante um teste de estresse, feito simultaneamente com o método contínuo do Finapres e o intermitente oscilométrico de Colin - (Cp="cold pressor test"; hg=aperto de mão; ma= cálculo aritmético; ta= fala) extraída de Pickering (2002)

Birch e Morris (2003) questionam a acurácia e reprodutibilidade do método de Peñáz e afirmam ser confiável somente quando realizado sob condições ideais. Entretanto o ponto de calibração não é sempre uma medida acurada, com tendência a superestimação da pulsação arterial se comparado a um método invasivo proximal. O problema pode ser exacerbado se a medida for realizada com a mão fria. No caso do Finapres, ele automaticamente se recalibra a cada 70 batimentos cardíacos, sendo esse procedimento considerado indesejado, pois se transforma num artefato, que em alguns equipamentos pode até ser evitado desligando-se a calibração. Tal procedimento, porém, pode fazer com que a medida seja prejudicada. Em seu trabalho, Birch e Morris compararam o Finapres com o tonômetro de Colin, num experimento que media a auto-regulação do fluxo sanguíneo cerebral em resposta à vasodilatação periférica provocada pela variação rápida da PA em membros inferiores. Segundo os autores existem sistemas que regulam o fluxo sanguíneo de forma a manter a velocidade do sangue dentro de uma faixa de valores considerados normais, antes mesmo de fazê-lo para a pressão sanguínea. Esse procedimento consistia em aplicar, através de um manguito posicionado em cada coxa, uma pressão cujo valor estivesse acima do valor sistólico de forma a provocar a oclusão do fluxo de sangue nos membros e a conseqüente vasodilatação. Após 2 minutos a pressão do manguito era liberada, rapidamente, levando a um grande fluxo e acúmulo de sangue nos membros inferiores, baixando imediatamente o valor da PA central, já que o retorno de sangue ao coração foi diminuído. Essa queda se dava entre 15% a 20%, e o retorno à normalidade acontecia 20 s após. Todo esse procedimento era medido com um

tonômetro ligado ao braço esquerdo e o fotopletismógrafo no direito, além de um ultrassom Doppler transcraniano para registrar o fluxo. Os resultados obtidos apontaram que para esse experimento o Finapres não forneceu um resultado satisfatório (Figura IV.8).

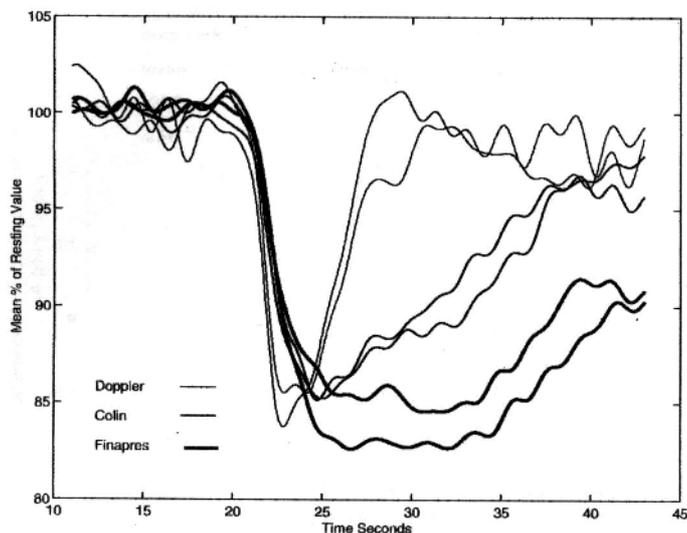


Figura IV.8: Formas de onda onde cada linha mostra a média de dados de dez voluntários. Uma diferença entre o Finapres e Colin é claramente observada, extraído de Birch e Morris (2003)

É necessário, no entanto, avaliar-se as condições do teste descrito, pois o mesmo foi realizado sob situações extremas. Foi provocada uma oclusão de sangue nas duas coxas por um tempo de cinco minutos, alterando todo o fluxo periférico inerente à medida do método de Peñáz. O autor afirma que o tonômetro necessita de autocalibragem a cada cinco minutos durante o período que compreendeu o teste, e o Finapres, a cada 70 s. Com a intenção de evitar os artefatos devidos a esse procedimento, as calibrações foram desligadas durante o experimento. Tal fato é considerado relevante para os resultados apresentados pelo equipamento, já que o Finapres deixou de realizar aproximadamente $(5 \times 60)/70 \cong$ quatro manobras de calibração.

Silke e McAuley (1998) afirmam que diversos estudos inconsistentes foram realizados para verificar a acurácia do método de Peñáz. Seu trabalho empregou um método estatístico para combinar os dados de 20 trabalhos publicados a respeito. Uma estimativa robusta da exatidão e da precisão do Finapres foi obtida desse modo. Ele pôde prever uma boa acurácia na estimativa da pressão diastólica e média comparada com registro intra-arterial; a inacurácia aparente observada na pressão sistólica teve uma explicação fisiológica. Quando o Finapres é utilizado em

experimentos ou em situações clínicas, a calibração, que leva a uma confiável PA de referência, é desejável para prevenir a possibilidade de um erro de *offset*.

Fiser *et al.* (1992) estudaram a relação entre a pressão de pulso (PP) e o intervalo precedente da onda T do eletrocardiograma, verificando que existe uma direta proporcionalidade entre esses valores. Também observaram que a PP é inversamente proporcional ao intervalo precedente da onda T (T-1). Essa conclusão pode ser usada com propósitos diagnósticos em algumas doenças do coração. Utilizando o método de Peñáz, Fiser analisou continuamente, por 3 minutos, 13 pacientes com insuficiência cardíaca e com ritmo sinusal, e 21 pacientes com fibrilação atrial, e obteve resultados satisfatórios, ampliando dessa forma o uso do método para a verificação de problemas cardíacos.

Capítulo V - MATERIAIS E MÉTODOS

Neste capítulo será apresentado o desenvolvimento do projeto de uma forma mais detalhada, com todos os módulos envolvidos, o material empregado e a forma como os objetivos gerais do trabalho foram alcançados.

V.1 - O DIAGRAMA DE BLOCOS

A Figura V.1.1 representa esquematicamente o projeto com as partes que o compõe e que serão comentadas em detalhe.

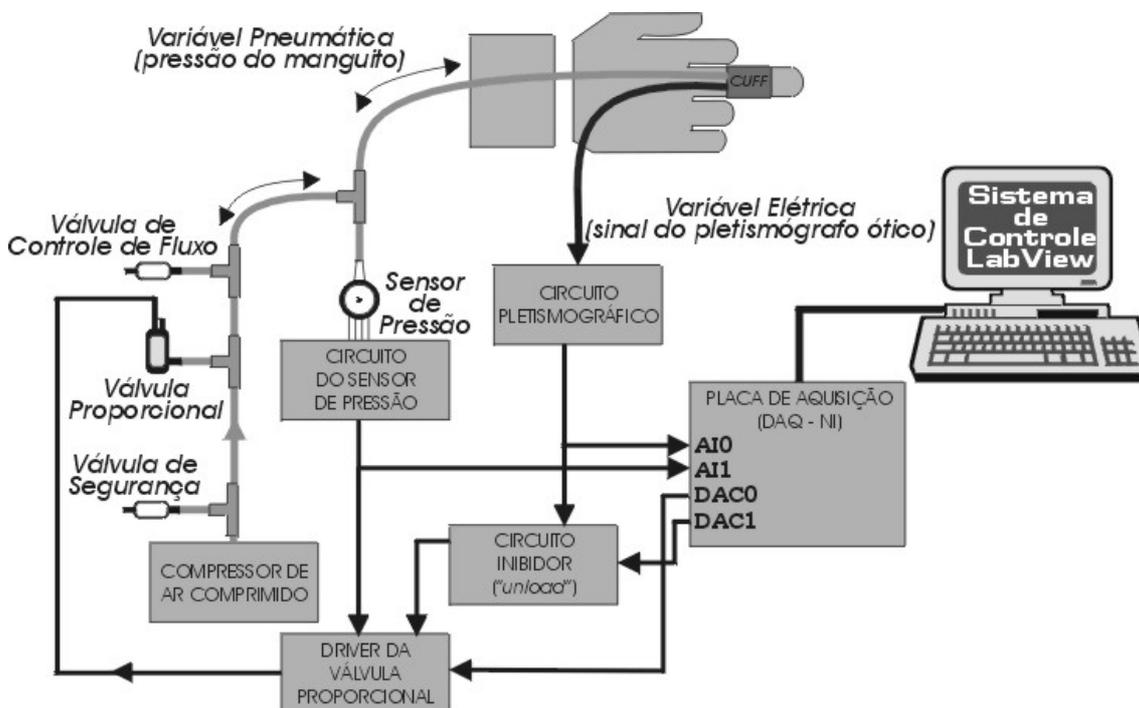


Figura V.1.1: Diagrama de blocos

V.2 - O CUFF

V.2.1 - A BOLSA PNEUMÁTICA

Para a confecção do *cuff* foram analisados vários polímeros quanto à complacência, espessura e flexibilidade. Foram escolhidos dois tipos, ambos de Cloreto de Polivinila (PVC), pouco complacentes e muito flexíveis, um mais espesso para compor a base do cuff e outro mais delgado para a parte interna que fica em contato com o dedo (bolsa pneumática). Um adesivo para PVC flexível (base de Poliuretano) foi selecionado de modo a permitir junções capazes de suportar pressões da ordem de 300 mmHg sem a possibilidade de rupturas. As dimensões do cuff foram minimizadas (diminuição da complacência) de modo a se conseguir uma bolsa

pneumática uniforme e capaz de dar uma volta completa no dedo médio de um adulto (Figura V.2.1.1). Para o fecho do cuff foi utilizado velcro. Um tubo plástico (PVC – 5 mm de seção reta) foi adaptado a essa bolsa a fim de fazer a conexão com a parte pneumática do sistema principal.

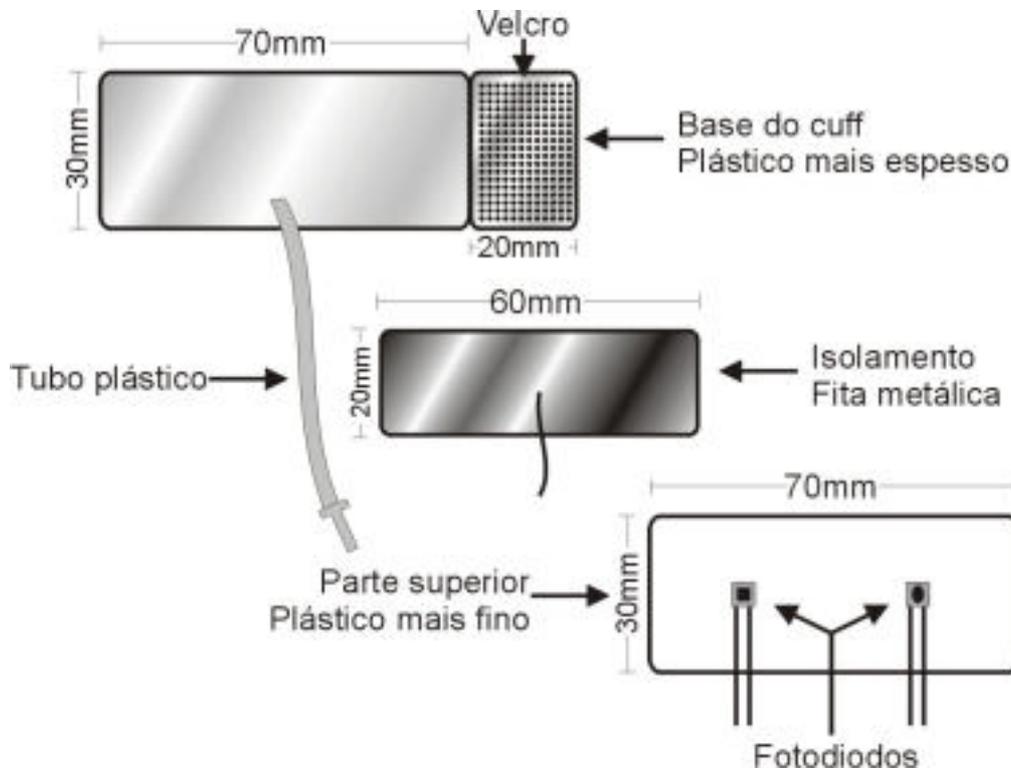


Figura V.2.1.1: Montagem do Cuff

V.2.2 - O ISOLAMENTO

Para evitar quaisquer interferências (luz e outros ruídos eletromagnéticos), foi adicionada uma camada de fita metálica, que foi por sua vez ligada ao terra ao sistema (Figura V.2.1.1).

O fotoemissor e o fotoreceptor de infravermelho (850 a 1000 nm) foram selecionados pelas suas pequenas dimensões e fixados na bolsa pneumática de modo a ficarem alinhados em posição diametralmente oposta no dedo médio (Figura V.2.2.1 e V.2.2.2).

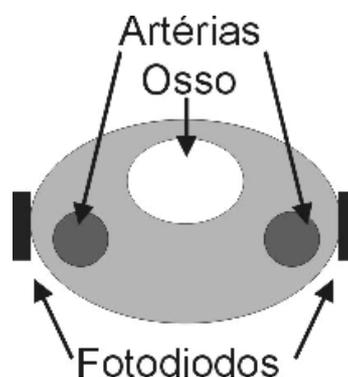


Figura V.2.2.1: Vista transversal do dedo - Posição dos fotodiodos

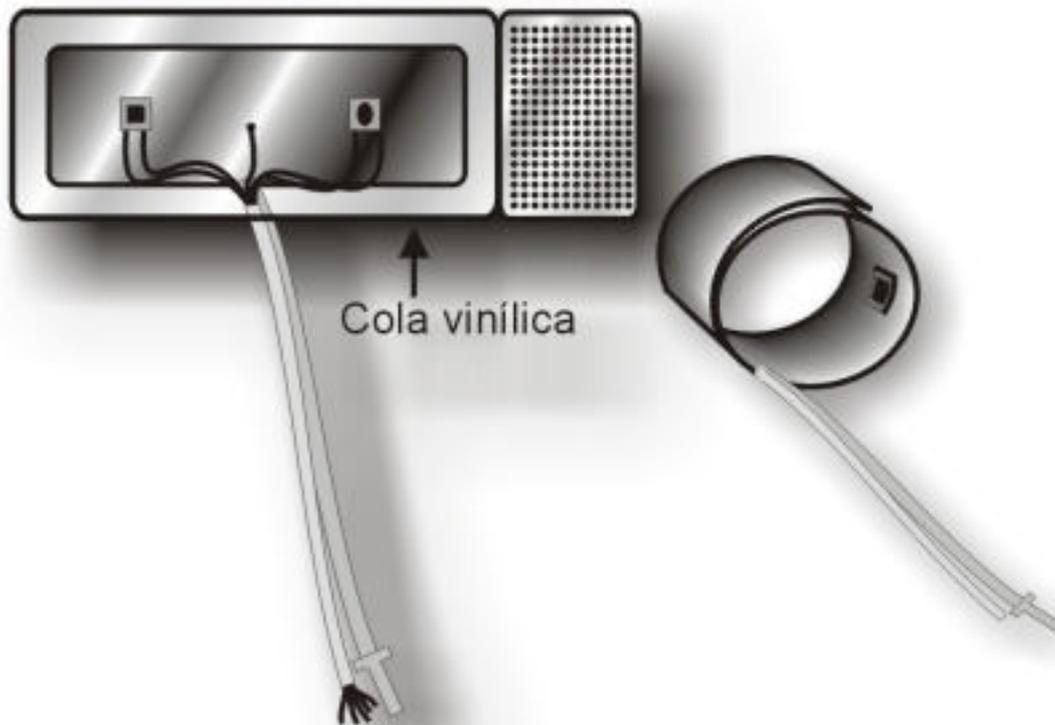


Figura V.2.2.2: *Cuff* pronto (aberto e fechado)

Um dos requisitos desejáveis durante a construção do *cuff* é que ele fosse capaz de ser posicionado confortavelmente no dedo de modo que a mão pudesse ficar apoiada numa superfície sem tensionar os dutos pneumáticos ou obstruí-los. O *cuff* seria considerado eficiente se conseguisse capturar o sinal pletoisomográfico de forma contínua, sem ruído ou quaisquer outras interferências. Ele também deveria poder ser inflado e desinflado de forma rápida, por meio de um conjunto composto por uma válvula proporcional, compressor, válvula de segurança e válvula de controle de fluxo. Uma onda pletoisomográfica de morfologia característica indicaria que o *cuff* está adquirindo o sinal corretamente. Essa captura e demonstração foi implementada por um programa especialmente desenvolvido em LabView 6.0 (National Instruments, Austin).

A complacência do *cuff* foi medida aplicando-se volumes conhecidos por meio de uma seringa graduada de 2,5 em 2,5 ml (0 a 15 ml) e lidos os respectivos valores de tensão os quais serão convertidos em pressão (mmHg) de modo a se construir um

gráfico de volume versus pressão, do qual será calculada a complacência por meio da declividade da reta, conforme a definição da eq. 13.

$$C = \frac{\Delta V}{\Delta P} \quad (13)$$

onde C é a complacência e ΔV e ΔP são respectivamente, as variações de volume (ml) e pressão (mmHg).

V.3 - O COMPRESSOR DE AR COMPRIMIDO, VÁLVULA DE SEGURANÇA E VÁLVULA DE CONTROLE DE FLUXO

O compressor é o responsável pelo fornecimento de ar comprimido ao sistema, servindo de fonte de pressão na faixa de valores das pressões fisiológicas. Para isso foi selecionado experimentalmente um modelo comercial de modo que tanto o enchimento do *cuff* na sístole, quanto o esvaziamento na diástole, se dessem de forma rápida. O modelo de compressor utilizado em nebulizadores comerciais (Mobil Air S3) (NSAM, São Paulo) mostrou-se uma opção de baixo custo que satisfaz aos requisitos (Figura V.3.1) estabelecidos.

Como o fluxo de ar gerado pelo compressor selecionado para proporcionar o enchimento rápido era muito grande, adicionou-se uma *válvula de controle de fluxo* para se obter os dois objetivos mencionados. Além dessa foi também incorporada ao projeto uma *válvula de segurança do compressor* para evitar danos ao mesmo caso o fluxo fosse totalmente obstruído por qualquer problema ocorrido ao longo do desenvolvimento.

Os tempos de resposta de todo o sistema eletropneumático foi verificado por meio da resposta ao degrau, obtida por meio de um enchimento e esvaziamento rápido do *cuff*, sendo medidos o *rise-time* e *fall-time*, respectivamente. Tal resposta do degrau foi verificada utilizando-se um programa desenvolvido em LabView de modo a estabelecer uma variação abrupta de pressão, escolhida como sendo de 40 mmHg (valor da pressão de pulso de um indivíduo normotenso). Na prática esse programa aplica duas tensões na válvula solenóide de modo que sejam lidos dois valores de pressão (80 mmHg e 120 mmHg). O gráfico dessas duas curvas (inflando de 80 a 120 mmHg e desinflando de 120 a 80 mmHg) foi analisado para estabelecer-se, por meio de ajustes nas referidas válvulas, tempos que permitissem a máxima resposta de freqüência.



Figura V.3.1: O compressor de ar utilizado como fonte de pressão para a parte pneumática.

V.4 - O CIRCUITO PLETISMOGRÁFICO

O circuito representado na Figura V.4.1 é responsável pela geração do sinal de portadora pelo foto-emissor infravermelho (D1), pela recepção da luz pelo fotodiodo (D2) e sua adequada transformação em sinal elétrico, assim como sua amplificação e limitação de banda passante por meio dos circuitos compostos pelos amplificadores operacionais A1 e A2 respectivamente.

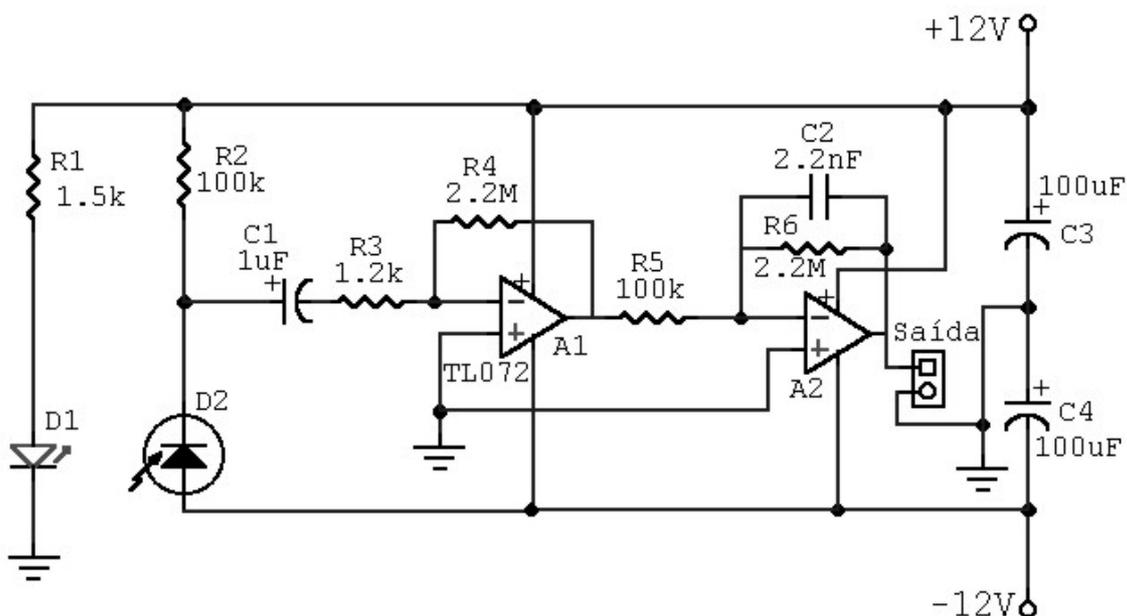


Figura V.4.1: O circuito pletismográfico

O sinal de fornecido pelo fotodiodo pode ser expresso como:

$$V_o = -R_2 \cdot I_s \quad (14)$$

onde I_s é a corrente dependente da luz.

Tal sinal é inicialmente amplificado pelo amplificador inversor contendo o amplificador operacional A1, cujo ganho é:

$$Av_1 = -\frac{R_4}{R_3} = -\frac{2,2M}{1,2k} \approx -1833 \quad (15)$$

e posteriormente aplicado ao filtro passa-baixas de primeira ordem contendo o amplificador operacional A2, que possui um frequência de corte dada por:

$$fc = \frac{1}{2\pi R_6 C_2} = \frac{1}{2\pi 2,2M 2,2n} \approx 32Hz \quad (16)$$

e um ganho na banda passante definido por:

$$Av_2 = -\frac{R_6}{R_5} = -\frac{2,2M}{100k} = -22 \quad (17)$$

V.5 - O CIRCUITO DO SENSOR DE PRESSÃO

A base deste circuito é o transdutor de pressão, onde foi utilizado para o desenvolvimento o transdutor da Motorola, modelo MPX53GP (Motorola, EUA) (Figura V.5.1), que apresenta boa sensibilidade para a faixa de pressão utilizada no projeto e cujo *datasheet* encontra-se no Anexo I.

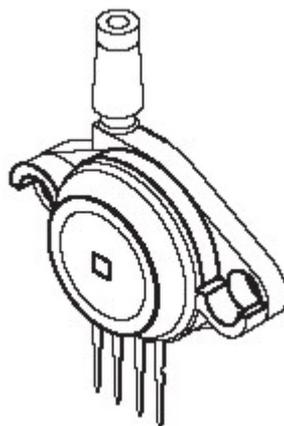


Figura V.5.1: O transdutor de pressão, modelo MPX53GP (extraído de MOTOROLA, SEMICONDUCTOR TECHNICAL DATA, Motorola, 2002)

O circuito eletrônico como um todo tem como finalidade a conversão dos valores de pressão do *cuff* (mmHg) em valores de tensão que deverão ser lidos pela sistema de controle. É representado pelo circuito elétrico da Figura V.5.2, onde pode ser visto o transdutor de pressão, seu amplificador diferencial associado (A1) e um circuito responsável por uma correção de offset (A2 e A3) que garante que o nível DC de saída se estabilize num valor próximo de zero (0 mmHg). Um ajuste (Rv1) possibilita que o ganho dado ao sinal proveniente do transdutor seja tal que, uma tensão de saída de aproximadamente 1 V, corresponda a uma pressão de *cuff* de 100 mmHg. Apesar de se poder ajustar o valor do ganho, a linearidade foi verificada por meio da curva tensão de saída *versus* pressão do *cuff*, o que realmente estabelecerá a sensibilidade estática, ou em outras palavras, o fator de conversão, a ser usado para estimar a pressão a partir do valor de tensão fornecida pelo transdutor. O valor da sensibilidade estática obtido em tal ensaio de calibração será guardado num arquivo para que o sistema geral de controle em LabView tenha acesso a ele a qualquer instante durante o funcionamento do equipamento.

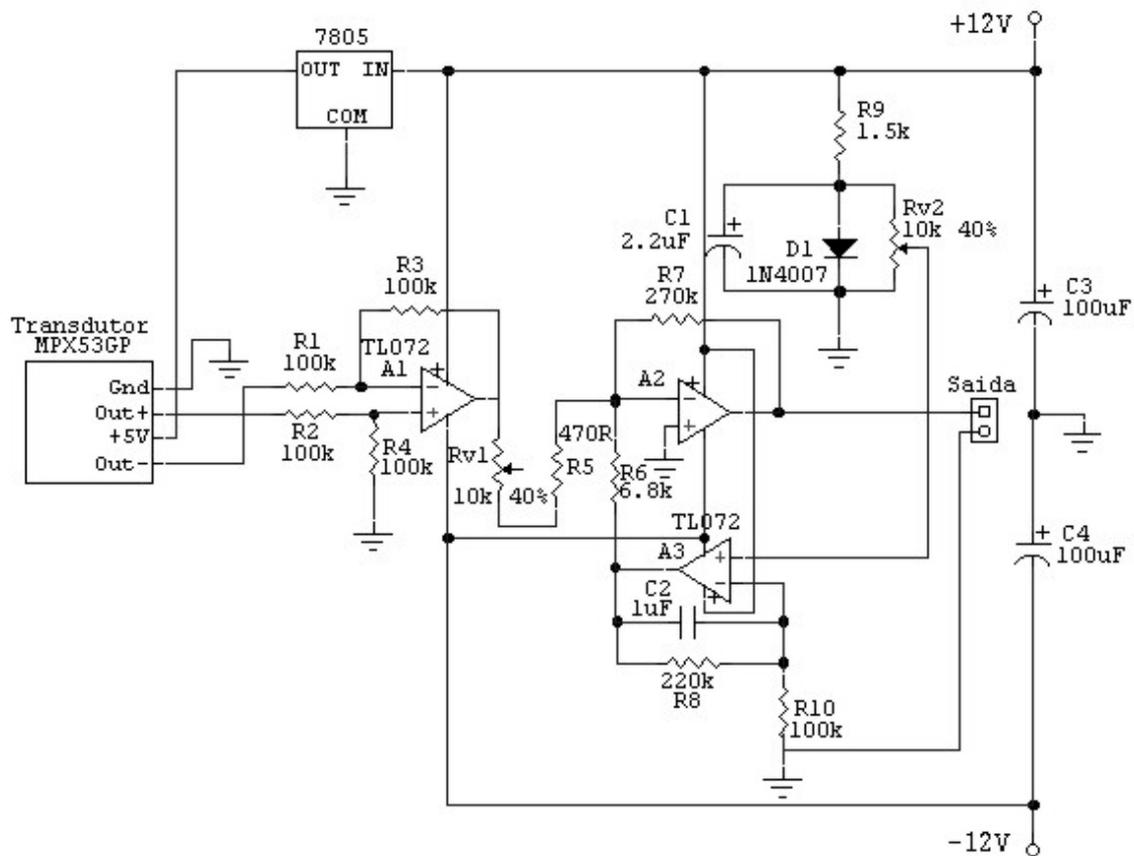


Figura V.5.2: O circuito do sensor de pressão

O ganho do amplificador diferença que recebe os sinais Out+ e Out – do sensor possui ganho unitário, uma vez que $R_1 = R_2 = R_3 = R_4 = 100 \text{ k}\Omega$. O circuito composto pelo amplificador operacional A2 é basicamente um amplificador inversor de ganho

$$Av_2 = -\frac{R_7}{(R_{v1} + R_5)} = \begin{cases} -\frac{270k}{470} \approx -574 \text{ (ganho máximo)} \\ -\frac{270k}{10k + 470} \approx -26 \text{ (ganho mínimo)} \end{cases} \quad (18)$$

O circuito composto pelo amplificador operacional A3 atua como um comparador que avalia a diferença entra o nível médio de saída da saída de A2 e um o valor ajustado pelo trimpot Rv2 (teoricamente ajustado para o valor que cancela o offset de A3). A diferença é amplificada, filtrada e realimentada (via R6) na entrada inversora de A2. O ganho e freqüência são estabelecidos por R_8 , R_{10} e C_2 de tal modo que para DC o ganho é elevado, fazendo com que a saída do mesmo seja aproximadamente nula. Para altas freqüências o ganho é praticamente nulo, fazendo com que não haja realimentação via R6 e o circuito de A3 está virtualmente desconectado do circuito de A2, não interferindo no ganho estabelecido pela Equação 18.

V.6 - O CIRCUITO INIBIDOR (*set point*)

É responsável pela supressão do sinal pletismográfico no controle do driver da válvula proporcional de modo a permitir, por meio do sistema de controle em LabView, a obtenção do *set point* (Figura V.6.1). Isso é realizado por meio de uma chave eletrônica (4066) que quando curtocircuitada por meio do bit 1 da placa de aquisição de dados NI6014 pelo LabView (D/A2), faz com que o sinal proveniente da saída do circuito pletismográfico seja aterrado e desconsiderado; de modo que valores de tensão DC possam ser aplicados pelo LabView no controle do driver da válvula proporcional (Figura V.7.2) a fim de inflar o cuff de modo gradativo com o intuito de se descobrir o maior valor de energia do sinal pletismográfico. Esse valor de tensão que provoca o maior valor de energia lido pelo sistema será o valor de referência (*set point* no clampeamento de volume).

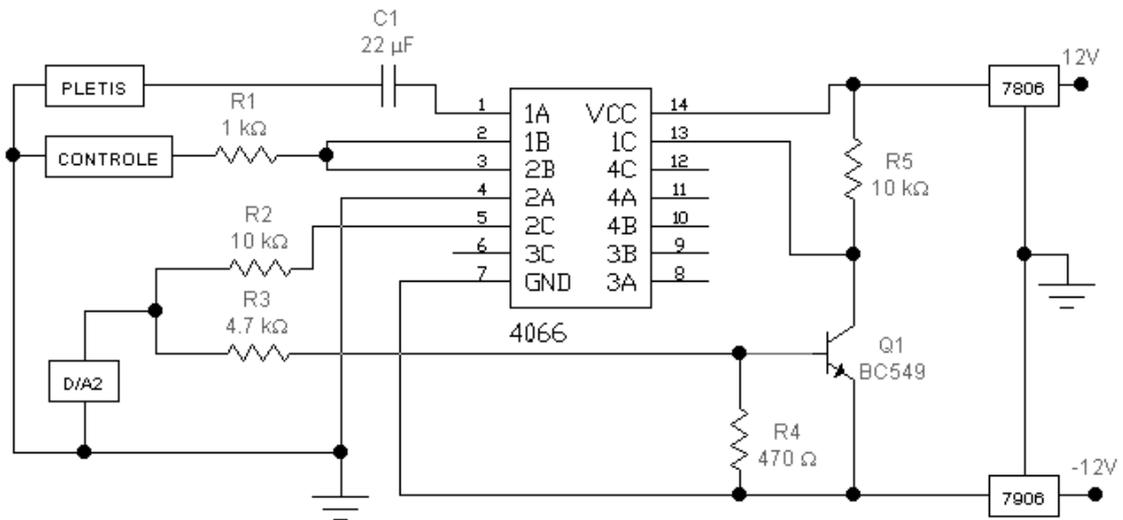


Figura V.6.1: O circuito inibidor

V.7 – O CONTROLE DA VÁLVULA PROPORCIONAL E SEU DRIVER

Foi utilizada uma válvula solenóide proporcional, modelo VSO-6S11VCF8 (Parker/Pneutronics, EUA) (Figura V.7.1), cujo *datasheet* encontra-se no Anexo II.



Figura V.7.1: A válvula solenóide proporcional (extraído de http://www.parker.com/LIFESCIENCES/GRAPHICS/DATASHEETS/VSO_0228.PDF, em 01/11/2005).

Vários tipos de driver para o acionamento da válvula foram testados, sendo que aquele que melhor desempenho apresentou foi uma topologia baseada em modulação de largura de pulso – PWM (Figura V.7.2).

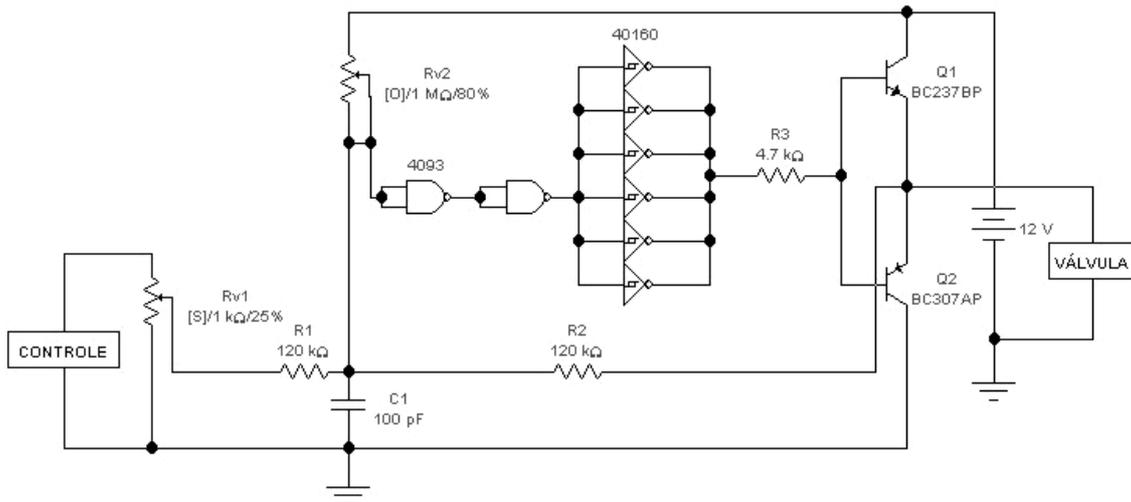


Figura V.7.2: O circuito PWM

No circuito final desenvolvido pode ser identificada uma topologia baseada em integrador e comparador com histerese. A ação de integração é realizada por meio da integração da corrente no capacitor C1 (100 pF), transformando-a na tensão que é enviada ao comparador existente no *gate* NAND 4093. Tal corrente no capacitor é proveniente da soma das corrente que circulam pelos resistores R2 (parcela responsável pela realimentação positiva que causa a oscilação do circuito em aproximadamente 100 kHz) e R1 (parcela dependente do sinal de entrada e que fará com que a *duty-cycle* – razão entre o estado alto e o período – seja alterado de acordo com o mesmo).

No circuito da Figura V.7.3 pode ser observado o circuito que, junto com o driver, controla a válvula proporcional, e por conseqüência, a pressão do *cuff*. Imediatamente antes do driver pode ser identificado um amplificador diferença (circuito de A3) responsável por realizar a comparação entre um sinal de referência e o sinal fornecido pelo transdutor de pressão do *cuff*. É o sinal de erro, ou sinal diferença, que será aplicado ao PWM para gerar o acionamento da válvula proporcional. Suponha-se que uma vez fixado um valor de pressão desejada, a pressão real do *cuff* seja menor que este valor. Neste caso o sinal de erro será negativo, fazendo com que o *duty-cycle* diminua, levando a uma menor tensão média na válvula proporcional e uma conseqüente redução da pressão do *cuff*, fazendo com que num determinado instante de tempo esta pressão, via tensão do transdutor de pressão, se iguale à pressão ajustada como de referência. No instante de tempo imediatamente posterior, o sinal de erro passaria a ser positivo pela continuidade do decréscimo da pressão do *cuff*, levando a uma ação oposta, ou seja a um aumento do valor do *duty-cycle*, aumento da tensão média na válvula proporcional, e por conseqüência, um aumento da pressão do

cuff. Pode ser verificado que a ação do sistema de realimentação eletropneumático faz com que a pressão do *cuff* se estabilize num valor cuja tensão do transdutor se iguale a tensão de referência. A colocação do capacitor C2, cujo valor foi escolhido de forma heurística, faz com que o circuito se comporte como um sistema de controle PI (proporcional integrativo), aumentando o tempo de resposta, mas garantindo melhor estabilidade temporal (prevenção de oscilações espúrias).

Como anteriormente mencionado, para avaliar o desempenho do circuito, foram realizados teste de resposta de freqüência, para a determinação da freqüência de corte do sistema de controle como um todo, e também de reposta ao degrau, para a determinação do tempo de subida (*rise-time*) e descida (*fall-time*).

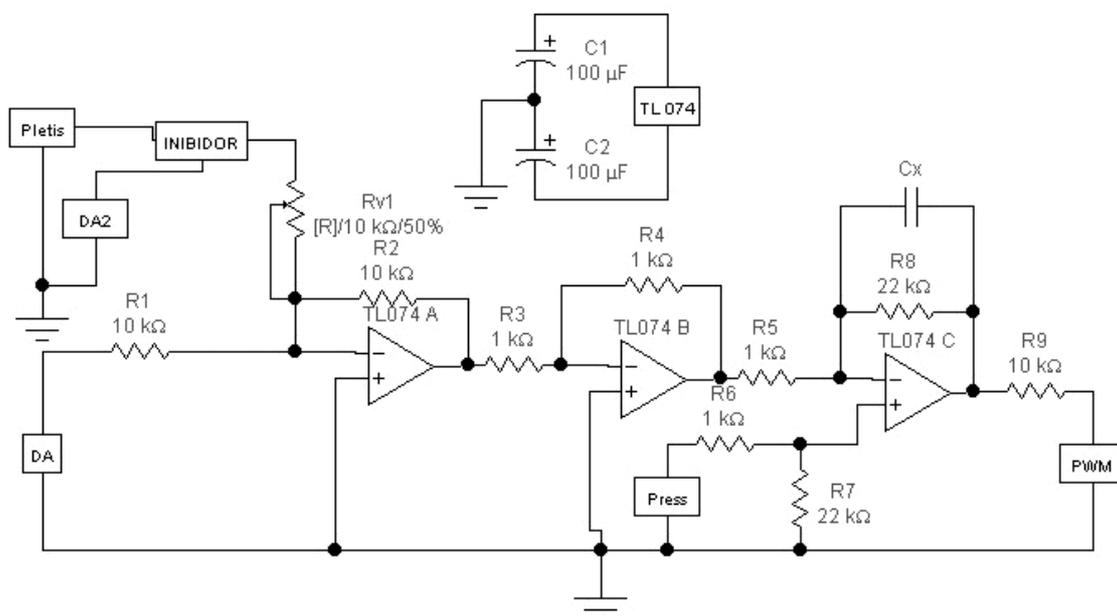


Figura V.7.3: O circuito de controle da válvula

Os circuitos de TL074A e TL074B são, respectivamente um somador inversor e um amplificador inversor. O somador adiciona o valor de tensão da pressão de referência associado ao *set point* do clampeamento de volume arterial à tensão proveniente do circuito do pletismógrafo, que informa qual a correção necessária para manter a pressão transmural nula. O amplificador inversor cancela simplesmente o sinal de inversão de fase do somador inversor, uma vez que possui um ganho dado por:

$$Av_2 = -\frac{R_4}{R_3} = -\frac{10^3}{10^3} = -1 \quad (19)$$

V.8 – AVALIAÇÃO DA RESPOSTA DE FREQUÊNCIA DO SISTEMA ELETROPNEUMÁTICO

Com o intuito de se verificar o desempenho em malha aberta do sistema composto pelo *cuff*, compressor, válvula de controle de fluxo e válvula proporcional (junto como circuito de acionamento – driver); verificando se o conjunto era capaz de transformar em pressão no *cuff* um sinal dinâmico de tensão entregue ao driver da válvula, foram aplicados três sinais senoidais diretamente ao driver da válvula proporcional (PWM), com valores 0,1 V, 0,5 V e 1,0 V e frequências que variam de 0,5 a 7,0 Hz.

Após a verificação, usando um programa especialmente desenvolvido em Labview para esta finalidade, de que a forma de onda de pressão seguia a forma de onda de tensão aplicada ao driver, isto é, de que a forma de onda de pressão era realmente uma senóide sem distorção, as amplitudes de tal sinal de pressão foram registradas, para cada caso, pelo programa desenvolvido em LabView. A frequência de corte do sistema eletropneumático foi determinada como o valor de frequência, para cada diferente valor de tensão de entrada aplicado, em que a amplitude do sinal de pressão caísse para aproximadamente 70,7% do máximo valor lido em baixa frequência, desde que com a onda de pressão continuasse a apresentar uma forma senoidal.

V.9 – O SISTEMA DE CONTROLE EM LABVIEW 6.0

Para o funcionamento do medidor não invasivo de pressão todos os circuitos anteriormente apresentados são comandados por um programa criado em LabView versão 6.0 e as aquisições dos sinais de interesse, assim como a geração de sinais adequados de saída, são realizadas pela placa da National Instruments, modelo PCI-6014. Os sinais de entrada de interesse são o proveniente do pletismográfico e da pressão do *cuff*. Os sinais de saída gerados pelo sistema de controle são o analógico (DAC0) que controla o driver da válvula proporcional, e o sinal digital (DAC1), usado pelo circuito inibidor do sinal pletismográfico.

O programa é composto de um *módulo principal* (Figura V.9.1), o qual consta de três outros módulos: 1) o módulo de medição do sinal de pressão, 2) o módulo de calibração do transdutor de pressão e 3) o módulo de registros. No módulo de medição do sinal de pressão está presente o módulo de aferição do *set point*,

responsável pela obtenção do sinal de referência, e o módulo de gravação do sinal de pressão. O módulo de registros possui ainda um último módulo de impressão.

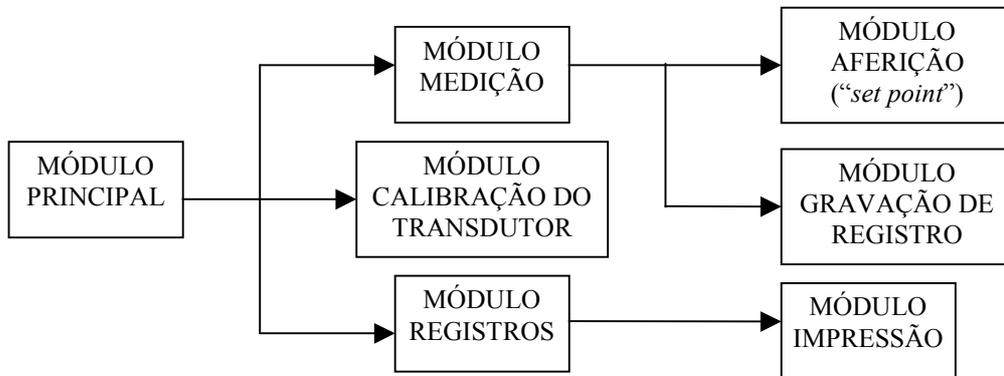


Figura V.9.1: Diagrama do programa de controle em LabView.

V.9.1 - O MÓDULO PRINCIPAL

Tem por objetivo apenas abrir e fechar o programa e disponibilizar os três módulos citados.

V.9.2 - O MÓDULO DE CALIBRAÇÃO DO TRANSDUTOR DE PRESSÃO

É o módulo responsável por calibrar o transdutor de pressão já mencionado, sendo que para a realização desse procedimento o sinal pletoisomográfico é suprimido (circuito inibidor) da mesma forma como aquela realizada para a obtenção do *set point*. Um manômetro é acoplado ao ramo pneumático e valores de tensão aplicados à saída zero (DAC0) do conversor digital analógico da placa de NI6014, de modo que com a abertura proporcional da válvula os valores correspondentes de pressão possam ser lidos no manômetro (mmHg). Registra-se então os valores de tensão do transdutor de pressão (V) e os valores indicados no manômetro. O programa realiza então uma regressão linear, usando o critério de mínimos quadrados, determinando a melhor equação da reta de calibração do circuito do transdutor e calcula, obtendo os valores **a** e **b** da equação:

$$P = aV + b \quad (20)$$

onde **P** é a pressão em mmHg e **V** é o valor de tensão em Volts. Esses valores (**a** e **b**) são guardados e utilizados em todo o programa.

O algoritmo para a calibração do transdutor pelo LabView está esquematizado na FiguraV.9.2.1.

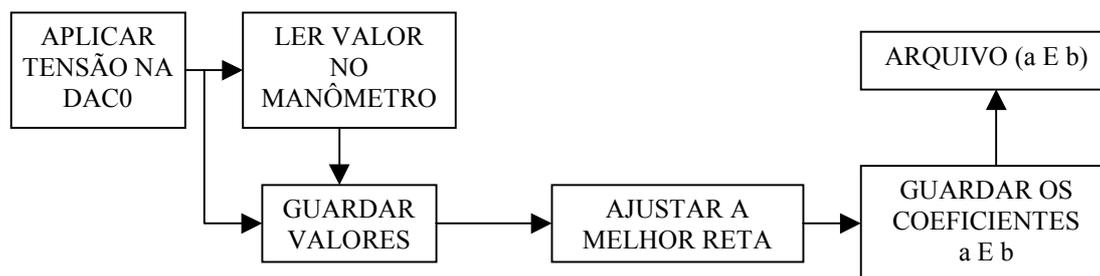


Figura V.9.2.1: Algoritmo de calibração do transdutor

V.9.3 - O MÓDULO DE REGISTROS

Nele podem ser acessados os registros gravados de indivíduos com as informações sobre nome, idade, duração do exame, data e hora da gravação e a informação se existe hipertensão ou não (opcional). O sinal da onda de pulso é apresentado na tela, assim como os valores de pressões sistólica, diastólica, média, de pulso e frequência cardíaca.

V.9.4 - O MÓDULO DE IMPRESSÃO

Responsável apenas pela impressão dos dados apresentados na tela.

V.9.5 - O MÓDULO DE MEDIÇÃO

Módulo onde efetivamente acontece a leitura do sinal de pressão (FiguraV.9.5.1). O controle adequado (via bit 0 da saída digital da placa NI6014) do circuito inibidor (Figura V.6.1) permite, neste caso, que o sinal pletismográfico (circuito pletismográfico, Figura V.4.1) seja considerado somando-se ao sinal de referência (*set point*) e então comparado com o sinal proveniente do sinal do transdutor (circuito de pressão, Figura V.7.2).

O sinal de pressão é digitalizado pela placa NI6014 a uma taxa de 1000 amostras/s em *background* (aquisição de dados realizada sem a interveniência do processador central do computador, efetuada com recursos de DMA –Direct Memory Access – e que disponibiliza os dados numa área de memória anteriormente definida – *buffer*), sendo os dados armazenados num *buffer* circular de quatro segundos para o processamento de informações adicionais. Estas informações são as pressões sistólica e diastólica e a frequência cardíaca; sendo extraídas por processamento utilizando blocos próprios do LabView.

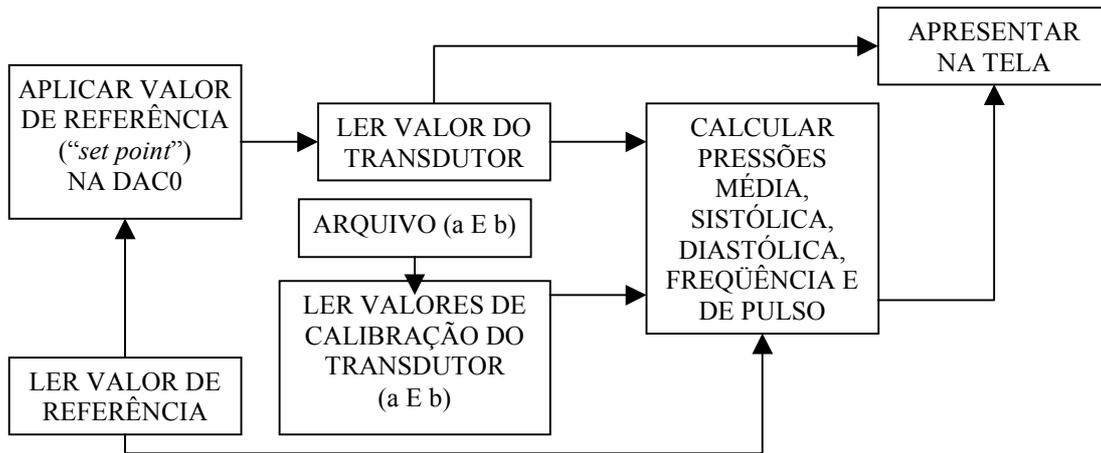


Figura V.9.5.1: Algoritmo de Medição do Sinal de Pressão

V.9.6 - O MÓDULO DE AFERIÇÃO (obtenção do set point)

Primeiramente o circuito pletismográfico é aterrado a fim de não contribuir no controle da válvula e isso é feito pela ação do bit 1 da saída digital da placa de aquisição NI6014 (National Instruments, EUA). Um sinal gerado pelo programa é aplicado ao driver da válvula proporcional, de forma crescente, de modo a permitir que a válvula se abra e o *cuff* comece a ser inflado. O sinal pletismográfico é lido e sua energia calculada como sendo proporcional a sua variância. Esta energia, que inicialmente é crescente com o aumento da pressão, é armazenada até o momento, que após passar pelo seu valor máximo, comece a decair. O valor de tensão do “set point” será identificado como o valor de tensão aplicado na DAC0 que provocou o valor máximo na energia do sinal pletismográfico. A Figura V.9.6.1 mostra o algoritmo em questão.

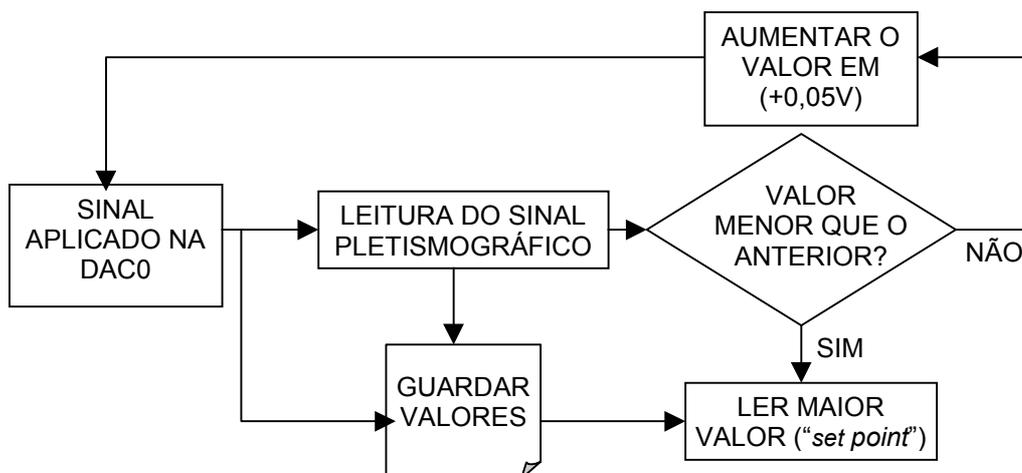


Figura V.9.6.1: Algoritmo de obtenção do “unload state”

V.9.7 - O MÓDULO DE GRAVAÇÃO

Na tela do *Módulo de Medição* pode ser inserido o nome do indivíduo, no qual será realizada a leitura do sinal de pressão, sua idade, o tempo que será adquirido o sinal e se o mesmo tem histórico de hipertensão arterial. O Módulo de Gravação é chamado nesta tela fazendo com que o programa salve esses dados em arquivo, juntamente com o sinal de pressão e a data e hora do procedimento.

V.10 - COMPARAÇÃO COM O PORTAPRES

Não foi possível realizar-se uma comparação dos valores instantâneos de pressão registrados pelo sistema com os valores fornecidos por um medidor padrão ouro, isto é, um medidor invasivo de pressão arterial. No entanto, pôde-se observar o grau de confiabilidade das medidas por meio de uma comparação como um equipamento comercial similar, ou seja, o Portapres. Para tal comparação os sinais de pressão de dois indivíduos voluntários foram adquiridos simultaneamente, mas em membros opostos, com o protótipo desenvolvido e pelo Portapres. Como o Portapres não possui *display* próprio para o registro direto do sinal de pressão, um osciloscópio Tektronix (Tektronix, EUA) modelo TDS210 foi conectado a saída analógica do equipamento para o devido registro das formas de onda. Para efeitos de comparação visual entre os sinais dos dois equipamentos a tela do osciloscópio foi fotografada, sendo os valores de pressão sistólica e diastólica lidos diretamente no *display* alfanumérico do Portapres.

Capítulo VI - RESULTADOS

Neste capítulo serão mostrados os resultados dos testes mencionados no capítulo anterior, que apesar de possuir alguns comentários quando pertinente, só serão discutidos no próximo capítulo.

VI.1 - O CUFF

Quanto à sua idealização e confecção, o *cuff* se mostrou adaptado ao dedo, tanto na anatomia quanto na sua complacência. O comportamento do polímero e do adesivo utilizado na faixa de pressão até 300 mmHg se deu sem rompimento de nenhum contato. Por meio do procedimento descrito na Seção V.2.2, obteve-se o gráfico (Figura VI.1.2) da relação pressão *versus* volume do *cuff* construído. Apesar dos pontos levantados apontar um comportamento possivelmente não linear, o que seria esperado para materiais plásticos, optou-se pelo ajuste de uma reta para a estimação da complacência média, sendo tal valor estimado em aproximadamente 0,066 ml/mmHg. A Tabela VI.1.1 e a Figura VI.1.2 mostram o resultado de tal procedimento, onde a inclinação do gráfico está associada à complacência. Tal valor, junto com o circuito eletropneumático são responsáveis por tempos de subida e descida de 82 ms e de 62 ms, respectivamente, obtidos por meio da resposta ao degrau (Figura VI.1.1). Esses valores correspondem, respectivamente, ao inverso das frequências de 12 e 16 Hz, razoavelmente superiores ao valor da frequência fundamental de pulso (1 a 2 Hz) e de seus principais harmônicos.

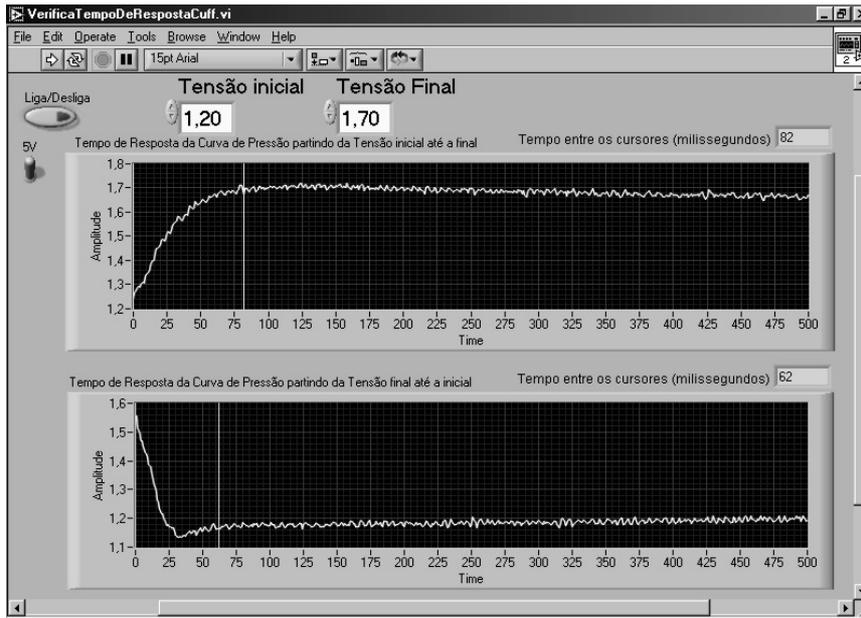


Figura VI.1.1: Gráfico dos tempos de resposta ao degrau do *cuff*

Tabela VI.1.1 – Valores obtidos para o cálculo da complacência do *cuff*

Volume (ml)	Pressão (mmHg)
0	0
5,0	38
7,5	60
10,0	100
12,5	138
15,0	220

Complacência do *cuff*

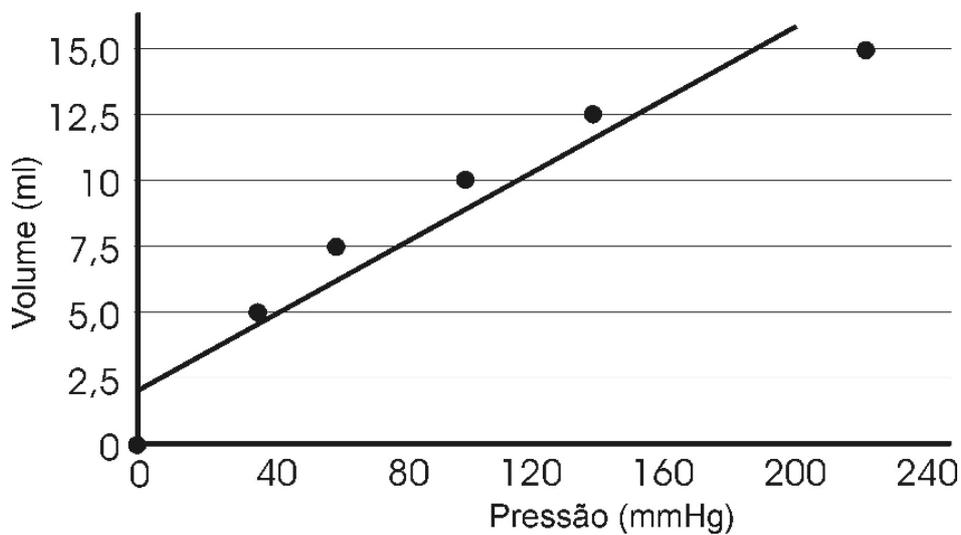


Figura VI.1.2: Gráfico da complacência do *cuff* ajustado pelo método dos mínimos quadrados.

VI.2 - O SINAL PLETISMOGRÁFICO

Quanto a este sinal, sua forma pode ser vista na Figura VI.2.1. Este é o sinal capturado no fotodiodo presente no *cuff*, amplificado e lido na saída do Circuito Pletismográfico por meio de um programa especialmente desenvolvido em LabView para esta finalidade. Na Figura VI.2.2 é apresentado uma forma de onda pletismográfica analisada por Millasseau *et al.* (2000).

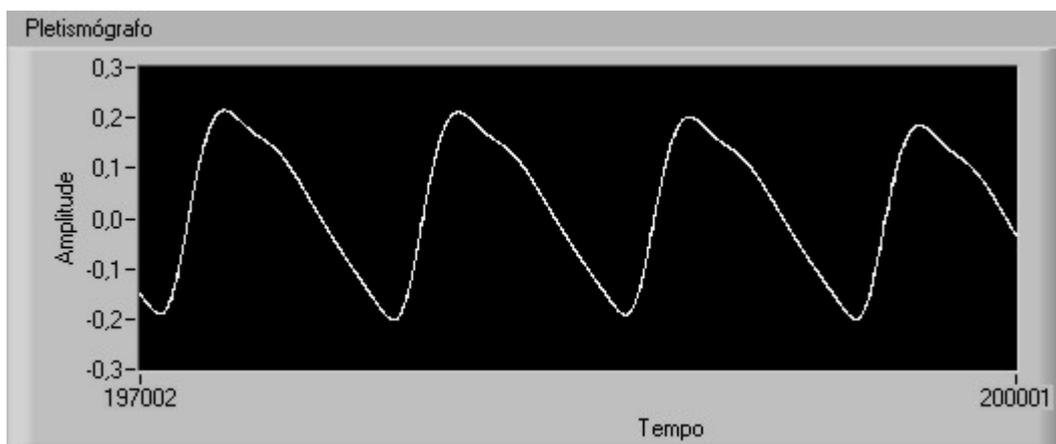


Figura VI.2.1: A forma do sinal pletismográfico

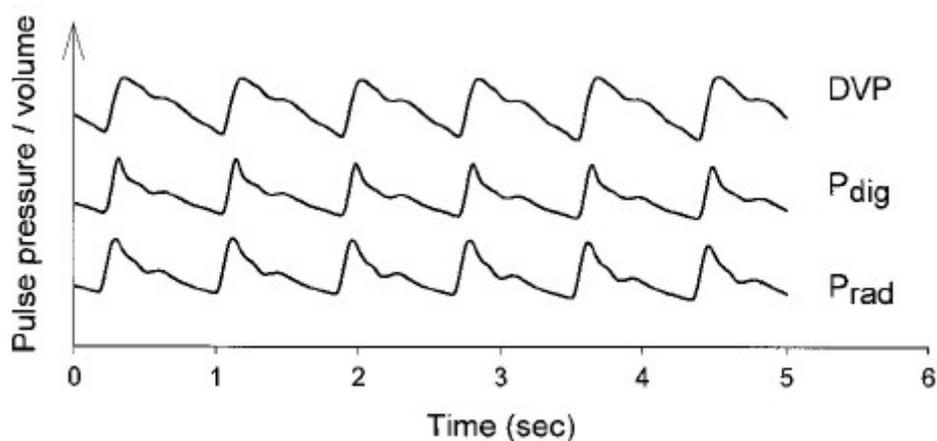


Figura VI.2.2: A forma do sinal pletismográfico analisada por Millasseau *et al.*, (2000); sinais capturados por: DVP – um fotopletismógrafo; P_{dig} – Finapres; P_{rad} - tonômetro

VI.3 - A CALIBRAÇÃO DO TRANSDUTOR

Os valores obtidos na etapa de calibração do transdutor de pressão do sistema podem ser vistos na Tabela VI.3.1 e também no gráfico da Figura VI.3.1. Com tais valores foi obtida, pelo método de mínimos quadrados, a equação da melhor reta (Equação 21) que fornece os valores de pressão *cuff* a partir dos valores da tensão de saída do circuito dos sensor de pressão do *cuff*.

Tabela VI.3.1 – Tabela da calibração do transdutor

PRESSÃO (mmHg)	TENSÃO (V)
0	0,0135
20	0,2296
40	0,4479
60	0,6485
80	0,8604
100	1,0709
120	1,2810
140	1,4982
160	1,7055
180	1,9471
200	2,1430
220	2,3313

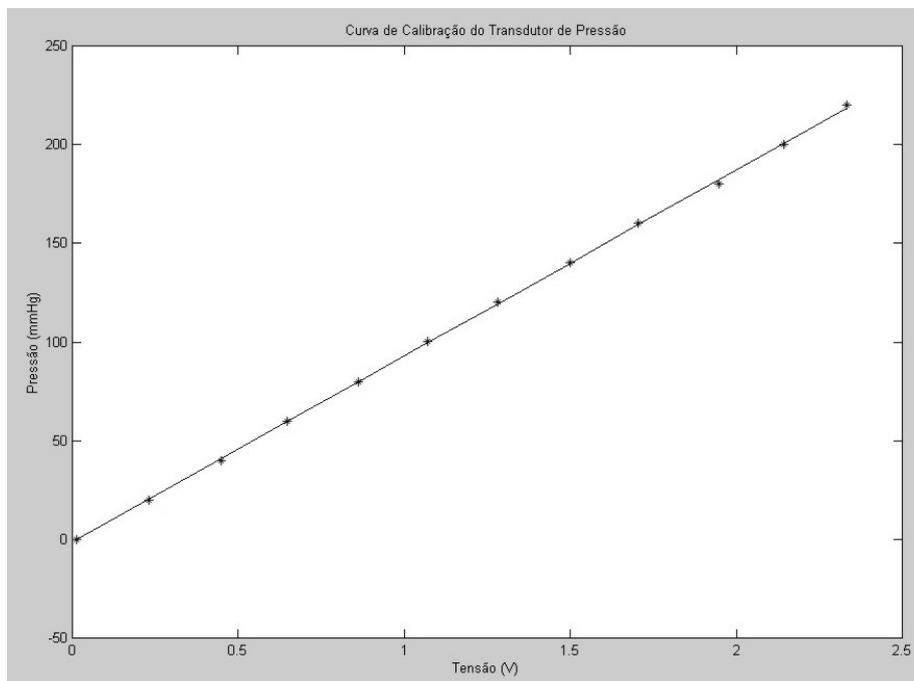


Figura VI.3.1: Gráfico da curva de calibração do transdutor (MatLab 5.2 (MathWorks, EUA))

$$P = 94,2497 \cdot V - 1,3752 \quad (21)$$

VI.4 - A RESPOSTA DE FREQUÊNCIA DO SISTEMA ELETROPNEUMÁTICO

São apresentados na Tabela VI.4.1 os valores obtidos com a resposta de frequência da onda de pressão que foram aplicados diretamente no controle PWM da válvula proporcional.

Tabela VI.4.1 – Tabela da resposta de frequência

AMPLITUDE DA TENSÃO (V)	FREQUÊNCIA (Hz)	AMPLITUDE DE PRESSÃO (mmHg)
0,1	0,5	07,65
	1,0	12,57
	2,0	13,14 (valor máximo)
	3,0	12,99
	4,0	10,23
	5,0	09,30 (0,7072 do valor máximo)
	6,0	06,56
	7,0	04,93
0,5	0,5	36,77
	1,0	43,79
	2,0	45,54 (valor máximo)
	3,0	45,17
	4,0	41,76
	5,0	33,83 (0,7488 do valor máximo)
	6,0	25,53
	7,0	18,16
1,0	0,5	89,62
	1,0	91,55
	2,0	96,50 (valor máximo)
	3,0	91,72
	4,0	81,24 (0,8419 do valor máximo)
	5,0	64,04
	6,0	46,70
	7,0	32,46

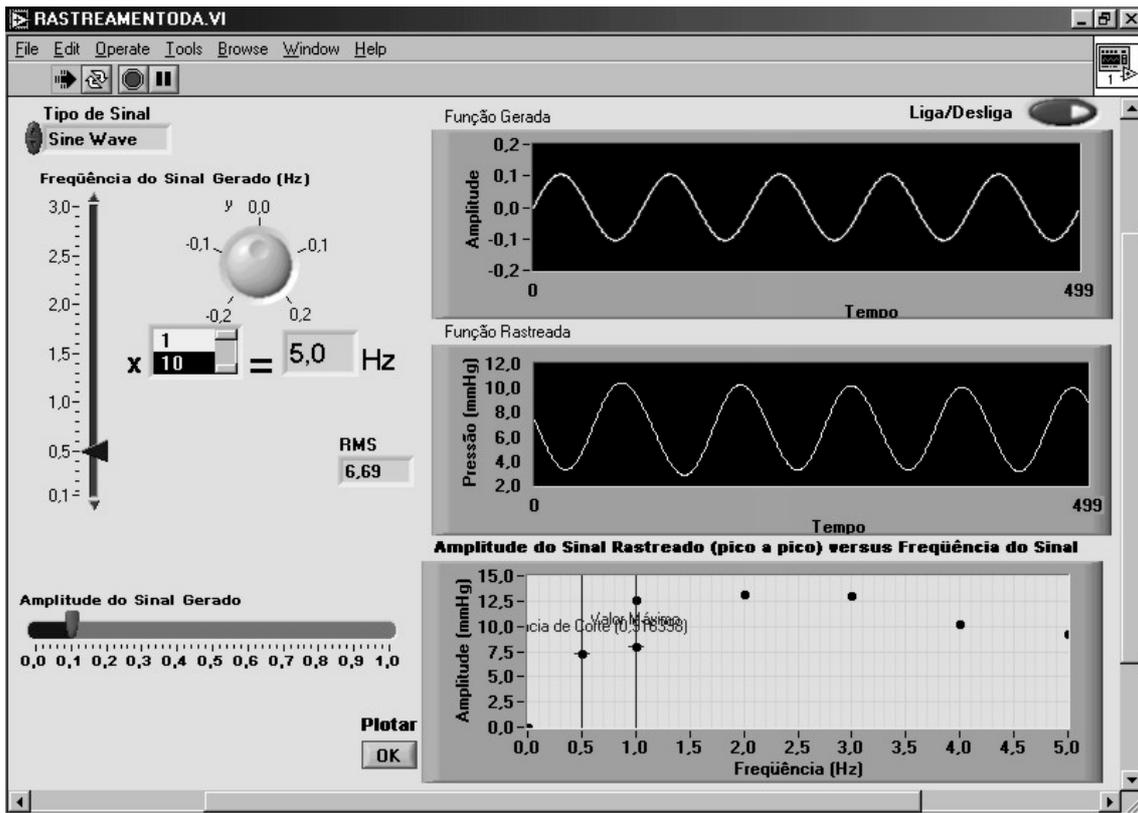


Figura VI.4.1: Resposta de frequência para um sinal de erro de 100 mV de amplitude

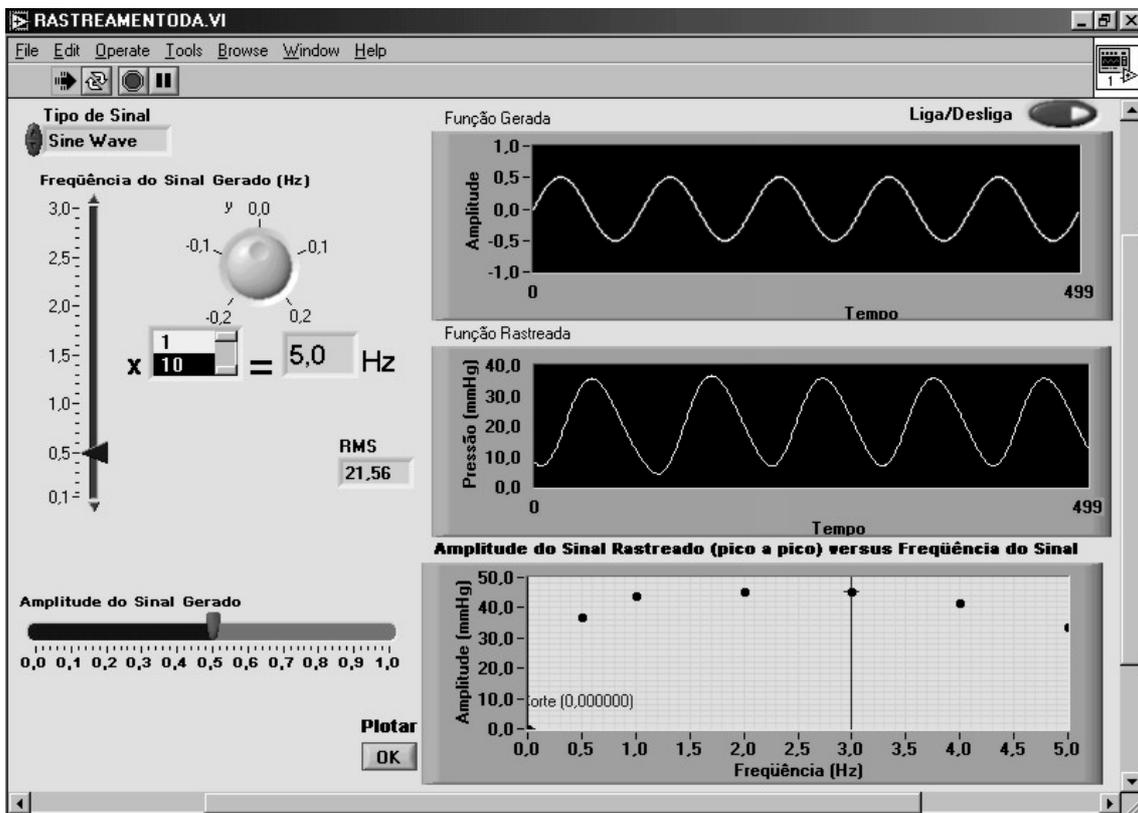


Figura VI.4.2: Resposta de frequência para um sinal de erro de 500 mV de amplitude

Pode-se observar que os gráficos apresentados na Figura VI.4.1 e Figura VI.4.2 apontam para uma boa reprodução da tensão senoidal aplicada ao driver, sem distorcê-la, o que fornece ao sistema uma razoável confiabilidade na não distorção da onda de pulso. Se considerar-se que o sinal de referência (relacionado ao *set point*) é adequadamente atingido, e que as oscilações de pulso (sistólica e diastólica) originam um sinal de erro em torno desse valor de referência, demonstra-se que o sistema poderá excursionar dentro de uma faixa de ± 50 mmHg (até 500 mV), o que por sua vez é muito superior aos valores fisiológicos esperados.

VI.5 - O SISTEMA DE CONTROLE

O sistema desenvolvido em LabView para o controle e apresentação dos dados do projeto possui vários módulos para a interação com o usuário, como foi abordado no Capítulo V. Serão apresentados, a seguir, cada tela dos módulos que compõem este Sistema de Controle.

A Figura VI.5.1 mostra a tela de abertura do Sistema de Controle. Nela pode-se apenas ligar e desligar o sistema ou abrir outras três telas por meio dos “botões” “Medida”, “Calibração do Transdutor” e “Abrir Registros”.

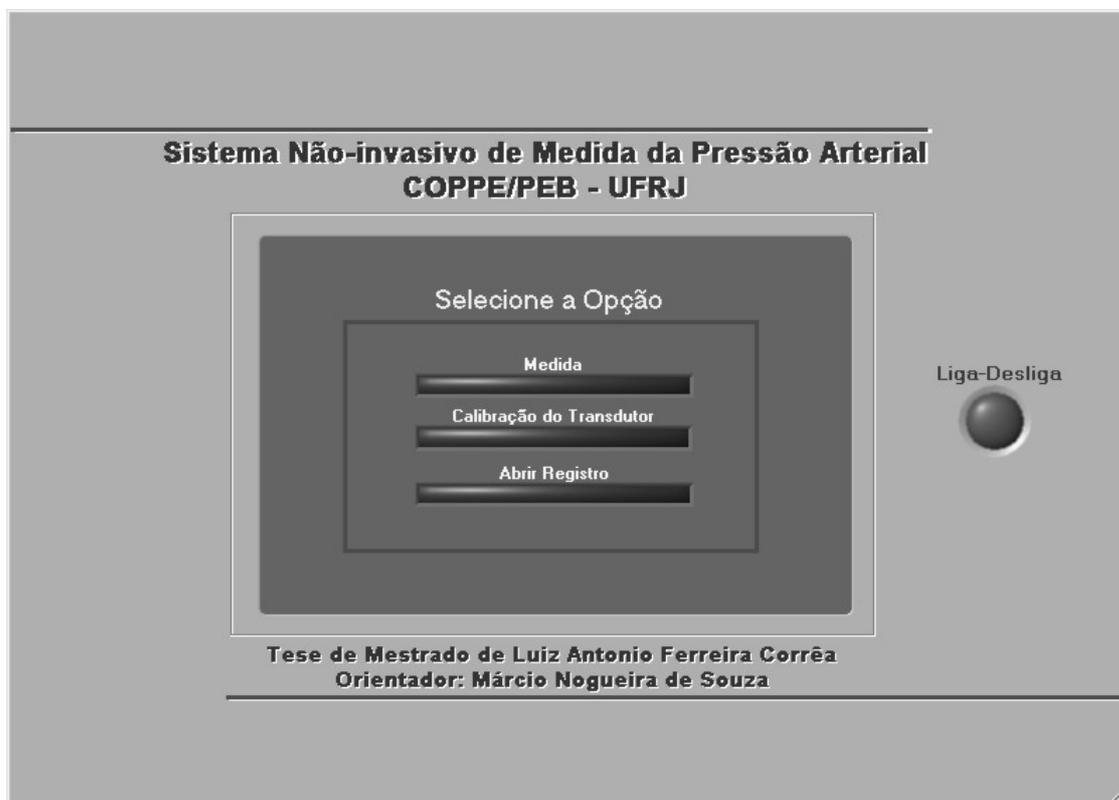


Figura VI.5.1: Tela do Módulo Principal

A Figura VI.5.2 mostra a tela de calibração do transdutor, a qual é chamada pelo Módulo Principal. A tela é auto-explicativa e após todos os valores de pressão terem sido configurados e lidas suas respectivas tensões do transdutor, o sistema ao “Sair” calcula a curva apresentada na Equação 21.

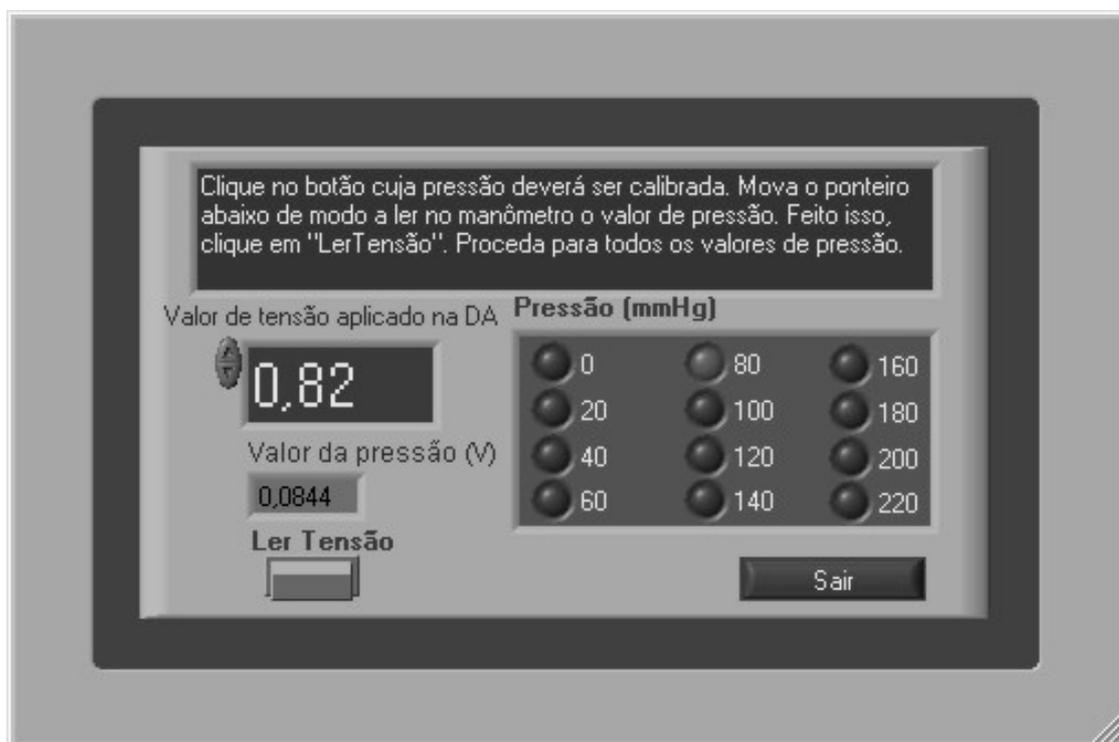


Figura VI.5.2: Tela do Módulo de Calibração do Transdutor de Pressão

A Figura VI.5.3 mostra a tela de medição, a qual é chamada pelo Módulo Principal. É neste módulo que efetivamente mostram-se os valores lidos e calculados para cada indivíduo. Nele são vistos os valores de pressões sistólica, diastólica, média, de pulso, frequência cardíaca; assim como a onda de pulso. Um histórico dos valores *do set point* é apresentado.

Pode-se estabelecer, nesta tela, a frequência com que cada aferição do *set point* acontecerá, variando-se o tempo e se o sistema o fará manual ou automaticamente. Um alarme poderá ser configurado de modo a permitir que o sistema avise no caso da pressão sistólica atingir um valor previamente determinado. Os dados referentes ao indivíduo, motivo da medida, são fornecidos também nesta tela. Os campos nome, idade, tempo de gravação e a informação se já existe o histórico de hipertensão poderão ser preenchidos para posterior gravação ao se acionar no botão “Gravar Registro”.

Um filtro passa-baixas (Butterworth, terceira ordem) de frequência de corte variável (0 a 30 Hz) presente nessa tela poderá ser variado de modo a permitir que mais ou menos harmônicos contribuam no sinal da onda de pulso.

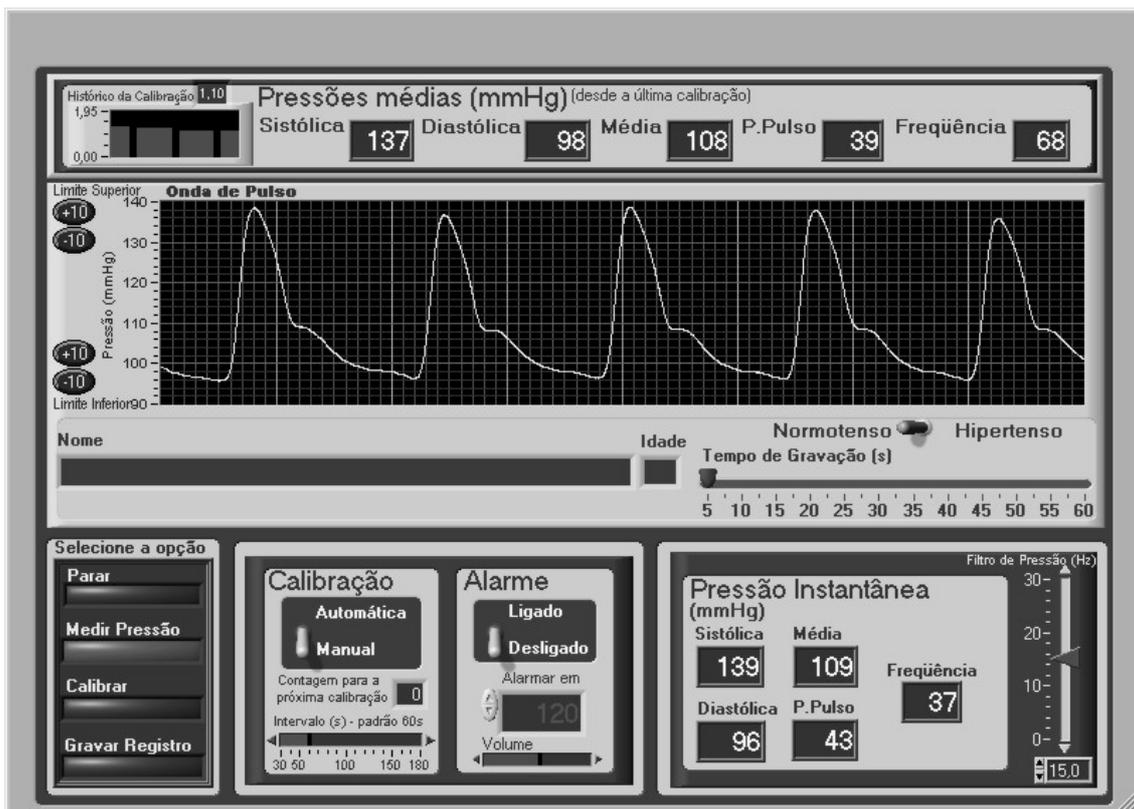


Figura VI.5.3: Tela do Módulo de Medição

A Figura VI.5.4 mostra a tela de histórico dos registros gravados, a qual é chamada pelo Módulo Principal. Os valores gravados no Módulo de Medição são apresentados neste módulo. Para se ter acesso a qualquer registro basta utilizar-se do evento de “duplo clique do mouse” sobre o nome correspondente a fim de carregar os valores arquivados. Neste caso a forma de onda é mostrada, assim como os valores de pressões sistólica, diastólica, média, de pulso e freqüência cardíaca.

É possível estabelecer quantos períodos serão apresentados na tela por meio de um controle deslizante a fim de observar-se a onda de pulso com maior clareza. Essa verificação também poderá ser feita com “zoom in” e “zoom out” diretamente sobre o gráfico da onda de pulso.

O gráfico pode ser deslizado a qualquer momento, do início ao fim, com o “mouse” sem que haja comprometimento na sua forma, proporções ou nos valores estabelecidos para as variáveis apresentadas na tela.

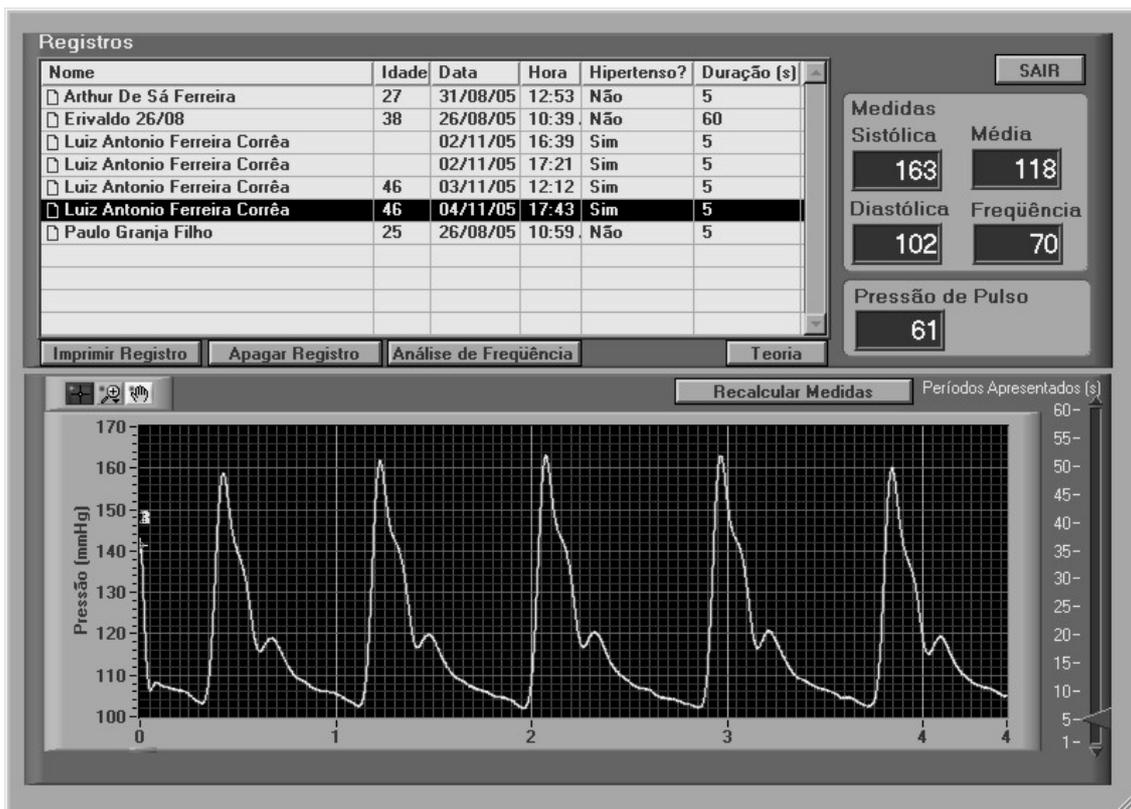


Figura VI.5.4: Tela do Módulo de Registros

Os Módulos de Aferição (*set point*) e de Gravação de Registro (Figura VI.5.5) possuem telas apenas de indicação da operação, como apresentadas a seguir. Ambos são chamados pelo Módulo de Medição.



Figura VI.5.5: Telas dos Módulo de Aferição (*set point*) e Gravação de Registro, respectivamente

VI.6 - COMPARAÇÃO COM O PORTAPRES

Os valores obtidos com o Portapres (Figura VI.6.1), foram capturados e fotografados.



Figura VI.6.1: O Portapres.

Na Figura VI.6.2 são apresentados os dois *cuffs* (Projeto à esquerda e Portapres à direita) já posicionados para as medidas num dos voluntários.



Figura VI.6.2: Os dois *cuffs* posicionados: à esquerda o *cuff* construído para o sistema e à direita o do Portapres

Os valores adquiridos pelos dois sistemas para o Indivíduo A foram tabelados (Tabela VI.6.1) e comparados. É importante frisar que esses valores possuem alguns segundos de “defasagem” entre as medidas.

INDIVÍDUO A

Tabela VI.6.1 – Tabela com os valores adquiridos para o indivíduo A

Valores do Portapres				Valores do Sistema			
Sistólica	Diastólica	Média	Frequência	Sistólica	Diastólica	Média	Frequência
176	111	128	87	183	111	124	91

Na Figura VI.6.3 é apresentada a forma da onda de pulso para o indivíduo A, onde como já mencionado, o sinal do Portapres foi ligado a um osciloscópio. Na Figura VI.6.4 a mesma onda vista pelo Sistema.

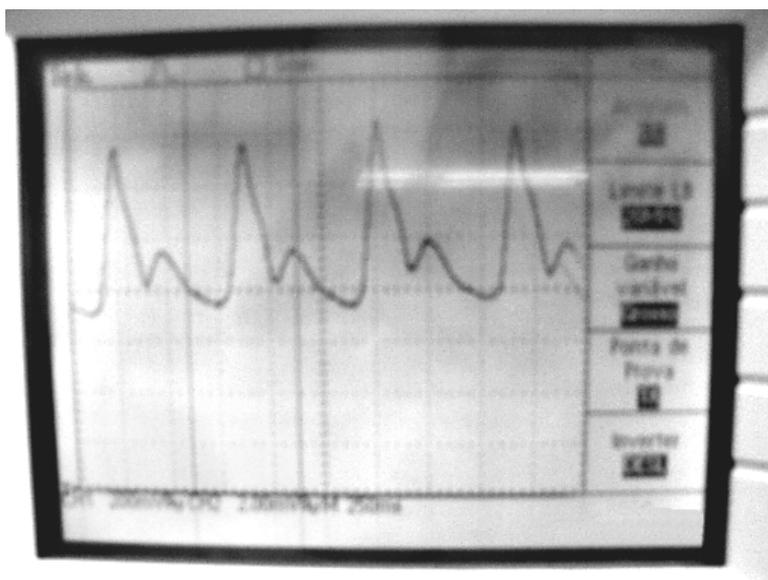


Figura VI.6.3: A forma de onda de pressão vista pelo Portapres para o indivíduo A

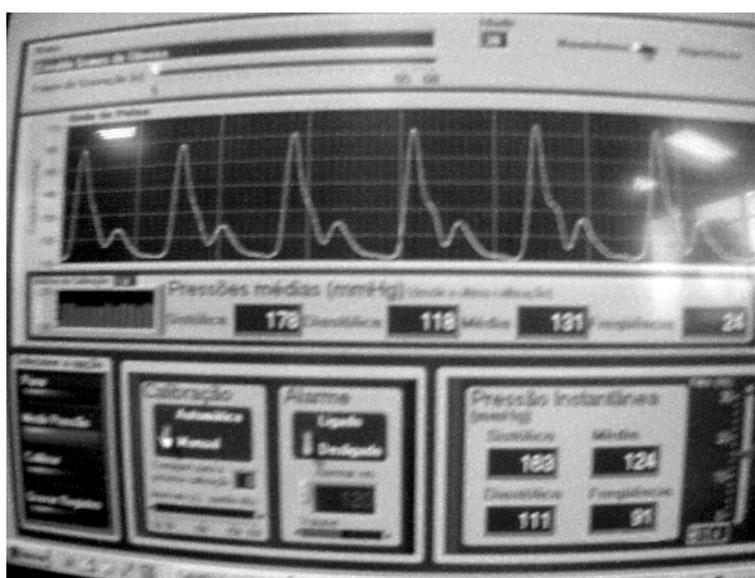


Figura VI.6.4: A forma de onda de pressão vista pelo Sistema para o indivíduo A

Os valores lidos diretamente do Portapres e pelo Sistema são apresentados na Figura VI.6.5.



Figura VI.6.5: Os valores lidos, pelo Portapres à esquerda e pelo Sistema à direita para o indivíduo A

Os valores adquiridos para o Indivíduo B foram tabelados (Tabela VI.6.5) e comparados. De modo análogo ao caso anterior, esses valores possuem alguns segundos de “defasagem” entre si.

INDIVÍDUO B

Tabela VI.6.5 – Tabela com os valores adquiridos para o indivíduo B

Valores do Portapres				Valores do Sistema			
Sistólica	Diastólica	Média	Frequência	Sistólica	Diastólica	Média	Frequência
153	84	107	91	149	87	104	93

Na Figura VI.6.6 é apresentada a forma da onda de pulso para o indivíduo B registrada pelo Portapres, enquanto na Figura VI.6.7 a análoga registrada pelo Sistema.

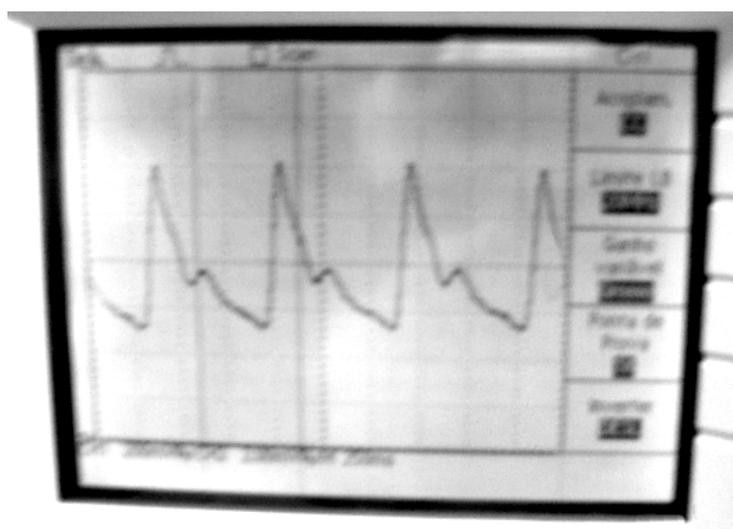


Figura VI.6.6: A forma de onda de pressão vista pelo Portapres para o indivíduo B



Figura VI.6.7: A forma de onda de pressão vista pelo Sistema para o indivíduo B

Os valores lidos diretamente do Portapres e pelo protótipo são apresentados na Figura VI.6.8.

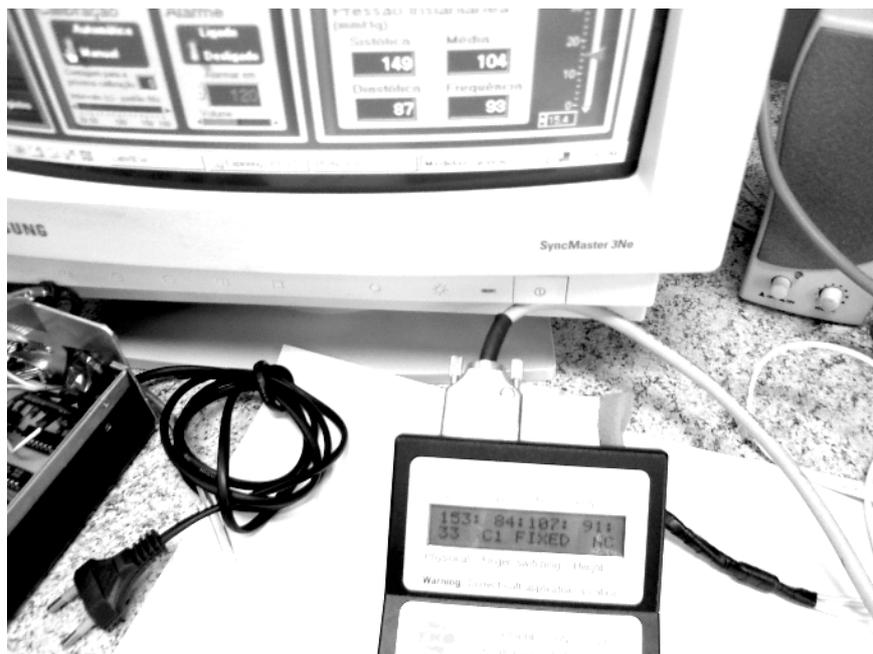


Figura VI.6.8: Os valores lidos, pelo Portapres à esquerda e pelo protótipo à direita para o indivíduo B

Em experimentos pilotos realizados com indivíduos hipertensos, durante manifestação de arritmia cardíaca, foi verificado que o Portapres ao tentar determinar novamente o *set point* mostrou-se mais lento que o protótipo desenvolvido no presente trabalho.

Capítulo VII - DISCUSSÃO

O *cuff* confeccionado atendeu satisfatoriamente às especificações do sistema no tocante aos aspectos ergonômicos e à complacência requerida para que o sistema eletropneumático pudesse ser acionado com velocidade suficiente para reproduzir as principais características morfológicas das onda do pulso de pressão.

A blindagem metálica incorporada ao *design* do *cuff* permitiu que interferências eletromagnéticas espúrias não influenciassem na correta captura do sinal. Observou-se que o movimento foi o artefato que mais interfere na qualidade do sinal de pressão registrado, podendo ser minimizado pela imobilização da mão do paciente no momento da medida.

Os contatos elétricos suportaram bem as variações bruscas de pressão sem danos para o polímero utilizado e para os cabos de conexão com os fotodiodos. O velcro presente na parte externa, responsável pelo fechamento do *cuff*, foi suficientemente forte para não permitir a abertura quando exposto a pressões mais altas.

Torna-se difícil a comparação dos resultados obtidos no projeto do *cuff* com similares disponíveis, dada a dificuldade de obtenção de exemplares e de suas respectivas informações técnicas. Somente os aspectos acima mencionados puderam ser observados na comparação com *cuffs* de um equipamento Finapres e de um Portapres. Além disso, como os dispositivos não são intercambiáveis, isto é, há diferenças nos sinais elétricos e nos componentes usados nos *cuffs* dos equipamentos comerciais e naquele desenvolvido neste trabalho, não foi possível realizar-se um teste de equivalência, que permitiria objetivamente afirmar que o dispositivo desenvolvido é totalmente similar aos utilizados em equipamentos que já se encontram certificados e sendo amplamente comercializados.

O circuito para a obtenção do sinal pletismográfico, que se baseava na captação do sinal dos fotodiodos e sua respectiva amplificação, foi considerado adequado para aplicação. Embora obtidos de modo heurístico na fase de ajuste fino do projeto, e tendo sido projetados originalmente com ganhos variáveis para propiciar tal ajuste, os valores finais de ganho e banda passante dos amplificadores se mostraram adequados para a correta aquisição do sinal pletismográfico. As formas de onda registradas são equivalentes àquelas descritas por Millasseau *et al.* (2000) e que foram apresentadas a título de comparação na Figura VI.2.2 do Capítulo VI. Pode ser observado que o sinal registrado no presente trabalho possui a morfologia

característica daquela apresentada na Figura VII.2.2, onde se verifica o pico sistólico, o nó dicrótico e o final da diástole.

O transdutor de pressão utilizado mostrou-se adequado à aplicação, corroborando sua escolha inicial. Foi verificada uma resposta com uma boa linearidade na relação pressão *versus* tensão. A introdução do controle de *offset* no circuito agregado a tal transdutor mostrou-se eficiente ao propiciar uma saída de 15 mV para pressão atmosférica. O conjunto transdutor e circuito associado apresentou-se estável e com resposta rápida o suficiente para o registro das mudanças abruptas de grandes níveis de pressão, em especial quando o *cuff* era esvaziado no final de uma etapa de medição, assumindo a pressão atmosférica.

O modelo da válvula solenóide empregado mostrou-se suficiente para o desenvolvimento do sistema, apesar de serem conhecidas suas não-linearidades e zonas mortas. Sua atuação em conjunto com o circuito de controle propiciaram respostas rápidas no enchimento e esvaziamento do *cuff* (resposta ao degrau). A válvula de controle de fluxo e a válvula de segurança do compressor também foram importantes para a obtenção de um fluxo adequado às rápidas variações de pressão.

O driver da válvula por PWM atuou de forma que a mesma permitisse ao sistema operar na faixa de 0 ~ 250 mmHg, o que não acontecia com outras formas de driver testadas neste trabalho. Embora os ganhos e resposta de frequência tenham sido obtidos de modo heurístico o resultado final alcançado foi uma malha de controle estável e com resposta de frequência suficiente para que os cinco principais harmônicos de um pulso arterial com frequência cardíaca de até 150 bpm possam ser amplificados sem atenuação. Nichols e O'Rourke (1998) afirmam que as características morfológicas essenciais de um pulso de pressão dependem da frequência cardíaca e encontram-se representadas majoritariamente (90%) na componente fundamental e nos dois primeiros harmônicos. Deste modo, os resultados obtidos indicam que o registro da forma de onda pode ser feito sem a supressão de nenhum aspecto morfológico que eventualmente pudesse ser útil para uma aplicação clínica ou mesmo científica.

O LabView ratificou-se como uma ótima ferramenta para um desenvolvimento para plataformas de instrumentação virtual. Tanto na elaboração das telas, quanto na complexidade dos objetos, o programa permite uma flexibilidade muito grande para o programador e isso fez com que o sistema criado para controlar todo o tráfego de informação fosse eficaz, sucinto e objetivo. A visualização dos dados capturados, tratados e medidos, integrados na mesma tela de apresentação, facilita a observação para o profissional de saúde numa possível análise dos dados.

O módulo de aquisição dos dados (pletismógrafo e pressão) atuou de forma rápida o suficiente para que não houvesse prejuízo na instantaneidade das medidas, fazendo com que a leitura e apresentação dos dados se dessem em tempo-real. O módulo de obtenção do *set point* também realizou sua tarefa de forma confiável e com reprodutibilidade. A configuração da frequência de captura do *set point* é feita na tela, podendo ser automática ou manualmente e com tempo variável de atuação.

Apesar de ainda serem necessários mais testes, a comparação do sistema com o aparelho hoje existente no mercado, o Portapres, foi considerada uma boa indicação da potencialidade do projeto. A forma da onda de pulso apresentada pelo protótipo com um filtro de 15 Hz foi capaz de reproduzir de uma maneira semelhante aquela observada pelo Portapres quando o mesmo foi ligado a um osciloscópio. Os valores obtidos por meio de medições em voluntários foram muito próximos (pressões sistólica, diastólica e frequência cardíaca). Os erros observados entre as medidas do protótipo e aquelas lidas no Portapres são apresentados na Tab. VII.1.

Tabela VII.1 – Erro entre as medidas lidas no protótipo e o Portapres.

Indivíduo A (%)				Indivíduo B (%)			
Sistólica	Diastólica	Média	Frequência	Sistólica	Diastólica	Média	Frequência
4	0	3	5	3	4	3	2

O Portapres necessita de um monitor de vídeo para a verificação instantânea da onda de pulso, fato que coloca o protótipo numa vantagem com respeito à apresentação da medida. Porém as formas de onda observadas foram muito semelhantes entre si, demonstrando a eficiência do projeto. É importante frisar que as medidas foram realizadas com alguns segundos entre elas e portanto deve-se considerar esse fato na análise dos valores dos erros encontrados na Tabela VII.1.

A fotopletismografia como método de medição da pressão arterial, vem se estabelecendo cada vez mais e sendo utilizado como um método não-invasivo confiável. O grande obstáculo para que o Portapres seja largamente utilizado, é seu alto custo (POLITO e FARINATTI, 2003) principalmente considerando-se os países menos desenvolvidos. Inúmeros são os trabalhos na área biomédica (LANGEWOUTERS et al., 1998; SEIFER e PARRY, 2002.) que se utilizam do Portapres como instrumento de obtenção da PA e cada vez mais estudos envolvendo medidas da PA são estabelecidos utilizando-se desse aparelho como instrumento de medição.

Capítulo VIII - CONCLUSÃO

O objetivo principal do presente trabalho foi alcançado de maneira satisfatória; isto é, desenvolveu-se um protótipo de sistema de medição não-invasiva de pressão arterial pelo método descoberto por Peñáz, que possibilita o registro batimento a batimento, sendo capaz de obter, além das formas de onda de pulso, as indicações de pressão sistólica, diastólica, média, assim como da frequência cardíaca.

O desenvolvimento englobou uma das partes importantes para o correto funcionamento do método pletismográfico, que diz respeito à bolsa pneumática (*cuff*) com dispositivos óticos acoplados. Apesar que sua relativa simplicidade, quando comparada a outras parte do sistema, o projeto do *cuff* proporcionou o domínio de uma tecnologia importante para que se possa futuramente pensar em se construir aparelhos comerciais deste tipo no país. Os resultados mostraram que o *cuff* confeccionado atendeu perfeitamente às especificações pneumáticas, elétricas, ópticas e ergonômicas do projeto, permitindo a captura do sinal de pressão, com qualidade e conforto para o paciente, comparável ao dispositivo comercial usado nos teste comparativos (Portapres).

O método de determinação do *set point* por acréscimo gradual da pressão com passos de 5 mmHg mostrou-se funcional, mas até certo ponto lento, onde um processo de busca leva em média 20 s. Como mencionado por alguns autores, em certos procedimentos experimentais seria desejável a realização de um processo mais rápido e que pudesse ser repetido por intervalos de tempo mais dilatados. Como consequência, o processo de determinação do *set point* poderia ser ainda aperfeiçoado, de modo a tornar o sistema mais versátil e adaptado às várias exigências experimentais. Apesar disso, na comparação com o Portapres verificou-se que o mesmo apresenta um algoritmo mais rápido para atingir o ponto de *set point*, mas que este só pareceu eficiente quando os valores de pressão encontram-se na normalidade.

Apesar dos resultados satisfatórios quanto à não alteração das características mais relevantes da forma de onda de pulso, a resposta de frequência do sistema eletropneumático poderia ser melhorada para garantir a reprodução de um número mais de harmônicos da frequência cardíaca. Com a atual resposta de frequência só é esperada uma redução da forma de onda com suas principais características para frequências cardíacas abaixo de 150 bpm. Melhorias no projeto do modulador por largura de pulso, no driver da válvula proporcional, assim como a busca por uma válvula proporcional com características mais lineares e sem a existência de zonas

mortas podem contribuir para um melhor desempenho no sistema, especialmente na sua utilização em protocolos experimentais onde altas frequências cardíacas podem ser esperadas.

A interface com o usuário, por não ter sido desenvolvida considerando-se as demandas específicas dos profissionais de saúde que normalmente usam este tipo de equipamento, pode ainda ser bastante modificada e melhorada. Por exemplo, as séries temporais de pressão sistólica (ou diastólica) e da frequência cardíaca poderiam ser registradas e armazenadas em arquivos que pudessem ser diretamente utilizados em programas de análise de baroreflexo.

A comparação com o equipamento comercial Portapres mostrou que o sistema desenvolvido apresenta vantagem no que tange à visualização direta da forma de onda do pulso de pressão, assim como de todas as outras informações decorrentes; o que não se verifica no Portapres, que apesar do seu alto preço, não possui um bom dispositivo para visualização, necessitando ser acoplado a um monitor externo para esse fim. Neste equipamento as informações são mostradas ao usuário numa pequena tela de cristal líquido contendo os dados fornecidos por qualquer medidor oscilométrico de baixo custo, ou seja, as pressões sistólica, diastólica, média e a frequência cardíaca. Tal constatação parece apontar para a boa escolha da estratégia de desenvolvimento utilizada no projeto, no sentido de se obter um sistema de menor custo e ainda capaz de fornecer de modo integrado as informações requeridas nos principais protocolos experimentais que necessitam do registro da onda de pulso batimento a batimento.

Uma das características difundidas como sendo um dos grandes diferenciais do Portapres é sua capacidade de correção dos valores de pressões lidos na artéria digital para valores de artéria braquial. O presente trabalho não abordou nenhum algoritmo para esta finalidade, representando uma das características que ainda podem ser incorporadas, apesar de haver na literatura alguma controvérsia sobre sua real necessidade.

Pelo acima exposto, conclui-se que o presente trabalho atingiu seus objetivos básicos, representando uma contribuição para o desenvolvimento de um equipamento nacional de baixo custo, quando comparado ao seu análogo importado, para a mensuração e registro das ondas de pulso de pressão batimento a batimento. Apesar do sucesso do trabalho, acredita-se que ele ainda pode ser melhorado, podendo as sugestões de continuidade do trabalho ser enumeradas como:

- Confeção de um *cuff* baseado no protótipo desenvolvido utilizando-se boas práticas industriais.
- Desenvolvimento de um novo algoritmo para a captura do *set point* que incorpore velocidade à confiabilidade já estabelecida, conferindo maior versatilidade às diversas exigências experimentais.
- Otimização da malha pneumática por meio da redução física dos elementos discretos.
- Aquisição de uma válvula proporcional com o modulador PWM integrado.
- Desenvolver uma interface com o usuário baseada nas demandas específicas dos profissionais de saúde.
- Implementação de um algoritmo, caso relevante, de correção dos valores de pressões digitais para braquiais.
- Melhor validação do sistema.

Referências

ARNETT, D.K., 2001, **CONGRESSO VIRTUAL DE CARDIOLOGIA**, 2.: Arterial Stiffness and Hypertension, Disponível em <<http://www.fac.org.ar/scvc/llave/PDF/arnetti.PDF>>. Acesso em 03/11/03.

BARBOSA FILHO, J., 1983, **Interpretação e Atlas de Hemodinâmica**, Rio de Janeiro, Cultura Médica Ltda.

BHATTACHARYA, J., KANJILAL, P.P., MURALIDHAR, V., "Analysis and Characterization of Photo-Plethysmographic Signal", **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, v. 48, n.1, pp. 5-11.

BERNE, R.M., LEVY, M.N., 1996, **FISIOLOGIA**, 3 ed. Rio de Janeiro, Guanabara Koogan.

BIRCH, A.A., MORRIS, S.L., 2003, "Do the Finapres and Colin radial artery tonometer measure the same blood pressure changes following deflation of thigh cuffs?", **Physiological Measurement**, v. 24, pp. 653-660.

CASTANEDA R., SANCHEZ, R., SUAREZ, M., et al., 1989, "The relationship between the mean arterial blood pressure values obtained with the Peñáz non invasive method and those obtained with the invasive intraarterial", **Arch. Invest. Med. (Mex)**, v. 20, n. 4, pp. 363-367.

CLARA, F.M., **Determinación de riesgo cardiovascular en base a registros de variación de diámetro arterial**, Disponível em <http://www.mdp.edu.ar/rectorado/secretarias/investigacion/nexos/18/18riesgo.htm>. Acesso em 10/07/05.

DATASUS/BRASIL, 2005, **Mortalidade Brasil**, Disponível em <<http://tabnet.datasus.gov.br/cgi/deftohtm.exe?sim/cnv/obtuf.def>>. Acesso em 01/07/05.

DRZEWIECKI, G., 2000, **The Biomedical Engineering Handbook**, Boca Raton, Joseph D. Bronzino, Cap. 71: Noninvasive Arterial Blood Pressure and Mechanics, CRC Press LLC.

FERREIRA, C., **Doenças Cardiovasculares Aterosclerose e Fatores de Riscos**, Disponível em <<http://www.unifesp.br/dmed/cardio/ch/cardio.htm>>. Acesso em 02/10/03.

FISER, B., HONZIKOVA N., SEMRAD, B., 1992, "Pressure wave cardiography; cardiac diagnosis by means of noninvasive continuous blood pressure record", **Physiol. Res.**, v. 41, n. 1, pp. 25-29.

Hipertensão Arterial: A Importância do Problema, Disponível em <<http://www.sbn.org.br/Diretrizes/HA/Capitulo%2001%20-%201%20e%202.pdf>>. Acesso em 01/10/03.

INTROCASO, L., 1996, "HISTÓRIA DA MEDIDA DA PRESSÃO ARTERIAL 100 ANOS DO ESFIGMOMANÔMETRO", **Arquivos Brasileiros de Cardiologia**, v. 67, n. 5, pp. 305-311, Disponível em <<http://www.epub.org.br/abc/6705/tnov13.htm>>. Acesso em 30/10/03.

KURKI, T., SMITH, N.T., HEAD, N., et al., 1987, "Noninvasive continuous blood pressure measurement from the finger: optimal measurement conditions and factors affecting reliability", **J. Clin. Monit.**, v. 3, n. 6-13.

LANGEWOUTERS, G.J., SETTELS, J.J., ROELANDT, R., et al., 1998, "Why use Finapres or Portapres rather than intra-arterial or intermittent non-invasive techniques of blood pressure measurement?", **J. Med. Eng. Technol.**, v. 22, n. 1, pp. 37-43.

McVEIGH, G.E., BRATTELI, C.W., MORGAN, D.J., et al., 1999, "Age-Related Abnormalities in Arterial Compliance Identified by Pressure Pulse Contour Analysis", **J. Hypertension**, 33, pp. 1392-1398, Disponível em <<http://hyper.ahajournals.org/cgi/content/full/33/6/1392>> , acesso em 03/11/03.

MILLASSEAU, S.C, GUIGUI, F.G., KELLY, R.P., et al., 2000, "Noninvasive Assessment of de Digital Volume Pulse: Comparison With the Peripheral Pressure Pulse", **J. Hypertension**, 36, pp. 952-956.

NICHOLS, W.W., O'ROURKE, M.F., 1998, "**McDonald's Blood Flow in Arteries: Theoretical, Experimental and Clinical Principles** , 3rd ed., London, Arnold.

PEÑÁZ, J., 1992, "Criteria for set point estimation in the volume clamp method of blood pressure measurement", **Physiol. Res.**, v. 41, n. 1, pp. 5-10.

PEÑÁZ, J., HONZIKOVA, N., JURAK, P., 1997, "Vibration plethysmography: a method for studying the visco-elastic properties of finger arteries", **Med. Biol. Eng. Comput.**, v. 35, n. 6, pp. 633-637.

PICKERING, T.G., 2002, "Principles and techniques of blood pressure measurement", **Cardiology Clinics**, v. 20, n. 2, pp. 207-223.

POLITO, M.D., FARINATTI, P.T.V., 2003, "Considerations on blood pressure assessment during resistive exercise", **Rev Bras Med Esporte**, v. 9, n. 1, pp. 25-33.

PORTO, C. L. L., LIÇÕES DE ANGIOLOGIA E CIRURGIA VASCULAR, Disponível em <<http://www.sbacvrj.com.br/paginas/revistas/sbacvrj/1998/3/Licoesp96.htm>>, acesso em 19/07/05.

SBC/DHA, 2002, **CONSENSOS E DIRETRIZES**, Disponível em <<http://departamentos.cardiol.br/dha/ivdiretriz/Capitulo02.pdf>>. Acesso em 10/04/2006.

SEIFER, C.M., PARRY, S.W., "Monitoring devices for falls and syncope", **Clinics in Geriatric Medicine**, v. 18, n.2, pp. 5-11.

SILKE, B., McAULEY D., 1998, "Accuracy and precision of blood pressure determination with the Finapres: an overview using re-sampling statistics", **J. Hum. Hypertens.**, v. 12, n. 6, pp. 403-409.

SKINNER, S.L., GALLERY, E., AVOLIO, A. et al., **SPHYGMOCOR, A CLINICAL GUIDE - PULSE WAVE ANALYSIS**, Disponível em <<http://www.atcormedical.com/pdf/sphygmocor%20clinical%20guide.pdf>>, acesso em 19/07/05.

ANEXOS

ANEXO I

MOTOROLA
SEMICONDUCTOR TECHNICAL DATA

Order this document
by MPX33D

50 kPa Uncompensated Silicon Pressure Sensors

The MPX53/MPXV53GC series silicon piezoresistive pressure sensors provide a very accurate and linear voltage output — directly proportional to the applied pressure. These standard, low cost, uncompensated sensors permit manufacturers to design and add their own external temperature compensating and signal conditioning networks. Compensation techniques are simplified because of the predictability of Motorola's single element strain gauge design.

Features

- Low Cost
- Patented Silicon Shear Stress-Strain Gauge Design
- Ratio-metric to Supply Voltage
- Easy to Use Chip Carrier Package Options
- 60 mV Span (Typ)
- Differential and Gauge Options

Application Examples

- Air Movement Control
- Environmental Control Systems
- Level Indicators
- Leak Detection
- Medical Instrumentation
- Industrial Controls
- Pneumatic Control Systems
- Robotics

Figure 1 shows a schematic of the internal circuitry on the stand-alone pressure sensor chip.

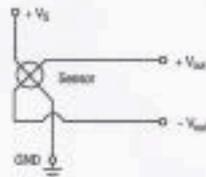


Figure 1. Uncompensated Pressure Sensor Schematic

VOLTAGE OUTPUT versus APPLIED DIFFERENTIAL PRESSURE

The differential voltage output of the sensor is directly proportional to the differential pressure applied.

The output voltage of the differential or gauge sensor increases with increasing pressure applied to the pressure side (P1) relative to the vacuum side (P2). Similarly, output voltage increases as increasing vacuum is applied to the vacuum side (P2) relative to the pressure side (P1).

Replaces MPX56D

MPX53 MPXV53GC SERIES

0 to 50 kPa (0–7.25 psi)
60 mV FULL SCALE SPAN
(TYPICAL)

SMALL OUTLINE PACKAGE



MPXV53GC8U
CASE 482A



MPXV53GC7U
CASE 482C

NOTE: Pin 1 is the notched pin.

PIN NUMBER			
1	Gnd	5	NC
2	+V _{Out}	6	NC
3	V _S	7	NC
4	-V _{Out}	8	NC

UMBODY PACKAGE



MPX53D
CASE 344



MPX53GP
CASE 344B



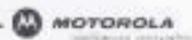
MPX53DP
CASE 344C

NOTE: Pin 1 is the notched pin.

PIN NUMBER			
1	Gnd	3	V _S
2	+V _{Out}	4	-V _{Out}

REV 2

© Motorola, Inc. 2002



digital^{one}

MPX53 MPXV53GC SERIES

MAXIMUM RATINGS⁽¹⁾⁽²⁾

Rating	Symbol	Value	Unit
Maximum Pressure (P1 > P2)	P _{max}	200	kPa
Storage Temperature	T _{stg}	-40 to +125	°C
Operating Temperature	T _a	-40 to +125	°C

NOTE: Exposure beyond the specified limits may cause permanent damage or degradation to the device.

OPERATING CHARACTERISTICS (V_S = 3.0 Vdc; T_a = 25°C unless otherwise noted; P1 > P2)

Characteristic	Symbol	Min	Typ	Max	Unit
Pressure Range ⁽³⁾	P _{OP}	0	—	50	kPa
Supply Voltage ⁽⁴⁾	V _S	—	3.0	4.0	Vdc
Supply Current	I _S	—	4.0	—	mAdc
Full Scale Span ⁽⁵⁾	V _{FS}	45	60	90	mV
Offset ⁽⁶⁾	V _{OFF}	0	30	30	mV
Sensitivity	ΔV _{OP}	—	1.2	—	mV/kPa
Linearity ⁽⁷⁾	—	-0.6	—	0.4	%V _{FS}
Pressure Hysteresis ⁽⁸⁾ (0 to 50 kPa)	—	—	±0.1	—	%V _{FS}
Temperature Hysteresis ⁽⁹⁾ (-40°C to +125°C)	—	—	±0.5	—	%V _{FS}
Temperature Coefficient of Full Scale Span ⁽¹⁰⁾	TCV _{FS}	-0.22	—	-0.16	%V _{FS} /°C
Temperature Coefficient of Offset ⁽¹¹⁾	TCV _{OFF}	—	±15	—	μV/°C
Temperature Coefficient of Resistance ⁽¹²⁾	TCR	0.31	—	0.37	%Z _{OP} /°C
Input Impedance	Z _{IN}	300	—	300	Ω
Output Impedance	Z _{OUT}	750	—	1075	Ω
Response Time ⁽¹³⁾ (10% to 90%)	t _R	—	1.0	—	ms
Warm-Up	—	—	30	—	ms
Offset Stability ⁽¹⁴⁾	—	—	±0.5	—	%V _{FS}

NOTES:

- 1.0 kPa (kilopascal) equals 0.145 psi.
- Device is rateometric within this specified excitation range. Operating the device above the specified excitation range may induce additional error due to device self-heating.
- Full Scale Span (V_{FS}) is defined as the algebraic difference between the output voltage at full rated pressure and the output voltage at the minimum rated pressure.
- Offset (V_{OFF}) is defined as the output voltage at the minimum rated pressure.
- Accuracy (error budget) consists of the following:
 - Linearity: Output deviation from a straight line relationship with pressure, using end point method, over the specified pressure range.
 - Temperature Hysteresis: Output deviation at any temperature within the operating temperature range, after the temperature is cycled to and from the minimum or maximum operating temperature points, with zero differential pressure applied.
 - Pressure Hysteresis: Output deviation at any pressure within the specified range, when this pressure is cycled to and from the minimum or maximum rated pressure, at 25°C.
 - TC_{FS}: Output deviation at full rated pressure over the temperature range of 0 to 85°C, relative to 25°C.
 - TC_{OFF}: Output deviation with minimum rated pressure applied, over the temperature range of 0 to 85°C, relative to 25°C.
 - TCR: Z_{OP} deviation with minimum rated pressure applied, over the temperature range of -40°C to +125°C, relative to 25°C.
- Response Time is defined as the time for the incremental change in the output to go from 10% to 90% of its final value when subjected to a specified step change in pressure.
- Offset stability is the product's output deviation when subjected to 1000 hours of Pulsed Pressure, Temperature Cycling with Bias Test.

MPX53 MPXV53GC SERIES

TEMPERATURE COMPENSATION

Figure 2 shows the typical output characteristics of the MPX53/MPXV53GC series over temperature.

The piezoresistive pressure sensor element is a semiconductor device which gives an electrical output signal proportional to the pressure applied to the device. This device uses a unique transverse voltage diffused semiconductor strain gauge which is sensitive to stresses produced in a thin silicon diaphragm by the applied pressure.

Because this strain gauge is an integral part of the silicon diaphragm, there are no temperature effects due to differences in the thermal expansion of the strain gauge and the diaphragm, as are often encountered in bonded strain gauge pressure sensors. However, the properties of the strain gauge itself are temperature dependent, requiring that the device be temperature compensated if it is to be used over an extensive temperature range.

Temperature compensation and offset calibration can be achieved rather simply with additional resistive components,

or by designing your system using the MPX2053 series sensors.

Several approaches to external temperature compensation over both -40 to $+125^{\circ}\text{C}$ and 0 to $+80^{\circ}\text{C}$ ranges are presented in Motorola Applications Note AN845.

LINEARITY

Linearity refers to how well a transducer's output follows the equation: $V_{out} = V_{off} + \text{sensitivity} \times P$ over the operating pressure range (see Figure 3). There are two basic methods for calculating nonlinearity: (1) end point straight line fit or (2) a least squares best line fit. While a least squares fit gives the "best case" linearity error (lower numerical value), the calculations required are burdensome.

Conversely, an end point fit will give the "worst case" error (often more desirable in error budget calculations) and the calculations are more straightforward for the user. Motorola's specified pressure sensor linearity is based on the end point straight line method measured at the midrange pressure.

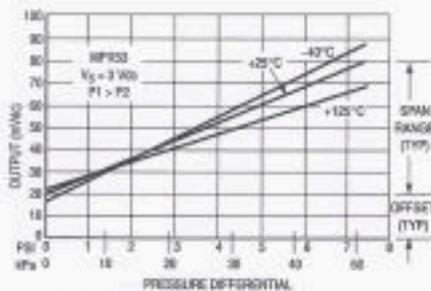


Figure 2. Output versus Pressure Differential

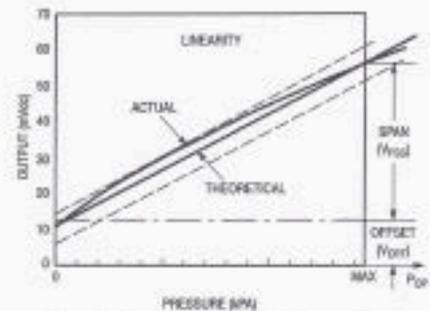


Figure 3. Linearity Specification Comparison

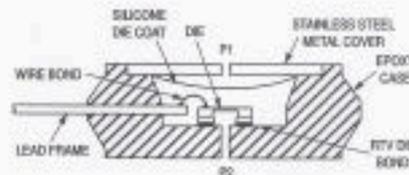


Figure 4. Cross-Sectional Diagram (not to scale)

Figure 4 illustrates the differential or gauge configuration in the unibody chip carrier (Case 344). A silicone gel isolates the die surface and wire bonds from the environment, while allowing the pressure signal to be transmitted to the silicon diaphragm.

The MPX53/MPXV53GC series pressure sensor operating

characteristics and internal reliability and qualification tests are based on use of dry air as the pressure media. Media other than dry air may have adverse effects on sensor performance and long term reliability. Contact the factory for information regarding media compatibility in your application.

MPX53 MPXV53GC SERIES

PRESSURE (P1)/VACUUM (P2) SIDE IDENTIFICATION TABLE

Motorola designates the two sides of the pressure sensor as the Pressure (P1) side and the Vacuum (P2) side. The Pressure (P1) side is the side containing silicone gel which isolates the die from the environment. The Motorola pres-

sure sensor is designed to operate with positive differential pressure applied, $P1 > P2$.

The Pressure (P1) side may be identified by using the table below:

Part Number	Case Type	Pressure (P1) Side Identifier
MPX53D	344	Stainless Steel Cap
MPX53DP	344C	Side with Port Marking
MPX53GP	344B	Side with Port Attached
MPXV53GC series	482A, 482C	Sides with Port Attached

ORDERING INFORMATION – UNIBODY PACKAGE

MPX53 series pressure sensors are available in differential and gauge configurations. Devices are available with basic element package or with pressure port fittings which provide printed circuit board mounting ease and barbed hose pressure connections.

Device Type	Options	Case Type	MPX Series	
			Order Number	Device Marking
Basic Element	Differential	Case 344	MPX53D	MPX53D
Ported Elements	Differential	Case 344C	MPX53DP	MPX53DP
	Gauge	Case 344B	MPX53GP	MPX53GP

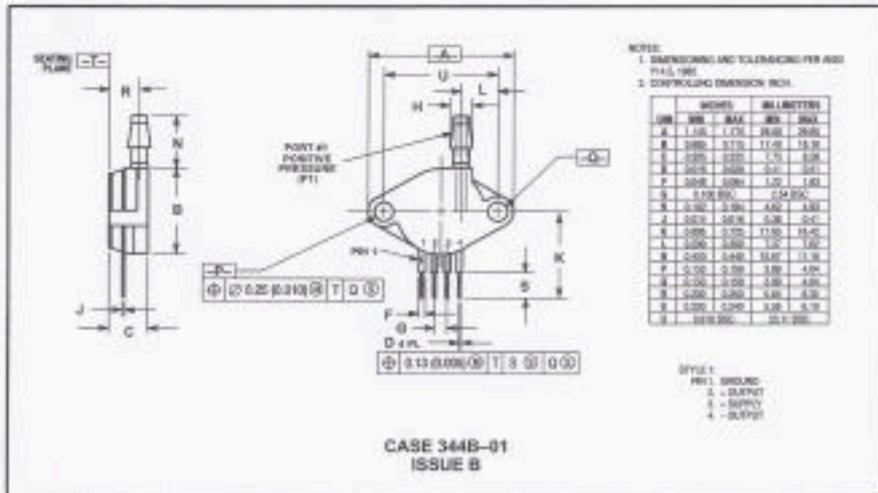
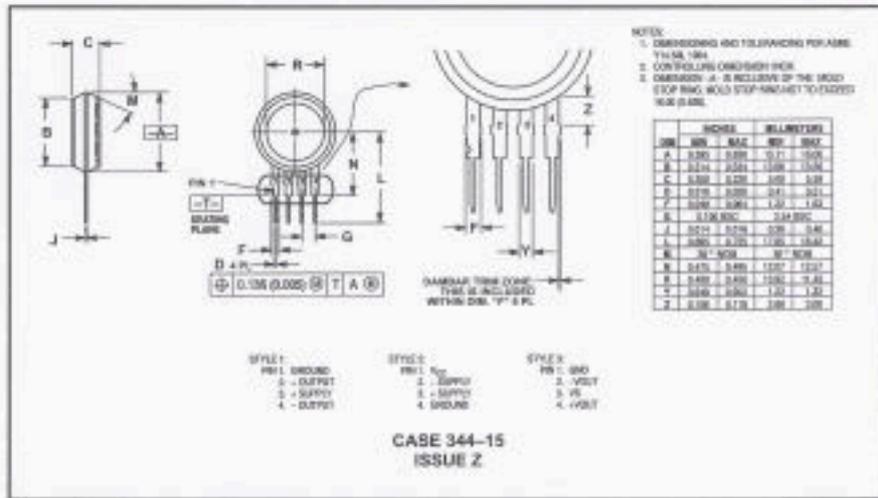
ORDERING INFORMATION – SMALL OUTLINE PACKAGE

The MPXV53GC series pressure sensors are available with a pressure port, surface mount or DIP leadforms, and two packing options.

Device Order No.	Case No.	Packaging Options	Marking
MPXV53GCET1	482A	Tape & Rail	MPXV53G
MPXV53GC8U	482A	Rails	MPXV53G
MPXV53GC7U	482C	Rails	MPXV53G

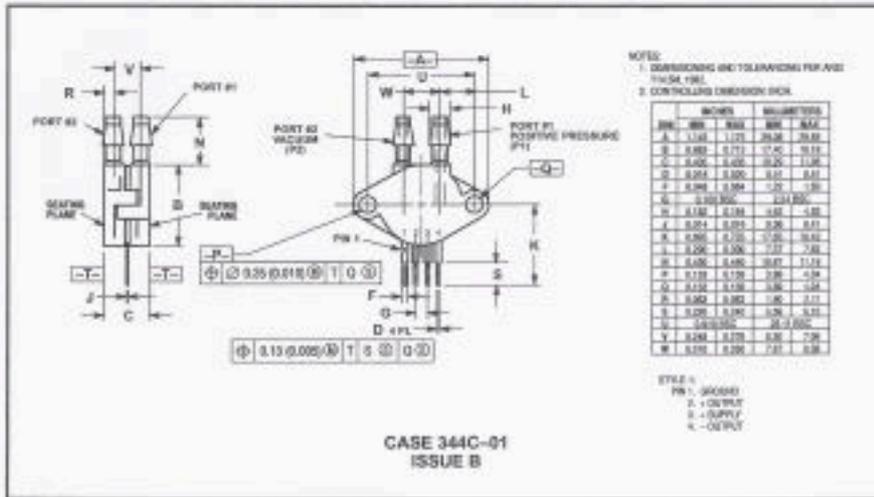
MPX53 MPXV530C SERIES

PACKAGE DIMENSIONS



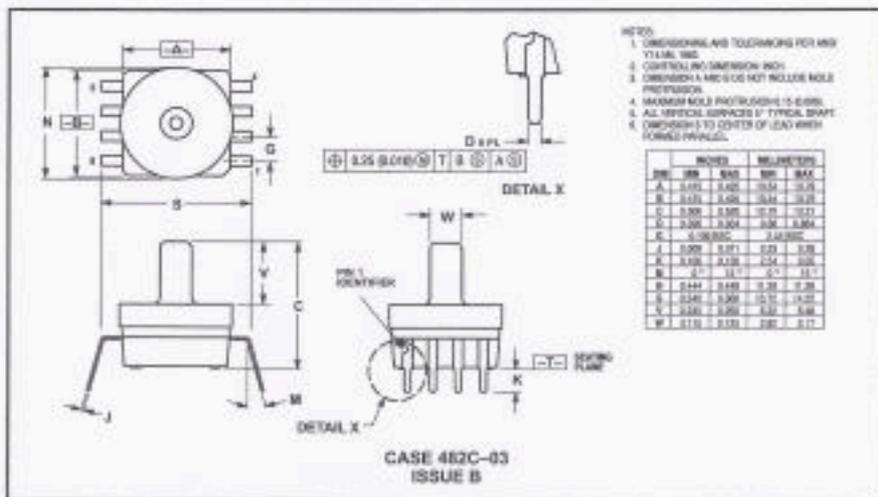
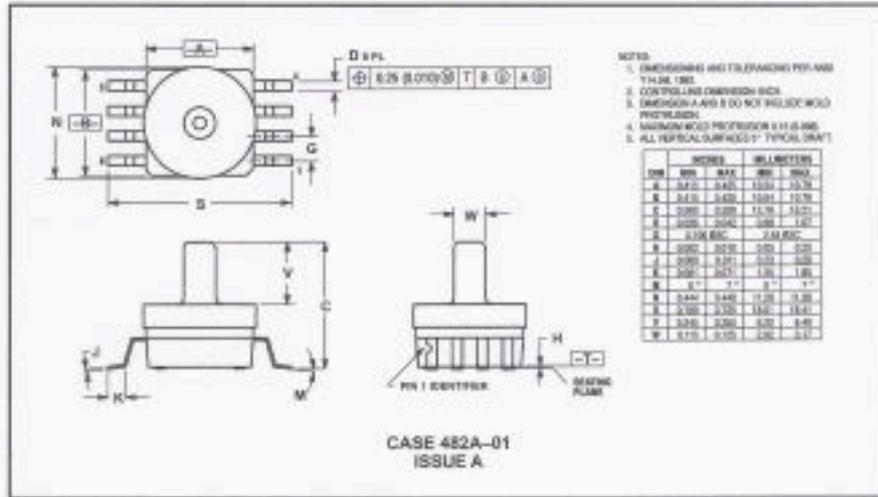
MPX53 MPXV53GC SERIES

PACKAGE DIMENSIONS — CONTINUED



MPX53 MPXV53GC SERIES

SMALL OUTLINE PACKAGE DIMENSIONS



MPX53 MPXV530C SERIES

Motorola reserves the right to make changes without further notice to any products herein. Motorola makes no warranty, representation or guarantee regarding the suitability of its products for any particular purpose, nor does Motorola assume any liability arising out of the application or use of any product or circuit, and specifically disclaims any and all liability, including without limitation consequential or incidental damages. "Typical" parameters which may be provided in Motorola data sheets and/or specifications can and do vary in different applications and actual performance may vary over time. All operating parameters, including "Typicals" must be validated for each customer application by customer's technical experts. Motorola does not convey any license under its patent rights nor the rights of others. Motorola products are not designed, intended, or authorized for use as components in systems intended for surgical implant into the body, or other applications intended to support or sustain life, or for any other application in which the failure of the Motorola product could create a situation where personal injury or death may occur. Should Buyer purchase or use Motorola products for any such unintended or unauthorized application, Buyer shall indemnify and hold Motorola and its officers, employees, subsidiaries, affiliates, and distributors harmless against all claims, costs, damages, and expenses, and reasonable attorney fees arising out of, directly or indirectly, any claim of personal injury or death associated with such unintended or unauthorized use, even if such claim alleges that Motorola was negligent regarding the design or manufacture of the part. Motorola, Inc. Motorola, Inc. is an Equal Opportunity/Affirmative Action Employer. MOTOROLA and the  logo are registered in the US Patent & Trademark Office. All other product or service names are the property of their respective owners.

© Motorola, Inc. 2001

How to reach us:

USA/EUROPE: ece@motorola.com Motorola Literature Distribution, P.O. Box 5405, Denver, Colorado 80217, 1-303-675-2140 or 1-800-441-2447

JAPAN: Motorola Japan Ltd., OPS, Technical Information Center, 3-20-1, Shibamiyama, Minato-ku, Tokyo 106-8573 Japan, 81-3-3443-3999

ASIA/PACIFIC: Motorola Semiconductors HK Ltd., Silicon Harbour Centre, 2 Des Voeux Street, Tai Po Industrial Estate, Tai Po, N.T., Hong Kong, 852-26666204

Technical Information Center: 1-800-837-6274

HOME PAGE: <http://www.motorola.com/semiconductors/>



MOTOROLA



MPX53D

ANEXO II



Parker Hannifin Corporation
 Pneutronics Division
 29 Clinton Drive, Unit 103
 Halls, NH 03048 USA
 Tel: 603-595-1500
 800-525-2657
 Fax: 603-595-6060
 www.pneutronics.com
 E-Mail: info@pneutronics.com

VSO®

Voltage Sensitive Orifice® Normally Closed Proportional Solenoid Valve

Pneutronics VSO® is a miniature solenoid operated proportional valve. The VSO® controls the flow of gas in proportion to input current. The valve may be driven with DC current or Pulse Width Modulation. Optimal system performance is achieved using closed loop feedback.

The VSO® design features include:

- 200 Million Life Cycle Rating
- Automated calibrations w/ full traceability
- Thermal compensation
- Repeatable
- Preferred Miniature Proportional valve by Medical & Analytical OEM's worldwide



Not Actual Size -- see dimensions

VSO® - 0902

TECHNICAL INFORMATION:

Product Description:

Valve Type: 3-Way Normally Closed
 Media: Air, Argon, Helium, Hydrogen, Methane, Nitrogen, Oxygen & Others

Environmental:

Operating Environment: 0 to 55°C
 Storage Temperature: -40 to 70°C

Physical Properties:

Length: 1.785"
 Width: .825"
 Height: .57"
 Porting: 2564" & 1/8" Stem
 Bore: 01 10-32 female, manifold mount versions
 Internal Volume: 0.021 cubic inches (506 ccms)
 Weight: 2.2 oz. (62.4 grams)

Performance Specifications:

Leak Rate: 0.2 ccms (bubble/tst)
 Response: <30 msec cycling (2 way)
 Pressure: 0 to 150 psig
 Vacuum: 0-27 in Hg
 Orifice: 0.010" (0.254mm)
 Sizes: 0.020" (0.510mm)
 0.030" (0.762mm)
 0.050" (1.270mm)
 0.065" (1.651mm)

Electrical:

Power Requirement: 2 watts max.

Supply Voltage:

See Table 2
 Oxygen and Analytically Clean - Standard

Installation Information:

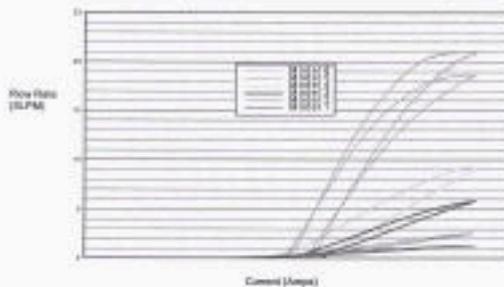
Filtration: Types 1, 2 & 3: 17 micron
 Types 4, 5 & 6: 40 micron

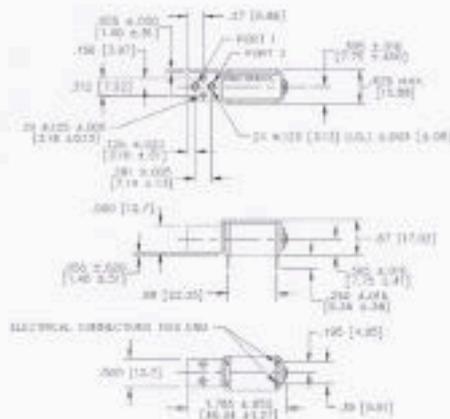
Lubrication: *Not required or used

Oxygen Clean:

** Option Available

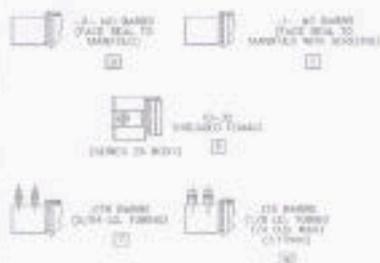
VSO Proportional Valve Flow at 25 psid





NOTES:
1. DIMENSIONS IN [] ARE IN MM.

PNEUMATIC INTERFACE OPTIONS



ELECTRICAL INTERFACE OPTIONS

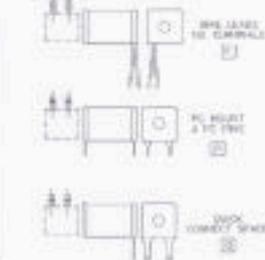


Table 1

Model Number	Maximum Operating Differential Pressure (psid)	Equivalent Orifice Size
1	150	.010"
2	150	.020"
3	150	.030"
4	75	.040"
5	150	.050"
6	50	.065"

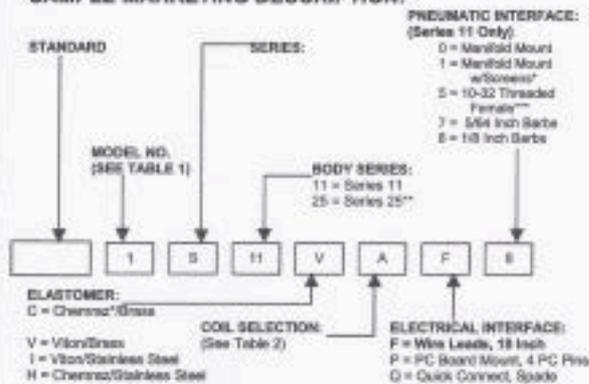
Table 2

Coil Selection	Maximum Required DC Voltage for Full Flow*	Resistal Room Temperature Coil Resistance (Ohms)	Input Current for Full Flow (Amps)
A	5.5	11	0.304
B	8	23	0.312
C	11.5	47	0.192
D	13.5	89	0.125
E	20	136	0.091
F	29	274	0.066
G	41	547	0.047
H	58	1096	0.032

*Continuous Full Flow, Ambient Temperature 55°C

Call our Technical Hotline:
(800) 625-2857
(Outside of the United States)
Call: (603) 595-1500
or visit our website at www.dynaflo.com

SAMPLE MARKETING DESCRIPTION:



- * Selection of These Options Affects the Valve Price - Consult Factory
- ** Series 25 available in nickel-plated brass only
- *** Available in Series 25 only
- Viton® is a registered trademark of E.I. Du Pont Nemours and Company.
- Chemzoff® is a registered trademark of Green Tweed.