

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL

ESCOLA DE ENGENHARIA

Curso de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica - CPGEE

**SISTEMA DE AQUISIÇÃO DO  
CICLO PRESSÃO-VOLUME CARDÍACO  
POR MÉTODOS NÃO-INVASIVOS**

MARCIO SLOMP

Dissertação para obtenção do título de Mestre em Engenharia

Porto Alegre

1999

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL

ESCOLA DE ENGENHARIA

Curso de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica - CPGEE

**SISTEMA DE AQUISIÇÃO DO  
CICLO PRESSÃO-VOLUME CARDÍACO  
POR MÉTODOS NÃO-INVASIVOS**

MARCIO SLOMP

Engenheiro Eletricista

Dissertação apresentada ao Curso de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica - CPGEE, como parte dos requisitos para a obtenção do título de Mestre em Engenharia.

Área de concentração: Instrumentação Eletro-Eletrônica.  
Desenvolvida no Laboratório de Instrumentação Eletro-Eletrônica do Departamento de Engenharia Elétrica da UFRGS.

Porto Alegre

1999

# **SISTEMA DE AQUISIÇÃO DO CICLO PRESSÃO-VOLUME CARDÍACO POR MÉTODOS NÃO-INVASIVOS**

MARCIO SLOMP

Esta dissertação foi julgada adequada para a obtenção do título de Mestre em Engenharia e aprovada em sua forma final pelo Orientador e pela Banca Examinadora.

Orientador: Prof. Renato Machado de Brito, UFRGS

Doutor em engenharia pela UFRGS

Banca Examinadora:

Dr. Iran Castro, IC/FUC

Doutor pela Fundação Universitária de Cardiologia RS

Prof. Altamiro Amadeu Suzin, UFRGS

Doutor pela Universidade de Grenoble

Prof. Adalberto Schuck Júnior, UFRGS

Coordenador do CPGEE: \_\_\_\_\_

Prof. Dr. Renato Machado de Brito

Porto Alegre, 15 dezembro de 1999.

A Deus pela Criação,  
A Jesus Cristo pela Redenção,  
Ao Espírito Santo pela Esperança e Inspiração,  
A Santíssima Virgem Maria pela sua Proteção e Intercessão.

## **AGRADECIMENTOS**

Ao professor Dr. Renato Machado de Brito pelo estímulo, dedicação e esforço pessoal proporcionado, e pelo total apoio na escolha do assunto desta dissertação.

Ao Professor Dr. Iran Castro, pela colaboração e direcionamento.

Aos Drs. Domingos Mohamad Hatem e Mauro Moura, pela colaboração na coleta de dados.

Aos colegas Mosart, Luciano, Rafael e Aline, pelas sugestões, observações valiosas e disponibilidade para coleta de dados.

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

Em especial a todos os queridos irmãos em Jesus Cristo que juntos sonham ver nossas Universidades Renovadas e através delas uma sociedade mais justa, caridosa e fraterna.

# SUMÁRIO

<b>LISTA DE FIGURAS</b> .....	<b>VIII</b>
<b>LISTA DE QUADROS E TABELAS</b> .....	<b>X</b>
<b>LISTA DE ABREVIATURAS E SÍMBOLOS</b> .....	<b>XI</b>
<b>RESUMO</b> .....	<b>XIII</b>
<b>ABSTRACT</b> .....	<b>XIV</b>
<b>1 INTRODUÇÃO</b> .....	<b>1</b>
1 MOTIVAÇÃO .....	1
2 OBJETIVOS.....	1
3 FISIOLOGIA CARDÍACA .....	1
3.1 O coração como bomba .....	2
3.2 Função dos átrios como bombas .....	3
3.3 Função dos ventrículos como bombas.....	4
3.4 Volume diastólico final, volume sistólico final e débito sistólico .....	6
3.5 A curva de pressão aórtica .....	6
3.6 O ciclo pressão-volume .....	7
3.7 Os conceitos de “pré-carga” e “pós-carga”.....	9
<b>2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA</b> .....	<b>10</b>
1 MÉTODOS DE AQUISIÇÃO DO VOLUME CARDÍACO INSTANTÂNEO.....	10
1.1 Métodos não-invasivos de aquisição do volume cardíaco.....	11
2 MÉTODOS DE AQUISIÇÃO DA PRESSÃO ARTERIAL .....	12
2.1 Métodos não-invasivos de aquisição da pressão arterial instantânea.....	13
<b>3 DESCRIÇÃO DO SISTEMA IMPLEMENTADO</b> .....	<b>16</b>
1 HARDWARE .....	17
1.1 Aquisição não-invasiva da pressão arterial.....	17
1.2 Aquisição invasiva da pressão arterial .....	21
1.3 Aquisição do volume do ventrículo esquerdo.....	22
1.4 Placa de aquisição .....	24
1.5 Protótipo .....	25

2	SOFTWARE.....	26
2.1	Programas do kit IEE96.....	26
2.2	Programa do microcomputador.....	31
3	MÉTODOS DE EXAME.....	37
3.1	Aquisição do ciclo pressão-volume.....	37
3.2	Aquisição da pressão invasiva e não-invasiva.....	39
<b>4</b>	<b>AQUISIÇÃO DE DADOS .....</b>	<b>40</b>
1	AQUISIÇÃO SIMULTÂNEA DAS PRESSÕES INVASIVA E NÃO-INVASIVA.....	40
2	AQUISIÇÃO DO CICLO PRESSÃO-VOLUME.....	59
3	ANÁLISE DOS RESULTADOS .....	69
<b>5</b>	<b>CONCLUSÕES E RECOMENDAÇÕES.....</b>	<b>71</b>
1	RECOMENDAÇÕES .....	72
	<b>REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....</b>	<b>74</b>
	<b>ANEXOS .....</b>	<b>78</b>
	<b>ANEXO 1 - ESQUEMÁTICOS DO KIT IEE96.....</b>	<b>79</b>
	<b>ANEXO 2 - PROGRAMA DO KIT IEE96.....</b>	<b>81</b>
	<b>ANEXO 3 - PROGRAMAS DO MICROCOMPUTADOR.....</b>	<b>84</b>
1	MÓDULO CPV .....	84
2	MÓDULO COMM .....	96
3	MÓDULO CHRONO.C.....	100

## LISTA DE FIGURAS

	pg.
Figura 1 - Estrutura do coração e trajeto do fluxo sanguíneo pelas câmaras cardíacas. ....	2
Figura 2 - Eventos do ciclo cardíaco: variações das pressões atrial esquerda, ventricular esquerda e aórtica; volume ventricular esquerdo; eletrocardiograma e fonocardiograma. ....	3
Figura 3 - Ciclo pressão-volume com pré-carga máxima e pós-carga máxima em preto e condições normais em vermelho; EP = Energia Potencial; TE = Trabalho Externo. ....	8
Figura 4 - Esquema de ligação do manguito com o sensor de pressão diferencial (V1 e V2 são válvulas pneumáticas do protótipo). ....	18
Figura 5 - Esquema de ligação do sensor MPX2010DP e condicionadores de sinal para a pressão não-invasiva, invasiva e volume do ventrículo esquerdo. ....	19
Figura 6 - Tela do ultrassonógrafo HP Sonos 2500 durante aquisição contínua do volume do ventrículo esquerdo. EDV – Volume diastólico final (73ml); ESV – Volume sistólico final (26ml); EF – Fração de ejeção (64%). ....	23
Figura 7 - Esboço do painel frontal do protótipo. ....	26
Figura 8 - Gráfico da pressão não-invasiva e volume do ventrículo esquerdo. ....	34
Figura 9 - Gráfico do ciclo pressão-volume sem ajuste de atraso ....	36
Figura 10 - Gráfico do ciclo pressão-volume com ajuste de atraso pela abertura da válvula aórtica. Sinal do volume adiantado 20ms (4 amostras). ....	36
Figura 11 - Pontos de ajuste da pressão e do volume pela abertura da válvula aórtica. ....	39
Figura 12 - Formas de onda da pressão invasiva e não invasiva (aquisição 1 - paciente 1) ....	41
Figura 13 - Pressão invasiva contra pressão não-invasiva (aquisição 1 - paciente 1) ....	41
Figura 14 - Diferença contra a média (aquisição 1 - paciente 1). ....	42
Figura 15 - Formas de onda da pressão invasiva e não invasiva (aquisição 2 - paciente 1) ....	43
Figura 16 - Correlação entre pressão não-invasiva e pressão invasiva (aquisição 2 - paciente 1) ....	43
Figura 17 - Diferença contra a média (aquisição 2 - paciente 1). ....	44
Figura 18 - Formas de onda da pressão invasiva e não invasiva (aquisição 1 - paciente 2) ....	45
Figura 19 - Correlação entre pressão não-invasiva e pressão invasiva (aquisição 1 - paciente 2) ....	45
Figura 20 - Diferença contra a média (aquisição 1 - paciente 2). ....	46
Figura 21 - Formas de onda da pressão invasiva e não invasiva (aquisição 2 - paciente 2) ....	47
Figura 22 - Correlação entre pressão não-invasiva e pressão invasiva (aquisição 2 - paciente 2) ....	47
Figura 23 - Diferença contra a média (aquisição 2 - paciente 2). ....	48
Figura 24 - Formas de onda da pressão invasiva e não invasiva (aquisição 1 - paciente 3) ....	49
Figura 25 - Correlação entre pressão não-invasiva e pressão invasiva (aquisição 1 - paciente 3) ....	49
Figura 26 - Diferença contra a média (aquisição 1 - paciente 3). ....	50
Figura 27 - Formas de onda da pressão invasiva e não invasiva (aquisição 2 - paciente 3) ....	51
Figura 28 - Correlação entre pressão não-invasiva e pressão invasiva (aquisição 2 - paciente 3) ....	51



Figura 29 - Diferença contra a média (aquisição 2 - paciente 3).....	52
Figura 30 - Formas de onda da pressão invasiva e não invasiva (aquisição 1 - paciente 4) ....	53
Figura 31 - Correlação entre pressão não-invasiva e pressão invasiva (aquisição 1 - paciente 4) .....	53
Figura 32 - Diferença contra a média (aquisição 1 - paciente 4).....	54
Figura 33 - Formas de onda da pressão invasiva e não invasiva (aquisição 2 - paciente 4) ....	55
Figura 34 - Correlação entre pressão não-invasiva e pressão invasiva (aquisição 2 - paciente 4) .....	55
Figura 35 - Diferença contra a média (aquisição 2 - paciente 4).....	56
Figura 36 - Formas de onda da pressão invasiva e não invasiva (aquisição 1 - paciente 5) ....	57
Figura 37 - Correlação entre pressão não-invasiva e pressão invasiva (aquisição 1 - paciente 5) .....	57
Figura 38 - Diferença contra a média (aquisição 1 - paciente 5).....	58
Figura 39 - Aquisição simultânea da pressão arterial e do volume ventricular esquerdo paciente 6 aq. 1. ....	60
Figura 40 - Aquisição simultânea da pressão arterial e do volume ventricular esquerdo paciente 6 aq. 2. ....	61
Figura 41 - Aquisição simultânea da pressão arterial e do volume ventricular esquerdo paciente 6 aq. 3. ....	62
Figura 42 - Aquisição simultânea da pressão arterial e do volume ventricular esquerdo paciente 7 aq. 1. ....	63
Figura 43 - Aquisição simultânea da pressão arterial e do volume ventricular esquerdo paciente 7 aq. 2. ....	64
Figura 44 - Aquisição simultânea da pressão arterial e do volume ventricular esquerdo paciente 8 aq. 1. ....	65
Figura 45 - Aquisição simultânea da pressão arterial e do volume ventricular esquerdo paciente 8 aq. 2. ....	66
Figura 46 - Aquisição simultânea da pressão arterial e do volume ventricular esquerdo paciente 9 aq. 1. ....	67
Figura 47 - Aquisição simultânea da pressão arterial e do volume ventricular esquerdo paciente 10 aq. 1. ....	68
Figura 48 - Esquemático do kit IEE96. (parte I).....	79
Figura 49 - Esquemático do kit IEE96. (parte II) .....	80

## LISTA DE QUADROS E TABELAS

Quadro 1 - Definições do programa do kit IEE96.....	27
Quadro 2 - Rotina "inicio ( )" implementada no kit IEE96.....	28
Quadro 3 - Sub-rotina de aquisição da pressão não-invasiva e do volume do ventrículo.....	29
Quadro 4 - Sub-rotinas de envio de dados do kit IEE96 para o computador.....	30
Quadro 5 - Sub-rotina de recebimento da frequência de amstragem.....	30
Quadro 6 - Sub-rotina de ajuste de zero da pressão não-invasiva e volume do ventrículo.....	31
Quadro 7 - Funções selecionáveis do programa utilizado no microcomputador.....	32
Quadro 8 - Sub-rotina de escalonamento da pressão não invasiva e do volume.....	33
Quadro 9 - Funções do sub-menu da função 8[ANALISE OFF-LINE].....	35
Quadro 10 - Parâmetros das aquisições das pressões invasiva e não-invasiva (mmHg). .....	58

## LISTA DE ABREVIATURAS E SÍMBOLOS

$\bar{d}$	Média das diferenças entre dois métodos de medição clínica (Bland, 1986)
$\bar{d} + 2s$	Limite superior de concordância para dois métodos de medição clínica (Bland, 1986)
$\bar{d} - 2s$	Limite inferior de concordância para dois métodos de medição clínica (Bland, 1986)
a	Coefficiente angular para a linearização da pressão arterial
A.O.	Amplificador Operacional
A/D	Conversor Analógico para Digital
ACH	Canal analógico do microcontrolador
av	Coefficiente angular para a linearização do volume ventricular esquerdo
A-V	Válvulas atrio-ventriculares (Válvula Mitrál e Válvula Tricúspide)
b	termo independente para a linearização da pressão arterial
BNC	Conector para cabo coaxial
BPS	<i>Bits</i> Por Segundo
bv	termo independente para a linearização do volume ventricular esquerdo
CI	Circuito Integrado
COM1, COM2	Porta de comunicação serial dos microcomputadores
D/A	Conversor Digital para Analógicos
DB9	Conector padrão 9 pinos
DSP	Processamento digital de sinais
ECG	Eletrocardiograma
EEPROM	<i>Electrical Erasable Programmable Read-Only Memory</i>

EP	Energia Potencial
EPROM	<i>Erasable Programmable Read-Only Memory</i>
P(t)	Gráfico da pressão ventricular esquerda em função do tempo
P(V)	Gráfico da pressão ventricular esquerda em função do volume ventricular esquerdo
$P < 0,001$	Probabilidade do teste de hipótese ser nulo
r	Índice de correlação
RAM	Random Access Memory
RS232	Padrão para comunicação serial em microcomputadores
RTC	<i>Real Time Clock</i>
S(d)	Desvio padrão das diferenças entre dois métodos de medição clínica (Bland, 1986)
TE	Trabalho externo
V1 e V2	Válvulas pneumáticas do protótipo
V(t)	Gráfico do volume ventricular esquerdo em função do tempo

## RESUMO

A aquisição do ciclo pressão-volume é de grande importância para diagnóstico de cardiopatias e principalmente para o acompanhamento de intervenções terapêuticas, porém os métodos hoje utilizados são caros e agressivos ao paciente, reduzindo por estes motivos sua aplicação.

Este estudo pretende obter, por métodos não-invasivos, o ciclo pressão-volume do ventrículo esquerdo de pacientes humanos. Isto consiste na aquisição dos sinais  $P(t)$  e  $V(t)$  simultaneamente e a apresentação de um gráfico  $P(V)$ . Para tanto, após a revisão bibliográfica, decidiu-se utilizar a ecocardiografia com detecção automática de bordos, para obtenção do volume ventricular e a medição da onda de pressão transmitida através da artéria braquial para um manguito inflado com ar, conectado a um transdutor piezo-resistivo em ponte.

A aquisição da pressão pelo método não-invasivo é comparada a dados resultantes da aquisição invasiva da pressão arterial por catéter intra-aórtico que é considerado padrão-ouro.

Os sinais são condicionados e digitalizados em uma placa de aquisição com conversor A/D de 8 bits e micro controlador 80c196. Os dados digitalizados são então enviados serialmente para um computador onde são gerados os gráficos.

Obteve-se de cinco pacientes nove aquisições simultâneas da pressão invasiva através de catéter intra-aórtico e do protótipo desenvolvido resultando concordância segundo o método de Bland e Altman (1986) ( $r=0,989$ ;  $\bar{d} + 2s = 6,52$ ;  $\bar{d} - 2s = -6,07$ ), comprovando a eficiência do método de aquisição.

Obteve-se resultado satisfatório também quanto à operação sistema desenvolvido pois foram realizadas dez aquisições em cinco pacientes, registrando-se gráficos bastante similares aos apresentados na literatura disponível.

## ABSTRACT

The pressure-volume loop acquisition is very important for diagnoses of cardiac abnormalities and principally to attend the evolution after interventions, but the methods presently used are expensive and aggressive to the patients. Then, due to these reasons their application is reduced.

This research has been made with the intention of getting, for non-invasive methods, the left ventricular pressure-volume loop in human patients. This means that it is necessary to acquire the signals  $P(t)$  and  $V(t)$  and draw a graphic  $P(V)$ . So, after the bibliographical review it was decided to use echocardiographic apparatus with automated border detection for the obtainment of the ventricular volume and the measurement of the pressure wave transmitted through the brachial artery for a compression cuff, inflated with air, connected to a piezo-resistive transducer.

The pressure acquisition by a non-invasively method was compared with an invasively acquired data from arterial pressure performed by an intra-aortic catheter that is used as a golden standard. Nine acquisitions from five patients showed that there is a good correlation between the two methods ( $r=0,989$ ;  $\bar{d} + 2s = 6,52$ ;  $\bar{d} - 2s = -6,07$ ) (Bland and Altman, 1986).

The signals are conditioned and digitalized on an acquisition board with 8 bit A/D converter and micro controller 80c196. This digitalized data are sent through a serial port to a computer where the graphics are displayed. We obtained ten  $P(V)$  loops from five patients showing good similarity with the studied literature.

# 1 INTRODUÇÃO

## 1 MOTIVAÇÃO

A aquisição do ciclo pressão-volume é de grande importância para diagnóstico de cardiopatias, porém os métodos hoje utilizados são caros e agressivos ao paciente, não existindo dispositivos com características não-invasivas, reduzindo por estes motivos sua aplicação.

## 2 OBJETIVOS

O objetivo deste estudo foi desenvolver um sistema não-invasivos e de baixo custo capaz de adquirir o ciclo pressão-volume do ventrículo esquerdo em pacientes humanos. Utilizou-se a ecocardiografia com quantificação acústica para aquisição do volume e a pressão arterial foi obtida pela onda de pressão transmitida pela artéria braquial a uma bolsa de ar inflada (manguito) em torno do braço do paciente.

Pretende-se assim tornar este um exame possível em hospitais e clínicas especializadas, aumentando a razão custo-benefício para que se torne um exame sem maiores riscos, sirva para diagnóstico de cardiopatias e para o acompanhamento da evolução dos pacientes e suas reações a intervenções terapêuticas.

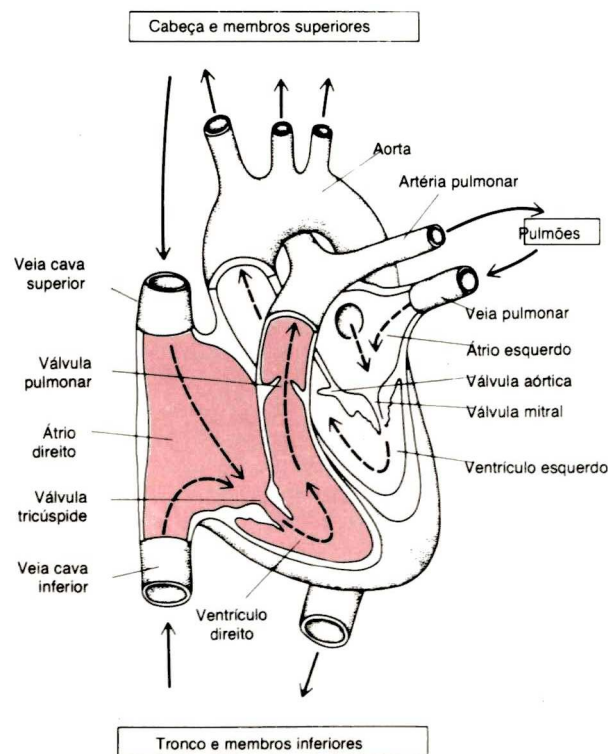
Para validar o método de aquisição da pressão, efetuou-se a comparação entre a pressão instantânea adquirida pelo método não-invasivo, e a pressão invasivamente adquirida por catéter intra-aórtico, por análise de correlação e regressão.

## 3 FISIOLÓGIA CARDÍACA (Guyton, 1992)

Para o entendimento do sistema de aquisição do ciclo pressão-volume são necessários alguns conhecimentos básicos a respeito do funcionamento do coração e do sistema arterial:

### 3.1 O coração como bomba

O coração é constituído por duas bombas distintas: o coração direito, que bombeia o sangue para os pulmões, e o coração esquerdo que bombeia o sangue para a circulação sistêmica conforme a Figura 1. Cada um desses corações distintos, por sua vez, é uma bomba pulsátil de duas câmaras compostas de um átrio e um ventrículo. O átrio funciona principalmente como reservatório de sangue e como via de entrada do ventrículo, mas, também, bombeia fracamente para ajudar a levar o sangue até o ventrículo. O ventrículo, por sua vez, é a principal fonte de força que impulsiona o sangue para circulação pulmonar ou para a circulação sistêmica.



**Figura 1 - Estrutura do coração e trajeto do fluxo sanguíneo pelas câmaras cardíacas.**  
(fig. 9.1 – Guyton, 1992)

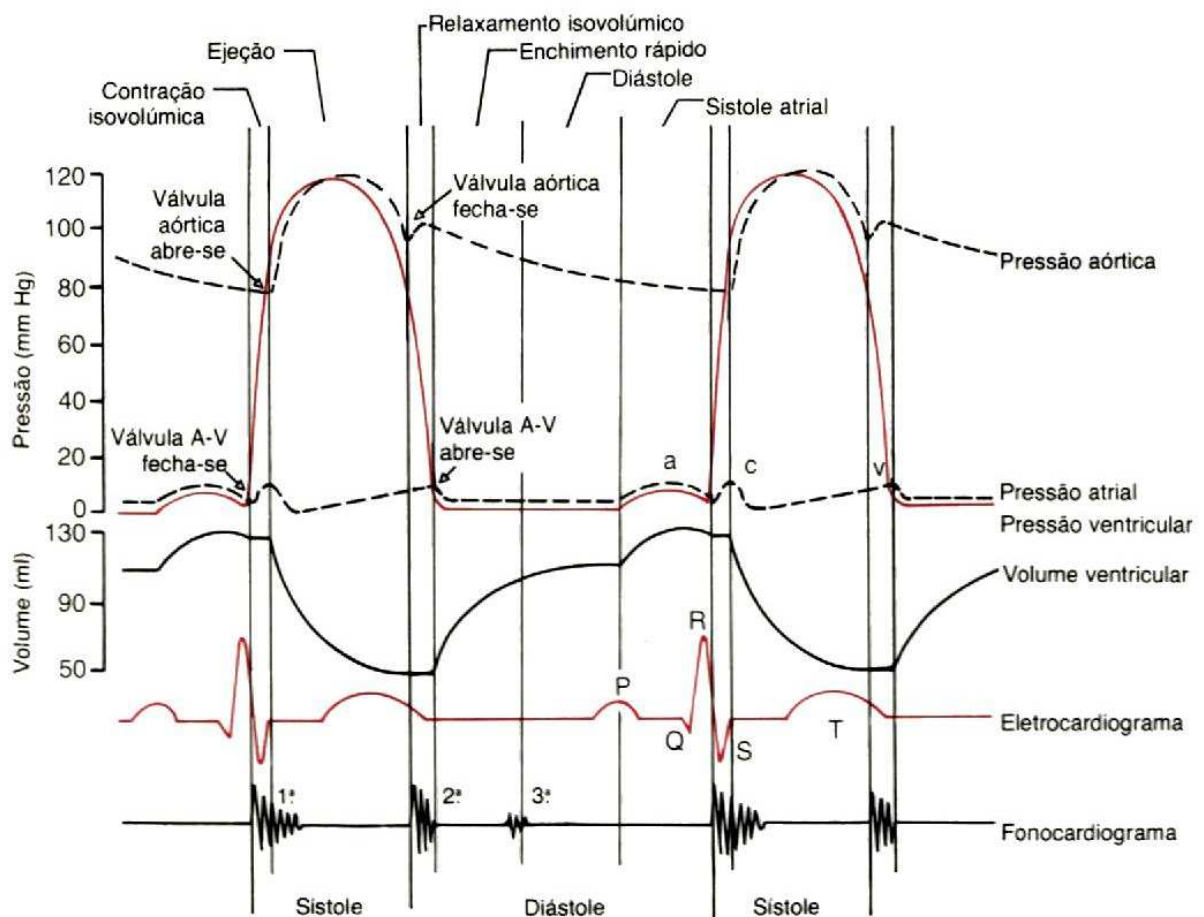
Estas câmaras contraem-se de maneira rítmica e desta forma fazem com que o sangue flua através delas. E estas contrações se dividem em dois períodos, que são a diástole que é um período de relaxamento no qual o coração se enche de sangue e a sístole quando o coração ejeta o sangue para as artérias. Ao conjunto de uma contrações e um relaxamentos chama-se ciclo cardíaco.

A Figura 2 ilustra os diferentes eventos durante o ciclo cardíaco. As três curvas superiores mostram as alterações da pressão na aorta, no ventrículo e no átrio esquerdo,



respectivamente. A quarta curva mostra as alterações do volume ventricular, a quinta o eletrocardiograma e a sexta um fonocardiograma.

O eletrocardiograma da Figura 2 mostra as ondas P, Q, R, S e T, que são tensões elétricas geradas pelo coração e registradas a partir da superfície corporal. A onda P é causada pela despolarização que se difunde pelos átrios, sendo isso seguido pela contração atrial que ocasiona ligeira elevação na curva da pressão atrial imediatamente após a onda P. Aproximadamente 0,16 s após o início da onda P, aparecem as ondas QRS, em consequência da despolarização dos ventrículos que se contraem e fazem a pressão ventricular subir. O complexo QRS começa, portanto, pouco antes da sístole ventricular.



**Figura 2 - Eventos do ciclo cardíaco: variações das pressões atrial esquerda, ventricular esquerda e aórtica; volume ventricular esquerdo; eletrocardiograma e fonocardiograma.**  
(fig. 9.5 – Guyton, 1992)

### 3.2 Função dos átrios como bombas

Normalmente o sangue flui de modo contínuo das grandes veias para os átrios; cerca de 75% do sangue flui diretamente através dos átrios para os ventrículos, antes mesmo que os átrios se contraíam. A contração atrial causa então um enchimento adicional dos

ventrículos da ordem de 25%. Assim sendo os átrios funcionam simplesmente como bombas de reforço que aumentam a eficácia do bombeamento ventricular. Entretanto, o coração pode continuar a operar de modo bastante satisfatório, em condições normais de repouso, sem o enchimento extra causado pelos átrios, por já ter normalmente a capacidade de bombear 300 a 400% mais sangue do que o corpo necessita. Assim, quando os átrios funcionam de maneira insuficiente, a diferença tem pouca probabilidade de ser notada, a não ser que a pessoa se exercite; nestas condições surgem ocasionalmente sinais de insuficiência cardíaca.

Na curva de pressão atrial da Figura 2 podem ser notadas três elevações principais da pressão, denominadas ondas de pressão atrial *a*, *c*, e *v*.

A onda *a* é causada pela contração atrial. Normalmente, a pressão atrial direita eleva-se 4 a 6 mmHg durante a contração atrial, enquanto a pressão atrial esquerda eleva-se cerca de 7 a 8 mmHg.

A onda *c* ocorre quando os ventrículos começam a se contrair; ela é causada, em parte, pelo pequeno refluxo de sangue para os átrios ao início da contração ventricular, mas, provavelmente, em sua maior parte, pela protrusão das válvulas atrio-ventriculares (válvulas A-V) mitral e tricúspide em direção dos átrios, devido ao aumento de pressão nos ventrículos.

A onda *v* ocorre ao final da contração ventricular; ela decorre do lento acúmulo de sangue nos átrios enquanto as válvulas A-V estão fechadas. Ao término da contração ventricular, as válvulas A-V se abrem, possibilitando que o sangue flua rapidamente para os ventrículos, fazendo desaparecer a onda *v*.

### **3.3 Função dos ventrículos como bombas**

A diástole é o período de enchimento dos ventrículos. Durante a sístole ventricular, grande quantidade de sangue acumula-se nos átrios, por estarem fechadas as válvulas A-V. Por esta razão, logo que termina a sístole e as pressões ventriculares caem novamente para seus baixos valores diastólicos, as válvulas A-V abrem-se e possibilitam ao sangue fluir rapidamente para os ventrículos, como é mostrado pela elevação da curva do volume ventricular na Figura 2. Este é denominado período de enchimento rápido dos ventrículos. As pressões atriais caem até uma fração das pressões ventriculares, porque os orifícios normais das válvulas A-V são tão grandes que não oferecem praticamente qualquer resistência ao fluxo sanguíneo.

O período de enchimento rápido dura aproximadamente o primeiro terço da diástole. Durante o terço médio da diástole, apenas uma pequena quantidade de sangue flui para os ventrículos; este sangue continua a chegar das veias para os átrios e a passar através deles para os ventrículos.

Durante o último terço da diástole, os átrios se contraem e dão um impulso adicional ao influxo de sangue para os ventrículos; isto responde por 25% do enchimento dos ventrículos como foi visto anteriormente.

O período de esvaziamento dos ventrículos é chamado sístole que inicia-se com uma contração ventricular. A pressão ventricular eleva-se abruptamente, como é mostrado na Figura 2, fazendo fecharem-se as válvulas A-V. Um período adicional de 0,02 a 0,03s é então necessário para o ventrículo acumular pressão suficiente para forçar as válvulas semilunares (aórtica e pulmonar) a se abrirem contra as pressões na aorta e na artéria pulmonar. Durante este período há portanto contração dos ventrículos, mas não há qualquer esvaziamento. Este período é denominado período de contração isovolumétrica ou isométrica, indicando-se com estes termos que a tensão está aumentando no músculo, mas não há encurtamento das fibras musculares (isto não é totalmente verdadeiro porque há encurtamento do ápice para a base e alongamento circunferencial).

Quando a pressão no ventrículo esquerdo se eleva ligeiramente acima da pressão aórtica (e a pressão no ventrículo esquerdo ligeiramente acima da pressão na artéria pulmonar), inicia-se o período de ejeção. A pressão força então as válvulas semilunares a se abrirem. Imediatamente, o sangue começa a jorrar para fora dos ventrículos, com cerca de 70% do esvaziamento ocorrendo durante o primeiro terço do período de ejeção, e os 30% seguintes ocorrendo durante os dois terços seguintes. Assim, o primeiro terço é denominado período de ejeção rápida e os dois terços finais, período de ejeção lenta.

Por uma razão bem peculiar, a pressão ventricular cai para um valor ligeiramente abaixo da pressão na aorta durante o período de ejeção lenta, apesar do fato de ainda haver sangue saindo do ventrículo esquerdo. A razão é que o sangue que flui para fora do ventrículo gera um momento [*momentum*]. À medida que este momento diminui, durante a última parte da sístole, sua energia cinética é convertida em pressão na aorta, o que torna a pressão arterial ligeiramente maior que a pressão no interior do ventrículo.

Ao final da sístole, o relaxamento ventricular inicia-se subitamente, possibilitando a rápida diminuição das pressões intraventriculares. Imediatamente as elevadas pressões nas

grandes artérias distendidas fazem o sangue refluir para os ventrículos, o que força as válvulas aórtica e pulmonar a se fecharem. Por mais ou menos 0,03 a 0,06s, o músculo ventricular continua a se relaxar, mesmo que o volume ventricular não se altere, ocasionando o período de relaxamento isovolumétrico ou isométrico. Durante este período, as pressões intraventriculares caem rapidamente de volta a seus valores diastólicos muito baixos. Então as válvulas A-V se abrem para iniciar novo ciclo de bombeamento ventricular.

### **3.4 Volume diastólico final, volume sistólico final e débito sistólico**

Durante a diástole, ocorre o enchimento dos ventrículos, normalmente até cerca de 110 a 120 ml. Esse volume é conhecido como volume diastólico final. Em seguida, com o esvaziamento dos ventrículos durante a sístole, seu volume diminui cerca de 70 ml, que é designado como o débito sistólico. O volume restante em cada ventrículo, cerca de 40 a 50 ml, é denominado volume sistólico final. A fração do volume diastólico final que é ejetada é designada como fração de ejeção (aproximadamente 60% do volume diastólico final).

Quando o coração se contrai vigorosamente, o volume sistólico final pode cair para até 10 a 20 ml. Por outro lado, quando grande quantidade de sangue flui para os ventrículos durante a diástole, seus volumes diastólicos finais podem se tornar grandes, até 150 a 180 ml em corações normais. E o débito sistólico pode, por vezes, aumentar até aproximadamente o dobro do normal, tanto pelo aumento do volume diastólico final como pela diminuição do volume sistólico final.

### **3.5 A curva de pressão aórtica**

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

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

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

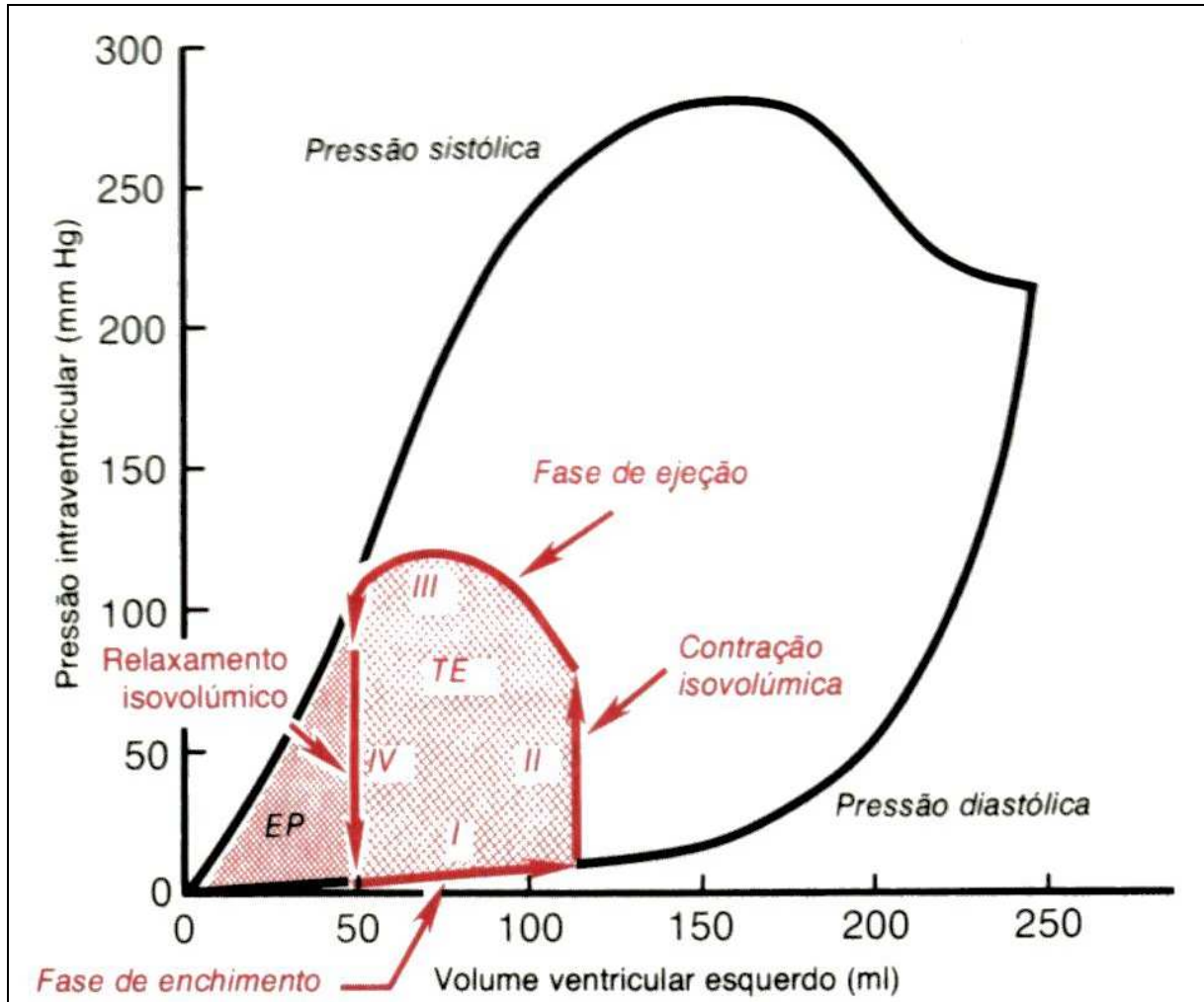
### 3.6 O ciclo pressão-volume

O ciclo de contração ventricular vem sendo estudado através de um diagrama cartesiano a mais de um século. Em 1898 O. Frank apresentou o primeiro plano representando a pressão ventricular no eixo vertical e o volume no eixo horizontal, utilizando para suas pesquisas corações de sapos. Desde então pesquisas usando este método vem sendo realizadas para se obter informações a respeito da fisiologia cardíaca e, mais recentemente, como exame representativo do estado funcional do coração. (Sagawa, 1978)

A curva da Figura 3 representa o ciclo pressão-volume do ventrículo esquerdo com a pressão sendo medida no interior do ventrículo. O ciclo pressão-volume é dividido em quatro fases:

- Fase I: Período de enchimento. Esta fase do diagrama de pressão-volume inicia-se com volume de cerca de 45 ml que é o volume sistólico final e pressão diastólica próxima de 0 mmHg. Com o sangue venoso pulmonar fluindo do átrio para o ventrículo este aumenta seu volume para aproximadamente 115 ml, este é o volume diastólico final e a pressão diastólica sobe para aproximadamente 5 mmHg. Por esta razão o ciclo pressão volume estende-se ao longo da linha marcada *I*.
- Fase II: Período de contração isovolumétrica. Durante a contração isovolumétrica linha *II* o volume do ventrículo não se altera. Contudo a pressão no interior do ventrículo se eleva até se igualar a pressão na aorta.
- Fase III: Período de ejeção. Durante a ejeção, a pressão sistólica eleva-se ainda mais, devido a contração ainda maior do coração. Nesta fase, o volume do ventrículo diminui porque o sangue está fluindo para fora do coração. Este período é representado pela linha *III*.
- Fase IV: Período de relaxamento isovolumétrico. Ao final do período de ejeção, as válvulas semilunares dos ventrículos se fecham e a pressão cai novamente para valores

próximos a 0 mmHg e volume não se altera permanecendo no valor do volume sistólico final. Isso é visto na linha marcada IV. Assim o ventrículo retorna ao seu ponto de partida.



**Figura 3 - Ciclo pressão-volume com pré-carga máxima e pós-carga máxima em preto e condições normais em vermelho; EP = Energia Potencial; TE = Trabalho Externo.**  
(fig. 9.7 – Guyton 1992)

A Figura 3 apresenta também duas curvas “pressão sistólica” e pressão diastólica”.

- A curva da pressão diastólica é determinada enchendo-se o coração com quantidades cada vez maiores de sangue e medindo-se a pressão diastólica imediatamente antes que ocorra a contração ventricular, que é a pressão diastólica final do ventrículo.
- A curva da pressão sistólica é determinada impedindo-se qualquer descarga de sangue do coração e medindo-se a pressão sistólica máxima que é obtida durante a contração ventricular para cada volume de enchimento.

A área compreendida pelo gráfico do ciclo pressão-volume, representada na Figura 3 pela área sombreada *TE*, é equivalente ao trabalho externo efetivo do ventrículo, e a área

sombreada designada *EP* equivale a energia potencial, ou seja, o trabalho adicional que o ventrículo realizaria se esvaziasse totalmente a cada contração.

### **3.7 Os conceitos de “pré-carga” e “pós-carga”**

Ao se avaliar as propriedades contráteis do músculo, é importante especificar o grau da tensão sobre o músculo quando ele começa a se contrair, o que é designado como pré-carga, e também especificar a carga contra a qual o músculo exerce sua força contrátil, que é designada como pós-carga.

Para a contração cardíaca, a pré-carga é geralmente considerada como sendo o volume de sangue no ventrículo ao final da diástole, ou seja, o volume diastólico final. Entretanto, por vezes, essa pré-carga é expressa como a pressão diastólica final quando o ventrículo fica cheio de sangue.

A pós-carga do ventrículo é a pressão na artéria que sai do mesmo, ela corresponde a pressão sistólica descrita pela curva *III* na Figura 3 do ciclo pressão-volume. A importância dos conceitos de pré-carga e pós-carga é que, em muitos estados funcionais anormais do coração ou da circulação, o grau de enchimento do ventrículo (a pré-carga), ou a pressão arterial contra a qual o ventrículo tem de se contrair (a pós-carga), ou ambos se alteram muito em relação ao normal.

## 2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

Este capítulo é dividido em duas partes, a primeira relativa aos diversos métodos de aquisição instantânea do volume ventricular esquerdo, invasivos e não-invasivos, e a segunda relativa aos métodos de aquisição invasivos e não-invasivos da pressão arterial.

### 1 MÉTODOS DE AQUISIÇÃO DO VOLUME CARDÍACO INSTANTÂNEO

O método que se constitui como padrão-ouro de análise do volume instantâneo do ventrículo esquerdo é o estudo invasivo por hemodinâmica que é sistematicamente empregada na correlação de parâmetros obtidos por outros métodos. Este método apresenta as desvantagens comuns aos métodos invasivos de aquisição da pressão arterial descritos adiante.

Entre os métodos invasivos podemos citar a *cineangiocardiografia*, que consiste na filmagem de quadros de rápida sucessão (15 a 60 quadros por segundo) obtidos por Raio X durante injeção de material contrastado sob pressão no interior da cavidade ventricular esquerda. A imagem obtida após a revelação do filme é projetada sobre uma folha e através das medidas dos diâmetros longitudinais e transversais obtêm-se os parâmetros para o cálculo, usando fórmulas e uma equação de correção, do volume instantâneo a cada quadro filmado (Castro, 1996).

Outro método invasivo de obtenção do volume cardíaco instantâneo é o *catéter de condutância*. Este método consiste em introduzir, na cavidade cardíaca a ser medida, um catéter com eletrodos que ficam uniformemente dispostos ao longo do seu eixo longitudinal e fazer circular uma baixa corrente entre os eletrodos dos extremos. Medindo as tensões geradas nos diversos eletrodos, que variam com o volume de sangue que os envolve, pode-se estimar a condutância de cada segmento, aproximá-los por cilindros e deste modo estimar o volume instantâneo da cavidade. Assim quando o volume da cavidade cardíaca aumenta, a área pela qual a corrente flui se torna maior, aumentando também a condutância (Al-Khalidi, 1998; Chen 1997).



## 1.1 Métodos não-invasivos de aquisição do volume cardíaco

Os métodos não-invasivos de análise do volume cardíaco instantâneo atualmente disponíveis são a ecocardiografia com quantificação acústica, a ventriculografia radionuclear, a medida da bio-impedância do tórax, a imagem de primeira passagem do sestamibi (tecnécio 99), a tomografia computadorizada ultra-rápida e a ressonância magnética cardíaca. Devido ao custo e a disponibilidade os três últimos métodos são pouco frequentes no meio médico e não serão aqui analisados (Castro, 1996; Patterson, 1964; Nosir, 1998).

A *ventriculografia radionuclear*, pode ser obtida através de dois diferentes métodos, mas ambos adquirem as imagens por cintilografia geradas por um radiotraçador, normalmente tecnécio 99, que se liga às hemáceas delineando as câmaras cardíacas e os grandes vasos. Os métodos normalmente utilizados são a *técnica de primeira passagem*, onde o radiotraçador é injetado em veia periférica e durante a primeira passagem do radiotraçador é obtida a cintilografia delineando assim o ventrículo direito, pulmões e cavidades esquerdas; a outra técnica é conhecida como *técnica do equilíbrio*, onde após a uniforme distribuição do radiotraçador no sangue, obtém-se, a partir de ao menos duas projeções, inúmeros quadros durante vários ciclos cardíacos. Os quadros são reorganizados utilizando-se o eletrocardiograma como referencial. A contagem cintilográfica de cada quadro é submetida a programa de computador que provê imagens de distribuição espacial e contagem espacial ao longo do tempo (Castro, 1996; Magorien, 1983).

A *medida da bio-impedância do tórax*, é um método capaz de estimar a variação do volume cardíaco através da variação da impedância torácica, quatro eletrodos em forma de fita são colocados em torno do pescoço (2) e tórax (2) um pouco abaixo do coração. Nos eletrodos mais externos é aplicada uma corrente e pela medição da tensão nos eletrodos pode-se obter  $\Delta Z$  e através deste  $\Delta V$ . Este método se baseia no fato de que a variação da quantidade de sangue nas cavidades cardíacas muda a impedância da região envolvida pelos eletrodos, devido ao aumento de área da seção condutora e a diferente resistividade do sangue em relação aos outros tecidos (Patterson, 1964).

A *ecocardiografia com quantificação acústica* utiliza algoritmos computacionais de detecção automática de bordos das cavidades cardíacas. Estes algoritmos permitem delimitar as fronteiras entre o sangue e o endocárdio (Cahalan, 1993). Até 1992 os programas de computador e os algoritmos não eram suficientemente rápidos para fornecer o volume

instantâneo, portanto não apresentavam vantagem adicional em relação aos métodos manuais de cálculo até então utilizados.

Com a evolução dos computadores e através de um novo sistema proposto por Perez et al. (1992) passou ser possível o cálculo da área ventricular esquerda em tempo real durante o estudo ecocardiográfico bidimensional. Este sistema passou a ser conhecido como *detecção automática de bordos*. Alguns trabalhos se utilizam apenas da área projetada pela detecção automática de bordos para gerar o ciclo pressão-área e consideram este uma forma suficiente de estimar o ciclo pressão-volume (Gorcsan, 1994a; Gorcsan 1994b). A detecção automática de bordos fornece além dos valores de área, subsídios para o cálculo do volume, fração de ejeção, volume diastólico e sistólico finais.

Com o transdutor do ecocardiógrafo colocado na região apical do tórax, o sistema traça linhas verticais a partir do transdutor na imagem bidimensional, identificando as fronteiras entre o sangue e o tecido. Em cada linha traçada, a cada quadro, com os pontos identificados, o sistema delimita a cavidade de interesse (selecionada pelo operador), e usa estas informações aplicando-as ao método de 20 discos e a fórmula de Simpson ou ao método da área-comprimento.

A técnica ecocardiográfica que apresenta melhor correlação para a avaliação do volume do ventrículo esquerdo é o método de Simpson. Este considera que o volume de um sólido pode ser calculado subdividindo-o em segmentos cilíndricos com área da base e altura conhecidas ao longo de um eixo. A soma dos produtos área da base pela altura de todos os segmentos cilíndricos resulta no volume do sólido. Quanto maior o número de divisões cilíndricas maior será a sensibilidade deste método.

Outro método para cálculo do volume a partir da ecocardiografia é o método da área comprimento. Este tem a limitação de considerar a morfologia do ventrículo como um elipsóide de revolução (Castro, 1996).

## **2 MÉTODOS DE AQUISIÇÃO DA PRESSÃO ARTERIAL**

A pressão arterial sistólica e diastólica são informações valiosas no diagnóstico médico. Vários métodos para adquirir estes valores são hoje conhecidos, porém mais interessante ainda seria a aquisição da curva de pressão arterial instantânea ao longo do tempo para gerarmos o ciclo pressão-volume.

Entre os métodos que possibilitam a aquisição da pressão arterial instantânea os métodos invasivos são considerados como padrão-ouro. Nestes métodos são usados *catéteres* inseridos em artérias, freqüentemente a artéria radial, mas também podem ser usadas outras artérias como a femoral, dorsal do pé, braquial e artérias axilares. Estas artérias são canuladas percutaneamente, algumas vezes através de uma incisão.

Algumas complicações podem ocorrer devido as cateterizações. A mais comum é a trombose cujo risco cresce com o aumento do tamanho do catéter e a duração da cateterização, mas podem ocorrer também embolização, infecção, neuropatia e pseudo-aneurisma arterial.

Os catéteres utilizam como sensores de pressão *micro manômetros* e *pontes de "strain-gauges"* (*extensômetros de resistência elétrica*) coladas a membranas elásticas. No caso dos micro manômetros estes estão posicionados na ponta dos catéteres e são realmente introduzidos nas artérias do paciente e avançam até o ponto de interesse. Já nas pontes de *strain-gauges* a pressão arterial é transmitida através de catéter tubular que atua como um vaso comunicante. Este catéter é preenchido com soro e sua ponta aberta fica posicionada na cavidade cardíaca ou artéria na qual se está medindo a pressão. Na extremidade externa é onde se encontra o sensor extensométrico.

## **2.1 Métodos não-invasivos de aquisição da pressão arterial instantânea**

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

O método conhecido como *finapres (FINGER Arterial PRESSure)* foi primeiro descrito por Peñaz (Peñaz, 1973) e se difundiu a partir da década de 80, por ter sido o primeiro a permitir a obtenção das pressões sistólica, diastólica e média a cada batimento por longos períodos (Imholz, 1998). Este método consiste em uma bolsa inflada com ar que envolve o dedo, este mesmo dedo sendo também submetido a um pletismógrafo fotoelétrico. Um servo sistema pneumático de resposta rápida se encarrega de manter o sinal elétrico do pletismógrafo igual a um valor pré determinado. Através da variação da pressão na bolsa de ar, o valor de controle do pletismógrafo é normalmente ajustado para que o volume da artéria envolvida permaneça sempre com dois terços de seu valor máximo. Devido a variação de pressão na artéria, esta tende a aumentar e diminuir de volume. O servo sistema pneumático é realimentado com a diferença entre a leitura do pletismógrafo e o valor de controle. Desta

maneira a pressão interna da bolsa de ar que envolve o dedo acompanha a pressão intra-arterial, e pode ser facilmente medida (Imholz, 1990; Gizdulich, 1997; Bos, 1996; Imholz, 1998). Este método é utilizado freqüentemente em estudos sobre hipertensão, complacência e diâmetro arterial, (Herpin, 1997; Khder, 1997) porém apresenta uma boa correlação apenas para as pressões sistólica, diastólica e média, não sendo eficiente na aquisição da pressão arterial instantânea, devido à distorção introduzida pela onda de pressão refletida e a atenuação da pressão ocasionada pela grande distância do ponto de aquisição com relação a aorta. Estudos demonstraram também que a eficácia do método em adquirir a forma de onda da pressão arterial decai quando são ministrados vasoconstritores e vasodilatadores (Sato, 1993).

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

É importante que o sensor esteja posicionado exatamente sobre a artéria e a pressão que ele exerce sobre a mesma não seja nem muito grande nem muito pequena. Por isso, o sensor pode estar em uma ponteira com formato de lápis (Kelly, 1989; Chen 1996; Smulyan, 1998) ou sob uma bolsa de ar onde há uma matriz de sensores (Sato, 1993; Cohn, 1995). Isso permite que o examinador ou o sistema automatizado encontre a posição e pressão ideais.

Este método necessita de calibração, para isso são utilizados a pressão diastólica e sistólica como parâmetros de calibração, normalmente estes valores são adquiridos pelo método oscilométrico (Sato, 1993; Cohn, 1995).

Em grande parte dos estudos realizados o sinal adquirido por tonometria é uma média de vários batimentos selecionados (Cohn, 1995; Hayward, 1997), o que faz com que a forma de onda adquirida seja mais precisa, mas impedindo sua correlação com o volume ventricular. Outra desvantagem do método é a sensibilidade aos movimentos e ao posicionamento do sensor

Outro método não-invasivo utilizado para a aquisição contínua da forma de onda da pressão arterial utiliza um manguito de esfigmomanômetro inflado com ar. Este manguito envolve artérias periféricas, normalmente a braquial, e recebe a onda transmitida pela pulsação da artéria. Este método é conhecido como método oscilométrico e é muito utilizado em esfigmomanômetros digitais para medição das pressões sistólica, diastólica e média de maneira automatizada. O manguito é inflado até uma pressão superior a pressão sistólica e após desinflado até uma pressão inferior a pressão diastólica, o aparelho registra as pulsações que ocorrem devido a variação de volume nas artérias envolvidas. Com base nas pressões em que ocorrem e na amplitude das pulsações um algoritmo de reconhecimento calcula as pressões arteriais sistólica, diastólica e média, assim como a frequência cardíaca.(Chua, 1997; Kwek, 1998)

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

Utilizando-se o manguito do esfigmomanômetro, um medidor de fluxo sanguíneo por ultra-som e um monitor de ECG, é possível adquirir a parte ascendente da pressão arterial, conforme descrito por Marmor 1997 e Sharir 1993. O manguito posicionado no braço é inflado até que nenhuma circulação seja registrada no medidor de fluxo que está sobre a artéria braquial no espaço antecubital, então o manguito é lentamente desinflado a uma taxa de 1 a 3 mmHg/seg, o tempo entre o início da onda R e o início da circulação na artéria é registrado. Para cada batimento este tempo varia, demonstrando a que tempo a pressão intra-arterial se iguala a pressão do manguito. Devem ser descontados os tempos de contração isovolumétrica e de propagação da pressão até a artéria braquial (Sharir, 1993; Marmor, 1997). É visível que este método não pode ser utilizado para gerar o ciclo pressão-volume pois adquire apenas a parte ascendente da curva de pressão arterial.

### 3 DESCRIÇÃO DO SISTEMA IMPLEMENTADO

O estudo das diversas possibilidades de aquisição, tanto do volume, quanto da pressão instantâneas para obtenção do ciclo pressão-volume por meios não-invasivos e de baixo custo, levaram a escolher os seguintes métodos:

- Aquisição do volume: Utilizou-se o método ecocardiográfico com detecção automática de bordos e cálculo do volume pelo método de Simpson, porque o equipamento necessário (ultrassonógrafo com quantificação acústica) é bastante difundido nos hospitais e clínicas especializadas, não representando assim um custo para obtenção do equipamento e o método de Simpson por se adaptar a estes equipamentos e apresentar a melhor correlação com o padrão-ouro (Castro, 1996).
- Aquisição da pressão arterial: Utilizou-se a onda de pressão transmitida para um manguito inflado com ar envolvendo o braço (artéria braquial). Este método tem alta correlação com a pressão obtida invasivamente e o aparato necessário é simples e barato, podendo ser implementado por um baixo custo, além de não apresentar os problemas dos demais métodos estudados (finapres e tonometria).

A seguir apresenta-se o sistema implementado subdividindo-o em:

- a) hardware, onde descrevem-se os aparelhos utilizados, a instrumentação desenvolvida, a placa de aquisição e o protótipo construído;
- b) software, onde descrevem-se os programas da placa de aquisição e do microcomputador e;
- c) método de exame, onde se mostra o procedimento para obtenção dos dados, detalhando o uso do protótipo e do microcomputador a ele conectado, para que se obtenha o melhor resultado na aquisição do ciclo pressão-volume.

# 1 HARDWARE

## 1.1 Aquisição não-invasiva da pressão arterial

Baseando-se no método oscilométrico, que reconhece a presença de pequenas oscilações na pressão interna do manguito do esfigmomanômetro para calcular as pressões sistólicas, diastólicas e média, procurou-se aperfeiçoar o aparato e a instrumentação envolvida para que se pudesse obter a forma de onda da pressão arterial que está embutida nesta pequena oscilação causada pelo pulsar das artérias do braço.

Quando envolvemos o braço com um manguito de esfigmomanômetro e o inflamos a uma pressão superior a pressão interna da artéria braquial, esta sofre uma deformação, uma diminuição de volume. Isso se deve a pressão exercida sobre a pele e esta sobre a parede do vaso sanguíneo. A variação na pressão interna da artéria, nesta situação, causa uma variação no volume da artéria envolvida pelo manguito.

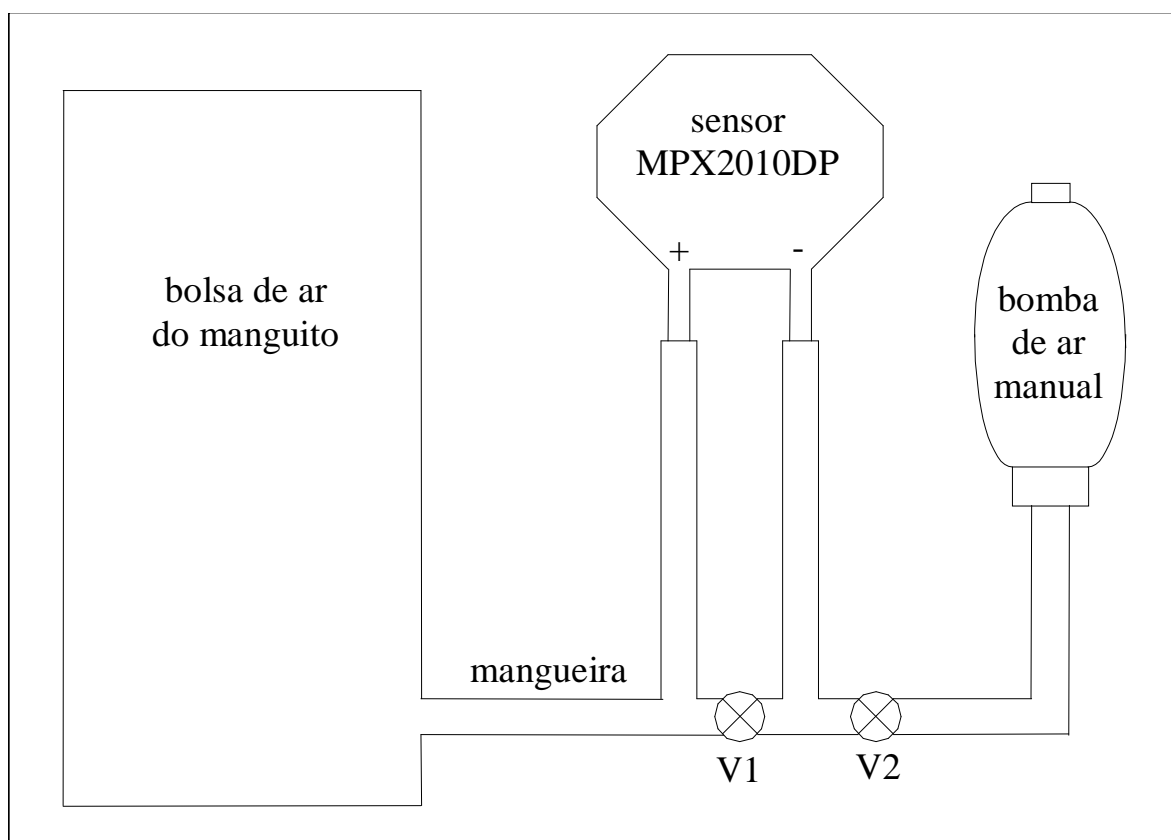
As variações de volume da artéria são pequenas se comparadas ao volume total de ar que está armazenado sob pressão dentro da bolsa de borracha do manguito, mas mesmo assim causam uma variação de pressão, também pequena se comparada a pressão média do manguito. Estas pequenas variações de volume e pressão são lineares, com a pressão interna da artéria, apesar da função que representa a pressão do manguito com relação ao volume por este envolvido ser desconhecida e não-linear. Na verdade a linearização é possível nas proximidades de um ponto qualquer para pequenas variações de volume. Para que esta linearidade seja mantida é necessário que a pressão média do manguito não ultrapasse a pressão sistólica e não seja inferior a pressão diastólica. Desta forma a artéria não ficará, em nenhum momento, totalmente distendida ou achatada. A pressão ideal para que se tenha uma medida linear será comentada no capítulo 4-Aquisição de Dados item 3-Análise dos resultados.

O sinal de pressão adquirido na artéria braquial possui um atraso com relação a pressão aórtica e ventricular. Este atraso varia de indivíduo para indivíduo. Esta variação é considerada pelo programa e seu tratamento será descrito adiante.

Com base na teoria acima apresentada iniciaram-se os testes com vários materiais e concluiu-se que a melhor resposta era obtida utilizando-se um manguito de esfigmomanômetro inflado com ar e um sensor de pressão piezo-resistivo. Construiu-se então um protótipo capaz de adquirir o sinal gerado pela artéria braquial. Utilizou-se um manguito

para adultos com bolsa de dimensões 12x22cm, uma bomba de ar manual, e um esfigmomanômetro com escala de 0 a 300 mmHg.

Utilizando o sensor MPX2010DP fabricado pela Motorola que consiste em um sensor piezo-resistivo diferencial, formado por um diafragma com uma ponte de extensômetros e resistores ajustados a laser, mediram-se as pequenas variações da pressão interna do manguito. Este sensor tem suas entradas diferenciais ligadas, por meio de mangueiras de borracha e válvulas, ao manguito como pode ser visto na Figura 4. Quando enche-se a bolsa de ar mantêm-se as válvulas V1 e V2 abertas. Quando a válvula V1 está aberta e fecha-se a válvula V2 e após a válvula V1 tem-se uma medida da parte oscilatória da pressão do manguito, já que uma amostra da pressão do manguito no momento do fechamento da válvula V1 fica armazenada na parte subtrativa do sensor diferencial.



**Figura 4 - Esquema de ligação do manguito com o sensor de pressão diferencial (V1 e V2 são válvulas pneumáticas do protótipo).**

Esta montagem foi necessária para que se pudesse subtrair a pressão média do manguito durante a aquisição da onda gerada pela pressão arterial, de outra maneira perderia-se muito na resolução do A/D, pois, a parte oscilatória do sinal é muito menor que a pressão média no manguito que corresponde a pressão arterial.



Descrição do Sistema Implementado

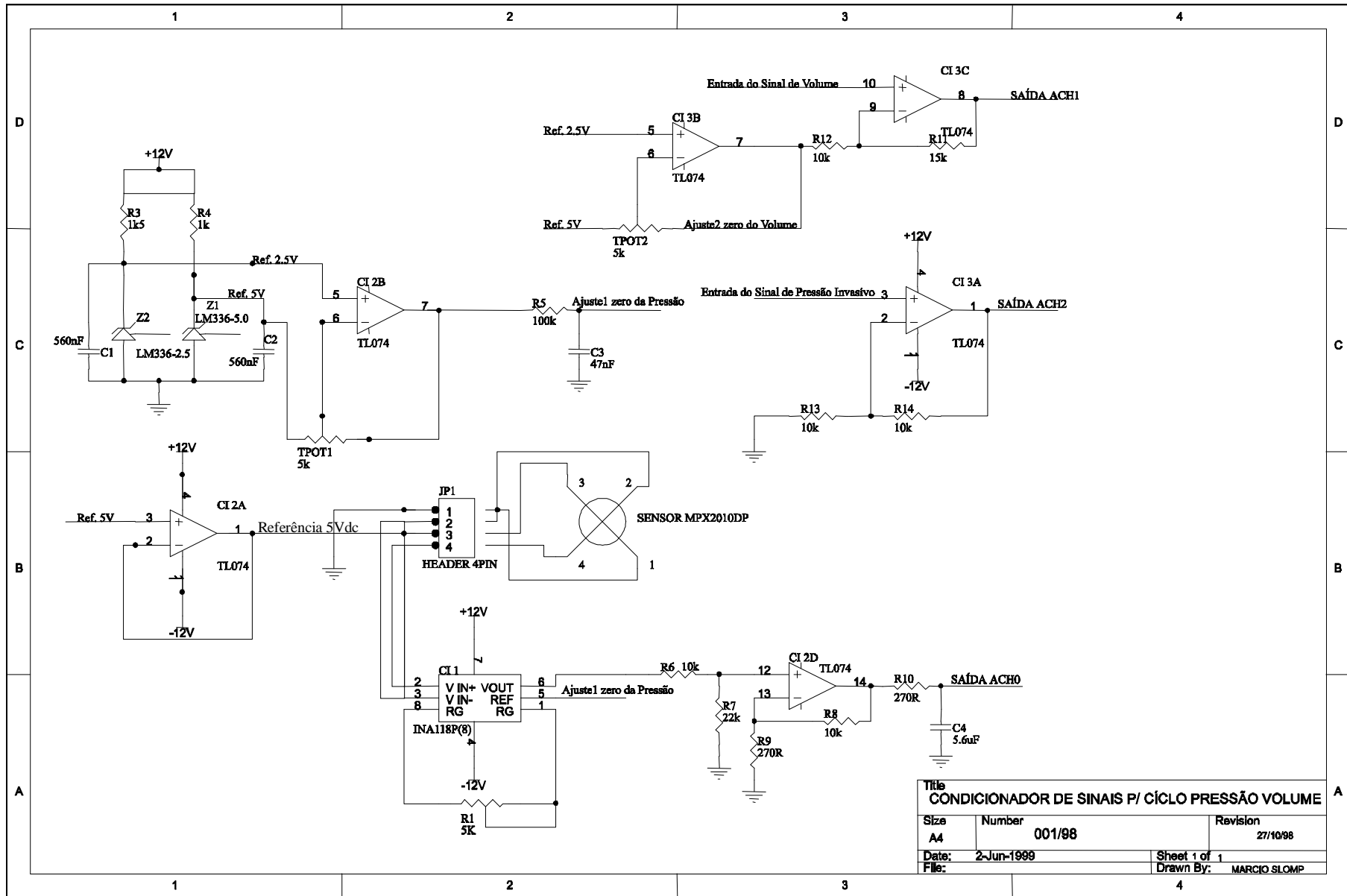


Figura 5 - Esquema de ligação do sensor MPX2010DP e condicionadores de sinal para a pressão não-invasiva, invasiva e volume do ventrículo esquerdo.



O sensor de pressão tem sensibilidade de 2.5mV/kPa (0.333mV/mmHg) e está ligado a um condicionador de sinais com dois estágios de ganho, como o que pode ser visto na Figura 5. No primeiro estágio um amplificador diferencial com ganho ajustável e ajuste de zero que nos permite amplificar o sinal diferencial do sensor, rejeitar a tensão de modo comum e eliminar o erro causado pelo pequeno *offset* que o sensor e os estágios amplificadores possuem. Este estágio foi implementado com um amplificador para instrumentação INA118 fabricado pela Burr-Brow. O ganho deste estágio é ajustável entre 1 e 10.000 pelo resistor multivoltas R1, porém, ganhos muito grandes neste estágio impossibilitam o ajuste de zero. Assim, o ganho neste estágio foi ajustado para 100 vezes. No segundo estágio um amplificador não-inversor com ganho fixo complementa a amplificação do primeiro estágio. Utilizou-se um A.O. (amplificador operacional) TL074 CI 2D e o ganho do amplificador é de 26.15 vezes.

Este condicionador de sinais utilizado para a pressão é completado por uma fonte de tensão regulável através do resistor variável TPOT1 e um filtro anti-aliasing formado pelo resistor R10 e o capacitor C4, com um polo e frequência de corte em 105Hz. A saída do filtro é ligada ao conversor A/D do micro controlador 80c196 do kit IEE96 através do pino ACH0.

O sensor de pressão é alimentado com 5Vdc, esta tensão é fornecida pelo A.O. TL074 CI 2A e sua referência é um LM336-5.0. O LM336-5.0 é uma referência de tensão integrada de 5Vdc e é utilizado juntamente com o LM336-2.5 e os A.O.s TL074 CI 2B e CI 3B para gerar a tensão de ajuste de zero da pressão, do volume e a tensão de referência do conversor A/D do kit IEE96.

O ajuste de zero da pressão é regulado para que, quando o sensor de pressão tem estímulo nulo, se obtenha como saída para o conversor A/D do kit IEE96 a tensão  $V_{ref}/2$  (2,5Vdc), isso gera uma leitura no conversor A/D igual a 127 permitindo uma igual excursão para sinais de pressão diferencial positivos e negativos.

## 1.2 Aquisição invasiva da pressão arterial

Para validar os dados obtidos pelo método não-invasivo é necessário compará-los a um padrão reconhecidamente eficiente, conhecido como padrão-ouro. No caso da pressão arterial este padrão é a pressão arterial medida diretamente no fluxo sanguíneo. Por isso denomina-se que este é um método invasivo. O equipamento utilizado para aquisição simultânea da pressão arterial invasiva e não-invasiva e a análise dos dados será feita no Capítulo 4 Aquisição de Dados.

A pressão arterial invasiva foi obtida em pacientes que estavam sendo submetidos a cateterismos através da artéria femoral para avaliação coronária por angiografia. Para melhor compreendermos o sistema de aquisição é necessário antes descrever como é feita a angiografia. Um catéter tubular é introduzido na artéria femoral e avança até o ventrículo esquerdo, passando pela artéria aorta e pela válvula aórtica; sendo o catéter oco, são injetados através dele soro e contraste, quando da injeção de contraste é possível visualizar as cavidades cardíacas e as artérias coronárias em um aparelho de raio-X; este catéter oco é também preenchido com soro fisiológico e conectado através de um tubo de extensão a um sensor de pressão. A pressão sanguínea que é exercida diretamente sobre o diafragma de um sensor é igual à do ponto onde está a extremidade aberta do catéter, este método é chamado "*fluid-filled catheter*" (Gorcsan, 1994b). Durante a angiografia são normalmente coletados dados da pressão aórtica e intra-ventricular.

No processo de calibração utilizou-se um segundo sensor de pressão invasiva através de uma conexão em Y do tubo de extensão e coletaram-se os dados durante o exame da pressão aórtica. O sensor utilizado é apropriado para a conexão a catéteres intra-arteriais e para monitoração contínua da pressão arterial em unidades de tratamento intensivo (UTI). Este sensor foi conectado a um monitor de pressão arterial HP-78205A que possui isolamento galvânico do sensor e um condicionador de sinais com saída analógica no painel traseiro. Pelo painel frontal deste monitor faz-se o ajuste de ganho e zero do amplificador do sinal de pressão invasiva. Conectou-se então a saída analógica do monitor ao protótipo, através de um cabo coaxial, o sinal é calibrado no monitor e amplificado no condicionador de sinais do protótipo pelo amplificador não-inversor que utiliza o A.O. TL074 CI 3A de ganho igual a 2 que pode ser visto na Figura 5. A saída deste amplificador é ligada ao pino ACH2, que é uma entrada do A/D do micro-controlador 80c196. Calibrou-se o monitor para que a variação de 1mmHg represente uma variação 5/255 V no pino ACH2 e quando a pressão aplicada ao sensor estiver em equilíbrio com a pressão atmosférica resulte zero volts. Assim na leitura do A/D de 8 bits obtêm-se a pressão medida em mmHg.

### **1.3 Aquisição do volume do ventrículo esquerdo**

A opção pelo método ecocardiográfico com detecção automática de bordos gera a necessidade de adquirir o volume instantâneo calculado por um ultrassonógrafo. Com base na imagem adquirida e através de rotinas de DSP, o ultrassonógrafo com detecção automática de bordos faz um reconhecimento das fronteiras entre os tecidos cardíacos e o sangue de uma ou

várias cavidades cardíacas. Identificadas estas fronteiras o ultrassonógrafo calcula também por DSP o volume da cavidade selecionada através do método de Simpson. Este volume é calculado de forma contínua. O gráfico  $V(t)$  que contém a forma de onda do volume ventricular pelo tempo é apresentado na tela do aparelho, como pode ser visto na Figura 6.

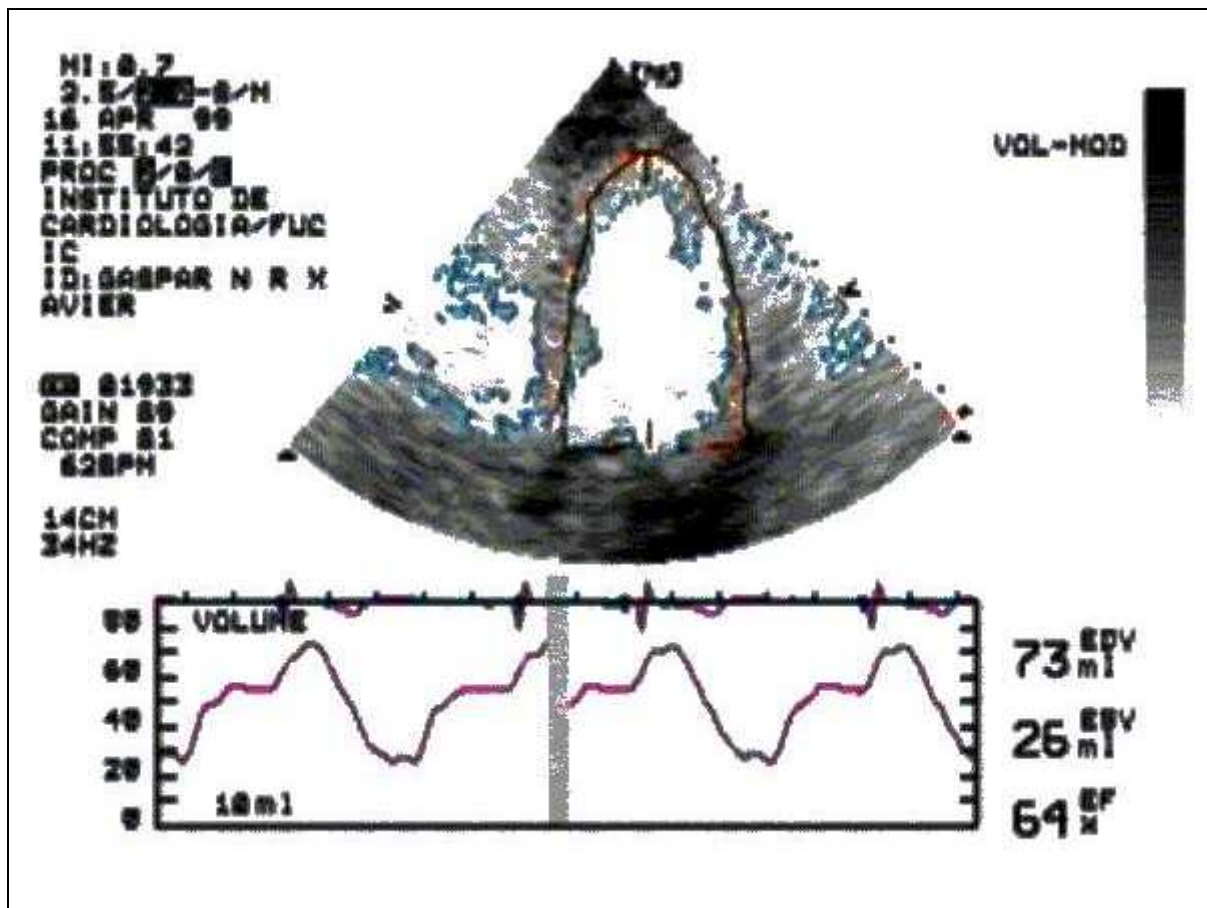


Figura 6 - Tela do ultrassonógrafo HP Sonos 2500 durante aquisição contínua do volume do ventrículo esquerdo. EDV – Volume diastólico final (73ml); ESV – Volume sistólico final (26ml); EF – Fração de ejeção (64%).

Utilizou-se um ultrassonógrafo HP Sonos 2500 na aquisição do volume instantâneo. A Figura 6 mostra a tela do aparelho em uso. No semicírculo da parte superior desta figura vê-se a imagem da cavidade cardíaca delimitada pela detecção automática de bordos. Na parte inferior aparece o gráfico do volume pelo tempo, sendo atualizado constantemente. Este equipamento tem uma saída elétrica analógica que contém o sinal de volume  $V(t)$ . Esta saída é gerada a partir do volume calculado digitalmente que é aplicado a um D/A, internamente ao HP Sonos 2500. A excursão máxima do sinal elétrico é de  $-1V$  a  $+1V$  e o acesso a este sinal é feito por um conector BNC no painel traseiro do ultrassonógrafo.

O sinal elétrico analógico acima descrito é proporcional ao volume instantâneo da cavidade que foi selecionada, porém, algumas considerações devem ser feitas a respeito deste

sinal para que possa ser bem utilizado: sua amplitude varia com a escala utilizada na tela do equipamento, ou seja, a regra de proporcionalidade varia toda a vez que o operador do ultrassom modifica a escala do gráfico a ele apresentado; este sinal possui um atraso devido ao tempo necessário a aquisição do ultra-som e ao cálculo do volume pelas rotinas de DSP. Infelizmente, este tempo necessário a aquisição e cálculo não é documentado e nem se tem garantias de que seja um valor fixo. Esta dificuldade é resolvida por meio do software utilizado conforme adiante se descreve.

O sinal elétrico que contém as informações relativas ao volume do ventrículo esquerdo é ligado ao protótipo desenvolvido através de um cabo coaxial. O borne BNC do painel traseiro do ultrassonógrafo é ligado ao painel dianteiro do protótipo através de um cabo. No interior do protótipo este sinal é condicionado através do A.O. TL074 CI 3C, que pode ser visto na Figura 5. Este amplificador tem ganho de 2,5 vezes e transforma a excursão de  $-1V$  a  $+1V$  em uma excursão de  $0V$  a  $5V$ . Para isso é utilizado também o CI 3B que proporciona um ajuste de zero, possibilitando assim a conformação deste sinal para sua aquisição através do conversor A/D do kit IEE96. A saída do condicionador de sinal para o volume é conectada ao pino ACH1 do microprocessador 80c196.

#### **1.4 Placa de aquisição**

Para a aquisição dos sinais acima descritos utilizou-se um kit de desenvolvimento com micro-controlador 80c196KC da Intel (Intel, 1991). Este kit foi desenvolvido no laboratório de Instrumentação Eletro-Eletrônica da UFRGS e é chamado kit IEE96. Ele serve para diversas aplicações e é uma ferramenta bastante versátil no desenvolvimento de sistemas micro-controlados. (Zuccolotto, 1999) O esquemático do kit IEE96 pode ser visto nas Figura 48 e Figura 49 do Anexo 1. Descrevem-se a seguir as características do kit utilizado no desenvolvimento do protótipo. Varias facilidades do kit IEE96 não foram necessárias neste sistema e por isso não serão aqui descritas

O kit IEE96 possui um micro-controlador 80c196KC que funciona a frequência de 12MHz, possui um conversor A/D de 10 bits com 8 entradas multiplexadas ACH0 – ACH7. Utilizaram-se três destas entradas: ACH0 para a pressão não-invasiva; ACH1 para o volume do ventrículo esquerdo e ACH2 para a pressão invasiva. A maior frequência de amostragem utilizada é 1kHz, aproveitando-se apenas os 8 bits mais significativos do conversor. O início de cada conversão é disparado por um timer o que garante precisão no período de amostragem.

Para comunicar os dados e os comandos com o computador utilizou-se a comunicação serial. O micro-controlador 80c196 tem um *buffer* serial que transmite e recebe os dados. Estes dados são convertidos para o padrão de tensão da RS232 pelo CI U16-ICL232 e transmitidos a uma taxa de 56kBPS, com 8 bits de dados, 1 stop bit e sem paridade para as portas COM1 ou COM2 do computador.

As memórias utilizadas para esta aplicação são os CI.s U6-27c512 e U7-51c256 que são respectivamente uma memória EPROM de 64kb e uma memória RAM de 32kb, a memória EEPROM U4 e o RTC U8 não foram utilizados nesta aplicação. Durante a fase de desenvolvimento, o código de programa ficava armazenado na memória RAM e era carregado a partir do computador pela porta serial. Usava-se então uma EPROM que continha um sistema monitor que permite carregar e rodar programas na memória RAM. Com o firmware desenvolvido, o código do programa foi gravado em uma EPROM e esta substituiu a do sistema monitor na placa de aquisição.

O kit possui ainda um teclado que foi utilizado durante o desenvolvimento do protótipo e um display que serve para ajustar os zeros de pressão e volume apresentando os valores que estão sendo adquiridos pelo conversor A/D do kit.

O kit é alimentado por uma fonte de tensão linear de +12V, -12V, +5V, esta fonte recebe energia da rede elétrica 110/220V em 60Hz através de um transformador com saída 12+12, 0 em 60Hz. A tensão é retificada e então regulada por três reguladores de tensão LM7805, LM7812 e LM7805.

## 1.5 Protótipo

Para facilitar o transporte e manuseio do equipamento foi utilizada uma caixa metálica de dimensões 330x255x85mm. No interior desta caixa foram fixados por parafusos, a fonte de alimentação, a placa do kit IEE96 com o condicionador de sinais montado na área de prototipação e o sensor de pressão MPX2010DP. No painel frontal estão fixadas as válvulas V1 e V2, uma bomba de ar manual, os bornes BNC de entrada da pressão invasiva e volume ventricular, um conector DB9 macho para a comunicação com o computador e o display de cristal líquido de 2x16 caracteres. O protótipo é completado por um manguito conectado às válvulas do painel dianteiro e a um esfigmomanômetro através de mangueiras de borracha. Um esboço do painel frontal do protótipo pode ser visto na Figura 7.

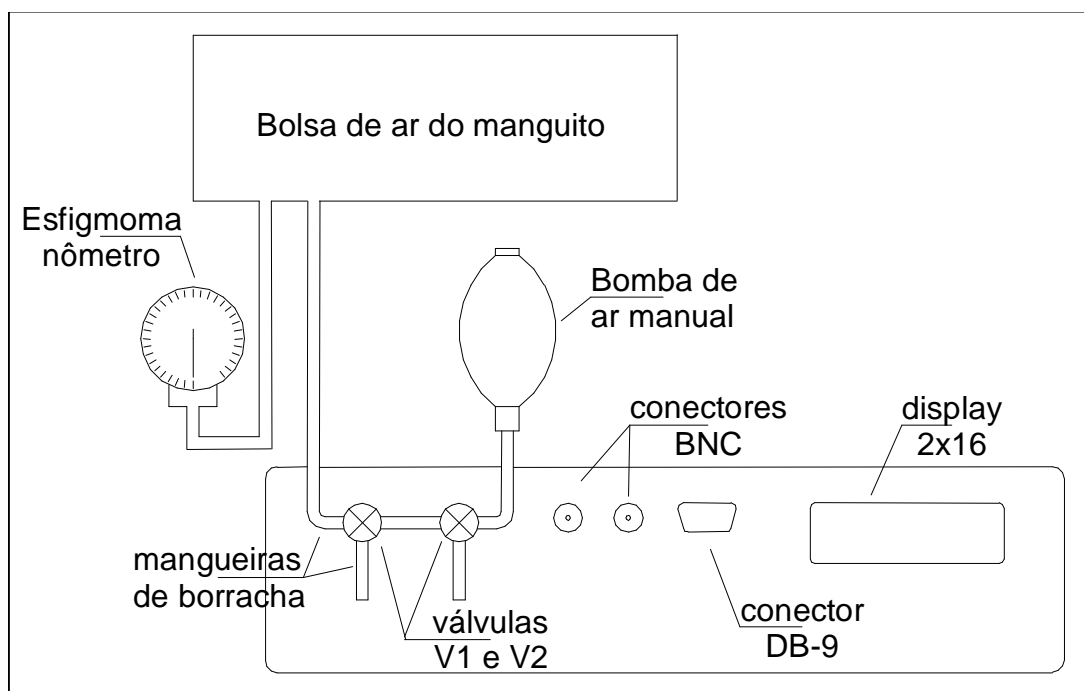


Figura 7 - Esboço do painel frontal do protótipo.

## 2 SOFTWARE

A descrição dos programas utilizados é dividida em duas partes: a programação do kit IEE96 e a programação do computador. Descrevem-se a seguir as rotinas utilizadas nestes dois equipamentos. Os programas foram escritos em 'C' serão listados nesta linguagem.

### 2.1 Programas do kit IEE96

O programa do kit IEE96 foi escrito em linguagem C e compilado utilizando os programas de desenvolvimento do fabricante do micro-controlador 80c196 que é a Intel. Estes programa está armazenado na memória EPROM do kit e ocupa aproximadamente 6kb. A rotina 'início ()' configura o funcionamento da comunicação serial, das interrupções, estabelece o tempo de conversão do A/D, inicializa o display e escreve neste uma mensagem. Os detalhes de como são configurados o conversor A/D, e a comunicação serial serão discutidos juntamente com as rotinas que os utilizam. Abaixo no Quadro 1 vemos as definições, declarações de funções e variáveis globais que são utilizadas neste programa. As sub-rotinas desempenham as funções de comunicação com o computador, aquisição de dados e ajuste de zero dos canais de pressão não invasiva e volume do ventrículo esquerdo. Estas



rotinas são gerenciadas pelo rotina “início ()” que aguarda os comandos vindos do computador e executa as sub-rotinas solicitadas. No Quadro 2 lista-se a rotina “início ()” com seus respectivos comentários.

```
#include <iee96.h>

#define SP_CONFIG      0x09      /* PORTA SERIAL: 8 BITS DADOS, SEM PARID., HAB. RECEPCAO */
#define CTRL_IO       0x21      /* CONFIGURA PINO TxD (ioc1.5=1 (TxD)) */
#define INT_MASK      0x00      /* int_mask.7=0 (desabilita EXTINT) */
#define BAUD_LOW      0x0C      /* baud_rate = 0C->57600, baudreg = Xtal/(baud_rate*16)-1 */
#define BAUD_HIGH     0x80      /* cristal: 12MHz      proc: 80c196 */

#define RECEBIDO      (char)0x40 /* STATUS DA PORTA SERIAL (sp_stat.6=1 -> BYTE RECEBIDO) */
#define ENVIADO      (char)0x20 /* STATUS DA PORTA SERIAL (sp_stat.5=1 -> BYTE ENVIADO) */
#define CMD_ADQUIRIR  0x01      /* define o comando CMD_ADQUIRIR */
#define CMD_ENVIAR_PRESSAO 0x02 /* define o comando CMD_ENVIAR_PRESSAO */
#define CMD_ENVIAR_PINV 0x03 /* define o comando CMD_ENVIAR_PINV */
#define CMD_ENVIAR_VOLUME 0x04 /* define o comando CMD_ENVIAR_VOLUME */
#define CMD_FREQ_AMOST 0x05 /* define o comando CMD_FREQ_AMOST */
#define PRONTO        0x06      /* define o comando PRONTO */
#define CMD_ADQUIRIR_PINV 0x07 /* define o comando CMD_ADQUIRIR_PINV */
#define CMD_AJUSTAR_ZEROS 0x08 /* define o comando CMD_AJUSTAR_ZEROS */

void acquire_pxt_vxt (void); /* recebe a freq de amostr e acquire P e V */
void envia_pxt (void);
void envia_pixt (void);
void envia_vxt (void);
void rec_freq_amost (void);
void acquire_pxt_pixt (void);
void ajusta_zeros (void);
void ajusta_zeros (void);

char buffer[3];
int i, phi[640], vhi[640], pihi[640], CMD;
word FREQ_AMOST, prox_amost; /* valor do timer1 quando ocorrer a proxima amostragem */
byte HI_FREQ_AMOST, LO_FREQ_AMOST;
```

#### Quadro 1 - Definições do programa do kit IEE96.

A aquisição dos sinais analógicos pelo conversor A/D são efetuadas durante as sub-rotinas “acquire\_pxt\_vxt ()” e “acquire\_pxt\_pixt ()”. Nestas sub -rotinas são adquiridos dois canais do conversor A/D: ACH0, ACH1 que são a pressão não-invasiva e o volume ventricular, na rotina “acquire\_pxt\_vxt ()” e ACH0, ACH2 são a pressão não -invasiva e a pressão invasiva; na rotina “acquire\_pxt\_pixt ()”. Na rotina “início ()” o conversor A/D é configurado para ter um tempo de conversão 44,7 microssegundos. Em ambas as rotinas “acquire\_pxt\_vxt ()” e “acquire\_pxt\_pixt ()” o A/D é configurado para iniciar uma nova conversão toda a vez que o “timer1” for igual ao valor armazenado em “hso\_time”. A cada conversão este registrador é somado à constante “FREQ\_AMOST”, definida pela sub -rotina “rec\_freq\_amost ()”. Desta maneira tem-se uma frequência de amostragem precisa e conhecida fixada pela constante e pelo cristal utilizado como relógio do kit IEE96. O segundo canal do A/D inicia a conversão 0,2 ms após o primeiro canal, isto é definido pela constante 150 somada ao valor armazenado em “hso\_time” antes do início da conversão do segundo canal.

```

Inicio()
{
ioc1=CTRL_IO;          /* HABILITA PINO TxD. */
int_mask=INT_MASK;    /* MASCARA EXT_INT */
sp_com=SP_CONFIG;     /* CONFIG.PORTA SERIAL */
baud_rate=BAUD_LOW;   /* AJUSTA BAUD RATE DA SERIAL */
baud_rate=BAUD_HIGH; /* FONTE PARA BAUD RATE CRISTAL XTAL=12MHz */
FREQ_AMOST = 750;     /* FREQUENCIA DE AMOSTRAGEM CASO NAO SEJA DEFINIDA SERA 1kHz */

lcd_init();
lcd_display (0, "LOOP PxV ");
lcd_display (16,"AQUISICAO DA PRESSAO");
superdelay(2500);
ioc2 = 0x08;          /* Tempo de conversao do A/D setado por AD_TIME */
*((byte *)0x14) = 0x01;
*((byte *)0x03) = 0xff; /* Tempo de carga do Cap de SH = 28 states times */
*((byte *)0x14) = 0x00; /* Tempo de Conv = 24 state times por bit */

while (1)
{
while (!(sp_stat & RECEBIDO)); /* aguarda Byte do PC */
CMD = sbuf; /* armazena o Byte do PC em CMD */
Switch (CMD)
{
case CMD_ADQUIRIR: /* inicia a aquisição da pressao e volume */
adquire_pxt_vxt();
sbuf = PRONTO; /* sinaliza que terminou a aquisicao */
break;
case CMD_ENVIAR_PRESSAO: /* inicia envio da pressao */
envia_pxt();
sbuf = PRONTO; /* sinaliza que terminou de enviar a pressao */
break;
case CMD_ENVIAR_PINV: /* inicia envio da pressao invasiva */
envia_pixt();
sbuf = PRONTO; /* sinaliza fim do envio da pressao invasiva */
break;
case CMD_ENVIAR_VOLUME: /* inicia envio do volume */
envia_vxt();
sbuf = PRONTO; /* sinaliza que terminou de enviar o volume */
break;
case CMD_FREQ_AMOST: /* recebe a frequencia de amostragem */
rec_freq_amost();
sbuf = PRONTO; /* sinaliza que recebeu a freq_amost */
break;
case CMD_ADQUIRIR_PINV: /* inicia a aquisição da pressao e pressao invasiva */
adquire_pxt_pixt();
sbuf = PRONTO; /* sinaliza que terminou a aquisicao */
break;
case CMD_AJUSTAR_ZEROS:
ajusta_zeros();
lcd_display(0,"SIST. AQUISICAO ");
lcd_display(16,"PRESAO X VOLUME ");
sbuf = PRONTO;
break;
}
}
}

```

**Quadro 2 - Rotina "inicio ()" implementada no kit IEE96.**

Os dados coletados são armazenados em variáveis globais que são vetores de 640 posições para posteriormente serem enviados ao computador. No Quadro 3 abaixo mostra-se a sub-rotina “adquire\_pxt\_vxt ()”, que é semelhante a “adquire\_pxt\_pixt”, a qual pode ser vista no Anexo 2 - Programa do Kit IEE96 onde está o programa completo.

Após as aquisições o programa do kit IEE96 retorna à rotina “início ()” e envia para o computador o byte “pronto”. O computador envia então um comando solicitando os dados armazenados nos vetores “phi[i]”, ou “vhi[i]”, ou “pihi[i]”. A rotina “início ()” desvia o programa para as sub-rotinas “envia\_pxt ()”, “envia\_vxt ()” e “envia\_pixt ()” dependendo de quais dados foram solicitados. Estas sub-rotinas enviam serialmente os vetores de dados para o computador. A comunicação serial do kit IEE96 é configurada para operar a uma taxa de 57600 bits por segundo, com 8 bits de dados, sem paridade como pode ser visto no Quadro 1. Assim, os dados são copiados para o buffer de saída da porta serial do micro-controlador que se encarrega de enviá-los para o computador. Abaixo no Quadro 4 pode-se ver estas três sub-rotinas.

```

/* ROTINA DE AQUISICAO DE pxt E vxt */
void acquire_pxt_vxt (void)
{
    for (i=0; i<640; i++)
    {
        prox_amost = prox_amost + FREQ_AMOST; /* frequencia de amostragem do A/D */
                                                /*Fa= xtal/(16*Hexval) p/
12MHz */
                                                /*1kHz = 2EE , 200Hz = EA6
,100Hz = 1D4C */
        ad_command = 0x00; /* Configura o A/D para 10 bits, canal 0, disparo pelo
hso_time */
        hso_command = 0x0F; /* Configura o hso_time para disparo do A/D */
        hso_time = prox_amost;

        while (!(ad_result & 0X08)); /* espera o inicio da conversao do A/D */
        while (ad_result & 0X08); /* espera o fim da conversao do A/D */
        phi[i] = (int) ad_result_hi; /* armazena os bits altos adquirido no vetor phi
*/

        ad_command = 0x01; /* Configura o A/D para 10 bits, canal 1, disparo pelo
hso_time */
        hso_command = 0x0F;
        hso_time = prox_amost + 150; /* o volume sera adquirido 150/750000seg. apos a
pressao */

        while (!(ad_result & 0X08)); /* espera o inicio da conversao do A/D */
        while (ad_result & 0X08); /* espera o fim da conversao do A/D */
        vhi[i] = (int) ad_result_hi; /* armazena os bits altos adquirido no vetor vhi
*/
    }
}

```

**Quadro 3 - Sub-rotina de aquisição da pressão não-invasiva e do volume do ventrículo.**

As sub-rotinas “rec\_freq\_amost ()” e “ajusta\_zeros” completam a programação do kit IEE96. A primeira recebe do computador dois bytes indicando qual a frequência de amostragem em que o conversor A/D deve operar. Calcula também uma constante hexadecimal que é usada nas sub-rotinas de aquisição, definindo assim quantos state\_times transcorrerão entre cada amostra.

```

/* ENVIA OS DADOS DE pxt (pressao não invasiva) */
void envia_pxt (void)
{
    for (i=0; i<640; i++)
        {
            sbuf = phi[i]; /* envia os dados */
            while (!(sp_stat & ENVIADO)); /* verifica se o dado ja foi enviado */
        }
}

/* ENVIA OS DADOS DE vxt (volume ventricular) */
void envia_vxt (void)
{
    for (i=0; i<640; i++)
        {
            sbuf = vhi[i]; /* envia os dados */
            while (!(sp_stat & ENVIADO)); /* verifica se o dado ja foi enviado */
        }
}

/* ENVIA OS DADOS DE pixt (pressao invasiva) */
void envia_pixt (void)
{
    for (i=0; i<640; i++)
        {
            sbuf = pihi[i]; /* envia os dados */
            while (!(sp_stat & ENVIADO)); /* verifica se o dado ja foi enviado */
        }
}

```

**Quadro 4 - Sub-rotinas de envio de dados do kit IEE96 para o computador.**

As possíveis frequências de amostragem implementadas são: 1kHz, 500Hz, 300Hz e 200Hz. Caso o computador não especifique qual a frequência de amostragem o kit vai operar a 1kHz, como é definido na rotina ‘início ()’. No Quadro 5 apresenta-se a sub-rotina ‘req\_freq\_amost ()’.

```

/* ROTINA DE RECEBIMENTO E CALCULO DA FREQUENCIA DE AMOSTRAGEM */
void rec_freq_amost (void)
{
    while (!(sp_stat & RECEBIDO)); /* Recebe byte alto da frequencia de amostragem */
    HI_FREQ_AMOST = sbuf;
    While (!(sp_stat & RECEBIDO)); /* Recebe byte baixo da frequencia de amostragem */
    LO_FREQ_AMOST = sbuf; /* */
    FREQ_AMOST= HI_FREQ_AMOST*256+LO_FREQ_AMOST; /* Formação da variavel global FREQ_AMOST */
}

```

**Quadro 5 - Sub-rotina de recebimento da frequência de amostragem.**

A sub-rotina “ajusta\_zeros” apresenta no display do kit IEE96 o resultado das conversões dos canais ACH0 e ACH1 respectivamente pressão não-invasiva e volume do ventrículo subtraídos de 127. Isto possibilita ajustar os resistores multivoltas do condicionador de sinais. Para este ajuste é necessário que o sinal do volume ventricular esteja zerado e o sensor de pressão com suas entradas diferenciais em equilíbrio. Nestas condições ajusta-se os

resistores multivoltas até que no display seja apresentado ‘PRE = 0’ e ‘VOL = 0’. Esta sub-rotina pode ser vista no Quadro 6.

```

/* SUB-ROTINA DE AJUSTE DE ZERO DA PRESSAO NAO-INVASIVA E VOLUME DO VENTRICULO */
void ajusta_zeros (void)
int p, v;
    while (sbuf != 0xFF)
    {
        ad_command = 0x08;          /* dispara a conversão do A/D para o canal 0 */
        while (ad_result & 0X08);  /* espera o fim da conversao do A/D */
        p = (int)ad_result_hi - 127;

        sprintf(buffer,"%d",p);     /* apresenta no display o valor calculado */
        lcd_display(0,"PRE= ");
        lcd_display(4, buffer);

        ad_command = 0x09;          /* dispara a conversão do A/D para o canal 1 */
        while (ad_result & 0X08);  /* espera o fim da conversao do A/D */
        v = (int)ad_result_hi - 127;

        sprintf(buffer,"%d",v);     /* apresenta no display o valor calculado */
        lcd_display(8,"VOL= ");
        lcd_display(12, buffer);
        lcd_display(16,"PRES. UMA TECLA");
    }
}

```

**Quadro 6 - Sub-rotina de ajuste de zero da pressão não-invasiva e volume do ventrículo.**

## 2.2 Programa do microcomputador

O software implementado no microcomputador tem as funções de gerenciar o kit IEE96, apresentar os gráficos das aquisições na tela do computador, salvar os dados em arquivos para análise posterior, ajustar os atrasos inseridos pelo sistema de aquisição e escalonar estes dados. Este software foi escrito utilizando a linguagem C, para ambiente DOS. Esta configuração linguagem/ambiente dificulta a elaboração da interface com o usuário, mas amplia as possibilidades de manipulação dos dados através de fórmulas matemáticas. Permite também melhor controle sobre a comunicação serial entre o kit e o computador. O uso do ambiente DOS permitiu também que a plataforma mínima necessária para o sistema seja um microcomputador 386 com sistema operacional DOS 6.0. A única ressalva quanto ao microcomputador é quanto a sua porta de comunicação serial, que deve ser capaz de comunicar-se a taxa de 56700bps.

A seguir comentam-se as principais rotinas do software implementado no computador, iniciando-se pela rotina ‘main ()’, que gerencia as demais sub-rotinas. No Anexo 3 pode-se ver o código fonte desta rotina. Ao rodar o programa no computador a rotina ‘main ()’ configura a porta de comunicação do computador, definindo qual a porta que será utilizada, qual a taxa de transmissão, número de bits do dado, número de bits de parada e a paridade. Estas configurações devem estar de acordo com as configurações do kit IEE96.

Assim, a porta serial escolhida é configurada para 57600bps, 8 bits de dados, 1 bit de parada e sem paridade. A seguir é configurado o vídeo, sendo selecionada a interface gráfica no modo VGA com 640x480 pontos e 16 cores.

1	ADQ P(t) V(t)	Adquire a pressão não-invasiva e o volume e apresenta estes gráficos com o tempo no eixo das abscissas.
2	SALVAR	Salva os últimos dados apresentados na tela e outras informações em um arquivo para posterior análise.
3	GRÁFICO P(V)	Adquire os dados e apresenta o gráfico com a pressão não-invasiva nas coordenadas e o volume nas abscissas.
4	FREQ AMOST	Seleciona e informa ao kit a frequência de amostragem.
5	ADQ P(t) PinV(t)	Adquire a pressão não-invasiva e a pressão invasiva e gera em um gráfico com o tempo no eixo das abscissas
6	AJUSTAR ZEROS	Apresenta no display do kit IEE96 o valor que está sendo adquirido pelo A/D para calibração dos zeros.
7	ENTRAR VAL	Recebe os dados pelo teclado: nome do paciente, pressão sistólica e diastólica, pressão de enchimento do manguito, volume máximo e mínimo da escala e observações.
8	ANALISE OFF-LINE	Remete para outro menu onde se pode analisar os dados adquiridos ou salvos e ajustar a escala e o atraso.
0	SAIR	Encerra o programa.

**Quadro 7 - Funções selecionáveis do programa utilizado no microcomputador.**

Após as configurações acima descritas o programa escreve na tela as funções que podem ser executadas e aguarda que uma seja solicitada. As funções, os números que as identificam e uma breve descrição estão no Quadro 7 acima. Ao ser solicitado um número válido, o programa executa a sub-rotina e permanece nela até que uma tecla qualquer seja pressionada ou outra função seja requisitada através do teclado.

Quando uma das funções acima é solicitada, o computador executa sub-rotinas que se encarregam de tarefas como enviar comandos para o kit e receber os dados por ele enviados, salvar os dados em disco, apresentar os gráficos na tela. O programa completo está listado no Anexo 3 com os devidos comentários. Existem porém duas sub-rotinas de

fundamental importância para o funcionamento do sistema. Essas procuram resolver por meio computacional as deficiências do método de aquisição, que são:

- a) O atraso desconhecido entre o sinal de pressão e o sinal do volume adquiridos;
- b) A calibração dos sinais adquiridos da pressão não-invasiva e do volume.

Estas duas sub-rotinas baseiam-se na teoria apresentada em 1.1 e 1.3 neste capítulo. A sub-rotina responsável pela calibração do sinal de pressão não invasivo é chamada "parametros\_ajuste()" e pode ser vista no Quadro 8. Através dos dados recebidos de pressão sistólica, diastólica, volume máximo e mínimo da escala do ecocardiógrafo são gerados parâmetros para cálculo das escalas dos gráficos apresentados.

```
void parametros_ajuste (void)
{
    unsigned int i, PressaoMax=0, PressaoMin=255;

    float p_sis,p_dia,p_max,p_min,v_max,v_min;

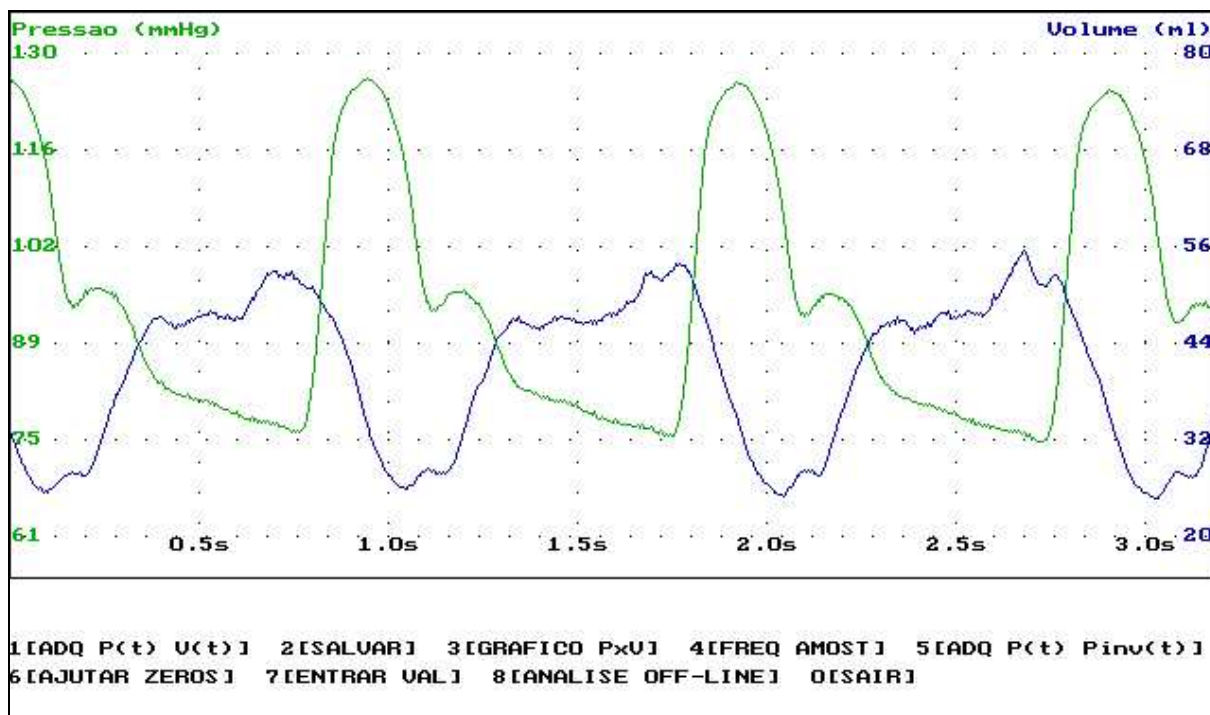
    for (i=0;i<640;i++)
    {
        if (pressao[i]>PressaoMax) PressaoMax=pressao[i];
        if (pressao[i]<PressaoMin) PressaoMin=pressao[i];
    }
    p_sis=PressaoSis;
    p_dia=PressaoDia;
    p_max=PressaoMax;
    p_min=PressaoMin;
    v_max=VolumeMax;
    v_min=VolumeMin;

    a=(p_sis-p_dia)/(p_max-p_min);
    b=-a*p_min+p_dia;

    av=(v_max-v_min)/255;
    bv=v_min;
}
```

**Quadro 8 - Sub-rotina de escalonamento da pressão não invasiva e do volume**

Além disso, estes parâmetros são utilizados para calibrar os dados que serão gravados em arquivo para análise posterior. Como pode-se ver são selecionados o valor máximo e mínimo da pressão registrada e uma regra linear é aplicada. Usando estes valores, gera-se uma equação de reta onde "a" é o coeficiente angular e "b" o termo independente para a pressão. O mesmo é feito para o volume, porém correlacionando o valor máximo da escala do ecocardiógrafo com 255 e o valor mínimo da escala com 0 (zero), gerando os parâmetros "av" e "bv". A sub-rotina que desenha o gráfico utiliza estes parâmetros para escrever os valores em mmHg da escala junto aos eixos de pressão não-invasiva à esquerda e o volume do volume em ml à direita. A Figura 8 mostra uma aquisição da pressão não-invasiva e do volume (função 1 do menu), nela pode-se ver as escalas geradas, o gráfico e o menu de funções abaixo.



**Figura 8 - Gráfico da pressão não-invasiva e volume do ventrículo esquerdo.**

Dados adquiridos pelo protótipo e apresentados na tela do microcomputador

Os dados adquiridos podem ser gravados em um arquivo, e posteriormente recuperados pelo próprio programa "CPV.EXE" ou por outro que manipule planilhas, como o Excel por exemplo. O arquivo gerado tem o formato csv, ou seja valores separados por vírgula. É salvo um cabeçalho contendo o nome do paciente, observações, pressão sistólica e diastólica durante a medida, pressão de enchimento do manguito e volumes máximo e mínimo da escala do ecocardiógrafo. Após este cabeçalho são listados os dados adquiridos da pressão, volume e pressão invasiva. Também são gravados os valores escalonados da pressão não-invasiva e volume.

Para analisar os dados adquiridos, utiliza-se a função 8 do menu "analise off-line", esta função remete para outro menu, cujas funções e um breve comentário estão no Quadro 9. Neste menu estão as funções que permitem ajustar o atraso dos sinais de pressão não invasiva e volume do ventrículo esquerdo, resolvendo os problemas de aquisição descritos em 1.1 e 1.3 neste capítulo. Pode-se "adiantar" a pressão ou o volume, procurando ajustar o início do esvaziamento ventricular com a abertura da válvula aórtica, conforme descrito anteriormente. Pode-se também ver o ciclo pressão-volume e os efeitos do ajuste no formato do gráfico.



1	ADIANSTAR PRESSÃO	Adianta o sinal da pressão não-invasiva de uma amostra, ou seja $1/(\text{Frequência de Amostragem})$ segundos.
2	ADIANSTAR VOLUME	Adianta o sinal do volume de uma amostra, ou seja $1/(\text{Frequência de Amostragem})$ segundos.
3	GRÁFICO P×V	Apresenta o gráfico do ciclo pressão-volume.
4	DESFAZ MODIFICAÇÕES	Retorna aos dados iniciais, desfazendo as últimas modificações.
5	ENTRA PARÂMETROS	Recebe os dados pelo teclado: nome do paciente, pressão sistólica e diastólica, pressão de enchimento do manguito, volume máximo e mínimo da escala e observações.
6	SALVA DADOS DO GRÁFICO	Grava os dados que estão sendo apresentados e os parâmetros em um arquivo para posterior análise.
7	RECUPERA DE ARQUIVO	Recupera os dados de um arquivo e permite manipulá-los e grava-los novamente.
0	SAIR	Volta ao menu anterior.

**Quadro 9 - Funções do sub-menu da função 8[ANALISE OFF-LINE].**

Nos gráficos a seguir foram adquiridos pouco mais de 3 batimentos cardíacos de um paciente com frequência cardíaca estável de aproximadamente 60 batidas por minuto. Na Figura 9 mostra-se como é apresentado no computador o ciclo pressão-volume, sem o ajuste do atraso. Na Figura 10, ajustou-se o ciclo adiantando 4 amostras o volume, ou seja, 20 ms. A comparação entre os dois gráficos da mesma aquisição com ajustes diferentes demonstram uma significativa mudança na parte inferior do ciclo, uma modificação na área interna do laço e uma diminuição no ângulo de subida da pressão. Outra modificação visível é quanto ao volume correspondente ao ponto de máxima pressão, que ocorre no segundo gráfico a um volume menor.

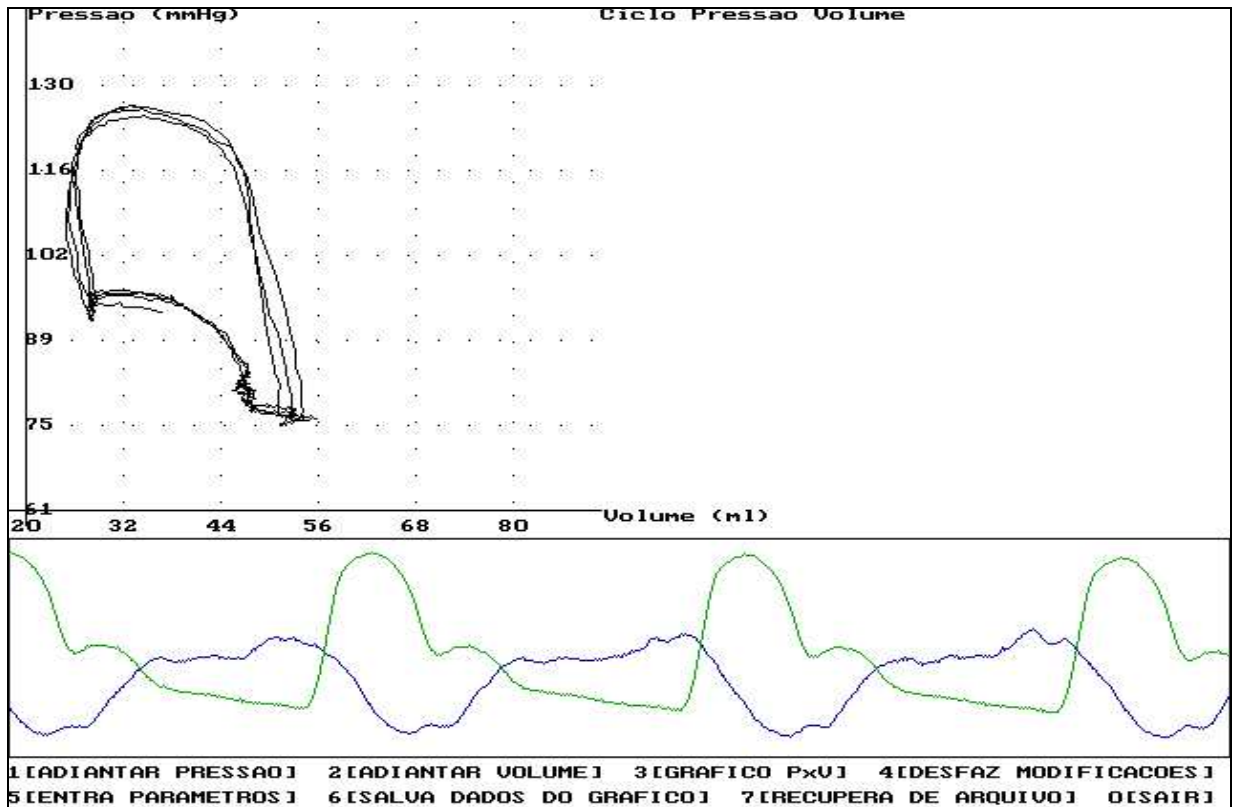


Figura 9 - Gráfico do ciclo pressão-volume sem ajuste de atraso

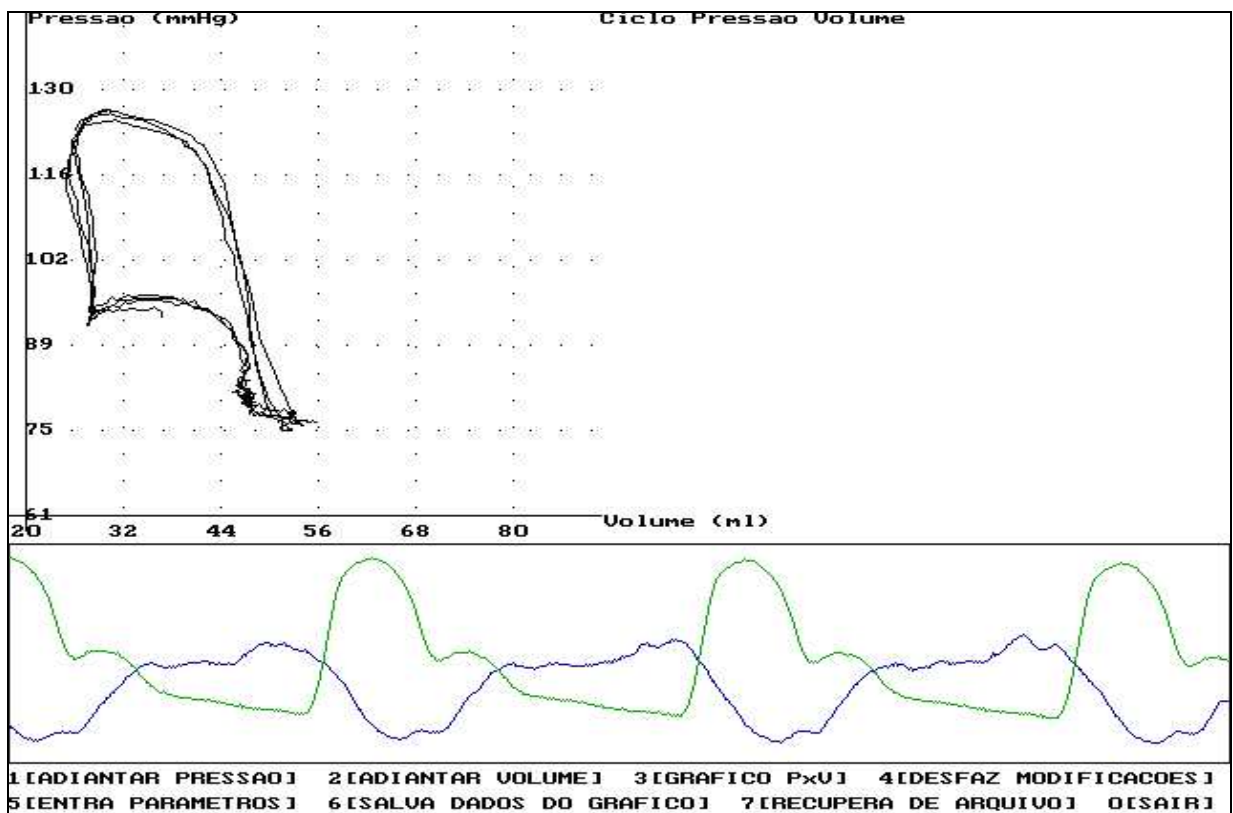


Figura 10 - Gráfico do ciclo pressão-volume com ajuste de atraso pela abertura da válvula aórtica. Sinal do volume adiantado 20ms (4 amostras).

### 3 MÉTODOS DE EXAME

#### 3.1 Aquisição do ciclo pressão-volume

Para executar a aquisição do ciclo pressão-volume é necessário seguir alguns procedimentos. Descreveremos aqui o método de exame, o manuseio do protótipo e do microcomputador para que se obtenha de maneira eficaz, o ciclo pressão-volume.

Primeiramente é necessário conectar o protótipo na tomada de energia, conectar a saída "wave" do ecocardiógrafo ao conector BNC do protótipo, através do cabo coaxial, e aterrar a entrada de pressão invasiva. Conectar o cabo serial do protótipo a porta "COM1" ou "COM2" microcomputador.

Feito isso executa-se o programa "CPV.EXE" no microcomputador, e seleciona-se a frequência de amostragem. Selecionando a função 4 do menu e após a opção 4 que representa 200 amostras por segundo. Para pacientes com frequência cardíaca menor que 65 batimentos por minuto esta frequência de amostragem adquire 3 batimentos completos.

Coloca-se então o manguito do protótipo desinflado no braço esquerdo do paciente, procurando ajustá-lo para que não fique folgado. A posição do manguito é a posição convencional para medida de pressão sistólica e diastólica. Com o paciente já posicionado para o exame ecocardiográfico e utilizando o próprio manguito e esfigmomanômetro do protótipo, medem-se as pressões sistólica e diastólica pelo método auscultatório.

Inicia-se então o exame ecocardiográfico. Posiciona-se o paciente em decúbito lateral esquerdo. Utilizando-se o ecocardiógrafo HP Sonos 2500 procura-se obter imagem das quatro câmaras cardíacas através da janela apical. A imagem é otimizada para melhor definição endocárdica. Feito isso inicia-se a mensuração dos volumes sistólico e diastólicos finais do ventrículo esquerdo, através da determinação automática de bordos, pelo método dos discos (Simpson). Ajusta-se então uma escala para o curva  $V(t)$  na tela do ecocardiógrafo, na qual seja possível visualizar de maneira adequada o seu formato, não mudando mais esta escala até o final do exame.

Seleciona-se então função 7 do menu no computador, [ENTRA VAL] e preenche-se os campos com o nome, observações, pressão sistólica medida, pressão diastólica medida, pressão de enchimento do manguito (conforme descrito abaixo), volume máximo da escala e volume mínimo da escala.

Seleciona-se agora a função 1 do menu, [ADQ P(t) V(t)]. Percebe-se então que aparece na tela do computador o gráfico de volume e o gráfico da pressão que deve apresentar apenas uma linha reta no centro do gráfico.

Enche-se então o manguito até uma pressão 5 a 10 mmHg menor que a pressão sistólica e fecha-se a válvula V2. Com o paciente em apnéia e procurando minimizar totalmente seus movimentos fecha-se a válvula V1, vê-se então que a onda de pressão aparece na tela do computador.

Com os dois gráficos na tela do computador procura-se um momento em que visualmente se perceba que ambos apresentam formas de onda adequadas, ou seja, sem saturações e sem as variações no valor médio que normalmente são introduzidas por movimentos do paciente. Quando ocorre esta situação, seleciona-se a função 8 do menu [ANALISE OFF-LINE], assim os dados que estão na tela no momento em que aperta-se a tecla 8 serão mantidos.

O tempo que transcorre entre o enchimento do manguito e a aquisição de dados varia entre 10 a 20 segundos. Caso o gráfico da pressão apresente saturações, deve-se abrir e fechar a válvula V1. Isso faz com que a pressão nas duas entradas do sensor diferencial se equilibrem, eliminando o erro introduzido por movimentos anteriores. Caso não se consiga registrar de maneira adequada os sinais de pressão e volume até 30 segundos após o enchimento do manguito, deve-se reiniciar o processo para que o paciente saia da apnéia e a circulação no seu braço retorne a normalidade. Esvazia-se então o manguito, esperando-se aproximadamente 5 minutos para reiniciar o procedimento.

Caso os dados adquiridos sejam válidos, pode-se analisá-los, através do menu de análise que pode ser visto no Quadro 9, não necessitando mais estar conectado ao paciente. Ajusta-se então o atraso, procurando alinhar os gráficos pelo ponto de abertura da válvula aórtica. Este ponto é notório na pressão e no volume. Na pressão é representado pelo início do aumento de pressão onde percebe-se nitidamente uma descontinuidade na primeira derivada da pressão. No volume este ponto é reconhecido como o ponto pouco após o máximo volume em que tem-se a maior variação do volume, ou seja, a derivada mais negativa. Pode-se ver um exemplo na Figura 11.

Ajustada a onda pode-se visualizar o gráfico P(V) selecionando a função 3 do menu ou gravar os dados para posterior análise.

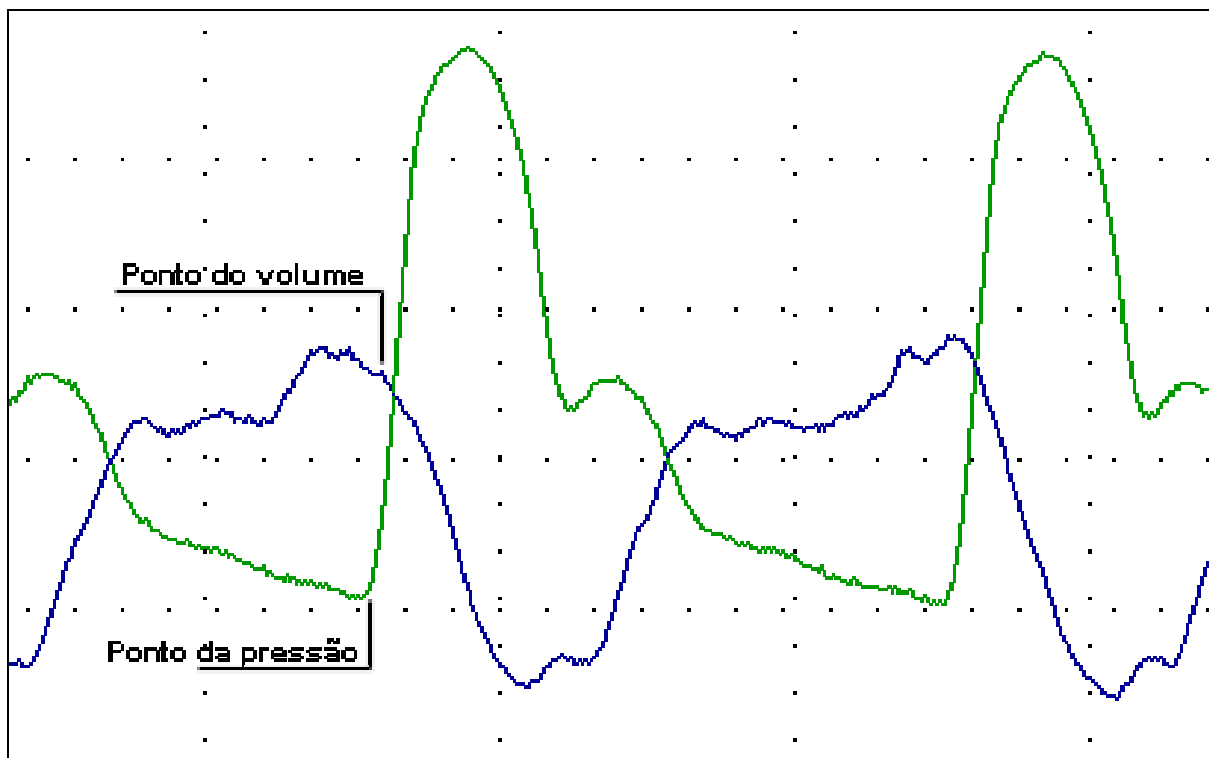


Figura 11 - Pontos de ajuste da pressão e do volume pela abertura da válvula aórtica.

### 3.2 Aquisição da pressão invasiva e não-invasiva

Para a validação do método de aquisição da pressão não-invasiva, foi necessário adquirir simultaneamente a esta a pressão invasiva conforme discutido no capítulo 4 Aquisição de Dados. Para executar tal aquisição os procedimentos abaixo foram executados.

Nesta situação a aquisição do volume é desnecessária, portanto aterra-se sua entrada, o protótipo é conectado através do conector apropriado a saída "pressure wave" do equipamento HP-78205A, que deve estar anteriormente calibrado. A entrada do HP-78205A é um sensor de pressão em ponte que fica inundado com soro fisiológico e conectado através de um tubo e um conjunto de válvulas também inundados ao catéter intra-arterial. A ponta deste catéter é posicionada na aorta ou outra artéria periférica. Pode-se considerar este conjunto sensor, válvulas e catéter como um sistema em equilíbrio hidrostático. Logo a pressão do líquido interno em todo o conjunto está em equilíbrio. A pressão no sensor será igual a exercida sobre a ponta aberta do catéter e os dados de pressão invasiva adquiridos se referem a pressão no local onde a ponta do catéter está posicionada.

Com o manguito previamente colocado no braço do paciente, procede-se como descrito no item anterior, selecionando porém a função 5 do menu [ADQ P(t) Pinv(t)]. Após as aquisições, os dados adquiridos devem ser gravados pela função 2 do menu [SALVAR] para análise em planilha eletrônicas.

## 4 AQUISIÇÃO DE DADOS

Neste capítulo descreveremos as aquisições realizadas e seus objetivos. Iniciaremos pela comparação entre a pressão não-invasiva e o padrão-ouro para pressões arteriais que é a aquisição por catéter intra-aórtico. Após, apresentaremos as aquisições do ciclo pressão-volume e, por fim, a análise destes resultados.

### 1 AQUISIÇÃO SIMULTÂNEA DAS PRESSÕES INVASIVA E NÃO-INVASIVA

Para validar o sistema desenvolvido levantamos simultaneamente os dados de pressão invasiva através de catéter intra-aórtico (padrão-ouro) e de pressão não-invasiva através do protótipo, a metodologia de exame é a descrita no item 3.2 no capítulo 3. Foram realizadas 9 aquisições em 5 pacientes sendo 3 homens e 2 mulheres, conforme podemos ver nas Figura 12 à Figura 38 estas aquisições ocorreram durante exames angiográficos, sendo que alguns pacientes apresentavam cardiopatias. Não serão citadas as cardiopatias de cada paciente porque não temos o objetivo de correlacionar as características dos exames individuais com as cardiopatias. Os sinais adquiridos são apresentados sob forma dos gráficos das pressões instantâneas contra o tempo, da pressão não-invasiva contra a pressão invasiva e das diferenças contra a média das medidas pelo método de Bland & Altman (1986). Estes gráficos foram gerados a partir da planilha eletrônica Excel 97 (Microsoft®). Apresentamos após o índice de concordância “*agreement*” ( $r$ ), a média das diferenças ( $\bar{d}$ ), desvio padrão das diferenças ( $s$ ), e os valores  $\bar{d} + 2s$  e  $\bar{d} - 2s$  entre os valores instantâneos da pressão adquirida por catéter e pelo manguito. Podemos assim comparar a eficácia do sistema na aquisição da pressão não-invasiva que é de fundamental importância para o ciclo pressão-volume.

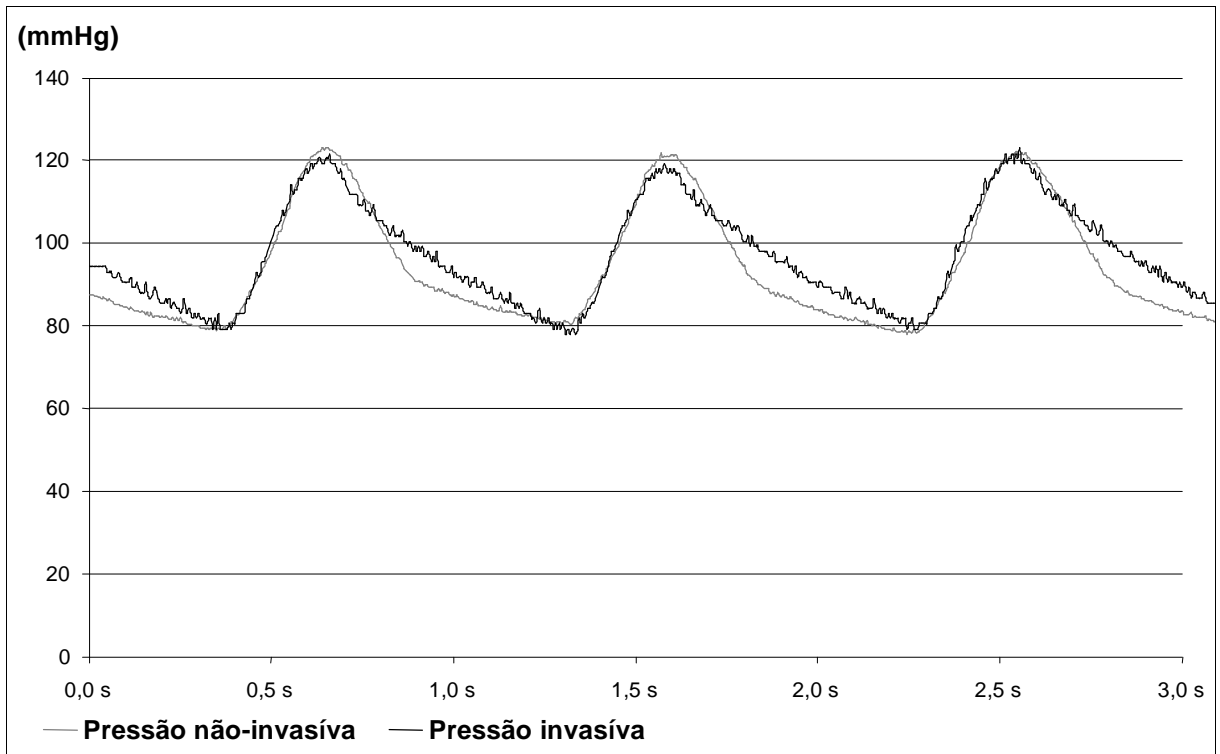


Figura 12 - Formas de onda da pressão invasiva e não invasiva (aquisição 1 - paciente 1)

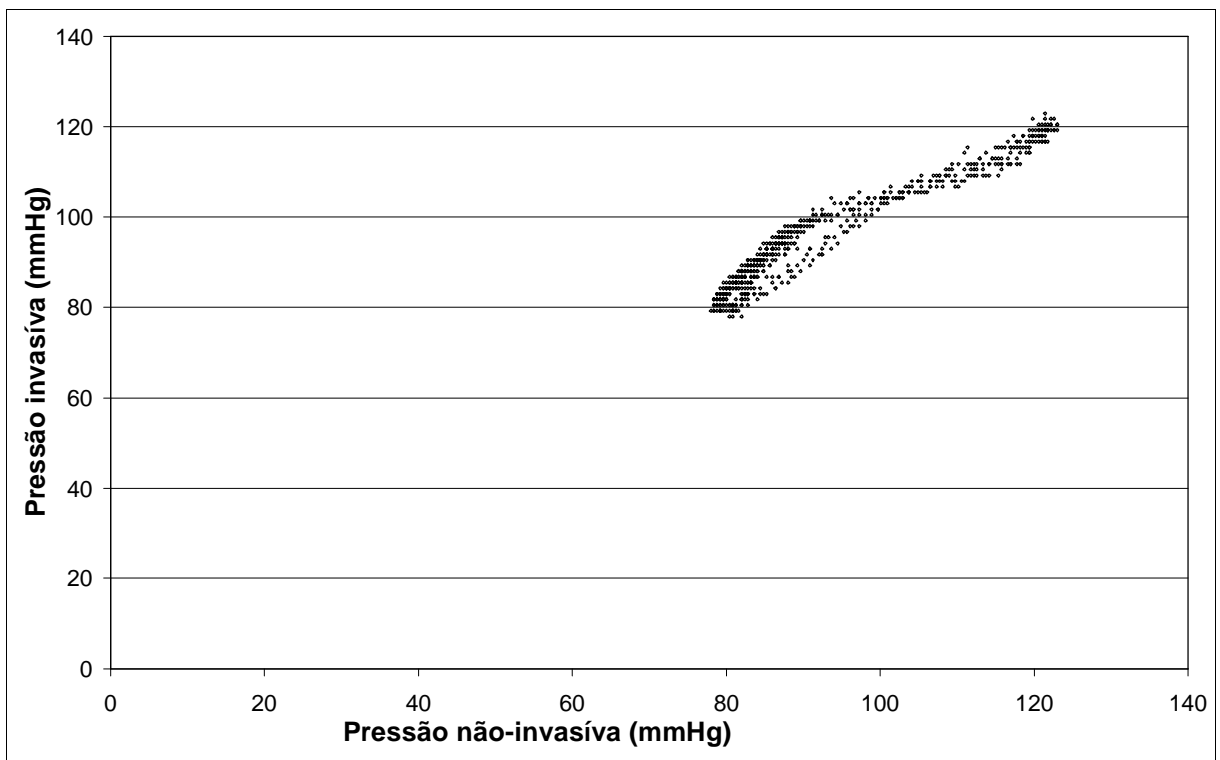


Figura 13 - Pressão invasiva contra pressão não-invasiva (aquisição 1 - paciente 1)

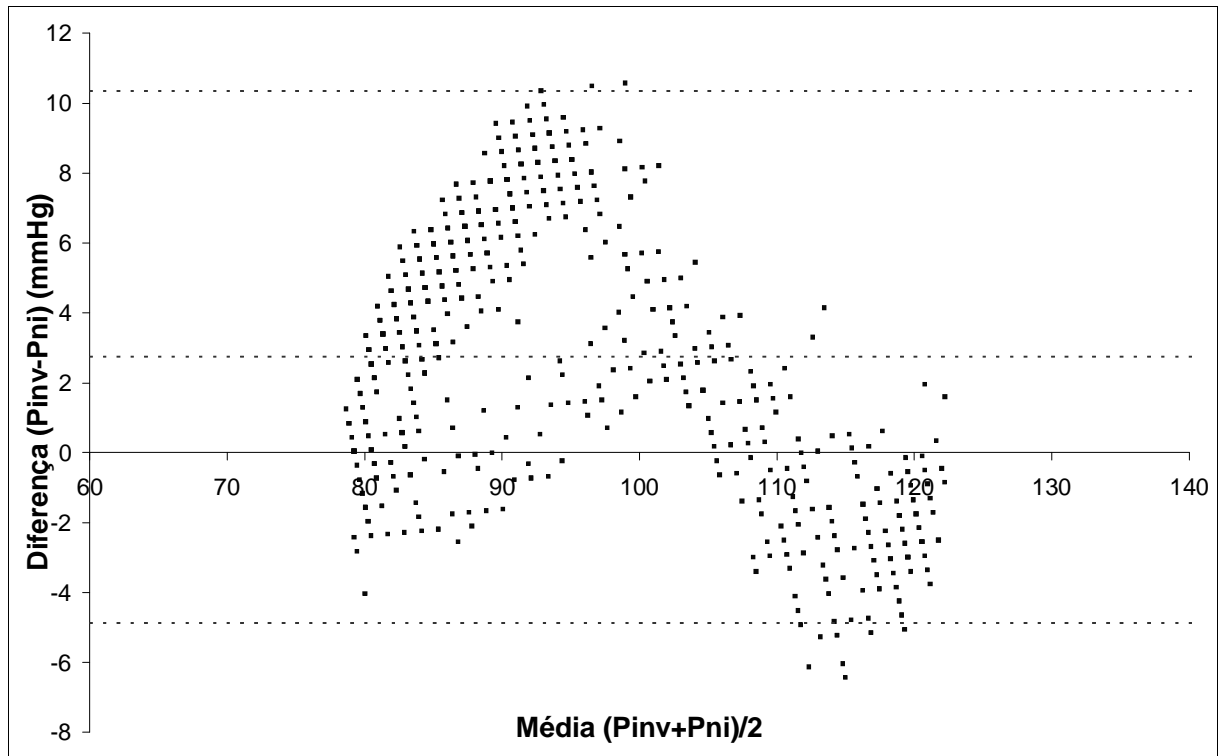


Figura 14 - Diferença contra a média (aquisição 1 - paciente 1)

Pressão sistólica: 123 mmHg

Pressão diastólica: 78 mmHg

Pressão do manguito: 120 mmHg

$r = 0,966$                        $P < 0.001$

$\bar{d} = 2,74$  mmHg               $s(d) = 3,80$  mmHg

$\bar{d} + 2s = 10,35$                $\bar{d} - 2s = -4,86$



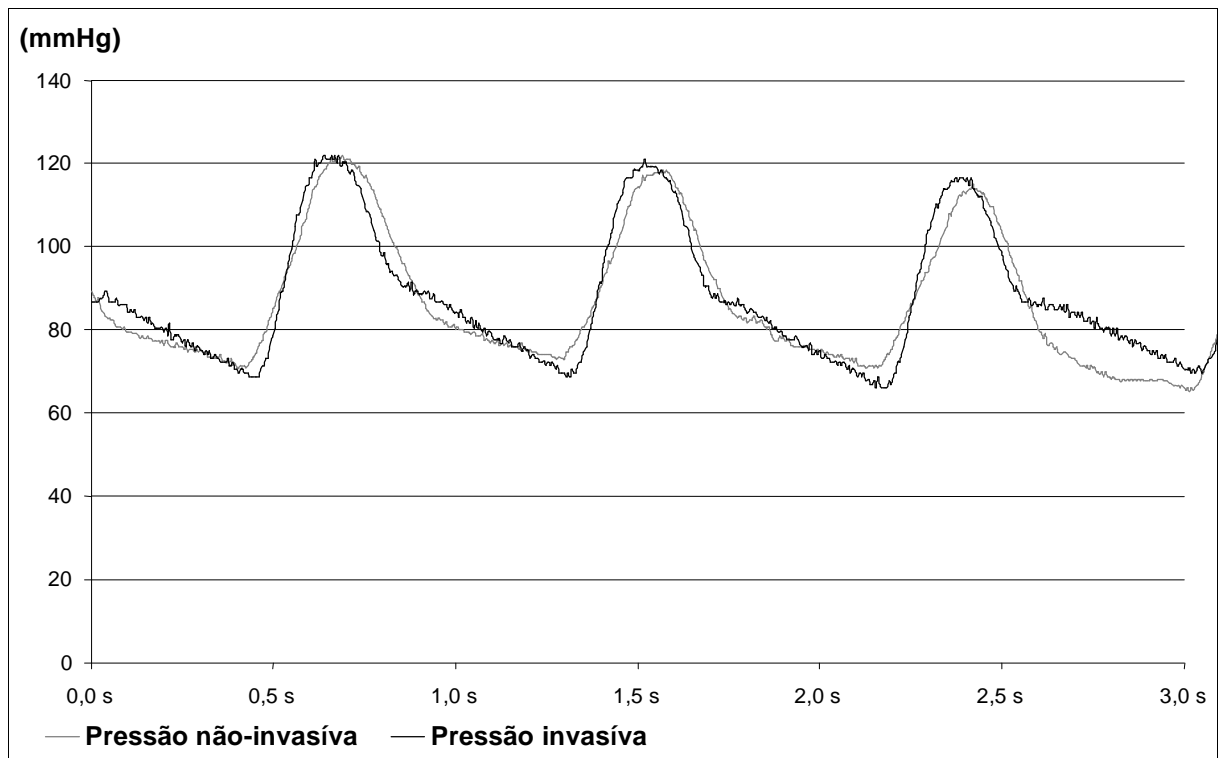


Figura 15 - Formas de onda da pressão invasiva e não invasiva (aquisição 2 - paciente 1)

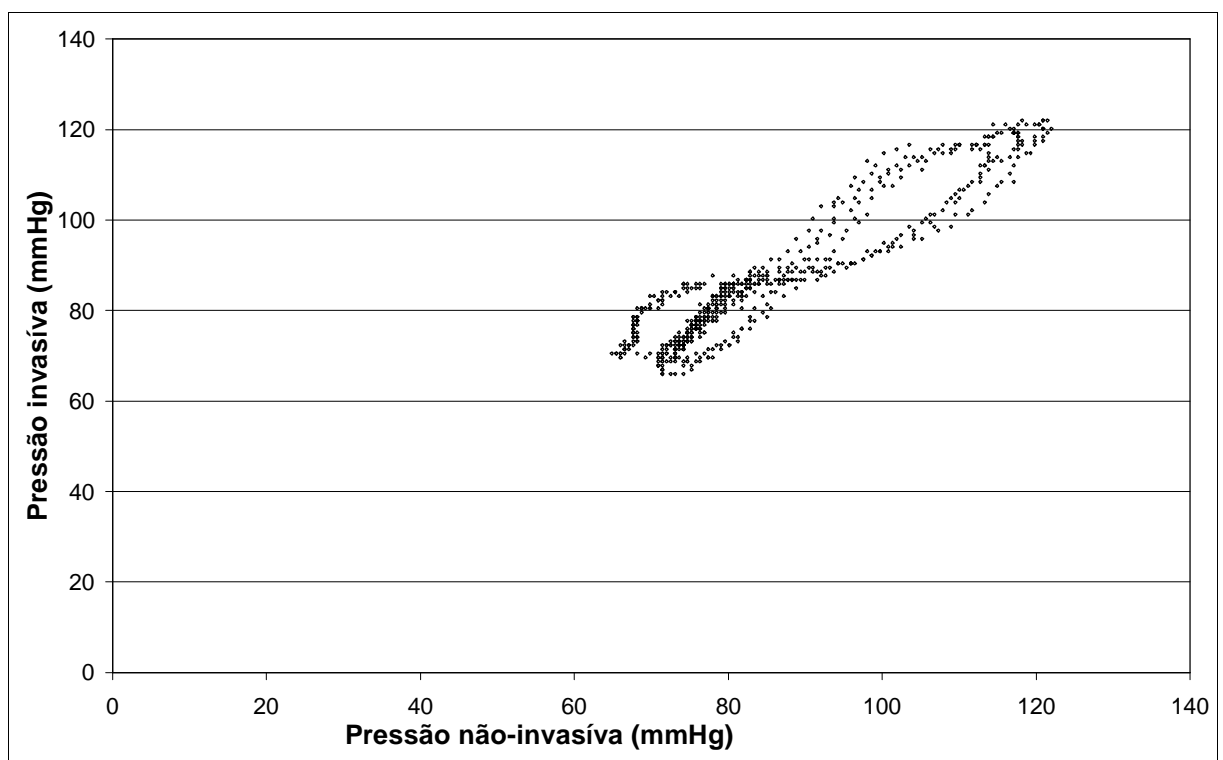


Figura 16 - Correlação entre pressão não-invasiva e pressão invasiva (aquisição 2 - paciente 1)

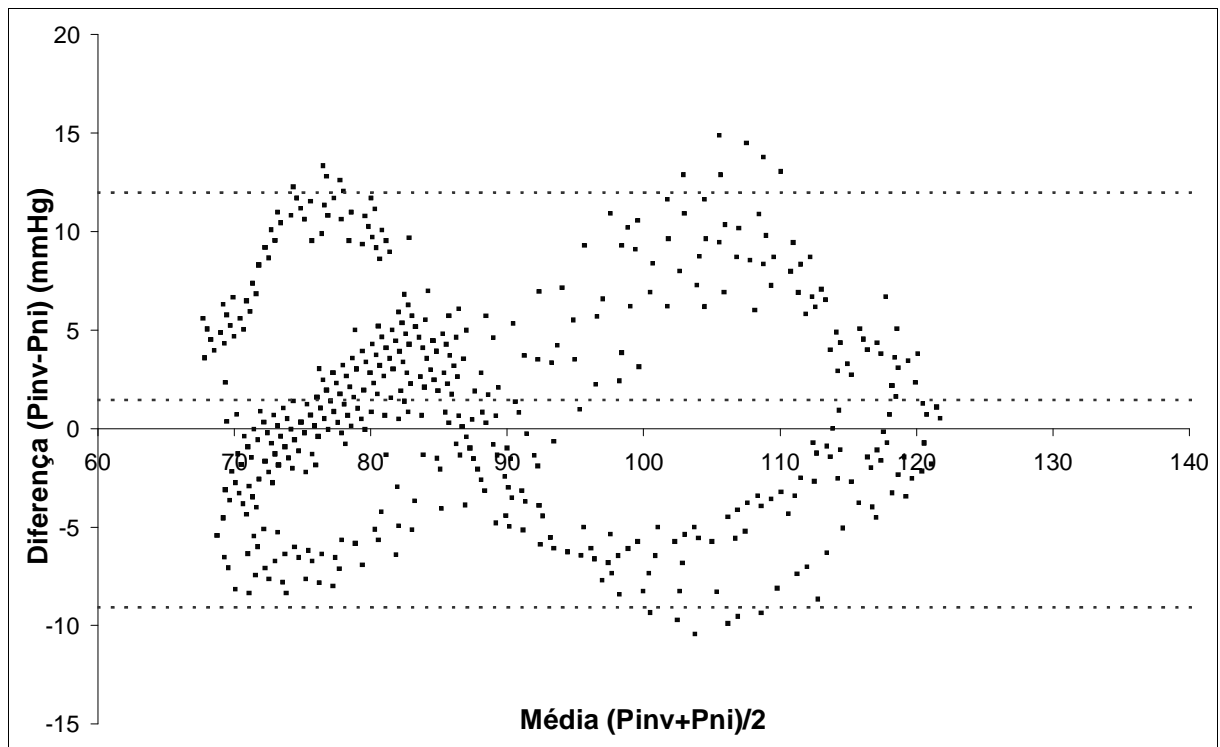


Figura 17 - Diferença contra a média (aquisição 2 - paciente 1)

Pressão sistólica: 122 mmHg

Pressão diastólica: 66 mmHg

Pressão do manguito: 120 mmHg

$r = 0,943$        $P < 0.001$

$\bar{d} = 1,44\text{mmHg}$        $s(d) = 5,26 \text{ mmHg}$

$\bar{d} + 2s = 11,98$        $\bar{d} - 2s = -9,08$

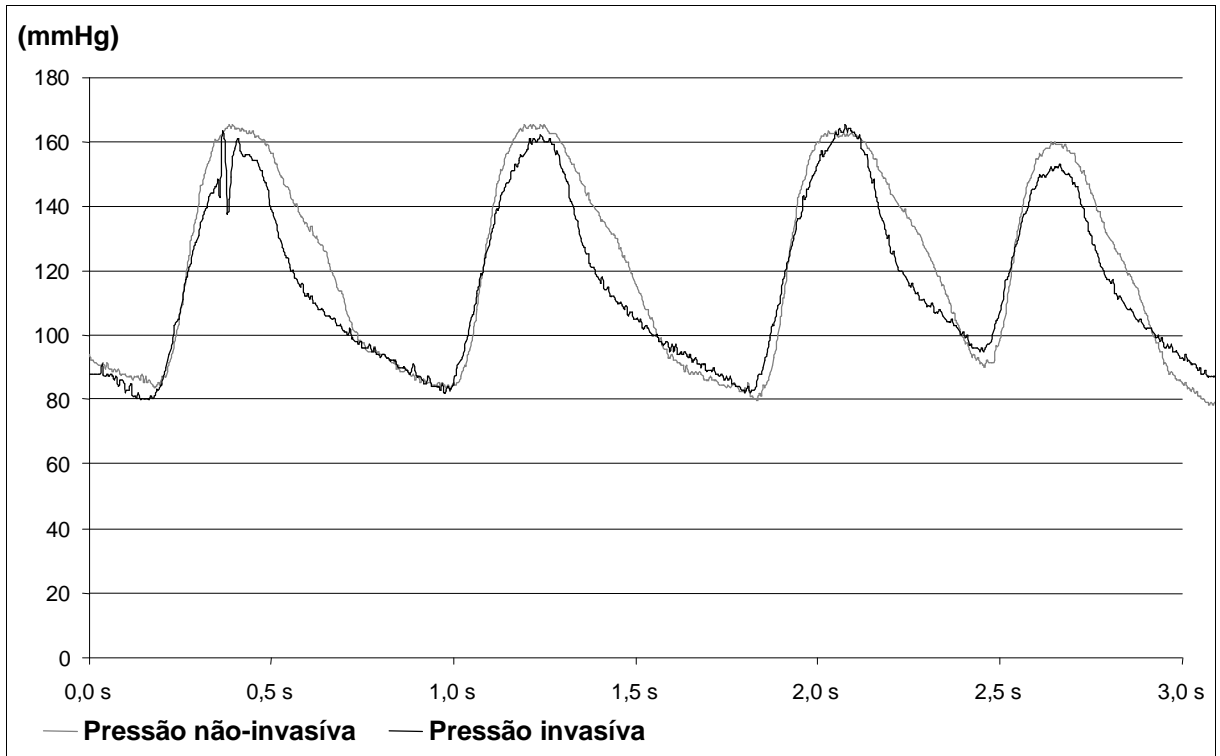


Figura 18 - Formas de onda da pressão invasiva e não invasiva (aquisição 1 - paciente 2)

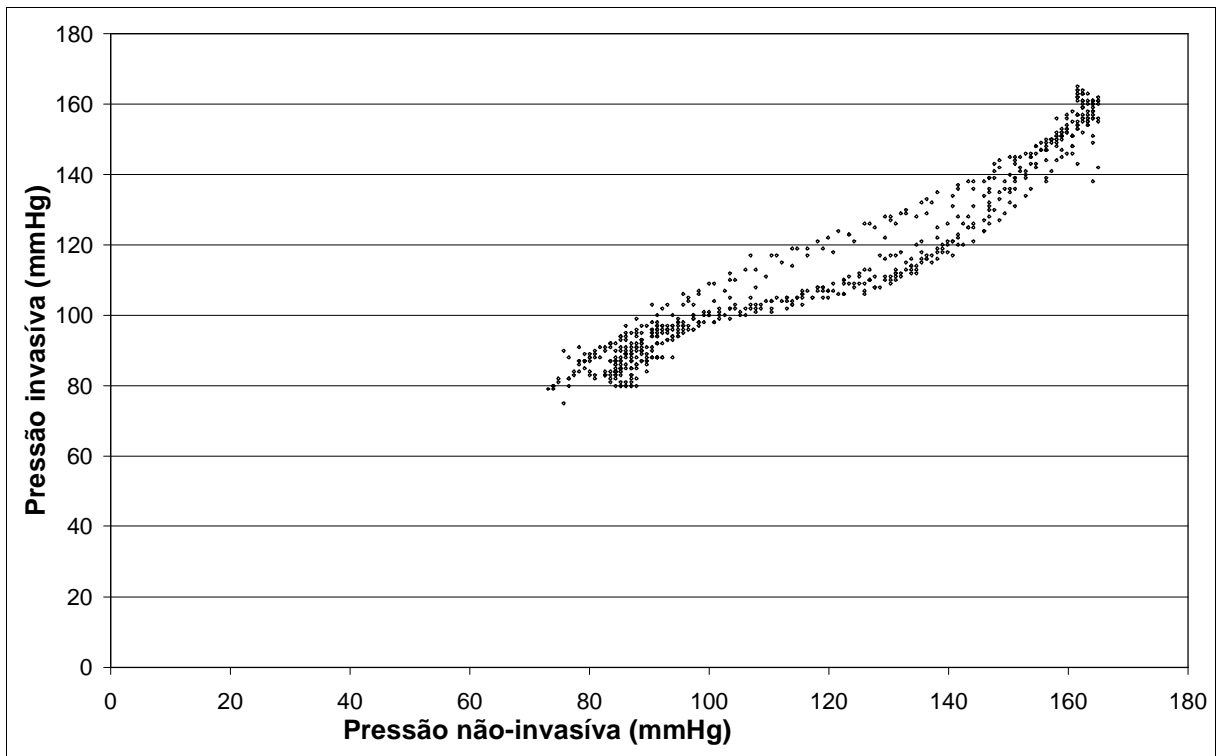


Figura 19 - Correlação entre pressão não-invasiva e pressão invasiva (aquisição 1 - paciente 2)

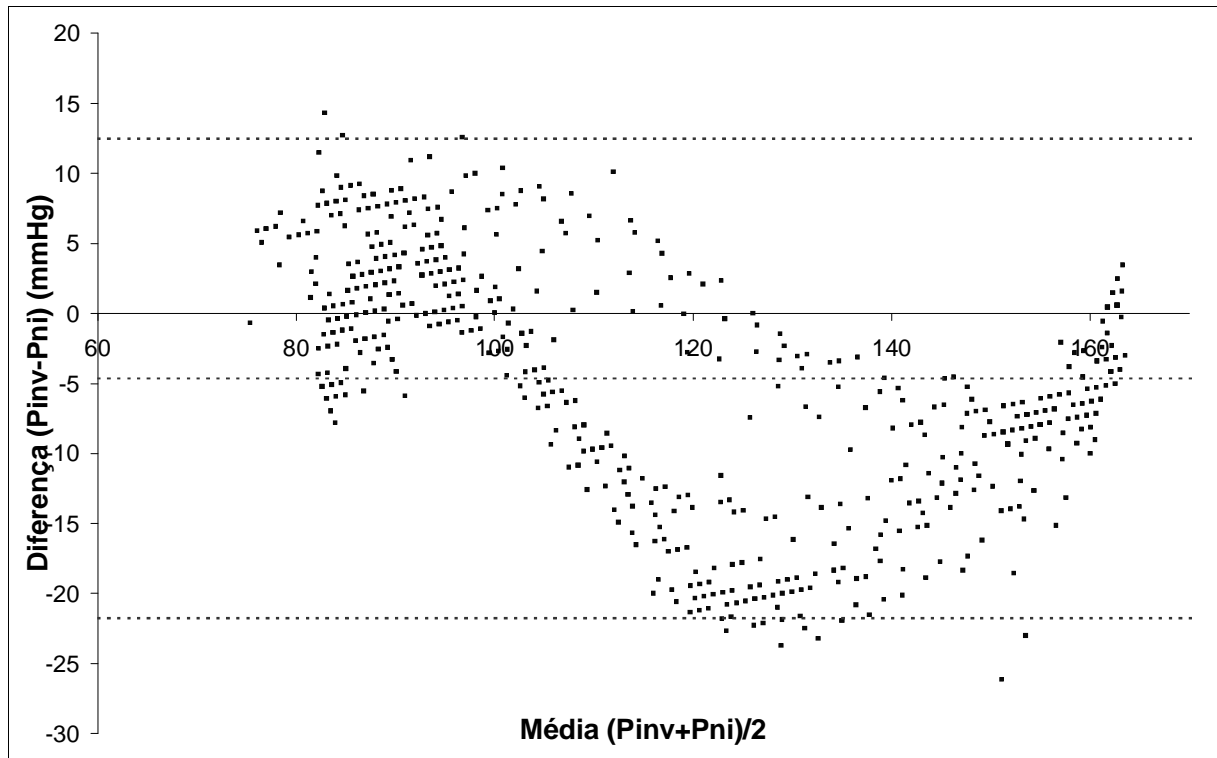


Figura 20 - Diferença contra a média (aquisição 1 - paciente 2)

Pressão sistólica: 165 mmHg

Pressão diastólica: 80 mmHg

Pressão do manguito: 135 mmHg

$r = 0,965$                        $P < 0.001$

$\bar{d} = -4,64$  mmHg               $s(d) = 8,56$  mmHg

$\bar{d} + 2s = 12,48$                  $\bar{d} - 2s = -21,77$

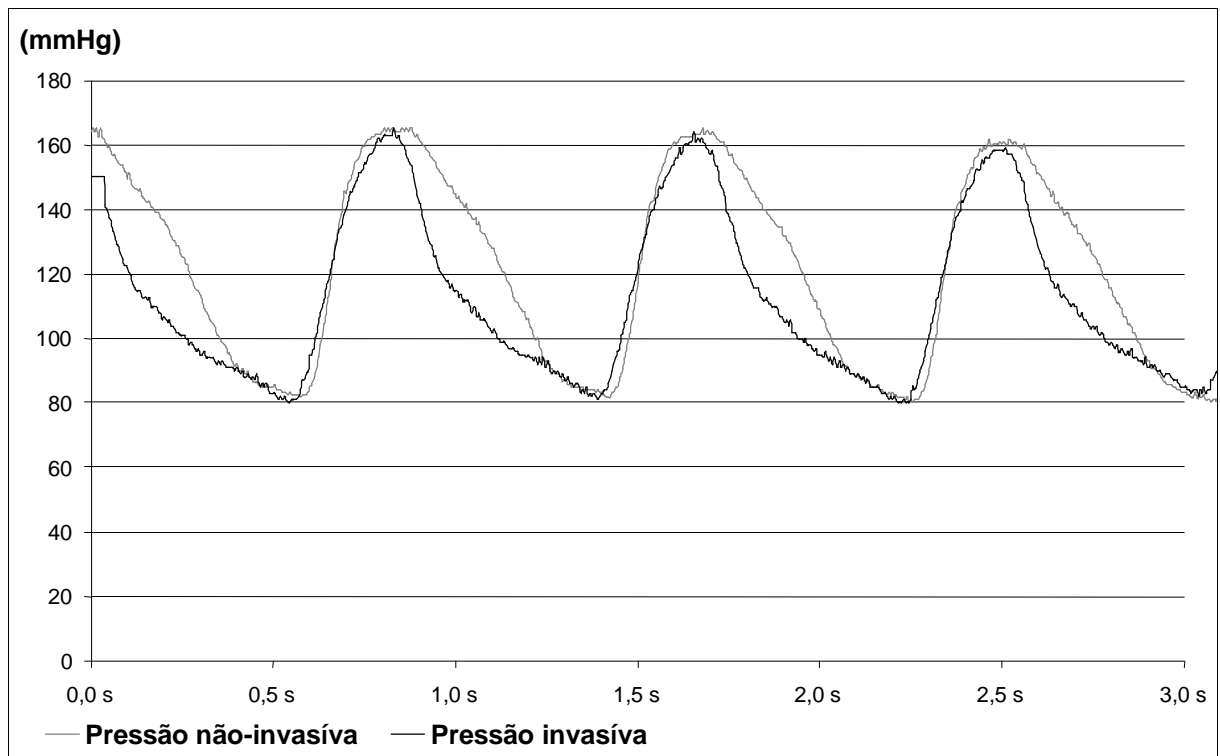


Figura 21 - Formas de onda da pressão invasiva e não invasiva (aquisição 2 - paciente 2)

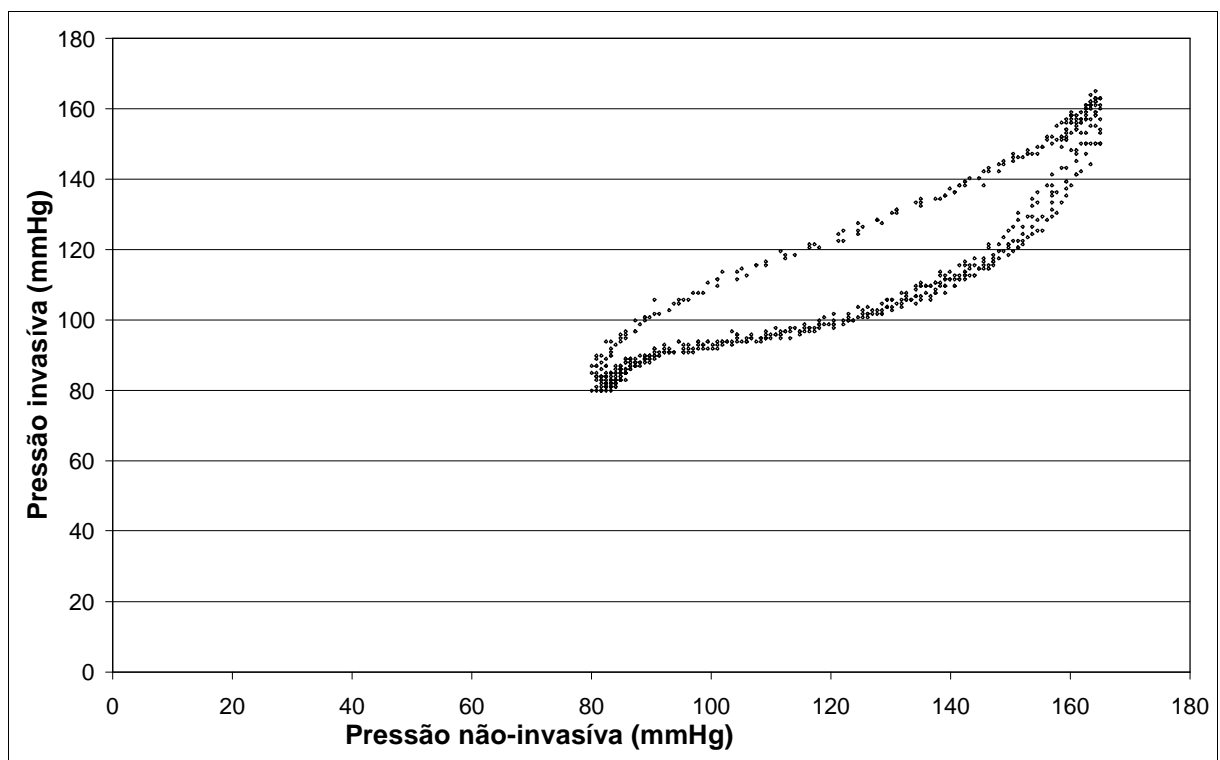


Figura 22 - Correlação entre pressão não-invasiva e pressão invasiva (aquisição 2 - paciente 2)

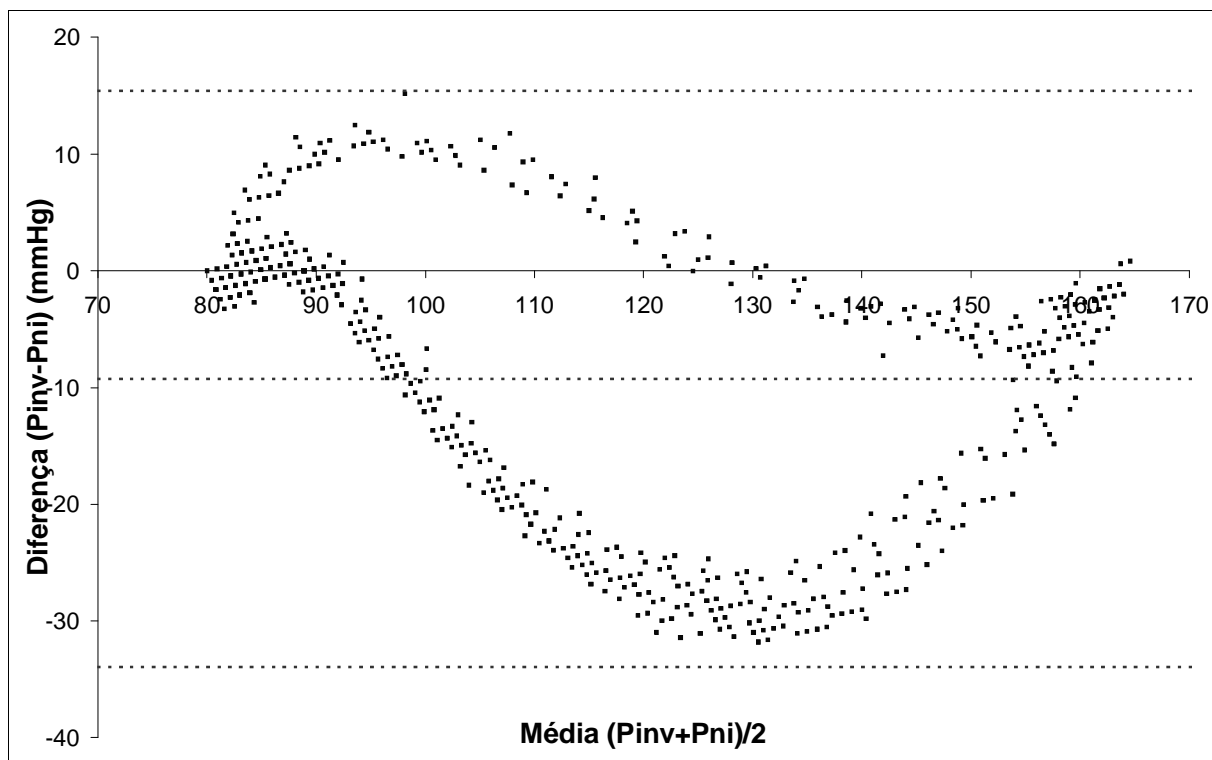


Figura 23 - Diferença contra a média (aquisição 2 - paciente 2)

Pressão sistólica: 165 mmHg

Pressão diastólica: 80 mmHg

Pressão do manguito: 120 mmHg

$r = 0,910$                        $P < 0.001$

$\bar{d} = -9,26$  mmHg               $s(d) = 12,34$  mmHg

$\bar{d} + 2s = 15,42$                        $\bar{d} - 2s = -33,94$

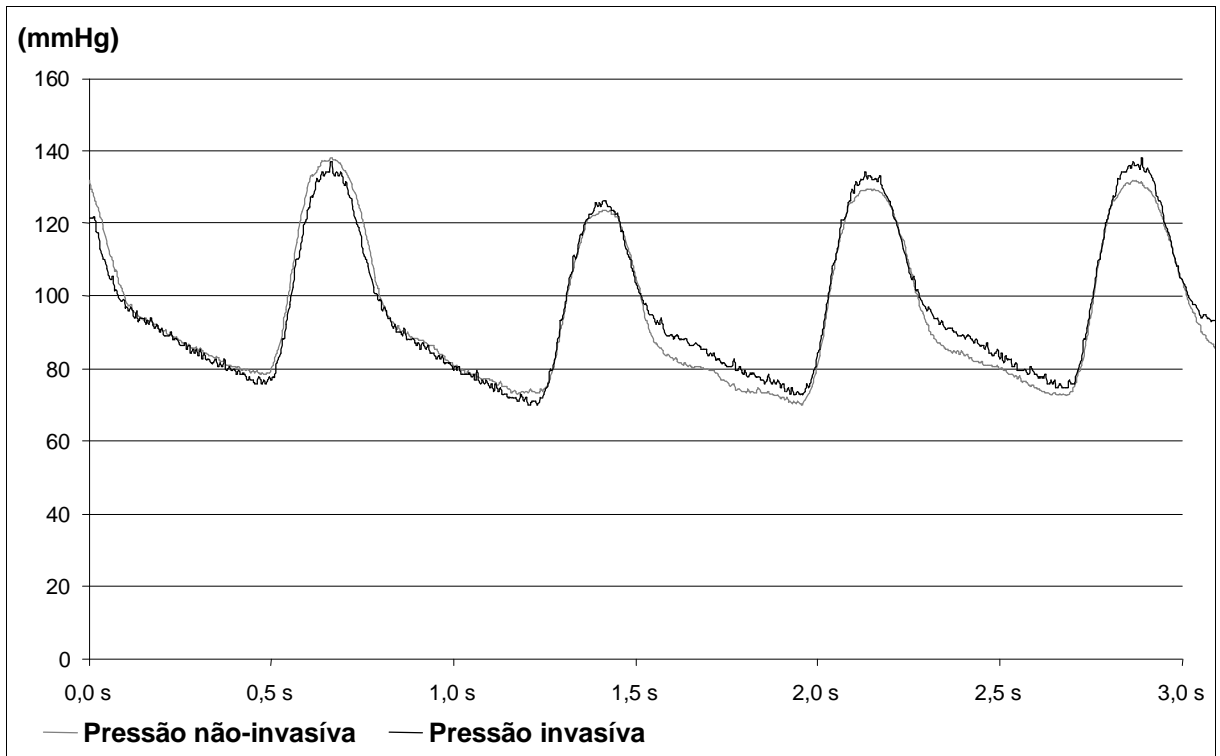


Figura 24 - Formas de onda da pressão invasiva e não invasiva (aquisição 1 - paciente 3)

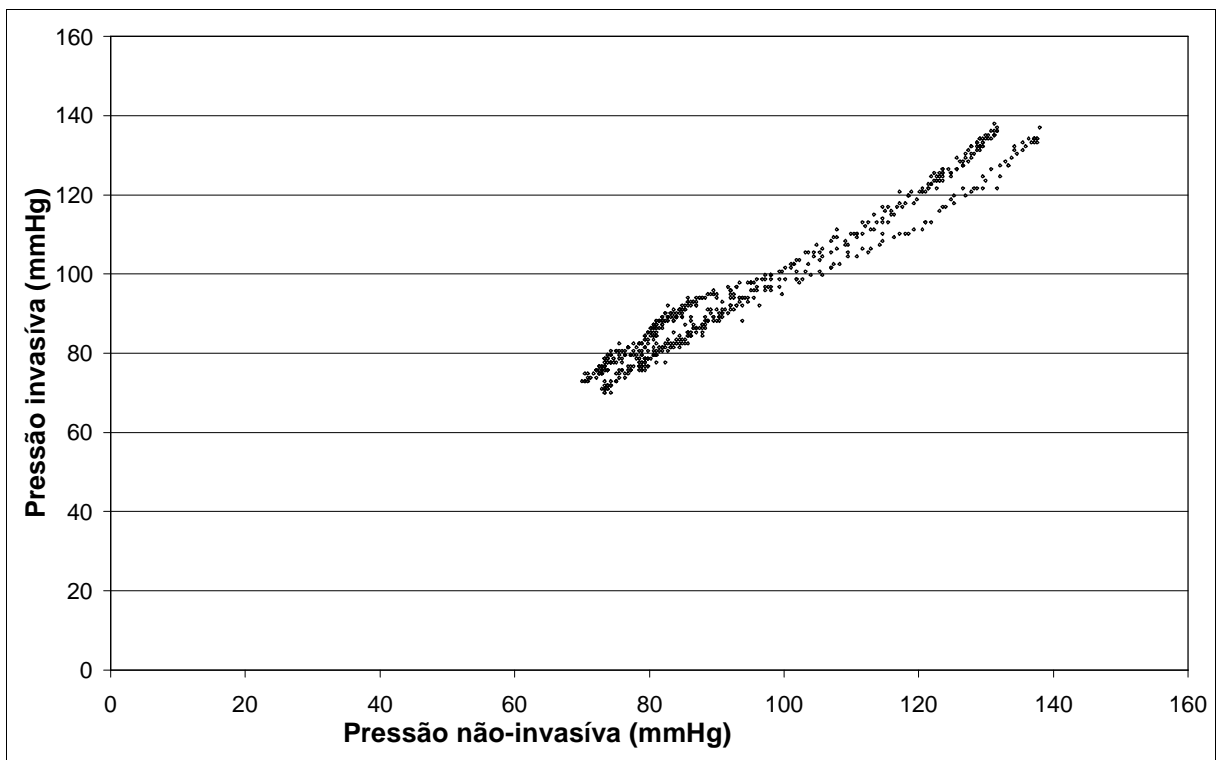


Figura 25 - Correlação entre pressão não-invasiva e pressão invasiva (aquisição 1 - paciente 3)

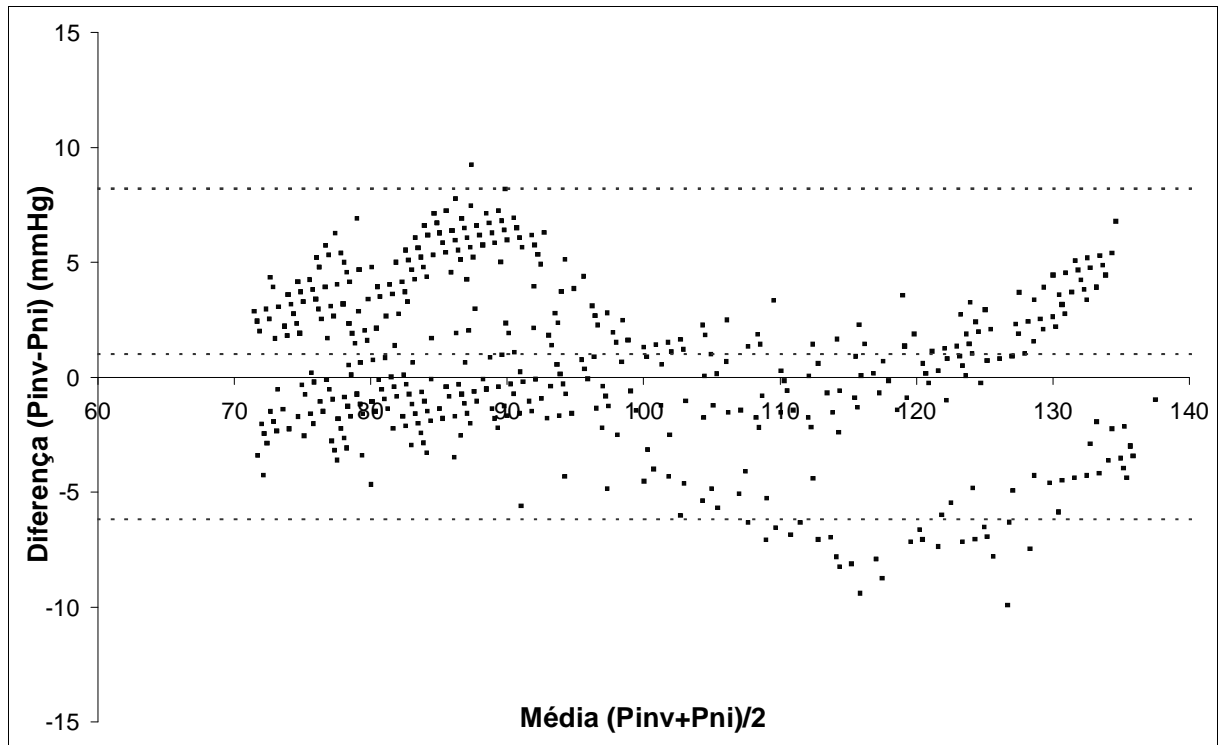


Figura 26 - Diferença contra a média (aquisição 1 - paciente 3)

Pressão sistólica: 138 mmHg

Pressão diastólica: 70 mmHg

Pressão do manguito: 120 mmHg

$r = 0,983$        $P < 0.001$

$\bar{d} = 1,01$  mmHg       $s(d) = 3,59$  mmHg

$\bar{d} + 2s = 8,21$        $\bar{d} - 2s = -6,18$



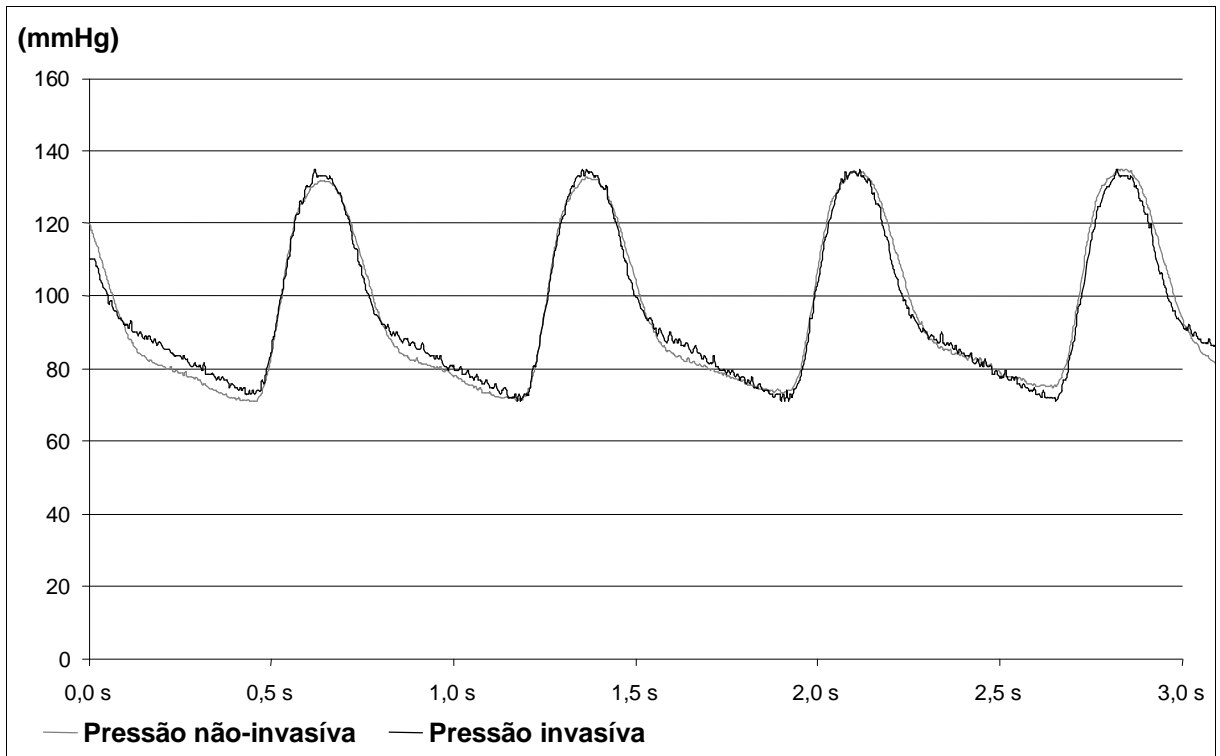


Figura 27 - Formas de onda da pressão invasiva e não invasiva (aquisição 2 - paciente 3)

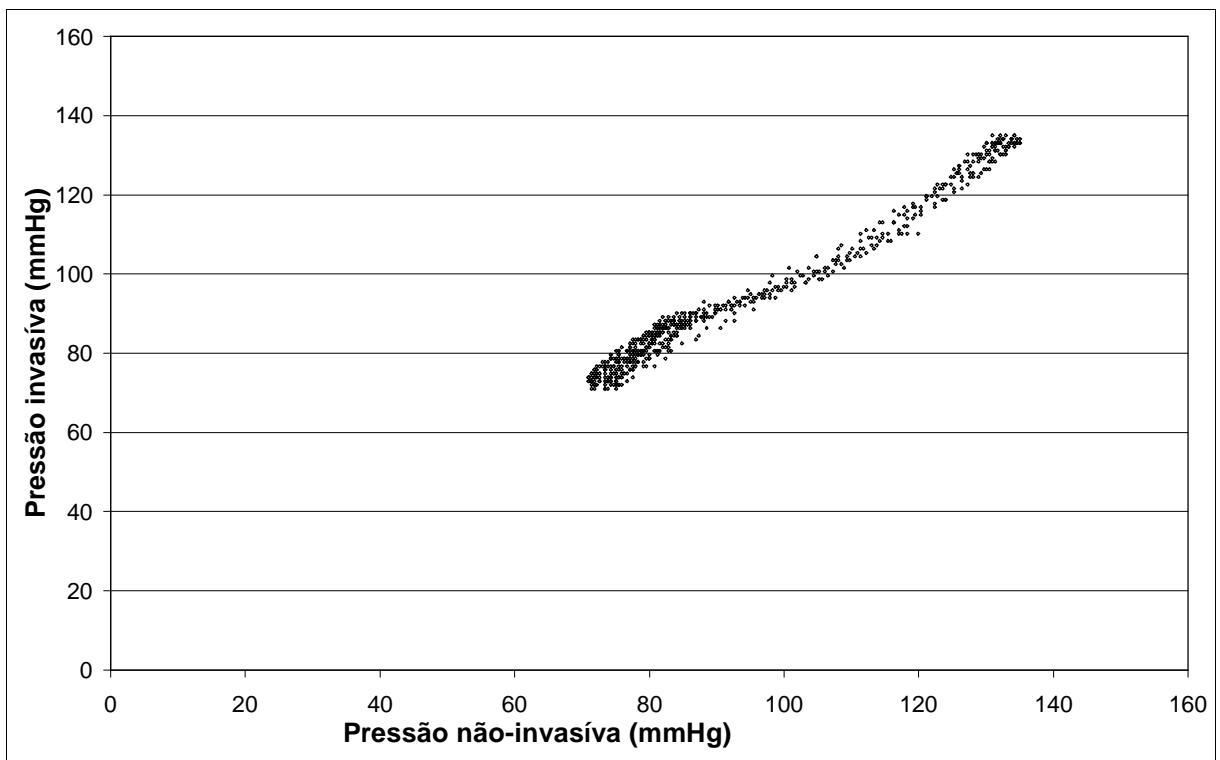


Figura 28 - Correlação entre pressão não-invasiva e pressão invasiva (aquisição 2 - paciente 3)

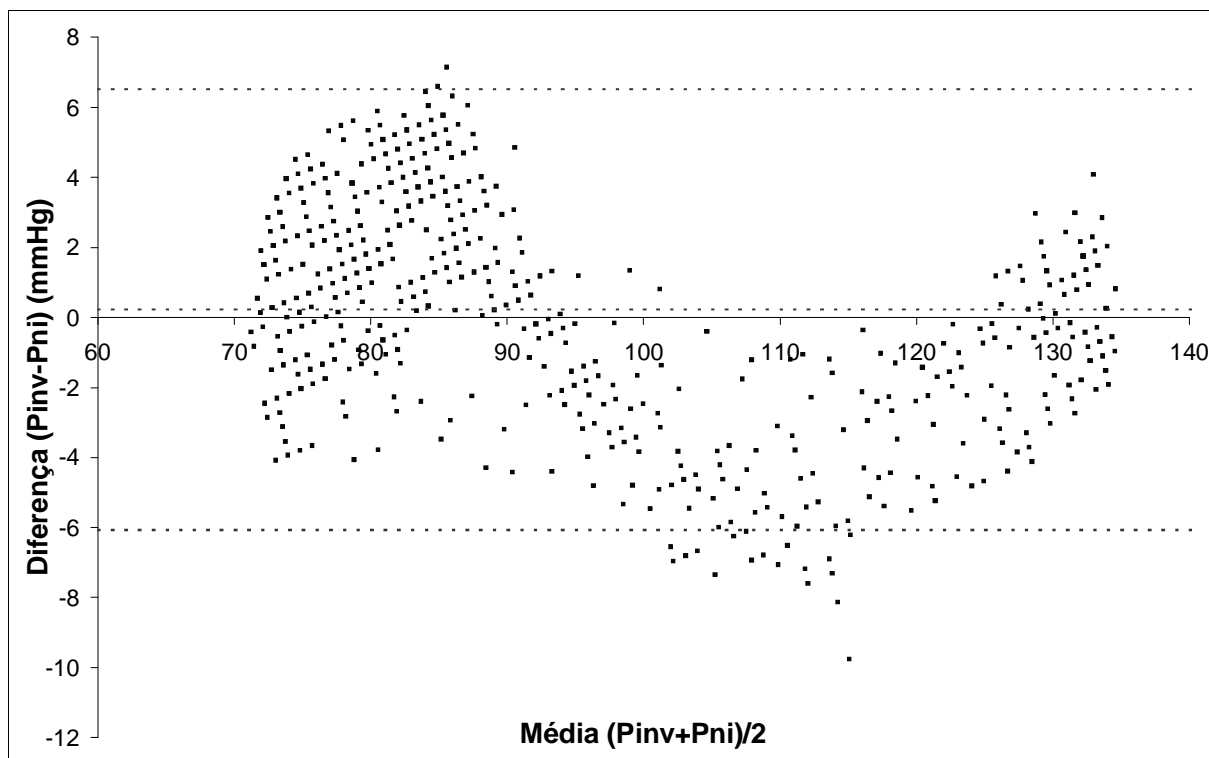


Figura 29 - Diferença contra a média (aquisição 2 - paciente 3)

Pressão sistólica: 135 mmHg

Pressão diastólica: 71 mmHg

Pressão do manguito: 120 mmHg

$r = 0,989$                        $P < 0.001$

$\bar{d} = 0,223$  mmHg               $s(d) = 3,14$  mmHg

$\bar{d} + 2s = 6,52$                        $\bar{d} - 2s = -6,07$

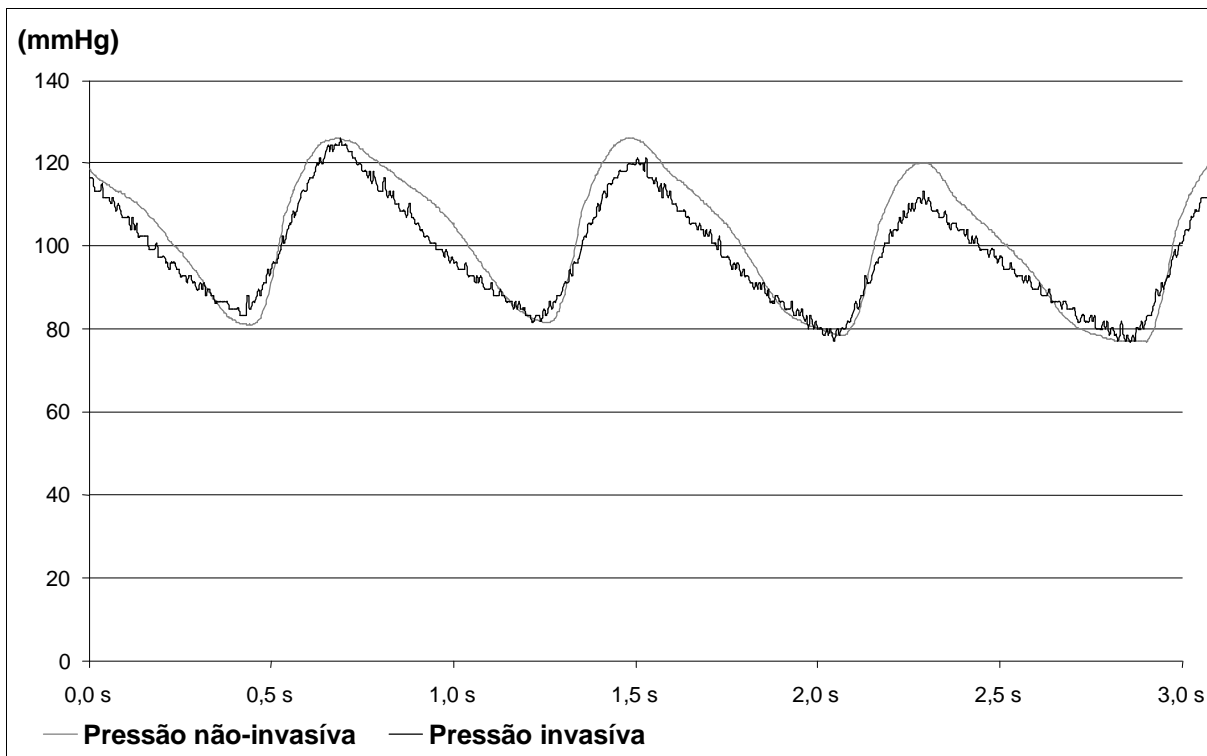


Figura 30 - Formas de onda da pressão invasiva e não invasiva (aquisição 1 - paciente 4)

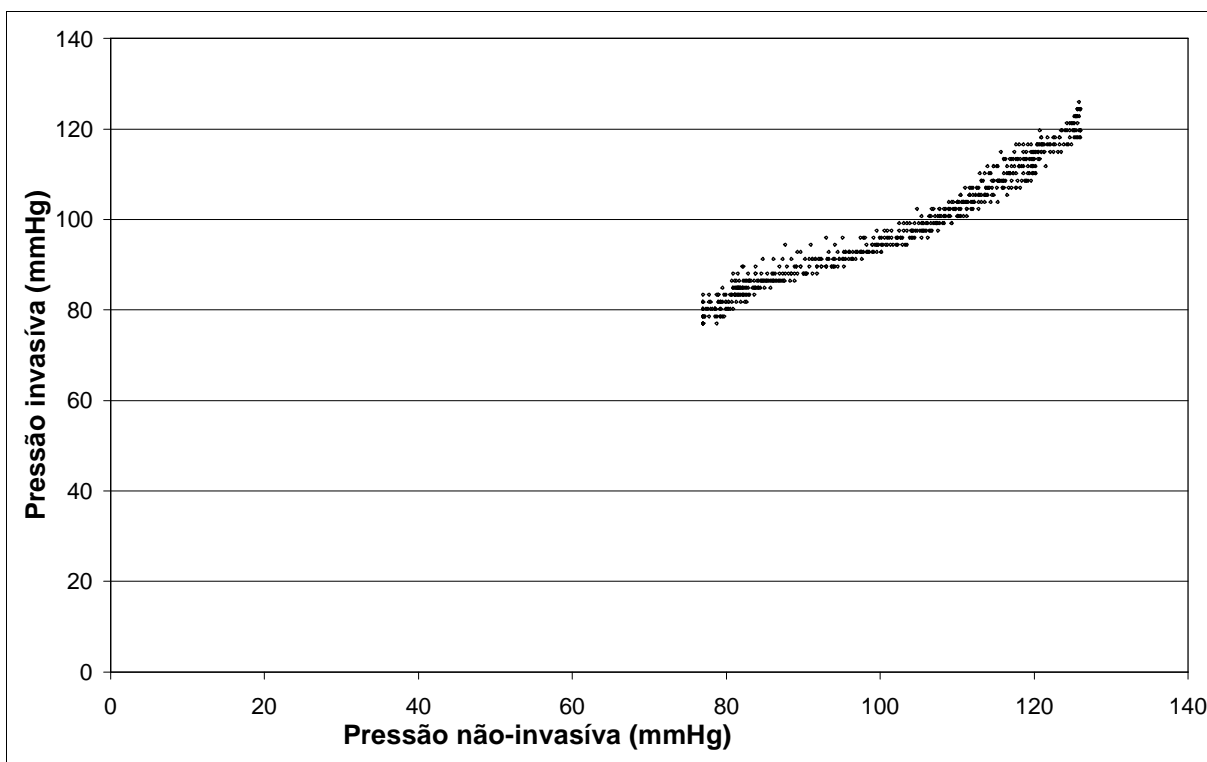


Figura 31 - Correlação entre pressão não-invasiva e pressão invasiva (aquisição 1 - paciente 4)

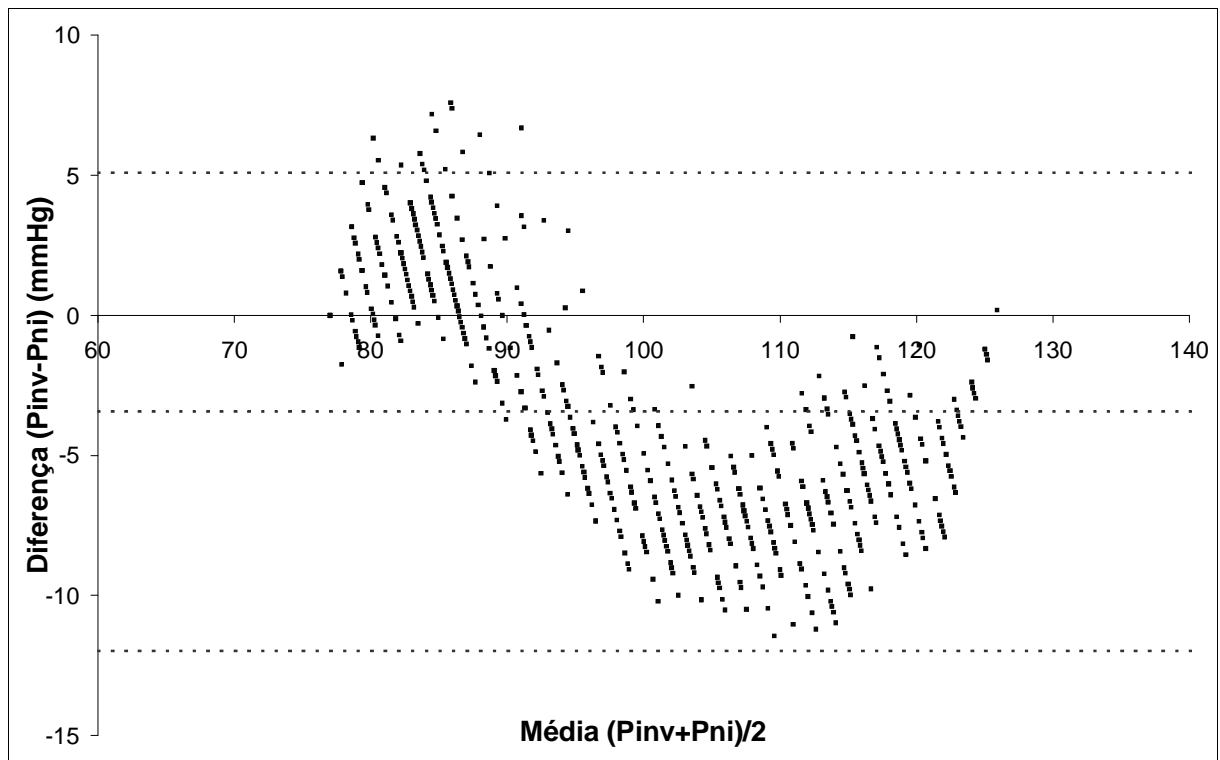


Figura 32 - Diferença contra a média (aquisição 1 - paciente 4)

Pressão sistólica: 126 mmHg

Pressão diastólica: 77 mmHg

Pressão do manguito: 120 mmHg

$r = 0,976$        $P < 0.001$

$\bar{d} = -3,43$  mmHg       $s(d) = 4,27$  mmHg

$\bar{d} + 2s = 5,10$        $\bar{d} - 2s = -11,98$

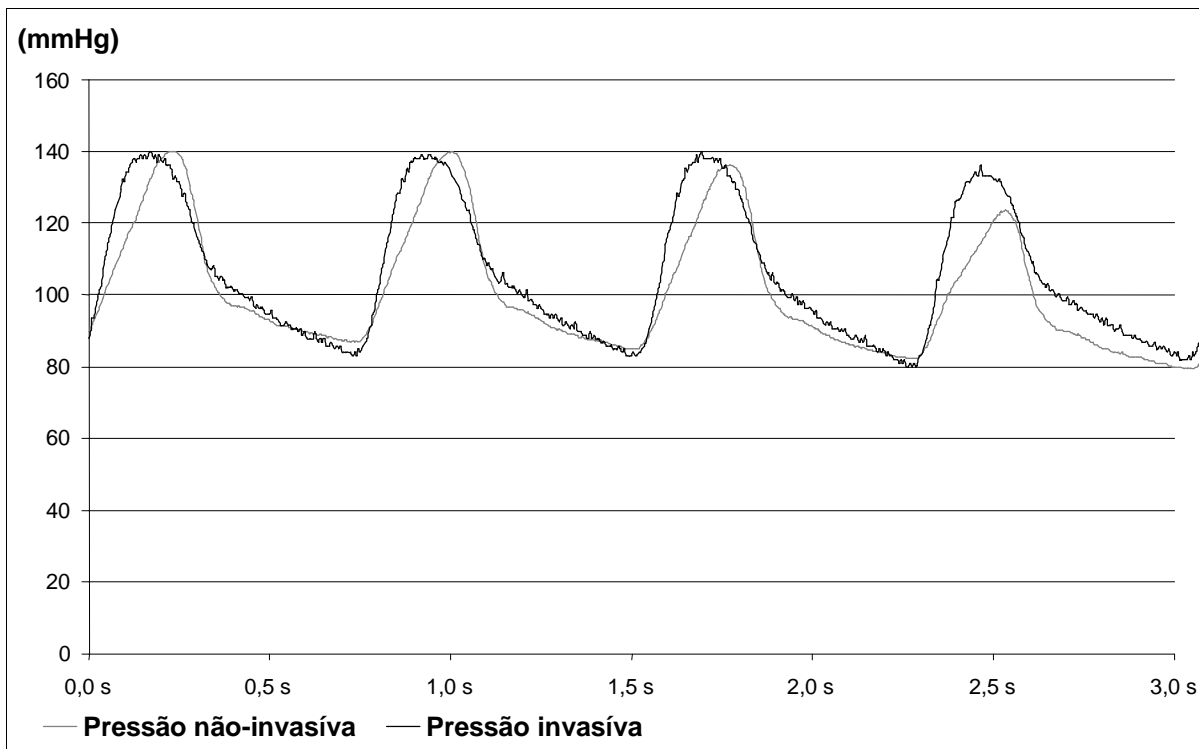


Figura 33 - Formas de onda da pressão invasiva e não invasiva (aquisição 2 - paciente 4)

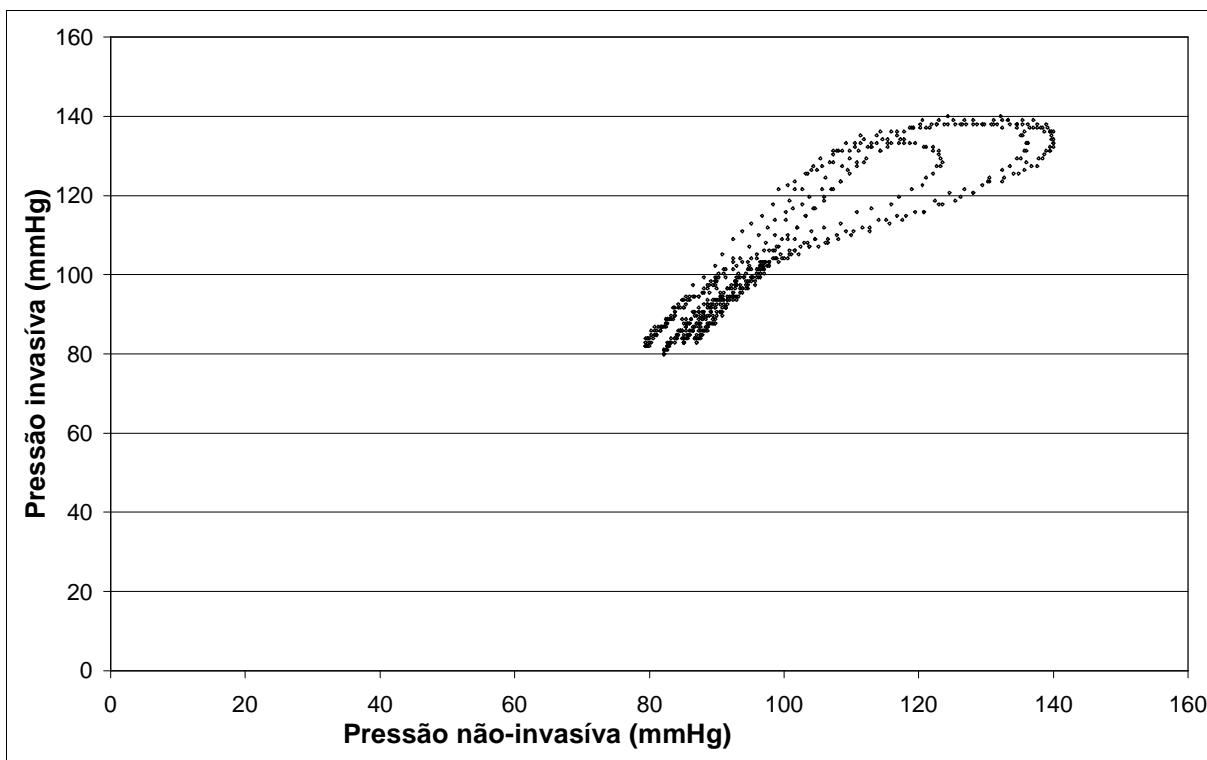


Figura 34 - Correlação entre pressão não-invasiva e pressão invasiva (aquisição 2 - paciente 4)

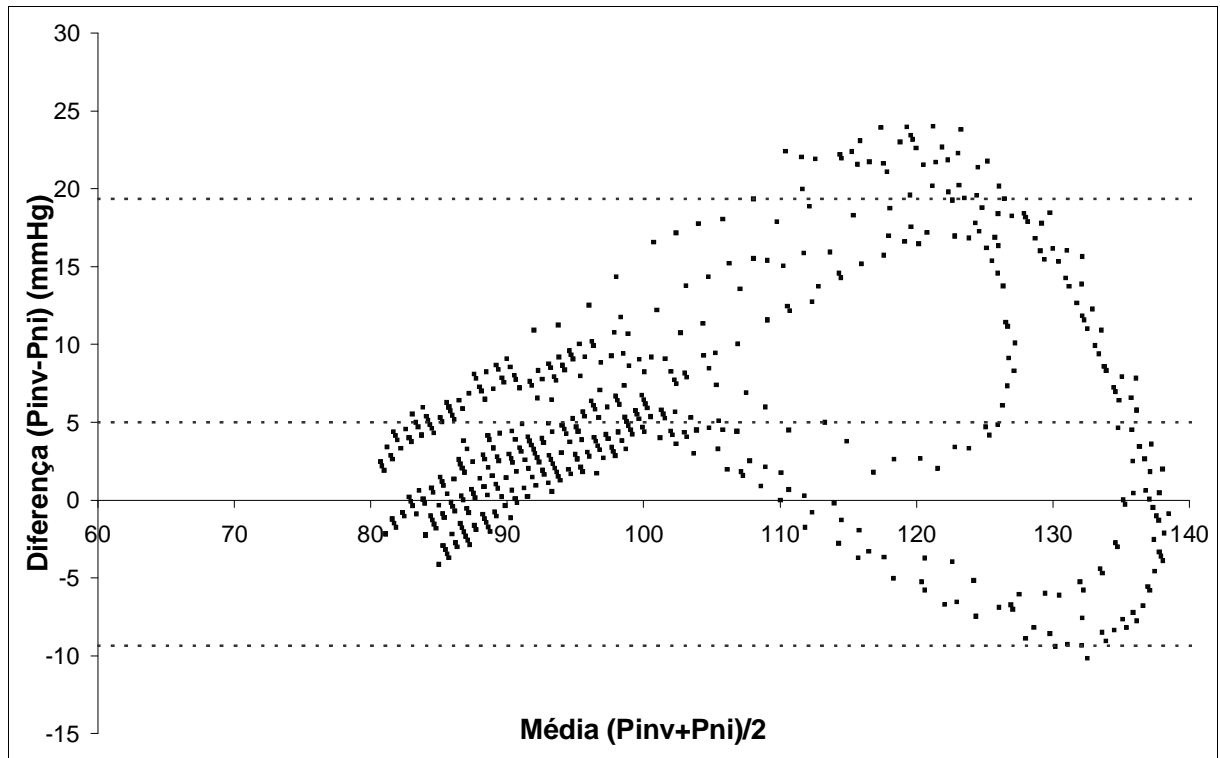


Figura 35 - Diferença contra a média (aquisição 2 - paciente 4)

Pressão sistólica: 140 mmHg

Pressão diastólica: 80 mmHg

Pressão do manguito: 140 mmHg

$r = 0,924$                        $P < 0.001$

$\bar{d} = 4,99$  mmHg               $s(d) = 7,17$  mmHg

$\bar{d} + 2s = 19,34$                  $\bar{d} - 2s = -9,35$

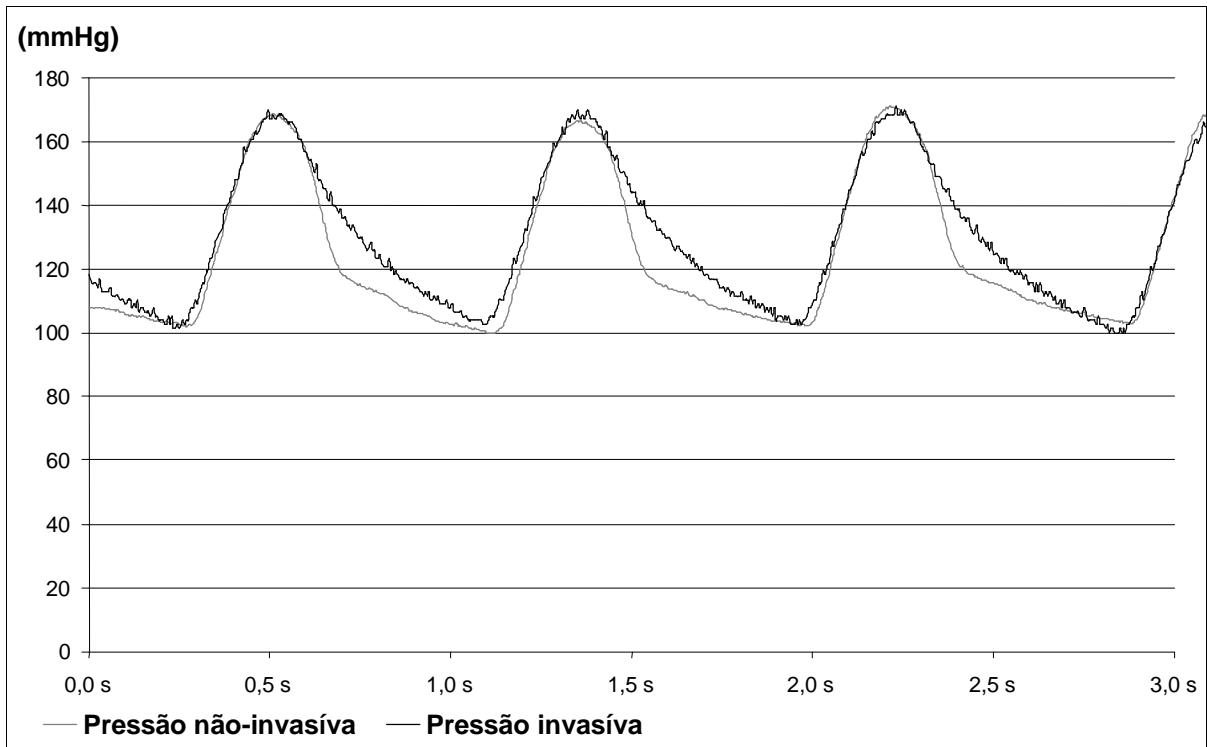


Figura 36 - Formas de onda da pressão invasiva e não invasiva (aquisição 1 - paciente 5)

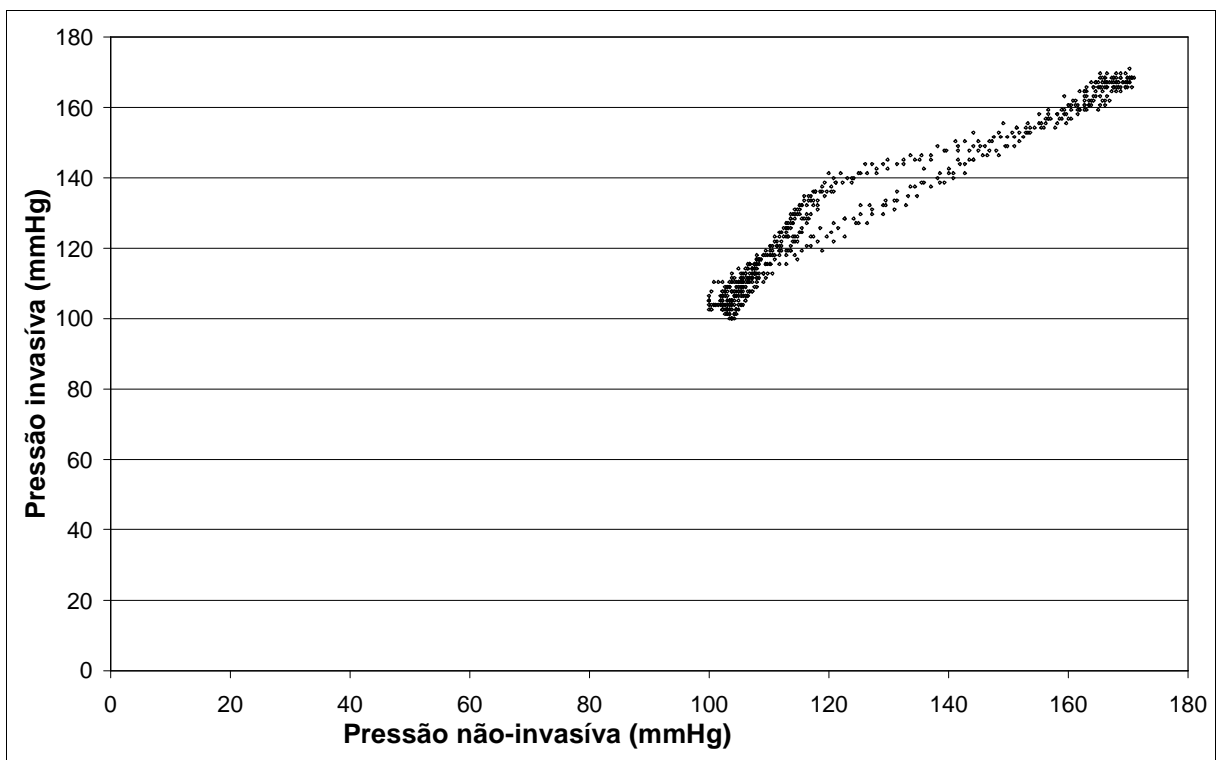


Figura 37 - Correlação entre pressão não-invasiva e pressão invasiva (aquisição 1 - paciente 5)

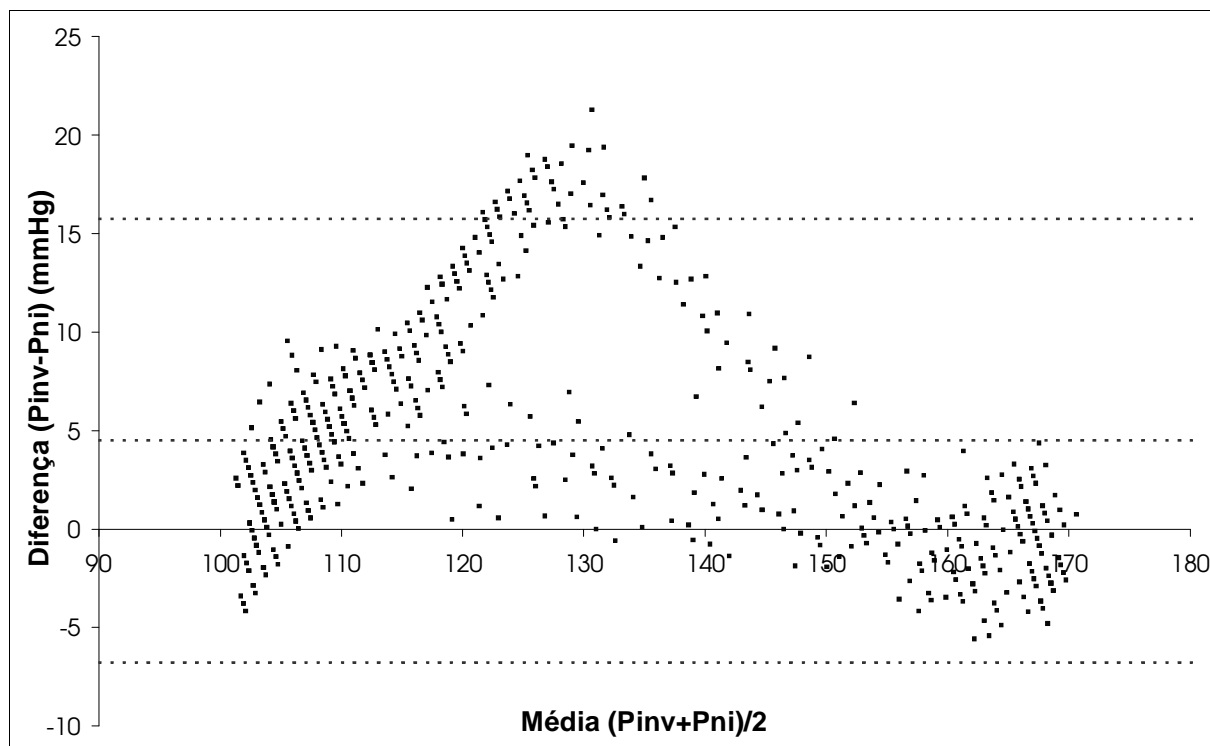


Figura 38 - Diferença contra a média (aquisição 1 - paciente 5)

Pressão sistólica: 170 mmHg

Pressão diastólica: 100 mmHg

Pressão do manguito: 160 mmHg

$r = 0,973$        $P < 0.001$

$\bar{d} = 4,49$  mmHg       $s(d) = 5,62$  mmHg

$\bar{d} + 2s = 15,74$        $\bar{d} - 2s = -6,76$

No Quadro 10 temos um resumo dos parâmetros de todas as aquisições simultâneas das pressões invasiva e não-invasiva realizadas. Para todas as aquisições obtivemos  $P < 0.001$ .

	Sistólica/Diast.	Press. do Manguito	r	$\bar{d}$	S(d)	$\bar{d} + 2s$	$\bar{d} - 2s$
Paciente 1, aq. 1	123 / 78	120	0,966	2,74	3,80	10,35	-4,86
Paciente 1, aq. 2	122 / 66	120	0,943	1,44	5,26	11,98	-9,08
Paciente 2, aq. 1	165 / 80	135	0,965	-4,64	8,56	12,48	-21,77
Paciente 2, aq. 2	165 / 80	120	0,910	-9,26	12,34	15,42	-33,94
Paciente 3, aq. 1	138 / 70	120	0,983	1,01	3,59	8,21	-6,18
Paciente 3, aq. 2	135 / 71	120	0,989	0,223	3,14	6,52	-6,07
Paciente 4, aq. 1	126 / 77	120	0,976	-3,43	4,27	5,10	-11,98
Paciente 4, aq. 2	140 / 80	140	0,924	4,99	7,17	19,34	-9,35
Paciente 5, aq. 1	170 / 100	160	0,973	4,49	5,62	15,74	-6,76

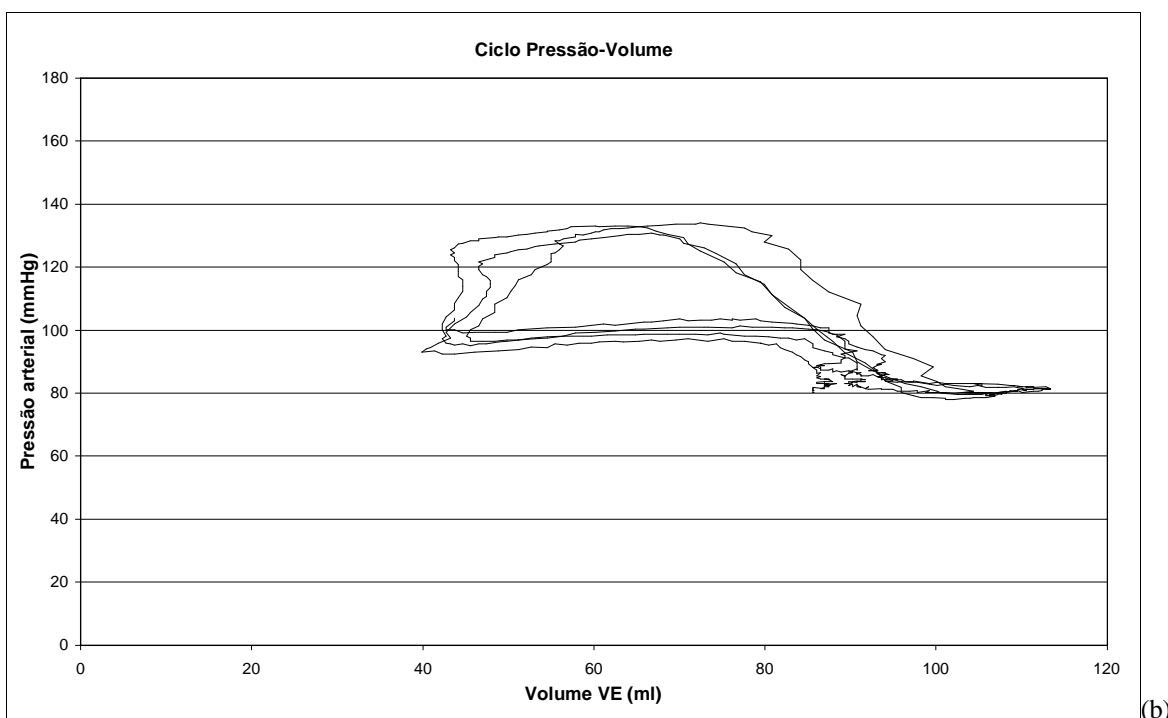
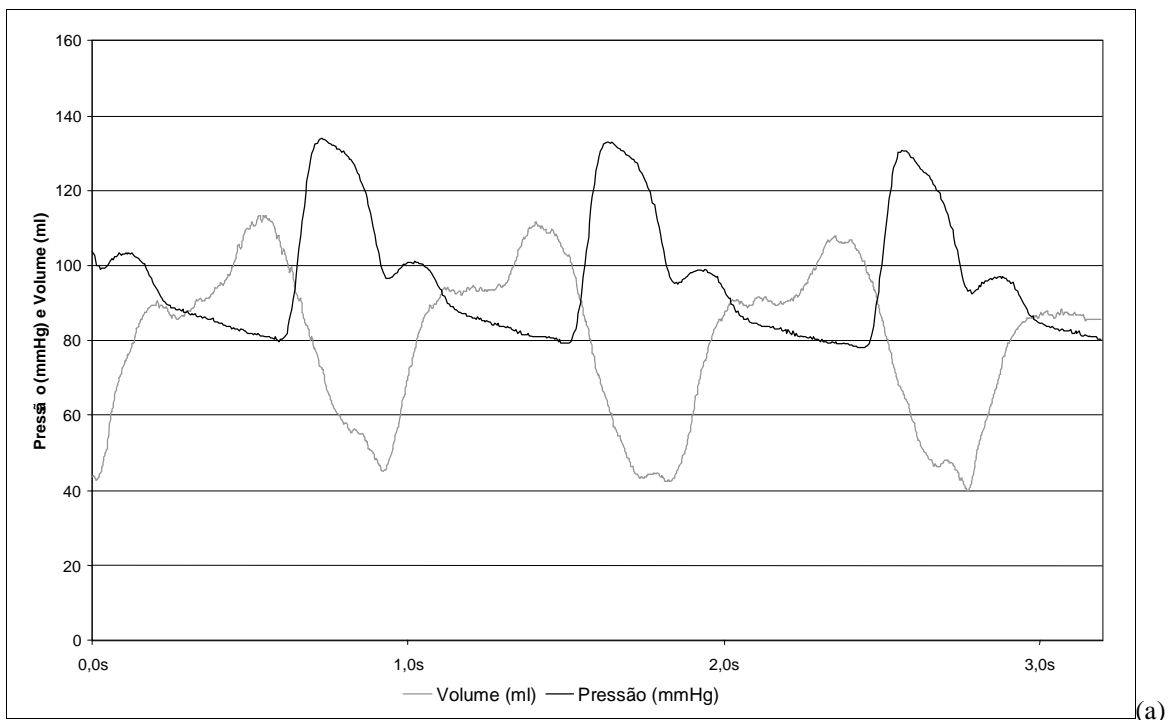
Quadro 10 - Parâmetros das aquisições das pressões invasiva e não-invasiva (mmHg).



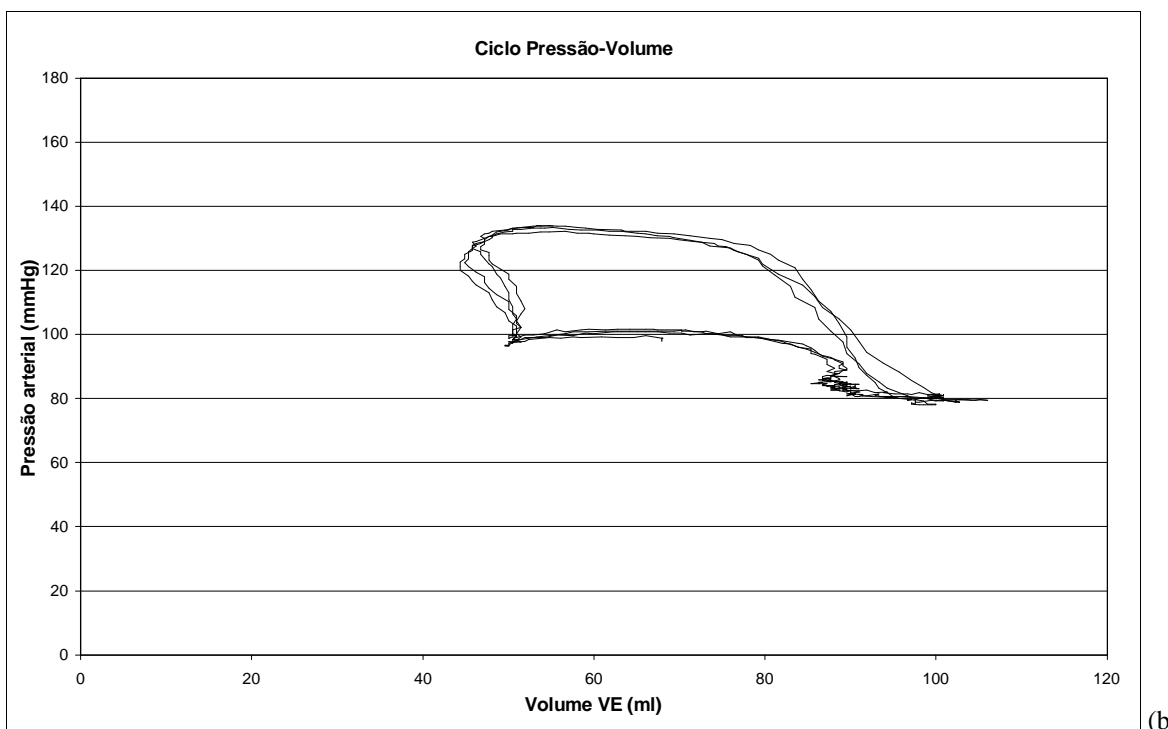
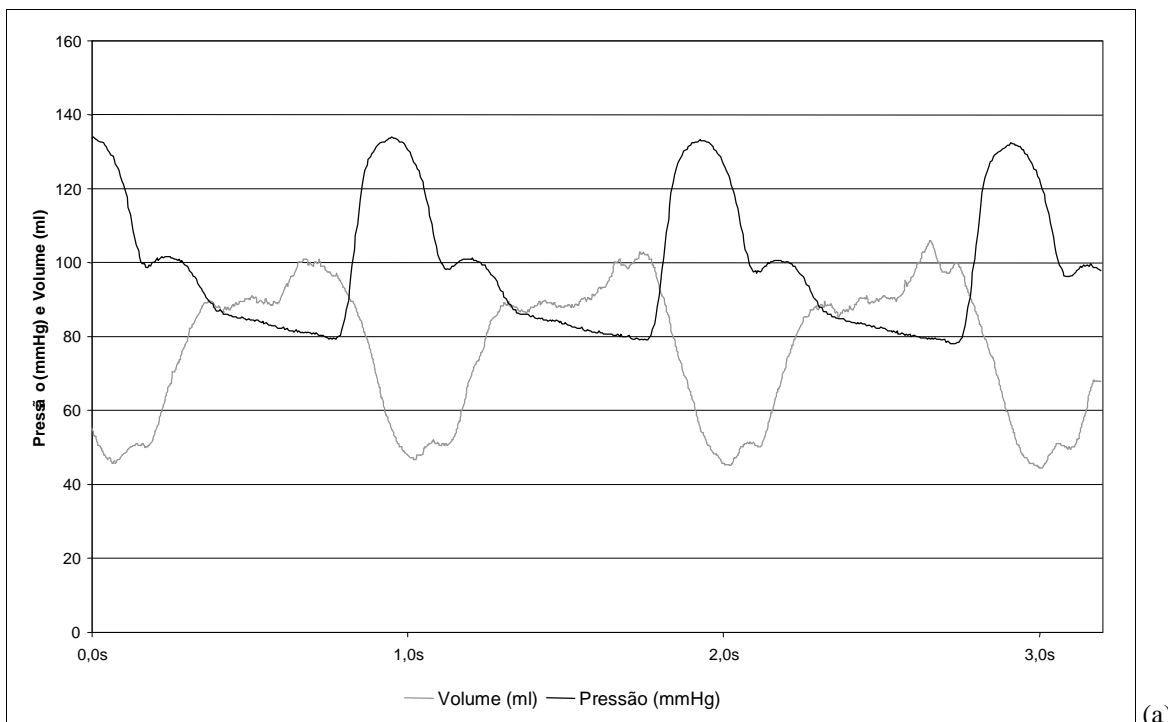
## 2 AQUISIÇÃO DO CICLO PRESSÃO-VOLUME

Foram adquirido 9 ciclos pressão-volume de 5 pacientes todos do sexo masculino com diferentes cardiopatias durante exames ecocardiográficos de rotina, a metodologia de exame é a descrita no item 3.1 no capítulo 3, não serão citadas as cardiopatias de cada paciente porque não temos o objetivo de correlacionar as características dos exames individuais com as cardiopatias.. A seguir demonstraremos os resultados obtidos através das figuras Figura 39 a Figura 47. Após cada aquisição temos os dados de pressão sistólica, diastólica, pressão de enchimento do manguito, volume mínimo e volume máximo. Alguns dados relevantes a respeito do paciente examinado são fornecidos antes dos gráficos das aquisições nele realizadas:

- I) Os ciclos pressão-volume apresentados nas Figura 39, Figura 40 e Figura 41 foram adquiridos com intervalos de 5 minutos, em um mesmo paciente com 26 anos.
- II) Os ciclos pressão-volume apresentados na Figura 42 e Figura 43 foram adquiridos com intervalos de 5 minutos entre cada um, em um mesmo paciente com 11 anos.
- III) Os ciclos pressão-volume apresentados na Figura 44 e Figura 45 foram adquiridos com intervalos de 5 minutos entre cada um, em um mesmo paciente com 26 anos.
- IV) O ciclo pressão-volume apresentado na Figura 46 foi adquirido em um paciente com 56 anos.
- V) O ciclo pressão-volume apresentado na Figura 47 foi adquirido em um paciente com 49 anos.

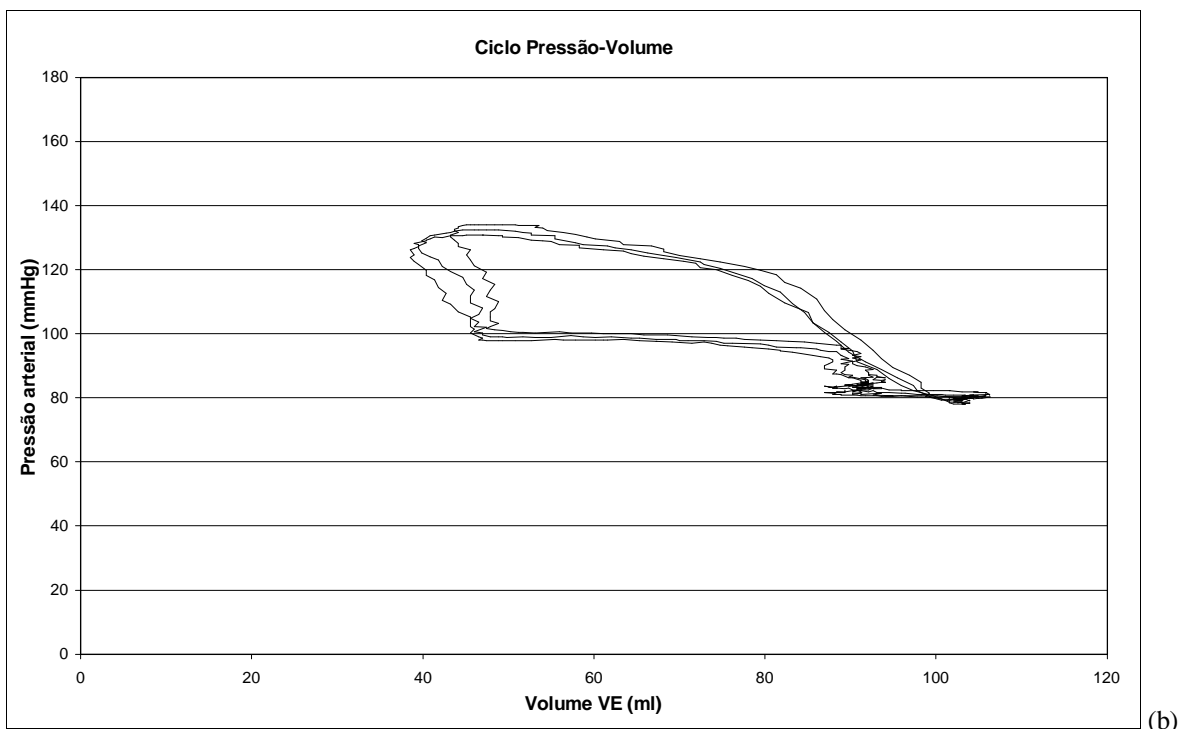
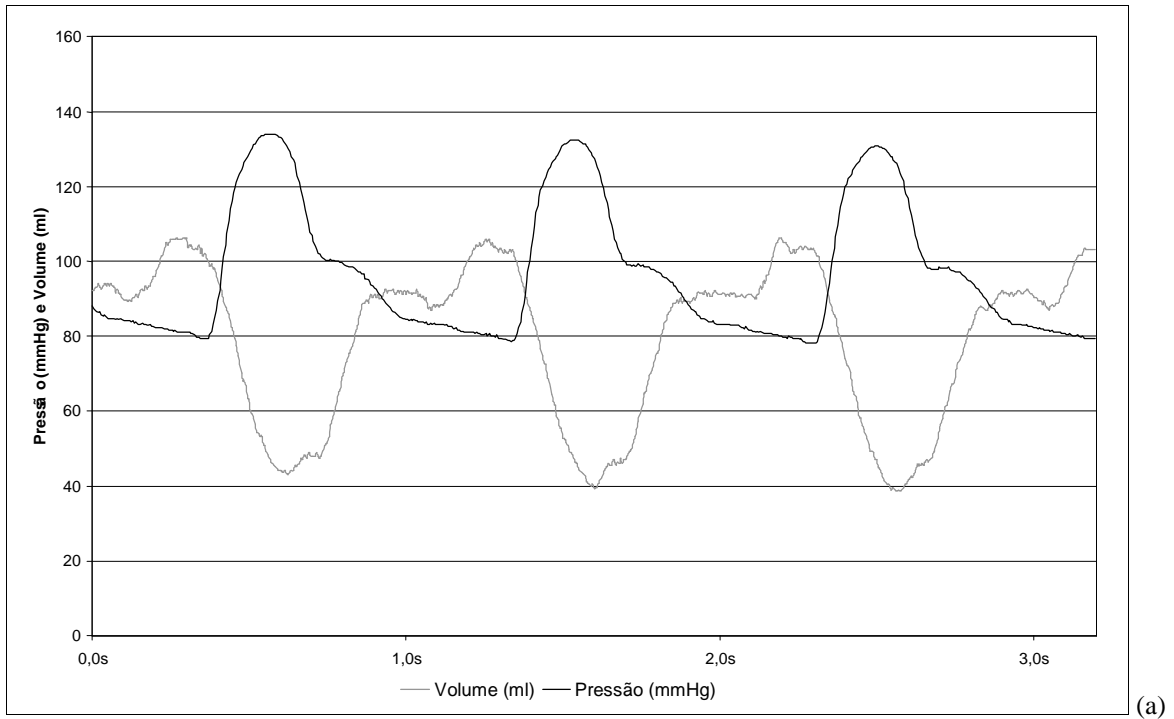


**Figura 39 - Aquisição simultânea da pressão arterial e do volume ventricular esquerdo paciente 6 aq. 1.**  
 (a) gráfico da pressão arterial e volume ventricular contra o tempo e (b) ciclo pressão-volume resultante da aquisição, pressão sistólica 134 mmHg, pressão diastólica 78 mmHg, pressão de enchimento do manguito 120 mmHg, volume mínimo 40 ml, volume máximo 113 ml.



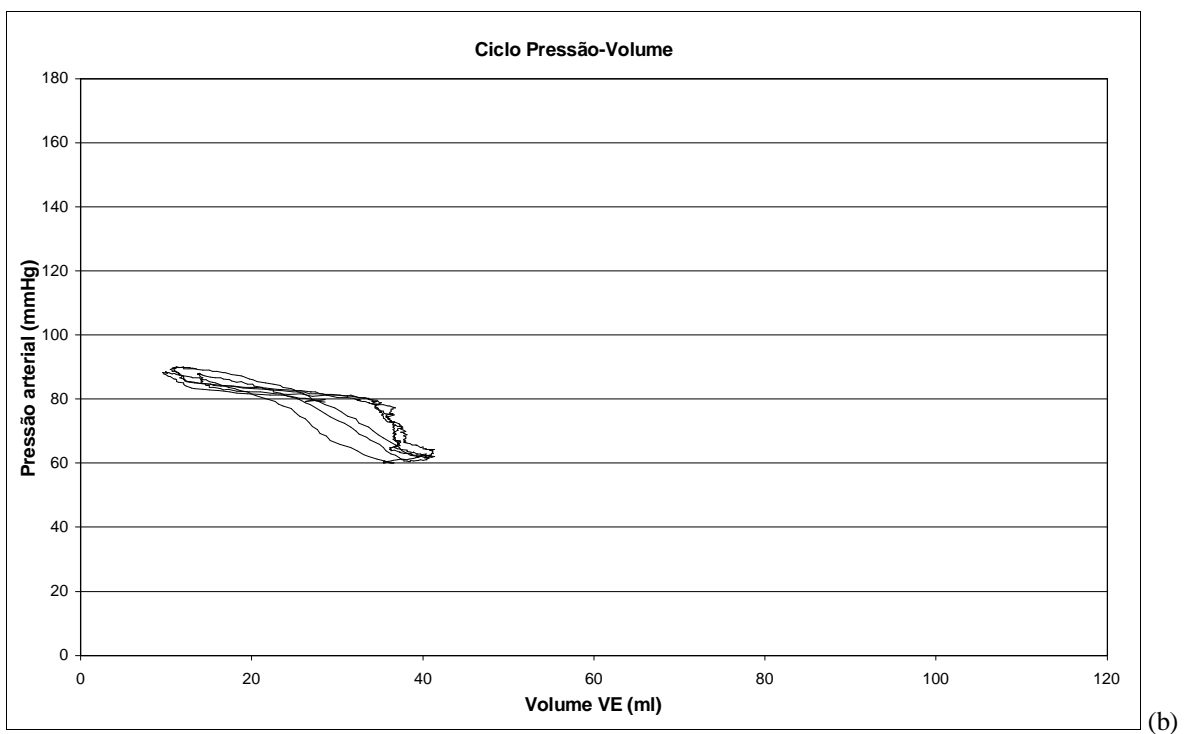
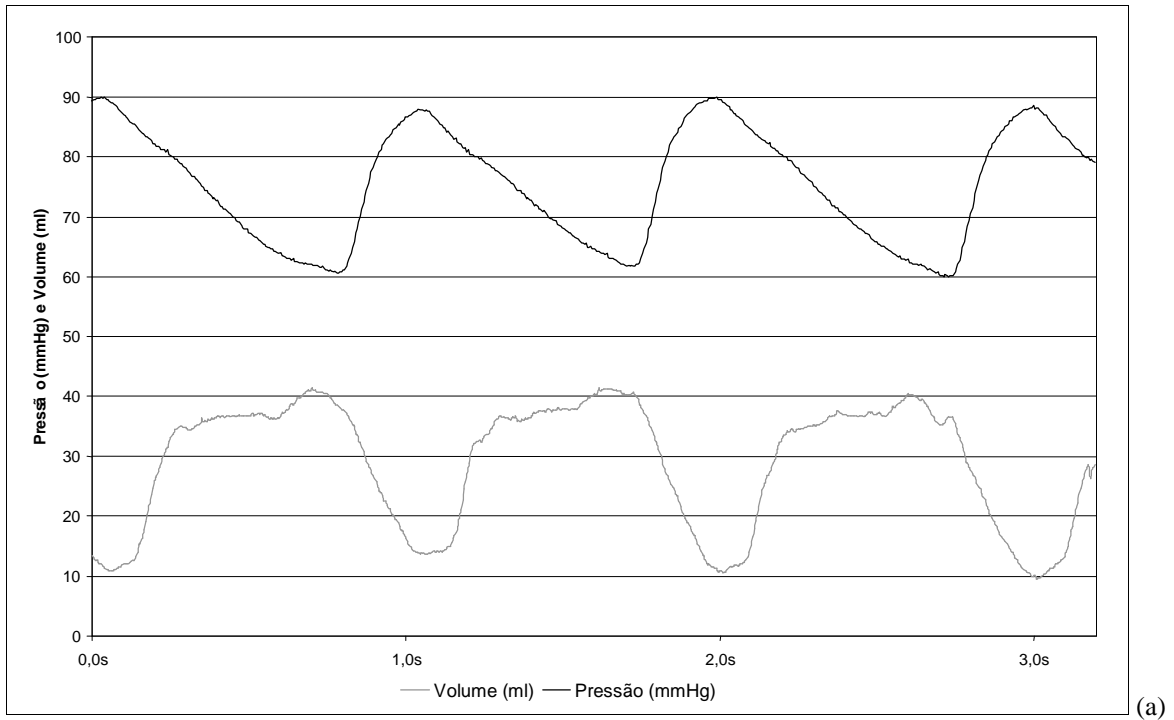
**Figura 40 - Aquisição simultânea da pressão arterial e do volume ventricular esquerdo paciente 6 aq. 2.**

(a) gráfico da pressão arterial e volume ventricular contra o tempo e (b) ciclo pressão-volume resultante da aquisição, pressão sistólica 134 mmHg, pressão diastólica 78 mmHg, pressão de enchimento do manguito 120 mmHg, volume mínimo 44 ml, volume máximo 106 ml.



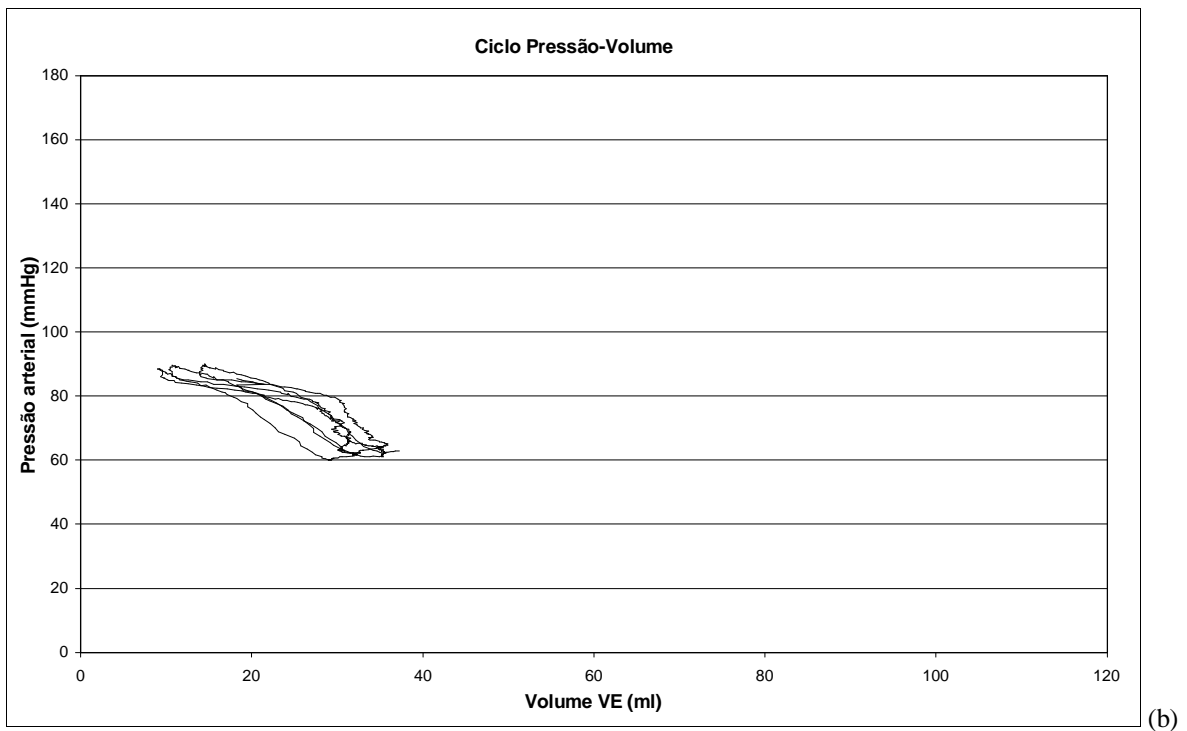
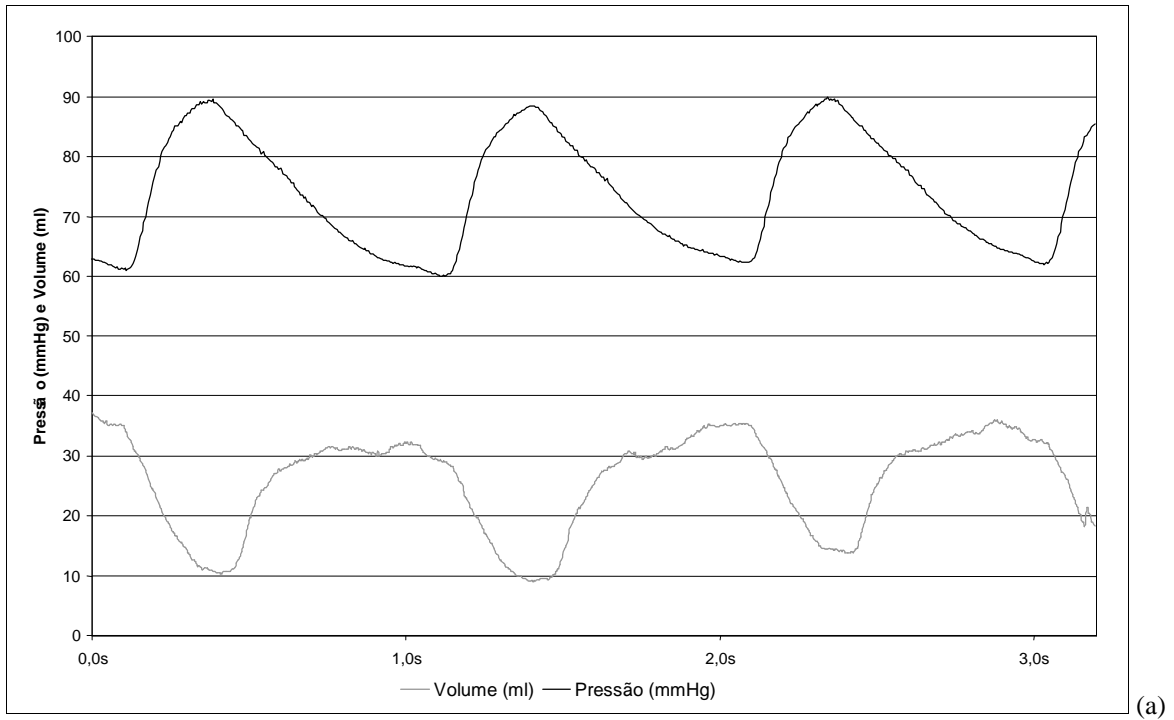
**Figura 41 - Aquisição simultânea da pressão arterial e do volume ventricular esquerdo paciente 6 aq. 3.**

(a) gráfico da pressão arterial e volume ventricular contra o tempo e (b) ciclo pressão-volume resultante da aquisição, pressão sistólica 134 mmHg, pressão diastólica 78 mmHg, pressão de enchimento do manguito 120 mmHg, volume mínimo 38 ml, volume máximo 106 ml.



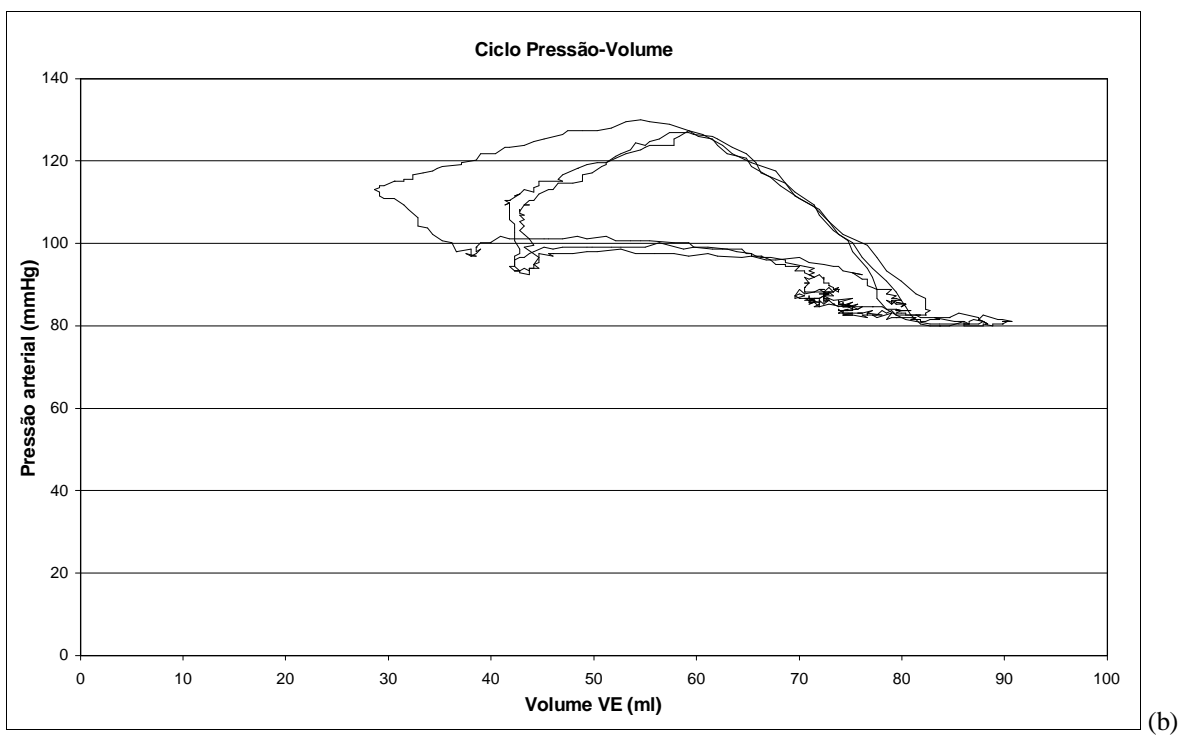
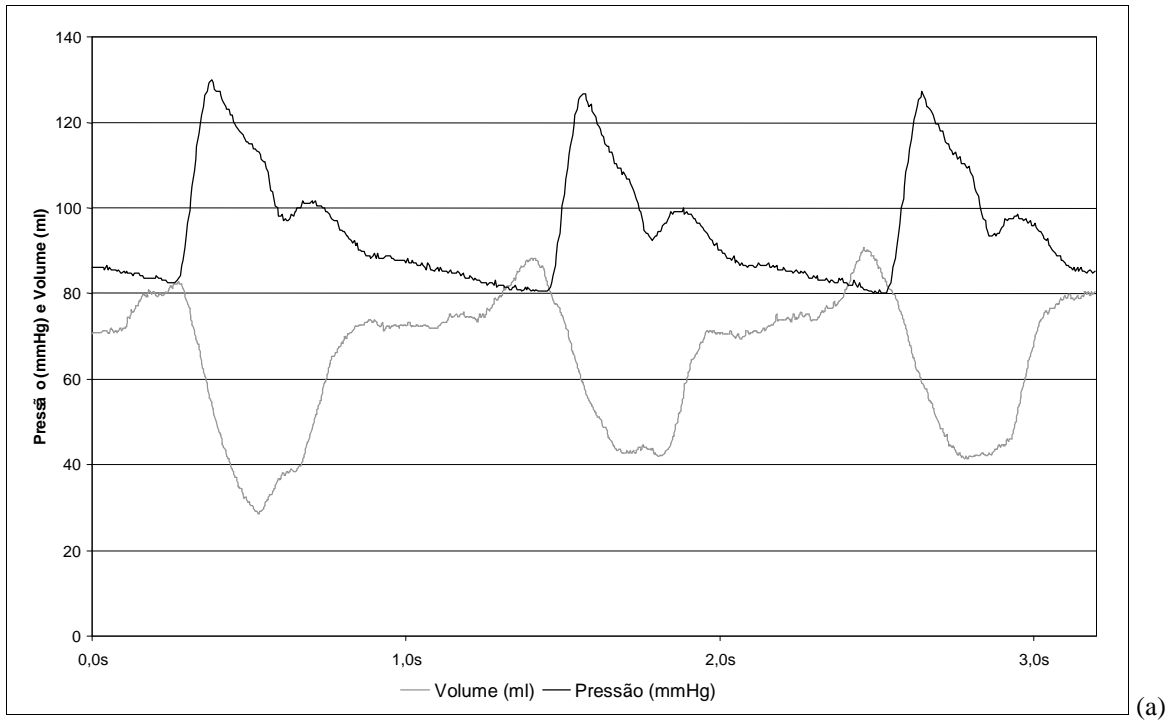
**Figura 42 - Aquisição simultânea da pressão arterial e do volume ventricular esquerdo paciente 7 aq. 1.**

(a) gráfico da pressão arterial e volume ventricular contra o tempo e (b) ciclo pressão-volume resultante da aquisição, pressão sistólica 90 mmHg, pressão diastólica 60 mmHg, pressão de enchimento do manguito 80 mmHg, volume mínimo 9,5 ml, volume máximo 41 ml.



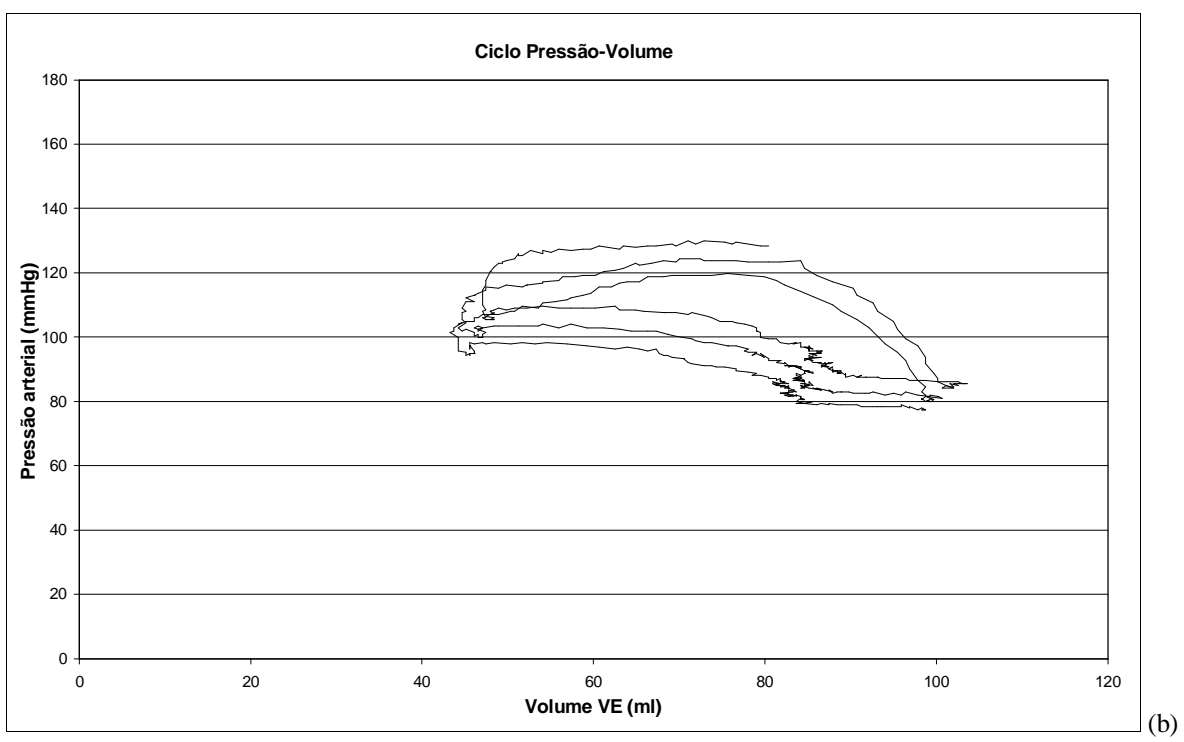
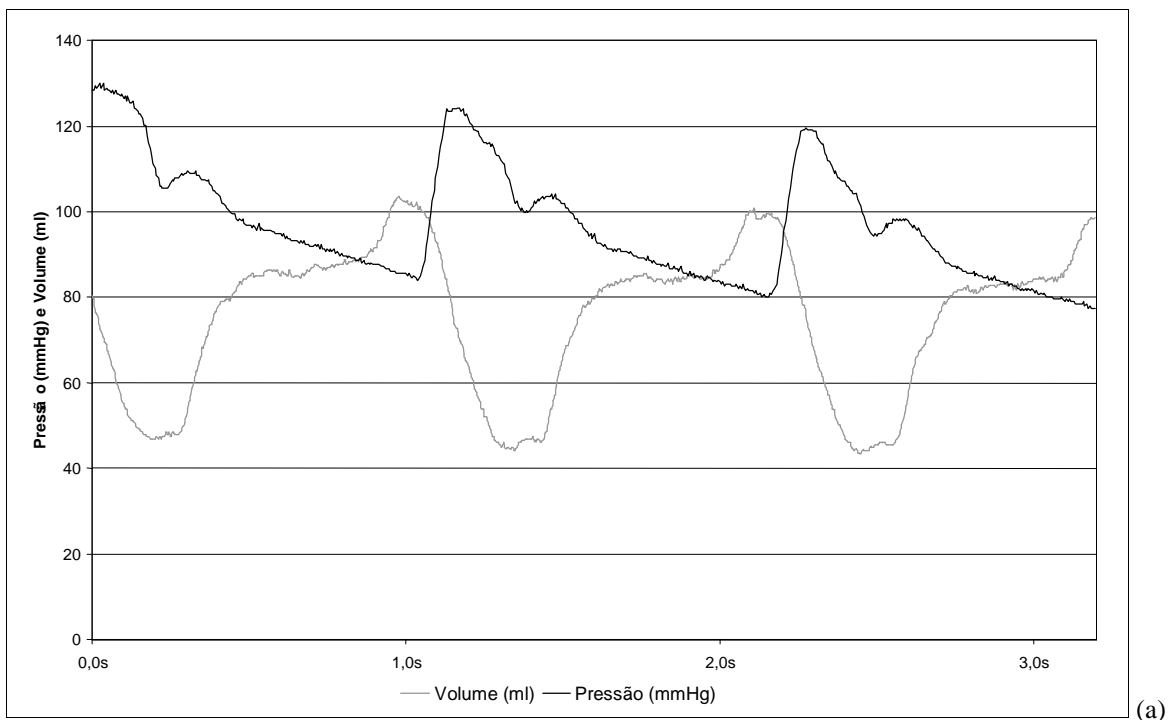
**Figura 43 - Aquisição simultânea da pressão arterial e do volume ventricular esquerdo paciente 7 aq. 2.**

(a) gráfico da pressão arterial e volume ventricular contra o tempo e (b) ciclo pressão-volume resultante da aquisição, pressão sistólica 90 mmHg, pressão diastólica 60 mmHg, pressão de enchimento do manguito 80 mmHg, volume mínimo 9 ml, volume máximo 37 ml.



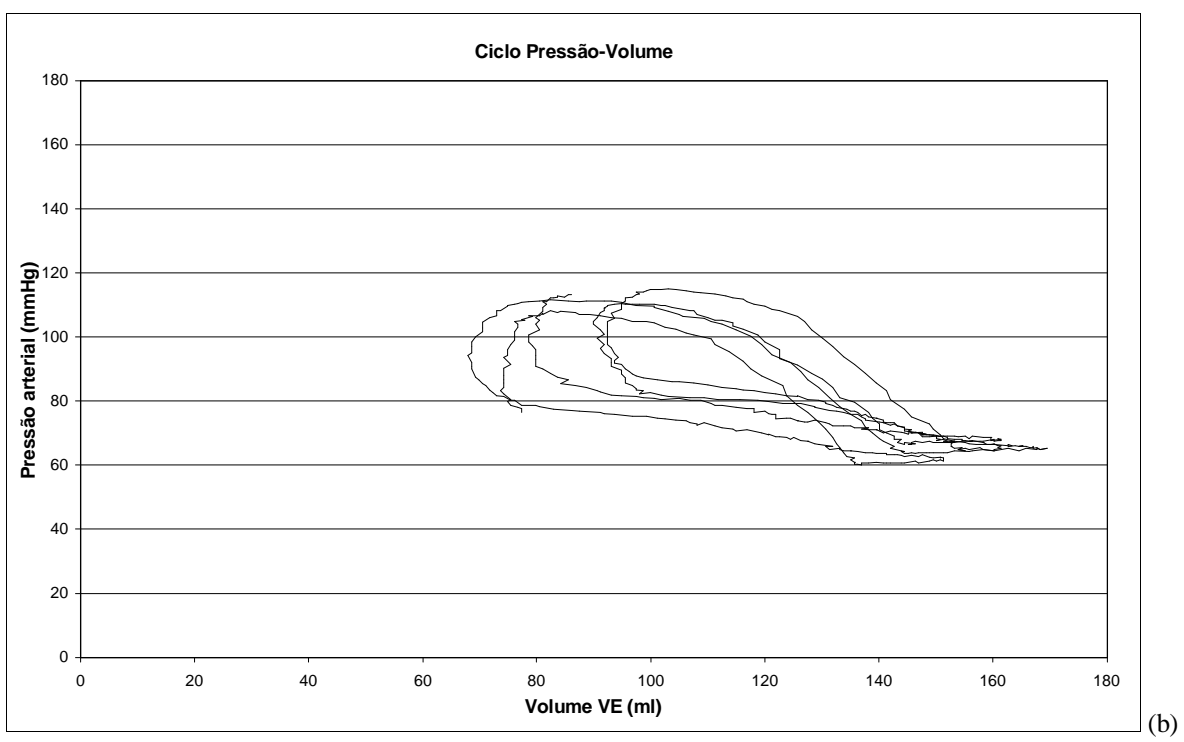
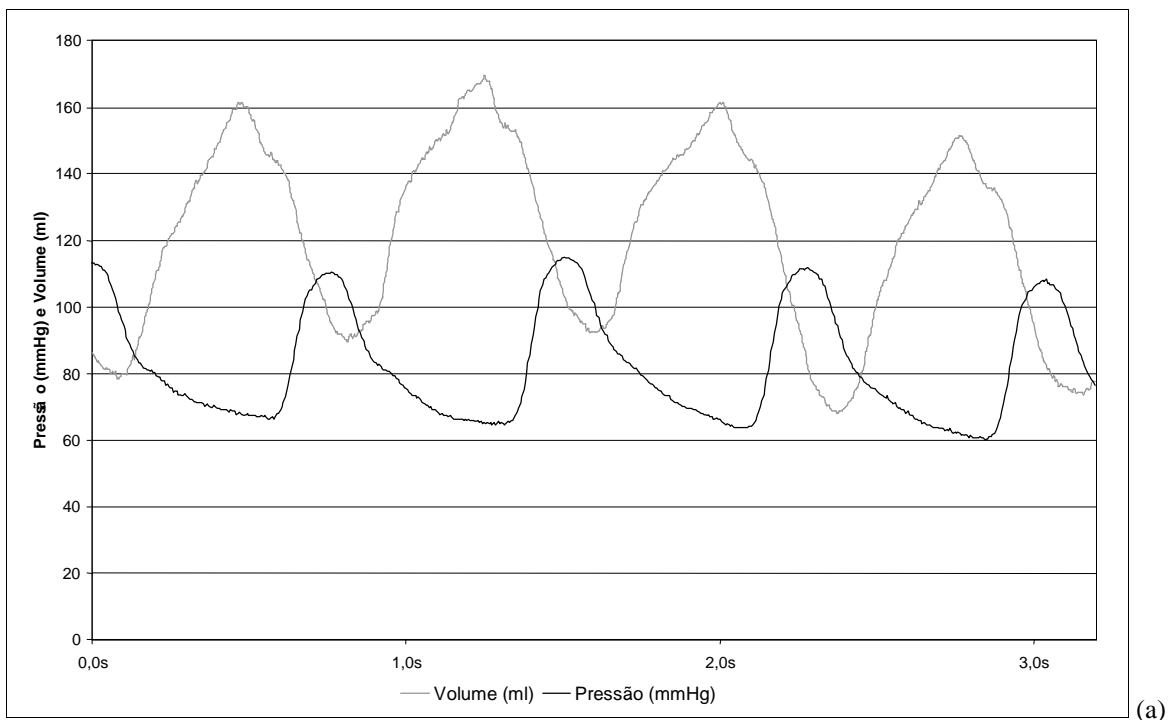
**Figura 44 - Aquisição simultânea da pressão arterial e do volume ventricular esquerdo paciente 8 aq. 1.**

(a) gráfico da pressão arterial e volume ventricular contra o tempo e (b) ciclo pressão-volume resultante da aquisição, pressão sistólica 130 mmHg, pressão diastólica 80 mmHg, pressão de enchimento do manguito 120 mmHg, volume mínimo 29 ml, volume máximo 91 ml.

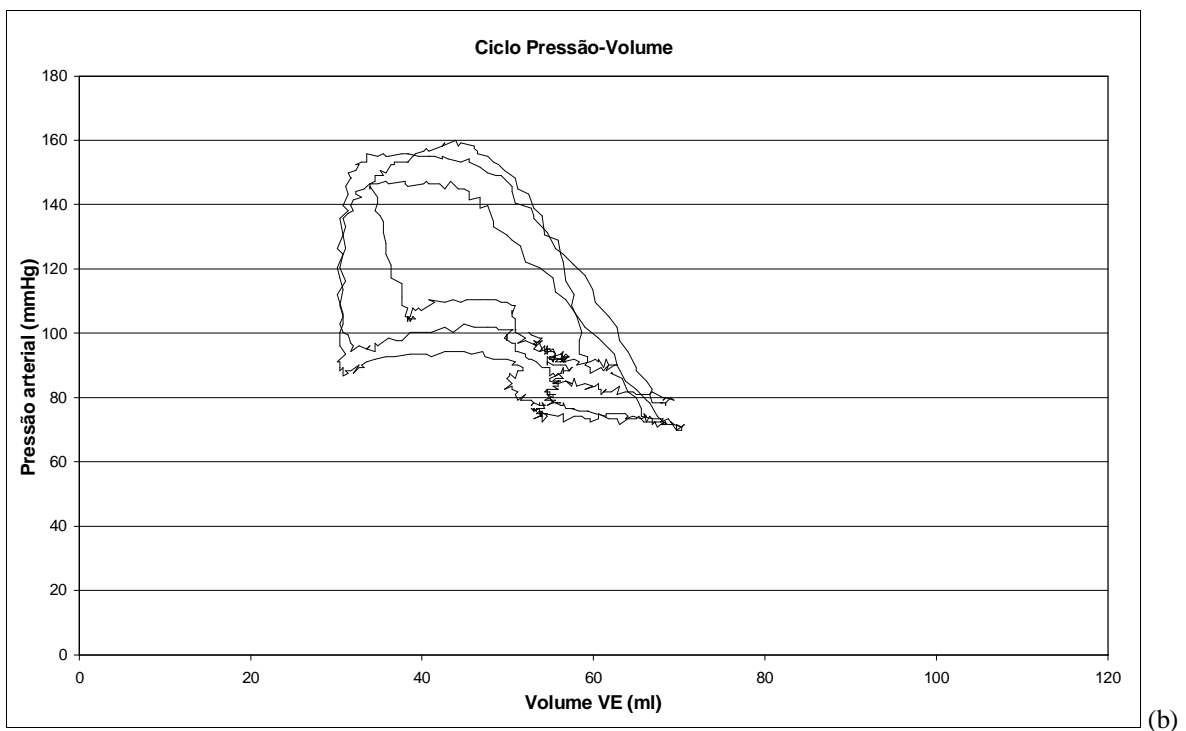
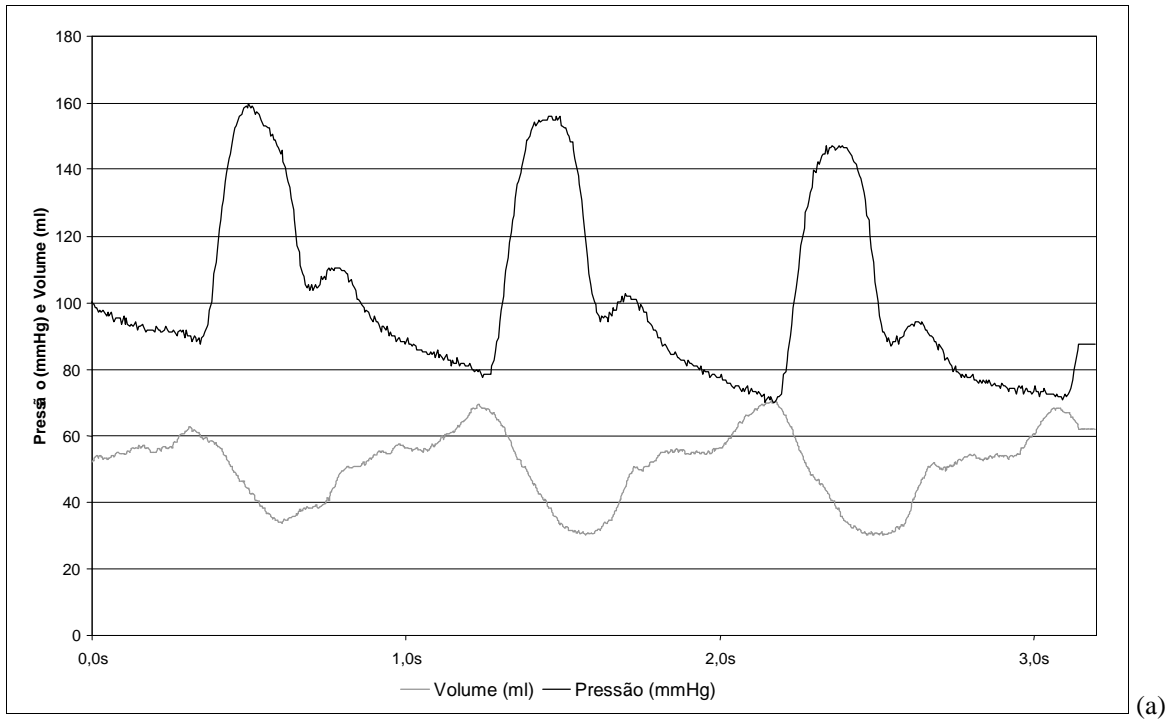


**Figura 45 - Aquisição simultânea da pressão arterial e do volume ventricular esquerdo paciente 8 aq. 2.** (a) gráfico da pressão arterial e volume ventricular contra o tempo e (b) ciclo pressão-volume resultante da aquisição, pressão sistólica 130 mmHg, pressão diastólica 80 mmHg, pressão de enchimento do manguito 130 mmHg, volume mínimo 43 ml, volume máximo 103 ml.





**Figura 46 - Aquisição simultânea da pressão arterial e do volume ventricular esquerdo paciente 9 aq. 1.**  
 (a) gráfico da pressão arterial e volume ventricular contra o tempo e (b) ciclo pressão-volume resultante da aquisição, pressão sistólica 115 mmHg, pressão diastólica 60 mmHg, pressão de enchimento do manguito 100 mmHg, volume mínimo 68 ml, volume máximo 170 ml.



**Figura 47 - Aquisição simultânea da pressão arterial e do volume ventricular esquerdo paciente 10 aq. 1.**

(a) gráfico da pressão arterial e volume ventricular contra o tempo e (b) ciclo pressão-volume resultante da aquisição, pressão sistólica 160 mmHg, pressão diastólica 70 mmHg, pressão de enchimento do manguito 160 mmHg, volume mínimo 30 ml, volume máximo 71 ml.

### 3 ANÁLISE DOS RESULTADOS

A aquisição simultânea da pressão arterial invasiva pelo catéter intra-aórtico e pelo método desenvolvido utilizando o manguito de esfigmomanômetro permite quantificar a eficiência do novo método de aquisição da pressão. A correlação entre os métodos manteve-se em todas as aquisições superior a 0,90 e  $P < 0,001$  (Pipkin, 1984). Isso porém não permite avaliar corretamente o método de aquisição, pois é de se esperar que dois sistemas adquirindo simultaneamente o mesmo sinal possuam uma correlação desta ordem. Com a metodologia de análise para medidas clínicas de Bland e Altman (1986) pode-se comparar cada aquisição e assim perceber que parâmetros devem ser alterados para obter uma aquisição mais exata da pressão. O método de Bland e Altman (1986) consiste na análise das diferenças entre as medidas dos dois métodos de aquisição e gera a média das diferenças ( $\bar{d}$ ) e o desvio padrão destas diferenças ( $S(d)$ ). Com estes dados e considerando que as diferenças entre os dois métodos obedecem uma distribuição normal, pode-se afirmar que 95% das amostras estarão no intervalo compreendido entre quatro desvios padrões e centrados sobre a média, ou seja, as diferenças estarão entre  $\bar{d} + 2s$  e  $\bar{d} - 2s$ .

Obteve-se aquisições com limites de concordância variando entre ( $\bar{d} + 2s = 6,52$  ;  $\bar{d} - 2s = -6,07$ ) e ( $\bar{d} + 2s = 15,42$  ;  $\bar{d} - 2s = -33,94$ ) como se pode ver no Quadro 10. A comparação destes valores demonstraram que a pressão de enchimento do manguito tem uma influência significativa na resposta do sistema. Outras características do paciente também influem na exatidão e precisão do método, como por exemplo arritmias graves e diâmetro do braço entre outras. O movimento do aparato também degrada a aquisição, devendo-se neste caso repetir a aquisição. Porém, a pressão de enchimento do manguito deve ser bem ajustada, pois tem influência e não pode ser percebida pela análise visual da onda de pressão adquirida.

Pressões de enchimento variando entre 10 e 15 mmHg abaixo da pressão sistólica apresentam a melhor resposta, diminuindo a diferença entre o valor medido pelo sistema do manguito e o padrão de comparação utilizado.

Pressões de enchimento menores que (Pressão Sistólica - 15 mmHg) ou maiores que (Pressão Sistólica - 10 mmHg) geram deformações na onda adquirida aumentando assim as diferenças entre os métodos. Isto pode ser visto nas aquisições do paciente 2 (Figura 18 e Figura 21), onde a fase decrescente da pressão arterial é apresentada pelo sistema não invasivo com valores sempre superiores ao adquirido pelo método padrão. A utilização de

pressões de enchimento superiores ou iguais à pressão sistólica gera deformações na parte ascendente da pressão arterial, como pode ser visto na aquisição 2 do paciente 4 Figura 33.

Utilizando-se pressões de enchimento dentro dos valores acima estabelecidos, teremos aquisições com limites de concordância menores que +10 mmHg e -10 mmHg, o que demonstra que este método não-invasivo de aquisição da pressão arterial pode ser utilizado na aquisição do ciclo pressão-volume.

A aquisição do ciclo pressão-volume utilizando o método não-invasivo acima descrito para a pressão arterial e a ecocardiografia com quantificação acústica para aquisição do volume ventricular (Castro, 1996), gerou os gráficos acima apresentados no item 2 deste capítulo. Por utilizar dois métodos de aquisição de eficiência comprovada pode-se dizer que este também é eficiente.

A análise médica do ciclo pressão-volume por métodos não invasivos é uma linha de pesquisa atual no meio médico e ainda está em fase de desenvolvimento, (Magorien 1983; Gorscan, 1994b; MacGowan, 1998; Mandarino 1998) não havendo portanto equipamentos disponíveis para comparação que sirvam como padrão-ouro. A comparação dos gráficos do ciclo pressão-volume obtidos com os da literatura citada permite analisar visualmente o sistema e concluir que estes se assemelham muito com os ciclos obtidos invasivamente.

Percebe-se pela comparação com sistemas que utilizam a pressão intra-ventricular (Sagawa, 1978; Magorien 1983; MacGowan, 1998; Mandarino 1998) que durante a diástole temos uma significativa diferença para com o sinal não-invasivo adquirido. Isso ocorre devido ao fechamento da válvula aórtica, durante este período a pressão arterial é independente da pressão intra-ventricular. Esta diferença entre as pressões se faz notar na parte inferior do ciclo pressão-volume, enquanto o músculo do ventrículo relaxa a pressão interna deste é menor que a adquirida pelo sistema, pois os grandes vasos principalmente a aorta se dilatam durante a sístole e durante a diástole mantém a pressão arterial elevada.

Portanto, a parte inferior do ciclo que fica compreendida entre o fechamento e a abertura da válvula aórtica, não deve ser observado para avaliações clínicas, sendo mais apropriado o uso das formas de onda  $P(t)$  e  $V(t)$  individualmente. Porém, esta diferença não prejudica a obtenção de parâmetros como a contractilidade (Gorscan, 1994b) ou a avaliação do efeito de substâncias farmacológicas sob a performance cardíaca e reduz apenas parcialmente a exatidão da avaliação do trabalho realizado pelo músculo cardíaco durante o batimento.

## 5 CONCLUSÕES E RECOMENDAÇÕES

Conforme apresentado, o sistema de aquisição desenvolvido atingiu os objetivos de ser não-invasivo, de fácil utilização e de baixo custo. O protótipo e o computador utilizados têm um custo de fabricação acessíveis e a operação destes permite um exame de curta duração. Não envolve materiais descartáveis, não é agressivo ao paciente e, embora venha a ser um procedimento mais utilizável em pacientes hospitalizados, não é necessária esta condição de internação hospitalar para sua execução, pois, pela simplicidade, o exame pode ser realizado em ambiente ambulatorial. O treinamento necessário ao operador do sistema, com prévia experiência em ecografia, é simples e de rápido aprendizado.

Obteve-se também uma resposta satisfatória do sistema de aquisição do ciclo pressão-volume através da ecocardiografia com detecção automática de bordos e da pressão arterial através do manguito de esfigmomanômetro. Isto permite colocar o protótipo a disposição para novas pesquisas na área médica que busquem identificar parâmetros para avaliação funcional do ventrículo esquerdo bem como a correlação das características do ciclo cardíaco nas diversas cardiopatias e eventuais intervenções terapêuticas. Com o avanço destas pesquisas médicas poder-se-á utilizar este sistema não invasivo para fazer diagnósticos assim como pré seleção para exames mais caros ou invasivos.

No estágio atual já é possível acompanhar a evolução do estado funcional do ventrículo esquerdo, quando submetido a intervenções seja com fármacos ou seja com dispositivos utilizando-se da comparação do ciclo adquirido antes, durante e após a intervenção. Pode-se ainda estabelecer a evolução das cardiopatias pela comparação de aquisições da curva pressão-volume obtidas periodicamente.

Quanto a comparação estatística entre os métodos de aquisição da pressão arterial, obteve-se resultados com adequada correlação entre o sistema não-invasivo desenvolvido e o sistema invasivo, considerado como padrão-ouro. Quando utilizado corretamente, com pressão de enchimento adequada e sem movimento do artefato, não obteve-se diferenças entre os métodos (valores menores que  $0,223 \pm 6,28$  mmHg para 95% das amostras).

## 1 RECOMENDAÇÕES

Pode-se antever algumas melhorias no sistema que facilitariam sua operação e melhorariam a qualidade dos dados adquiridos. Estas recomendações são citadas com o intuito de incentivar a continuidade das pesquisas sobre o protótipo e sobre o ciclo pressão-volume. Apresenta-se abaixo em forma de itens as principais possibilidades de avanço no equipamento:

- Uso de uma válvula solenóide e uma bomba de ar comprimido para eliminar as ações manuais do operador junto ao protótipo;
- Aquisição das pressões sistólica e diastólica pelo método oscilométrico no próprio sistema;
- Aumento da precisão do conversor A/D de 8 para 12 bits, diminuindo assim as possibilidade de saturação do sinal por movimento do artefato sem perda de resolução;
- Uso de filtros digitais (DSP) para condicionamento do sinal, eliminando ruídos eletromagnéticos de alta frequência e de baixa frequência como movimento do artefato e despressurização da bolsa do manguito;
- Aquisição de um maior intervalo de tempo sem diminuição da frequência de amostragem;
- Aquisição simultânea do ECG para possibilitar sincronismo automático dos sinais de pressão e volume;

Abaixo apresentamos sugestões de pesquisas utilizando o protótipo desenvolvido:

- Pesquisas amostrais para análise estatística do comportamento do ciclo pressão-volume com cardiopatias;
- Comparação entre medidas obtidas pelo ciclo pressão-volume e por outros métodos tradicionais para avaliação da performance cardíaca através características funcionais como, contractilidade, trabalho realizado pelo músculo cardíaco, elasticidade. (Magorien, 1983; Gorscan 1994b; Mandarin, 1998);

- Análise isolada da pressão arterial e do volume para obtenção de tempos de relaxamento, estudo de complacência vascular (Brinton, 1997)
- Avaliação de parâmetros de função diastólica cardíaca.
- Comparação entre dados obtidos por métodos invasivos (catéter de Swan-Ganz e outros) e análise não invasiva da curva pressão-volume:
  - Choque cardiogênico
  - Pós-operatório imediato de cirurgia cardíaca
  - Intervenções de risco com catéter
  - Balão intra-aórtico

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- AL-KHALIDI, A.H. et al. Validation of the conductance catheter method for measurement of ventricular volumes under varying conditions relevant to cardiac surgery. **Am J Cardiol**, v.82, p.1248-1252, 1998.
- BLAND, J.M.; ALTMAN, D.J. Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. **Lancet**, v.8, p.307-310, 1986.
- BOS, W.J.W. et al. Reconstruction of brachial artery pressure from noninvasive finger pressure measurements. **Circulation**, v.94, p.1870-1875, 1996.
- BRINTON T.J. et al. Development and validation of a noninvasive method to determine arterial pressure and vascular compliance. **Am J Cardiol**, v.80, p.323-330, 1997.
- BRONZINO, J.D. **The biomedical engineering handbook**, Boca Raton, FL: CRC Press, Inc. in cooperation with IEEE Press, 1995.
- CAHALAN, K.M. et al. Automated real-time analysis of intraoperative transesophageal echocardiograms. **Anesthesiology**, v.78, p.477-485, 1993.
- CASTRO, I. **Avaliação ecocardiográfica por quantificação acústica da função sistólica ventricular esquerda instantânea e sua correlação com cineangiocardiografia**. Porto Alegre, 1996. Tese (Doutorado em Medicina) - Cardiologia do Instituto de Cardiologia do Rio Grande do Sul, Curso de Pós-Graduação em Medicina do IC-FUC.
- CHEN, C.H. et al. Validation of carotid artery tonometry as a means of estimating augmentation index of ascending aortic pressure. **Hypertension**, v.27, p.168-175, 1996.
- CHEN, C.H. et al. Comparison of continuous left ventricular volume by transthoracic two-dimensional digital echo quantification with simultaneous conductance catheter measurements in patients with cardiac diseases. **Am J Cardiol**, v.80, p.756-761, 1997.
- CHUA, C.S.; HIN, S.M. Digital blood pressure meter. **Motorola Semiconductor Application Note**, AN1571 p.1-8, 1997.



- COHN, J.N. et al. Noninvasive pulse wave analysis for the early detection of vascular disease. **Hypertension**, v.26, p.503-508, 1995.
- GIZDULICH, P.; PRENTZA A.; WESSELING K.H. Model of brachial to finger pulse wave distortion and pressure decrement. **Cardiovasc Res**, v.33, p.698-705, 1997.
- GORCSAN III, J. et al. Assessment of left ventricular performance by on-line pressure-area relations using echocardiographic automated border detection. **J Am Coll Cardiol**, v.23 p.242-252, 1994a.
- GORCSAN III, J. et al. Rapid estimation of left ventricular contractility from end-systolic relations by echocardiographic automated border detection and femoral arterial pressure. **Anesthesiology**, v.81, p.553-562, 1994b.
- GUYTON, A.C. **Tratado de fisiologia médica**. 8.ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1992.
- HAYWARD, C.S.; KELLY, R.P. Gender-related differences in the central arterial pressure waveform. **J Am Coll Cardiol**, v.30, p.1863-1871, 1997.
- HERPIN, D.; RAGOT, S. Mid- and long-term reproducibility of noninvasive measurements of spontaneous arterial baroreflex sensitivity in healthy volunteers. **Am J Hypertens**, v.10, p.790-797, 1997.
- IMHOLZ, B.P.M et al. Fifteen years experience with finger arterial pressure monitoring: assessment of the technology. **Cardiovasc Res**, v.38, p.605-616, 1998.
- IMHOLZ, B.P.M. et al. Non-invasive continuous finger blood pressure measurement during orthostatic stress compared to intra-arterial pressure. **Cardiovasc Res**, v.24, p.214-221, 1990.
- INTEL CORPORATION. **16-bit embedded controller handbook**: cap. 5, 1991.
- KELLY, R. et al. Noninvasive determination of age-related changes in the human arterial pulse. **Circulation**, v.80, p.1652-1659, 1989.
- KHDER Y. et al. Effects of blood pressure control on radial artery diameter and compliance in hypertensive patients. **Am J Hypertens**, v.10, p.269-274, 1997.
- KWEK, K. et al. Validation of a non-oscillometric electronic sphygmomanometer in an obstetric population. **Am J Hypertens**, v.11, p.978-982, 1998.

- MACGOWAN, G.A. et al. Direct myocardial effects of OPC-18790 in human heart failure: beneficial effects on contractile and diastolic function demonstrated by intracoronary infusion with pressure-volume analysis. **J Am Coll Cardiol**, v.31, p.1344-1351, 1998.
- MAGORIEN, D.J. et al. Assessment of left ventricular pressure-volume relations using gated radionuclide angiography echocardiography and micromanometer pressure recordings. **Circulation**, v.67, n.4, p.844-853, 1983.
- MANDARINO, W.A. et al. Assessment of left ventricular contractile state by preload adjusted maximal power using echocardiographic automated border detection. **J Am Coll Cardiol**, v.31, p.861,868, 1998.
- MARMOR, A.; SCHNEEWEISS, A. Prognostic value of noninvasively obtained left ventricular contractile reserve in patients with severe heart failure. **J Am Coll Cardiol**, v.29, p.422-428, 1997.
- NAKAYAMA, M. et al. Optimal preload adjustment of maximal ventricular power index varies with cardiac chamber size. **Am Heart J**, v.136(2), p.281-288, 1998.
- NOSIR, Y.F.M. et al. Measurements and day-to-day variabilities of left ventricular volumes and ejection fraction by three-dimensional echocardiography and comparison with magnetic resonance imaging. **Am J Cardiol**, v.82, p.209-214, 1998.
- PATTERSON, R. et al. Development of an electrical impedance plethysmography system to monitor cardiac output. In: First Annual Rocky Mountain Bioengineering Symposium, 1964, **Proceedings**, Colorado: United States Air Force Academy, 1964. p.56-71.
- PEÑAZ, J. Photoelectric measurement of blood pressure, volume and flow in the finger. **Digest 10<sup>th</sup> Int Conf Med Biol Engp 104**, Dresden, German, 1973.
- PEREZ, J. R. et al. On line assessment of ventricular function by automatic boundary detection and ultrasonic backscatter imaging. **J Am Coll Cardiol**, v. 19, p. 313-320, 1992.
- PIPKIN, F.B. **Medical statistics made easy**. Edinburgh, Churchill Livingstone, 1984.
- SAGAWA, K. The ventricular pressure-volume diagram revisited. **Circ Res**, v.43, n.5, p.677-687, 1978.
- SATO, T. et al. Accuracy of a continuous blood pressure monitor based on arterial tonometry. **Hypertension**, v.21, p.866-874, 1993.

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

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

ZUCCOLOTTO, M. **Kit IEE96**, Porto Alegre, 1999. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) - Instrumentação Eletro-Eletrônica do Programa de Pós-graduação em Engenharia Metalúrgica e de Materiais da UFRGS – Em andamento.

## **ANEXOS**

# ANEXO 1 - ESQUEMÁTICOS DO KIT IEE96

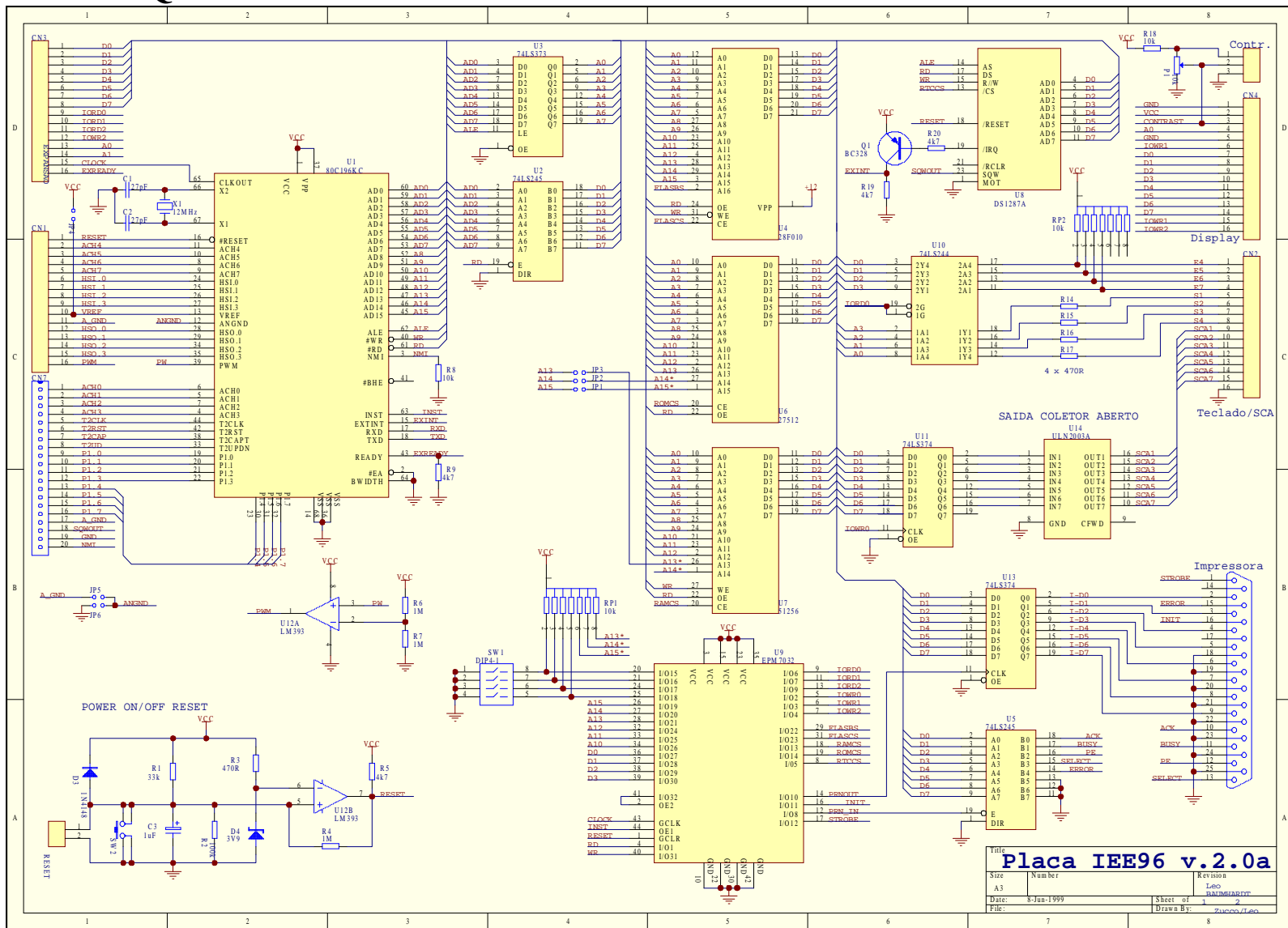


Figura 48 - Esquemático do kit IEE96. (parte I)

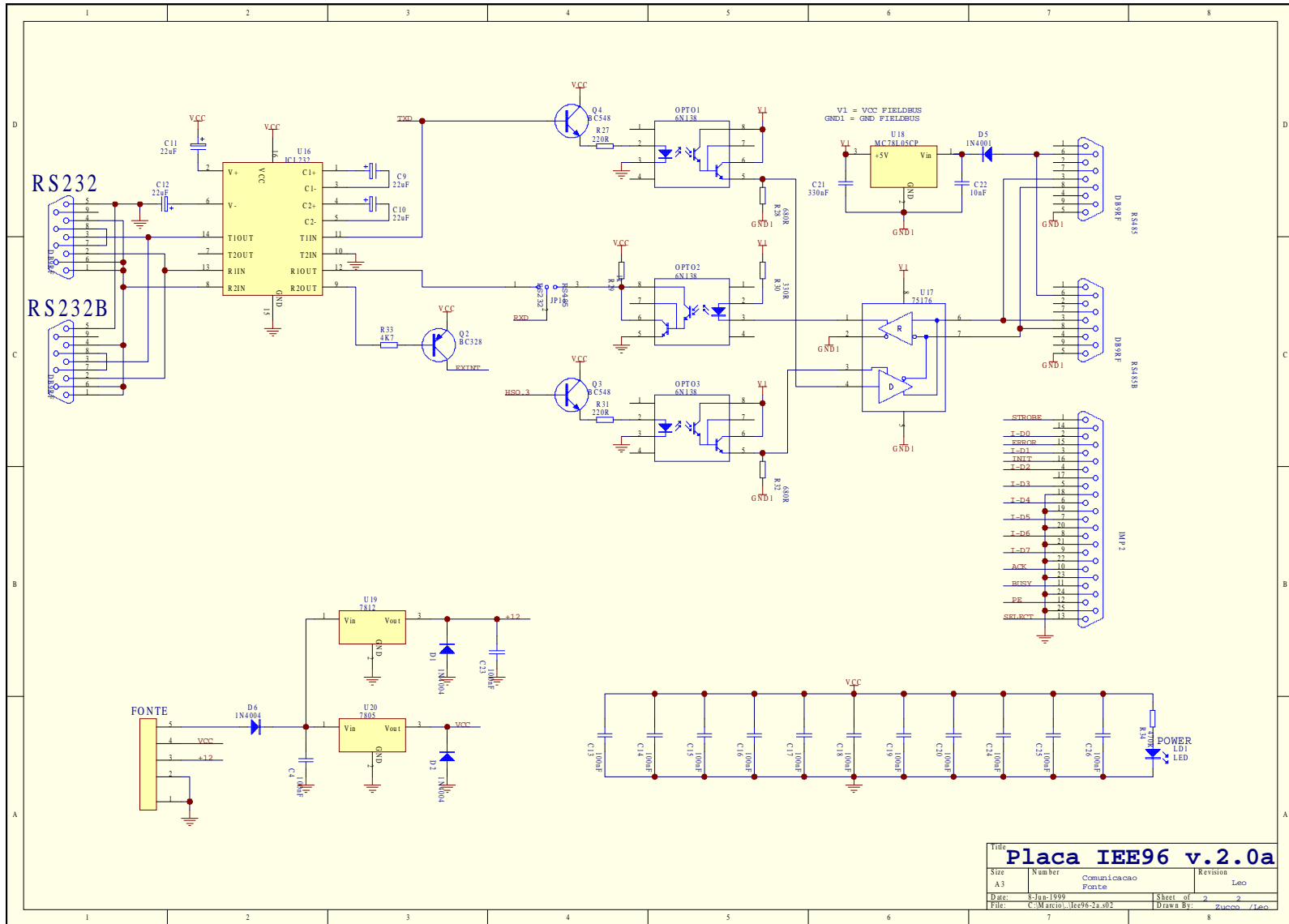


Figura 49 - Esquemático do kit IEE96. (parte II)

## ANEXO 2 - PROGRAMA DO KIT IEE96

```

/* PROGRAMA PARA O KIT-IEE96                */
/* autor: Marcio Slomp                       */
/* aquisicao de dados de Pressao e volume    */

#include <iee96.h>

#define SP_CONFIG      0x09      /* PORTA SERIAL: 8 BITS DADOS, SEM PARID., HAB. RECEPCAO */
#define CTRL_IO       0x21      /* CONFIGURA PINO TxD (ioc1.5=1 (TxD)) */
#define INT_MASK      0x00      /* int_mask.7=0 (desabilita EXTINT) */
#define BAUD_LOW      0x0C      /* baud_rate = 0C->57600, baudreg = Xtal/(baud_rate*16)-1 */
#define BAUD_HIGH     0x80      /* cristal: 12MHz      proc: 80c196 */

#define RECEBIDO      (char)0x40 /* STATUS DA PORTA SERIAL (sp_stat.6=1 -> BYTE RECEBIDO) */
#define ENVIADO       (char)0x20 /* STATUS DA PORTA SERIAL (sp_stat.5=1 -> BYTE ENVIADO) */
#define CMD_ADQUIRIR  0x01      /* define o comando CMD_ADQUIRIR */
#define CMD_ENVIAR_PRESSAO 0x02 /* define o comando CMD_ENVIAR_PRESSAO */
#define CMD_ENVIAR_PINV 0x03    /* define o comando CMD_ENVIAR_PINV */
#define CMD_ENVIAR_VOLUME 0x04  /* define o comando CMD_ENVIAR_VOLUME */
#define CMD_FREQ_AMOST 0x05     /* define o comando CMD_FREQ_AMOST */
#define PRONTO        0x06     /* define o comando PRONTO */
#define CMD_ADQUIRIR_PINV 0x07  /* define o comando CMD_ADQUIRIR_PINV */
#define CMD_AJUSTAR_ZEROS 0x08 /* define o comando CMD_AJUSTAR_ZEROS */

void acquire_pxt_vxt (void); /* recebe a freq de amostr e acquire P e V */
void envia_pxt (void);
void envia_pixt (void);
void envia_vxt (void);
void rec_freq_amost (void);
void acquire_pxt_pixt (void);
void ajusta_zeros (void);
void ajusta_zeros (void);

char buffer[3];
int i, phi[640], vhi[640], pihi[640], CMD;
word FREQ_AMOST, prox_amost; /* valor do timer1 quando ocorrer a proxima amostragem */
byte HI_FREQ_AMOST, LO_FREQ_AMOST;

inicio()
{
ioc1=CTRL_IO;          /* HABILITA PINO TxD. */
int_mask=INT_MASK;    /* MASCARA EXT_INT */
sp_con=SP_CONFIG;     /* CONFIG.PORTA SERIAL */
baud_rate=BAUD_LOW;   /* AJUSTA BAUD RATE DA SERIAL */
baud_rate=BAUD_HIGH; /* FONTE PARA BAUD RATE CRISTAL XTAL=12MHz */
FREQ_AMOST = 750;     /* FREQUENCIA DE AMOSTRAGEM CASO NAO SEJA DEFINIDA SERA 1kHz */

lcd_init();
lcd_display (0, "LOOP PxV ");
lcd_display (16,"AQUISICAO DA PRESSAO");
superdelay(2500);
ioc2 = 0x08;          /* Tempo de conversao do A/D setado por AD_TIME */
*((byte *)0x14) = 0x01;
*((byte *)0x03) = 0xff; /* Tempo de carga do Cap de SH = 28 states times */
*((byte *)0x14) = 0x00; /* Tempo de Conv = 24 state times por bit */

while (1)
{
while (!(sp_stat & RECEBIDO)); /* aguarda Byte do PC */
CMD = sbuf; /* armazena o Byte do PC em CMD */
switch (CMD)
{
case CMD_ADQUIRIR: /* inicia a aquisiçao da pressao e volume */
acquire_pxt_vxt();
sbuf = PRONTO; /* sinaliza que terminou a aquisicao */
break;
}
}
}

```

```

        case CMD_ENVIAR_PRESSAO: /* inicia envio da pressao */
            envia_pxt();
            sbuf = PRONTO; /* sinaliza que terminou de enviar a pressao */
            break;
        case CMD_ENVIAR_PINV: /* inicia envio da pressao invasiva */
            envia_pixt();
            sbuf = PRONTO; /* sinaliza fim do envio da pressao invasiva */
            break;
        case CMD_ENVIAR_VOLUME: /* inicia envio do volume */
            envia_vxt();
            sbuf = PRONTO; /* sinaliza que terminou de enviar o volume */
            break;
        case CMD_FREQ_AMOST: /* recebe a frequencia de amostragem */
            rec_freq_amost();
            sbuf = PRONTO; /* sinaliza que recebeu a freq_amost */
            break;
        case CMD_ADQUIRIR_PINV: /* inicia a aquisiçao da pressao e pressao invasiva */
            adquiere_pxt_pixt();
            sbuf = PRONTO; /* sinaliza que terminou a aquisicao */
            break;
        case CMD_AJUSTAR_ZEROS:
            ajusta_zeros();
            lcd_display(0,"SIST. AQUISICAO ");
            lcd_display(16,"PRESAO X VOLUME ");
            sbuf = PRONTO;
            break;
    }
}

init()
{
inicio();
}

/* ROTINA DE AQUISICAO DE pxt E vxt */

void adquiere_pxt_vxt (void)
{
for (i=0; i<640; i++)
{
prox_amost = prox_amost + FREQ_AMOST; /* frequencia de amostragem do A/D */
/*Fa= xtal/(16*Hexval) p/ 12MHz */
/*1kHz = 2EE , 200Hz = EA6 ,100Hz = 1D4C */

ad_command = 0x00; /* Configura o A/D para 10 bits, canal 0, disparo pelo hso_time */

hso_command = 0x0F; /* Configura o hso_time para disparo do A/D */
hso_time = prox_amost;

while (!(ad_result & 0X08)); /* espera o inicio da conversao do A/D */
while (ad_result & 0X08); /* espera o fim da conversao do A/D */
phi[i] = (int) ad_result_hi; /* armazena bits altos adquirido no vetor phi */

ad_command = 0x01; /* Configura o A/D para 10 bits, canal 1, disparo pelo hso_time */
hso_command = 0x0F;
hso_time = prox_amost + 150; /* o vol. sera adquirido 150/750000seg. apos a pressao */

while (!(ad_result & 0X08)); /* espera o inicio da conversao do A/D */
while (ad_result & 0X08); /* espera o fim da conversao do A/D */
vhi[i] = (int) ad_result_hi; /* armazena os bits altos adquirido no vetor vhi */
}
}

/* ROTINA DE AQUISICAO DAS PRESSOES INVASIVA E NAO-INVASIVA */

void adquiere_pxt_pixt (void)
{
for (i=0; i<640; i++)
{
prox_amost = prox_amost + FREQ_AMOST; /* frequencia de amostragem do A/D */
/*Fa= xtal/(16*Hexval) p/ 12MHz */
/*1kHz = 2EE , 200Hz = EA6 ,100Hz = 1D4C */

ad_command = 0x00; /* Configura o A/D para 10 bits, canal 0, disparo pelo hso_time */
hso_command = 0x0F; /* Configura o hso_time para disparo do A/D */
hso_time = prox_amost;
}
}

```



```

while (!(ad_result & 0X08)); /* espera o inicio da conversao do A/D */
while (ad_result & 0X08); /* espera o fim da conversao do A/D */
phi[i] = (int) ad_result_hi; /* armazena os bits altos adquirido no vetor phi */

ad_command = 0x02; /* Configura o A/D para 10 bits, canal 2, disparo pelo hso_time */
hso_command = 0x0F;
hso_time = prox_amost + 150; /* pres. inv. sera adquirida 0.2mseg. apos a pressao */

while (!(ad_result & 0X08)); /* espera o inicio da conversao do A/D */
while (ad_result & 0X08); /* espera o fim da conversao do A/D */
pihi[i] = (int) ad_result_hi; /* armazena os bits altos adquirido no vetor vhi */
}
}

/* ENVIA OS DADOS DE pxt (pressao não invasiva) */
void envia_pxt (void)
{
    for (i=0; i<640; i++)
    {
        sbuf = phi[i]; /* envia os dados */
        while (!(sp_stat & ENVIADO)); /* verifica se o dado ja foi enviado */
    }
}

/* ENVIA OS DADOS DE vxt (volume ventricular) */
void envia_vxt (void)
{
    for (i=0; i<640; i++)
    {
        sbuf = vhi[i]; /* envia os dados */
        while (!(sp_stat & ENVIADO)); /* verifica se o dado ja foi enviado */
    }
}

/* ENVIA OS DADOS DE pixt (pressao invasiva) */
void envia_pixt (void)
{
    for (i=0; i<640; i++)
    {
        sbuf = pihi[i]; /* envia os dados */
        while (!(sp_stat & ENVIADO)); /* verifica se o dado ja foi enviado */
    }
}

/* ROTINA DE RECEBIMENTO E CALCULO DA FREQUENCIA DE AMOSTRAGEM */
void rec_freq_amost (void)
{
    while (!(sp_stat & RECEBIDO)); /* Recebe byte alto da frequencia de amostragem */
    HI_FREQ_AMOST = sbuf;
    while (!(sp_stat & RECEBIDO)); /* Recebe byte baixo da frequencia de amostragem */
    LO_FREQ_AMOST = sbuf; /* */
    FREQ_AMOST= HI_FREQ_AMOST*256+LO_FREQ_AMOST; /* Variavel global FREQ_AMOST */
}

/* SUB-ROTINA DE AJUSTE DE ZERO DA PRESSAO NAO-INVASIVA E VOLUME DO VENTRICULO */
void ajusta_zeros (void)
int p, v;
    while (sbuf != 0xFF)
    {
        ad_command = 0x08; /* dispara a conversão do A/D para o canal 0 */
        while (ad_result & 0X08); /* espera o fim da conversao do A/D */
        p = (int)ad_result_hi - 127;
        sprintf(buffer,"%d",p); /* apresenta no display o valor calculado */
        lcd_display(0,"PRE= ");
        lcd_display(4, buffer);

        ad_command = 0x09; /* dispara a conversão do A/D para o canal 1 */
        while (ad_result & 0X08); /* espera o fim da conversao do A/D */
        v = (int)ad_result_hi - 127;
        sprintf(buffer,"%d",v); /* apresenta no display o valor calculado */
        lcd_display(8,"VOL= ");
        lcd_display(12, buffer);
        lcd_display(16,"PRES. UMA TECLA");
    }
}

```

# ANEXO 3 - PROGRAMAS DO MICROCOMPUTADOR

## 1 MÓDULO CPV

```

*****/
/*                                     */
/*      SISTEMA DE AQUISICAO DO CICLO PRESSAO VOLUME PARA PC      */
/*      DATA 12/11/98                                           */
/*      AUTOR: MARCIO SLOMP                                       */
/*                                     */
/*****/

#include <stdlib.h>           // BIBLIOTECAS INCLUIDAS
#include <graphics.h>
#include <stdio.h>
#include <conio.h>
#include <dos.h>
#include "comm.h"

#define hbyte(x) (((x)&0xFF00)>>8) // Seleciona byte mais significativo de um word
#define lbyte(x) ((x)&0x00FF)    // Seleciona byte menos significativo de um word

#define DRIVER_VIDEO VGA      // Define driver grafico
#define MODO_VIDEO VGAHI     // Defino o modo grafico 640x480

#define CMD_ADQUIRIR         1 // Define comando de inicio de conversao pressao e volume
#define CMD_ENVIAR_PRESSAO  2 // Define comando de inicio de transferencia da pressao
#define CMD_ENVIAR_PINV     3 // Define comando de inicio de transf. da pressao invasiva
#define CMD_ENVIAR_VOLUME   4 // Define comando de inicio de transferencia do volume
#define CMD_ENVIAR_FREQ     5 // Define comando de inicio de transferencia do volume
#define PRONTO               6 // Sinal que o kit está pronto, ultima funcao executada
#define CMD_ADQUIRIR_PINV   7 // Define com. de inicio de conversao pressao inv e não-inv.
#define CMD_AJUSTAR_ZEROS   8 // Define comando de início do ajuste de zeros

#define PORTA 0              // Define a porta serial com1=0 com2=1 ....

void vga_ini(void);          // Rotina de inicializacao grafica
void text_msg (int left, int top, char msg[80], char msg2[80]); // Rot. p/ escrever texto
void grafico_pxt_vxt (void); // desenha grafico P(t) e V(t)
void grafico_pxt_pixt (void); // desenha grafico P(t) e Pressao Invasiva(T)
void grafico_p xv (void);    // desenha o grafico PxV
void calc_freq (void);       // calcula a frequencia de amostragem
int recebe_serial_pressao (void); // recebe os dados adquiridos de pressao não invasiva
int recebe_serial_pinv (void); // recebe os dados adquiridos de pressao invasiva
int recebe_serial_volume (void); // recebe os dados adquiridos de volume
void save_file (void);       // salva vetores em disco formato csv.
void entra_val (void);       // recebe informações via teclado
void ajusta_escala (int k);   // faz ajuste da escala dos gráficos
void parametros_ajuste (void); // faz o escalonamento dos dados
void ajusta_atraso (void);    // ajusta os atrasos entre a pressão e o volume
void recupera_dados(void);    // recupera dados salvos em arquivos

int pressao[640], old_pressao[640]; // variaveis globais de pressao (vetor 640 posições)
int pinv[640], old_pinv[640];      // variaveis globais de pressao (vetor 640 posições)
int volume[640], old_volume[640]; // variaveis globais de volume (vetor 640 posições)
int freq_am, PressaoSis, PressaoDia, PressaoEnc, VolumeMax, VolumeMin; // variáveis globais
float a,b,av,bv;                  // variaveis globais
char *NomePac[128], *OBS[256];

```

```

void main(void)
{
    config(PORTA, _57600, _CHR8, _STOP1, _NOPARITY); // inicializa porta serial com1,57600,8,n,1
    vga_ini(); // inicializa tela grafica

    freq_am = 1000; // freq. amostr. caso outra nao seja selecionada
    char TEC_COM = '1'; // inicializa tecla de comando

    while ((TEC_COM != '0'))
    {
        text_msg (0, 0, "1[ADQ P(t) V(t)] 2[SALVAR] 3[GRAFICO PxV] 4[FREQ AMOST] 5[ADQ P(t)
        Pinv(t)]", "6[AJUTAR ZEROS] 7[ENTRAR VAL] 8[ANALISE OFF-LINE] 0[SAIR]");
        TEC_COM = getch(); // aguarda tecla
        sleep (1);
        switch (TEC_COM)
        {
            case '1': // Adquire e apresenta P(t) e v(t)
                while ( !(kbhit()) )
                {
                    while ( !(limpa_trilha ()) ); // apaga o buffer de entradas
                    while ( !(putc (CMD_ADQUIRIR)) ); // inicia conversao
                    while ( (sgetc())!= PRONTO ); // aguarda o ack do kit
                    recebe_serial_pressao(); // recebe os dados da pressao
                    while ( (sgetc())!= PRONTO ); // aguarda fim do envio da pressao
                    while ( !(limpa_trilha ()) ); // apaga o buffer de entradas
                    recebe_serial_volume(); // recebe dados do volume
                    while ( (sgetc())!= PRONTO ); // aguarda fim do envio do volume
                    grafico_pxt_vxt (); // gera os gráficos na tela
                }
                break;
            case '2':
                save_file();
                break;
            case '3':
                while ( !(kbhit()) )
                {
                    while ( !(limpa_trilha ()) ); // apaga o buffer de entradas
                    while ( !(putc (CMD_ADQUIRIR)) ); // inicia conversao
                    while ( (sgetc())!= PRONTO ); // aguarda o ack do kit
                    recebe_serial_pressao(); // recebe os dados da pressao
                    while ( (sgetc())!= PRONTO ); // aguarda fim do envio da pressao
                    while ( !(limpa_trilha ()) ); // apaga o buffer de entradas
                    recebe_serial_volume(); // recebe dados do volume
                    while ( (sgetc())!= PRONTO ); // aguarda fim do envio do volume
                    grafico_pxv (); // gera o grafico P(V) na tela
                }
                break;
            case '4':
                calc_freq (); // calcula e envia a freq. amost
                while ( (sgetc())!= PRONTO ); // aguarda o ack do kit
                text_msg (0,0, "kit recebeu freq amost", "");
                sleep (1);
                break;
            case '5':
                while ( !(kbhit()) )
                {
                    while ( !(limpa_trilha ()) ); // apaga o buffer de entradas
                    while ( !(putc (CMD_ADQUIRIR_PINV)) ); // inicia a conversao
                    while ( (sgetc())!= PRONTO ); // aguarda o ack do kit
                    recebe_serial_pressao(); // recebe a pressao nao invasiva
                    while ( (sgetc())!= PRONTO ); // aguarda fim do envio da pressao
                    while ( !(limpa_trilha ()) ); // apaga o buffer de entradas
                    recebe_serial_pinv(); // recebe a pressao invasiva
                    while ( (sgetc())!= PRONTO ); // aguarda fim do envio pres. Inv.
                    grafico_pxt_pixt (); // gera os graficos P(t) e pinv(t)
                }
                break;
            case '6':
                while ( !(putc (CMD_AJUSTAR_ZEROS)) ); // comandainicio de conversao
                while ( !(kbhit()) ); // aguarda que seja prescionada uma tecla
                while ( !(putc (0xff)) ); // envia comando de inicio de conversao
                while ( (sgetc())!= PRONTO ); // aguarda o ack do kit
                break;
            case '7':
                entra_val(); // recebe os valores para calibracao via teclado
                break;
        }
    }
}

```

```

        case '8':
            ajusta_atraso ();
            break;

        default: //qualquer outra tecla prescionada
            sleep (1);
    }
}
closegraph(); // termina apresentacao em tela gráfica
}

/*****
//
// ROTINA DE INICIALIZACAO GRAFICA
// DATA 12/11/98
//
*****/

void vga_ini (void)
{
    /* request autodetection */
    int gdriver = DRIVER_VIDEO, gmode = MODO_VIDEO, errorcode;
    /* initialize graphics mode */
    initgraph(&gdriver, &gmode, "");
    /* read result of initialization */
    errorcode = graphresult();
    if (errorcode != grOk) /* an error occurred */
    {
        printf("Graphics error: %s\n", grapherrormsg(errorcode));
        printf("Press any key to halt:");
        exit(1); /* return with error code */
    }
}

/*****
//
// ROTINA PARA ESCRITA DE TEXTO NA TELA DE MENSAGENS
// DATA 18/11/98 autor: MARCIO SLOMP
//
*****/

void text_msg (int left, int top, char msg[80], char msg2[80])
{
    setviewport (0, 440, 639, 479, 1); // cria tela de mensagen
    clearviewport(); // apaga a tela de mensagens
    outtextxy (left, top, msg); // escreve mensagem na linha superior
    outtextxy (left, top+20, msg2); // escreve mensagem na linha inferior
    setviewport (0, 0, 639, 479, 1); // volta para a tela grafica
}

/*****
//
// ROTINA PARA PLOTAR GRAFICO P(t) e V(t)
// DATA 19/11/98 autor: MARCIO SLOMP
//
*****/

void grafico_pxt_vxt (void)
{
    unsigned int i; // inicializa contador
    unsigned int pos_x = 0;
    unsigned int pos_y_pressao = 0;
    unsigned int pos_y_volume = 0; // variaveis gráficas
    unsigned int old_pos_x = 0;
    unsigned int old_pos_y_pressao = 277 - pressao[0];
    unsigned int old_pos_y_volume = 277 - volume[0];

    clearviewport(); // apaga janela grafica

    ajusta_escala(1); // calcula e desenha os valores da escala no gráfico

    for (i=0;i<640;i++) // desenha as linhas do gráfico
    {

```

```

        pos_x = i;
        pos_y_pressao = 277 - pressao[i];
        pos_y_volume = 277 - volume[i];
        setcolor(13);
        line (old_pos_x, old_pos_y_pressao, pos_x, pos_y_pressao); // desenha pressao
        setcolor(14);
        line (old_pos_x, old_pos_y_volume, pos_x, pos_y_volume); // desenha volume

        old_pos_x = pos_x;
        old_pos_y_pressao = pos_y_pressao;
        old_pos_y_volume = pos_y_volume;
    }
    setcolor(15);
}

/*****
//
// ROTINA PARA PLOTAR GRAFICO P(t) e Pressao invasiva Pi(t)
// DATA 19/11/98 autor: MARCIO SLOMP
//
*****/

void grafico_pxt_pixt (void)
{
    unsigned int i; // inicializa contador
    unsigned int pos_x = 0;
    unsigned int pos_y_pressao = 100;
    unsigned int pos_y_pinv = 300;
    unsigned int old_pos_x = 0; // inicializa variaveis graficas
    unsigned int old_pos_y_pressao = 277 - pressao[0];
    unsigned int old_pos_y_pinv = 277 - pinv[0];

    clearviewport(); // apaga janela grafica

    ajusta_escala(2); // calcula e desenha os valores da escala no gráfico

    for (i=0;i<640;i++) // desenha as linhas do gráfico
    {
        pos_x = i;
        pos_y_pressao = 277 - pressao[i];
        pos_y_pinv = 277 - pinv[i];
        setcolor(13);
        line (old_pos_x, old_pos_y_pressao, pos_x, pos_y_pressao); //desenha pre-n-inv
        setcolor(12);
        line (old_pos_x, old_pos_y_pinv, pos_x, pos_y_pinv); // desenha pre-inv
        old_pos_x = pos_x;
        old_pos_y_pressao = pos_y_pressao;
        old_pos_y_pinv = pos_y_pinv;
    }
    setcolor(15);
}

/*****
//
// ROTINA PARA PLOTAR GRAFICO P(V)
// DATA 19/11/98 autor: MARCIO SLOMP
//
*****/

void grafico_pvx (void)
{
    unsigned int i; // inicializa contador

    unsigned int pos_pressao = 300 - pressao[0]; // inicializa variaveis graficas
    unsigned int pos_volume = 10 + volume[0];
    unsigned int old_pos_pressao = pressao[0];
    unsigned int old_pos_volume = volume[0];

    clearviewport(); // apaga janela grafica

    ajusta_escala (3); // desenha escala e eixos

    for (i=0;i<640;i++) // desenha os pontos

```

```

    {
        pos_pressao = pressao[i];
        pos_volume = volume[i];
        setcolor (15);
        line (10+old_pos_volume, 300-old_pos_pressao, 10+pos_volume, 300-pos_pressao);
        setcolor (14);
        line (i-1,447-old_pos_volume/2,i,447-pos_volume/2);
        setcolor (13);
        line (i-1,447-old_pos_pressao/2,i,447-pos_pressao/2);

        old_pos_pressao = pos_pressao;
        old_pos_volume = pos_volume;
    }
    setcolor(15);
}

/*****
//
// ROTINA PARA CALCULO DOS PARAMETROS DE AJUSTE
// DATA 19/11/98 autor: MARCIO SLOMP
//
*****/
void parametros_ajuste (void)
{
    int i, PressaoMax=0, PressaoMin=255;
    float p_sis,p_dia,p_max,p_min,v_max,v_min;

    for (i=0;i<640;i++)
        {
            if (pressao[i]>PressaoMax) PressaoMax=pressao[i]; // valor máximo da pr. Invas.
            if (pressao[i]<PressaoMin) PressaoMin=pressao[i]; // valor mínimo da pr. Invas.
        }
    p_sis=PressaoSis;
    p_dia=PressaoDia;
    p_max=PressaoMax;
    p_min=PressaoMin;
    v_max=VolumeMax;
    v_min=VolumeMin;
    a=(p_sis-p_dia)/(p_max-p_min-0.01); // Calcula a para a pressão
    b=-a*p_min+p_dia; // calcula b para a pressão

    av=(v_max-v_min)/255; // calcula a para o volume
    bv=v_min; // calcula b para o volume
}

/*****
//
// ROTINA PARA AJUSTAR ESCALAS DO GRAFICO P(t), V(t), Pi(t) e P(v)
// DATA 19/11/98 autor: MARCIO SLOMP
//
*****/
void ajusta_escala (int k)
{
    char esc[25];
    int v,p;

    parametros_ajuste();

    if (k!=3) // Graficos de p(t) e v(t) ou p(t) e pinv(t)
        {
            rectangle (0,0,639,299); // desenha borda
            setlinestyle (4,0x0100,1);
            setttextjustify (1,2);
            line (freq_am/2,22,freq_am/2,277); // linhas pontilhadas verticas
            outtextxy (freq_am/2,278,"0.5s"); // linhas pontilhadas verticas
            line (2*freq_am/2,22,2*freq_am/2,277); // linhas pontilhadas verticas
            outtextxy (2*freq_am/2,278,"1.0s"); // linhas pontilhadas verticas
            line (3*freq_am/2,22,3*freq_am/2,277); // linhas pontilhadas verticas
            outtextxy (3*freq_am/2,278,"1.5s"); // linhas pontilhadas verticas
            line (4*freq_am/2,22,4*freq_am/2,277); // linhas pontilhadas verticas
            outtextxy (4*freq_am/2,278,"2.0s"); // linhas pontilhadas verticas
            line (5*freq_am/2,22,5*freq_am/2,277); // linhas pontilhadas verticas
            outtextxy (5*freq_am/2,278,"2.5s"); // linhas pontilhadas verticas
            line (6*freq_am/2,22,6*freq_am/2,277); // linhas pontilhadas verticas
            outtextxy (6*freq_am/2,278,"3.0s"); // linhas pontilhadas verticas
        }
}

```

```

line (0,22,639,22); // linhas pontilhadas horizontais
line (0,73,639,73);
line (0,124,639,124);
line (0,175,639,175);
line (0,226,639,226);
line (0,277,639,277);
setlinestyle (0,1,1);
settextjustify (0,1);
setcolor (13);

outtextxy (2,10,"Pressao (mmHg)");

p=255*a+b; // Escreve valores da escala vertical esquerda
itoa(p,esc,10);
outtextxy (2,22,esc);
p=204*a+b;
itoa(p,esc,10);
outtextxy (2,73,esc);
p=153*a+b;
itoa(p,esc,10);
outtextxy (2,124,esc);
p=102*a+b;
itoa(p,esc,10);
outtextxy (2,175,esc);
p=51*a+b;
itoa(p,esc,10);
outtextxy (2,226,esc);
p=0*a+b;
itoa(p,esc,10);
outtextxy (2,277,esc);

if (k==1) // escreve valores da escala vertical direita para v(t)
{
settextjustify (2,1);
setcolor (14);
outtextxy (637,10,"Volume (ml)");
v=255*av+bv;
itoa(v,esc,10);
outtextxy (637,22,esc);
v=204*av+bv;
itoa(v,esc,10);
outtextxy (637,73,esc);
v=153*av+bv;
itoa(v,esc,10);
outtextxy (637,124,esc);
v=102*av+bv;
itoa(v,esc,10);
outtextxy (637,175,esc);
v=51*av+bv;
itoa(v,esc,10);
outtextxy (637,226,esc);
v=0*av+bv;
itoa(v,esc,10);
outtextxy (637,277,esc);
}
else // escreve valores da escala vertical direita para pinv(t)
{
settextjustify (2,1);
setcolor (12);
outtextxy (637,10,"Pres. Inv. (mmHg)");
outtextxy (637,22,"255");
outtextxy (637,73,"204");
outtextxy (637,124,"153");
outtextxy (637,175,"102");
outtextxy (637,226,"51");
outtextxy (637,277,"0");
}
}
else // Grafico de P(v)
{
setcolor (15);
line (9, 0, 9, 310); // Eixos de P(v)
line (0, 301, 310, 301);

rectangle (0,449,639,318); // mini gráfico de p(t) e v(t)

setlinestyle (4,0x0100,1); // linhas pontilhadas do gráfico p(v)

```

```

line (9, 250,310,250);
line (9, 199,310,199);
line (9, 148,310,148);
line (9, 97,310,97);
line (9, 46,310,46);
line (60,0,60,310);
line (111,0,111,310);
line (162,0,162,310);
line (213,0,213,310);
line (264,0,264,310);

setlinestyle (0,1,1);           // Valores da escala vertical (pressão)
settextjustify (0,1);
p=255*a+b;
itoa(p,esc,10);
outtextxy (11,46,esc);
p=204*a+b;
itoa(p,esc,10);
outtextxy (11,97,esc);
p=153*a+b;
itoa(p,esc,10);
outtextxy (9,148,esc);
p=102*a+b;
itoa(p,esc,10);
outtextxy (9,199,esc);
p=51*a+b;
itoa(p,esc,10);
outtextxy (9,250,esc);
p=0*a+b;
itoa(p,esc,10);
outtextxy (9,301,esc);

settextjustify(1,2);           // valores da escala horizontal (volume)
v=255*av+bv;
itoa(v,esc,10);
outtextxy (264,307,esc);
v=204*av+bv;
itoa(v,esc,10);
outtextxy (213,307,esc);
v=153*av+bv;
itoa(v,esc,10);
outtextxy (162,307,esc);
v=102*av+bv;
itoa(v,esc,10);
outtextxy (111,307,esc);
v=51*av+bv;
itoa(v,esc,10);
outtextxy (60,307,esc);
v=0*av+bv;
itoa(v,esc,10);
outtextxy (9,307,esc);
settextjustify (0,2);
outtextxy (310,0,"Ciclo Pressao Volume");
outtextxy (11,0,"Pressao (mmHg)");
outtextxy (312,301,"Volume (ml)");
}

}

//*****
//
// ROTINA PARA CALCULA A FREQUENCIA DE AMOSTRAGEM
// Obs: Freq. calculadas para o kit com Xtal de 12MHz em caso de erro envia freq = 1000
// DATA 19/11/98 autor: MARCIO SLOMP
//
//*****
void calc_freq (void)
{
char fa;
int freq;
text_msg (0, 0, "Frequencia de amostragem (1)-> 1000Hz (2)-> 500Hz (3)-> 300Hz (4)->
200Hz ", ""); // Texto solicitando Frequencia de amostragem
fa = getch(); // aguarda tecla com numero da Frequencia de amostragem
switch (fa)
{
case '1': // frequencia 1000 khz
freq = 750;
freq_am = 1000;

```



```

        break;

    case '2':          // frequencia 500 hz
        freq = 1500;
        freq_am = 500;
        break;

    case '3':          // frequencia 300 hz
        freq = 2500;
        freq_am = 300;
        break;

    case '4':          // frequencia 200 hz
        freq = 3750;
        freq_am = 200;
        break;

    default:           // em caso de erro na comunicação
        freq = 750;
        freq_am = 1000;
}
while ( !(putc (CMD_ENVIAR_FREQ)) ); // envia comando de transferencia da freq_amost
sleep(1); // aguarda 1 segundo
while ( !(putc (hibyte(freq))) ); // envia primeiro byte freq. amostragem
while ( !(putc (lobyte(freq))) ); // envia segundo byte da freq. amostragem
}

//*****
//
//   ROTINA PARA ADQUIRIR AMOSTRAS DA PRESSAO
//   DATA 19/11/98 autor: MARCIO SLOMP
//
//*****

int recebe_serial_pressao (void)
{
    int i;
    while ( !(putc (CMD_ENVIAR_PRESSAO)) ); // envia indicacao de que se espera a Pressao
    for (i=0; i<640; i++)
    {
        old_pressao[i] = pressao[i]; // salva vetor anterior para ser gravado em disco
        pressao[i] = sgetc(); // recebe os novos dados
    }
    return (1);
}

//*****
//
//   ROTINA PARA ADQUIRIR AMOSTRAS DO VOLUME
//   DATA 19/11/98 autor: MARCIO SLOMP
//
//*****

int recebe_serial_volume (void)
{
    int i;
    while ( !(putc (CMD_ENVIAR_VOLUME)) ); // envia indicacao de que se espera o Volume
    for (i=0; i<640; i++)
    {
        old_volume[i] = volume[i]; // salva vetor anterior para ser gravado em disco
        volume[i] = sgetc(); // recebe os novos dados
    }
    return (1);
}

//*****
//
//   ROTINA PARA ADQUIRIR AMOSTRAS DA PRESSAO INVASIVA
//   DATA 27/01/98 autor: MARCIO SLOMP
//
//*****

int recebe_serial_pinv (void)
{
    int i;
    while ( !(putc (CMD_ENVIAR_PINV)) ); // envia indicacao de que se espera o Volume

```

```

    for (i=0; i<640; i++)
    {
        old_pinv[i] = pinv[i];          // salva vetor anterior para ser gravado em disco
        pinv[i] = sgetc();              // recebe os novos dados
    }
    return (1);
}

//*****
//
// ROTINA PARA SALVAR AMOSTRAS EM DISCO
// Salva as amostras como estão sendo mostradas na tela
// DATA 27/01/98 autor: MARCIO SLOMP
//
//*****

void save_file (void)
{
    FILE *out;
    char *NomeArq[128], sn;
    int i,v,p;

    closegraph();

    printf ("Digite o nome do arquivo: ");
    scanf("%s", NomeArq);
    fflush(stdin);

    if ((out = fopen(NomeArq, "wt"))      // testa e abre arquivo para escrita
        == NULL)
    {
        printf ("\nCannot open output file.");
    }

    printf("\nNome do paciente:          %s", NomePac);          // dados que serao salvos
    printf("\nObservacoes:                %s", OBS);
    printf("\nPressao Sistolica medida:    %d", PressaoSis);
    printf("\nPressao Diastolica medida:   %d", PressaoDia);
    printf("\nPressao de ench do Manguito:  %d", PressaoEnc);
    printf("\nVolume Maximo da Escala:      %d", VolumeMax);
    printf("\nVolume Minimo da Escala:       %d", VolumeMin);
    printf("\n\nDeseja mudar parametros (s/n)?");
    sn = getch();

    if ((sn!='N')&(sn!='n'))          // muda dados antes do salvamento
    {
        printf("Nome do paciente: %s ", NomePac);
        gets(NomePac);

        printf ("Observacoes: ");
        gets(OBS);

        printf ("Pressao Sistolica Medida (mmHg): ");
        scanf("%d", &PressaoSis);
        fflush(stdin);

        printf ("Pressao Diastolica Medida (mmHg): ");
        scanf("%d", &PressaoDia);
        fflush(stdin);

        printf ("Pressao Enchimento do Manguito (mmHg): ");
        scanf("%d", &PressaoEnc);
        fflush(stdin);

        printf ("Volume Maximo da Escala (ml): ");
        scanf("%d", &VolumeMax);
        fflush(stdin);

        printf ("Volume Minimo da Escala (ml): ");
        scanf("%d", &VolumeMin);
        fflush(stdin);

        for (i=0;i<640;i++) // posiciona os dados que estão na tela p/ salvamento
        {
            pressao[i]=old_pressao[i];
        }
        parametros_ajuste ();          // refaz o escalonamento antes do salvamento
    }
}

```

```

    }

    fprintf (out,"Paciente: %s\n", NomePac);           // escreve cabeçalho no arquivo
    fprintf (out,"Freq._de_Amost. %d\n",freq_am);
    fprintf (out,"Pressao_Sistolica_Medida: %d\n", PressaoSis);
    fprintf (out,"Pressao_Diastolica_Medida: %d\n",PressaoDia);
    fprintf (out,"Pressao_de_enchimento_do_manguito: %d\n", PressaoEnc);
    fprintf (out,"Volume_Maximo_da_Escala: %d\n", VolumeMax);
    fprintf (out,"Volume_Minimo_da_Escala: %d\n", VolumeMin);
    fprintf (out,"Observacoes: %s\n", OBS);
    fprintf (out, "\nP_adq P_esc V_adq V_esc P_inv\n");

    for (i=0; i<640; i++)          // escreve valores no arquivo separados por espaço
    {
        fprintf (out,"%d ",old_pressao[i]);
        p=old_pressao[i]*a+b;
        fprintf (out,"%d %d ",p,old_volume[i]);
        v=old_volume[i]*av+bv;
        fprintf (out,"%d %d\n",v,old_pinv[i]);
    }
    vga_ini();
    fclose(out);          // fecha o arquivo
}

//*****
//
// ROTINA PARA ADQUIRIR DADOS PARA CÁLCULO E ESCALONAMENTO VIA TECLADO
// DATA 27/01/98 autor: MARCIO SLOMP
//
//*****

void entra_val (void)
{
    closegraph();          // Video no modo texto

    printf ("Digite o nome do Paciente: ");
    gets(&NomePac);
    printf ("Observacoes: ");
    gets(&OBS);
    printf ("Pressao Sistolica Medida (mmHg): ");
    scanf("%d", &PressaoSis);
    fflush(stdin);
    printf ("Pressao Diastolica Medida (mmHg): ");
    scanf("%d", &PressaoDia);
    fflush(stdin);
    printf ("Pressao Enchimento do Manguito (mmHg): ");
    scanf("%d", &PressaoEnc);
    fflush(stdin);
    printf ("Volume Maximo da Escala (ml): ");
    scanf("%d", &VolumeMax);
    fflush(stdin);
    printf ("Volume Minimo da Escala (ml): ");
    scanf("%d", &VolumeMin);
    fflush(stdin);

    vga_ini();          // Video no modo gráfico
}

```

```

//*****
//
// ROTINA PARA AJUSTAR ATRASO PELA ABERTURA DA VALVULA AORTICA
//   DATA 18/06/99 autor: MARCIO SLOMP
//*****
void ajusta_atraso (void)
{
    int i;
    char TEC_COM2 = '1';
    for (i=0;i<640;i++)          // Posiciona os dados que estão na tela nos vetores
    {
        pressao[i]=old_pressao[i];
        volume[i]=old_volume[i];
    }
    while (TEC_COM2!='0')      // Loop de ajuste
    {
        text_msg (0,0,"1[ADIANTAR PRESSAO] 2[ADIANTAR VOLUME] 3[GRAFICO PxV]
4[DESFAZ MODIFICACOES]","5[ENTRA PARAMETROS] 6[SALVA DADOS DO GRAFICO] 7[RECUPERA DE
ARQUIVO] 0[SAIR]");
        TEC_COM2 = getch();
        switch (TEC_COM2)
        {
            case '1':          // avanca a pressao
                for (i=1;i<640;i++)
                {
                    pressao[i-1]=pressao[i];
                }
                grafico_pxt_vxt();
                break;

            case '2':          // avanca o volume
                for (i=1;i<640;i++)
                {
                    volume[i-1]=volume[i];
                }
                grafico_pxt_vxt();    // desenha os novos gráficos p(t) e v(t)
                break;

            case '3':          // desenha o gráfico p(v) modificado
                grafico_pvxv();
                break;

            case '4':          // desfaz as modificações
                for (i=1;i<640;i++)
                {
                    pressao[i]=old_pressao[i];
                    volume[i]=old_volume[i];
                }
                grafico_pxt_vxt();    // desenha o gráfico original
                break;

            case '5':          // modifica os parametros via teclado
                entra_val();
                grafico_pxt_vxt();
                break;

            case '6':          // salva os dados em arquivo
                for (i=1;i<640;i++)
                {
                    old_pressao[i]=pressao[i];
                    old_volume[i]=volume[i];
                }
                save_file ();
                grafico_pxt_vxt();
                break;

            case '7':          // recupera dados salvos em um arquivo
                recupera_dados();
                grafico_pxt_vxt();
                break;

            default:
                sleep (0.1);
                break;
        }
    }
}

```

```

//*****
//
// ROTINA PARA RECURAR DADOS SALVOS EM ARQUIVO
// DATA 18/06/99 autor: MARCIO SLOMP
//
//*****
void recupera_dados (void)
{
    FILE *in;
    char *NomeArq[128], *TXT[256];
    int i,v;

    printf ("Digite o nome do arquivo: "); // seleciona arquivo via teclado
    scanf("%s", NomeArq);

    if ((in = fopen(NomeArq, "rt")) // abre arquivo para leitura
        == NULL)
    {
        printf ("\nCannot open output file.");
    }

    fscanf (in, "%s", TXT); // le os dados e salva nas respectivas variáveis
    fgets (NomePac,128,in);
    fscanf (in, "%s", TXT);
    fscanf (in, "%d", &v);
    freq_am=v;
    fgets (TXT, 256, in);
    fscanf (in, "%s", TXT);
    fscanf (in, "%d", &v);
    PressaoSis=v;
    fgets (TXT, 256, in);
    fscanf (in, "%s", TXT);
    fscanf (in, "%d", &v);
    PressaoDia=v;
    fgets (TXT, 256, in);
    fscanf (in, "%s", TXT);
    fscanf (in, "%d", &v);
    PressaoEnc=v;
    fgets (TXT, 256, in);
    fscanf (in, "%s", TXT);
    fscanf (in, "%d", &v);
    VolumeMax=v;
    fgets (TXT, 256, in);
    fscanf (in, "%s", TXT);
    fscanf (in, "%d", &v);
    VolumeMin=v;
    fgets (TXT, 256, in);
    fscanf (in, "%s", TXT);
    fgets (OBS, 256, in);
    fgets (TXT, 256, in);
    fgets (TXT, 256, in);
    for (i=0;i<640;i++) // le dados de pressao volume e pressao invasiva e
        { // armazena nos respectivos vetores
            fscanf (in, "%d", &v);
            pressao[i]=v;
            old_pressao[i]=v;
            fscanf (in, "%s", TXT);
            fscanf (in, "%d", &v);
            volume[i]=v;
            old_volume[i]=v;
            fscanf (in, "%s", TXT);
            fscanf (in, "%d", &v);
            pinv[i]=v;
            old_pinv[i]=v;
            fgets (TXT, 256, in);
        }
}

```

## 2 MÓDULO COMM

```

/*****
//
// ROTINAS PARA COMUNICAÇÃO SERIAL PARA PCs
//
*****/

#define POR_INTERRUPCAO
#ifndef POR_INTERRUPCAO
#include <stdio.h>
#include <stdlib.h>
#include <dos.h>
#include <bios.h>
#include <time.h>
#include <conio.h>
#include <string.h>
#include "chrono.h"
#include "cpv.h"

#define THR          0
#define RBR          0
#define IER          1
#define IIR          2
#define LCR          3
#define MCR          4
#define LSR          5
#define MSR          6
#define DLL          0
#define DLM          1
#define INTNUM1      0x0c
#define INTNUM2      0x0b
#define INTNUM5      0x0d
#define IMR          0x21

/* Mascaras de interrupcao */
#define IRQ4          0xef
#define IRQ3          0xf7
#define IRQ2          0xfb
#define IRQ5          0xdf
#define BUFFER        1023
#define _inp inp
#define _outp outp
void set_echo(int new_echo);
int set_tout(int new_tout); //
int config(int porta,int baudrate,int bits,int stop,int parity); //
int desconfig(int porta); //
unsigned int sgetc(void); //
int sputc(int c);
int set485(int flag,int usa_cts);
int limpa_trilha(void);
static void __interrupt handler_com(void);
int set_rts(void);
int reset_rts(void);
void set_dtr(void);
void reset_dtr(void);
unsigned int get_cts(void);
unsigned int get_dsr(void);
unsigned int get_rlsd(void);
unsigned int sstat(void);
void wait_shift(void);
static int ALLOW=0;
static int port=0;
static int imr; /* Controlador de interr. 8259 */
static int status; /* Status da porta. 1 = Instalada */
static int base_in; /* Pont. base da fila de entrada */
static int base_out; /* Pont. base da fila de saida */
static int topo_in; /* Pont. topo da fila de entrada */
static int topo_out; /* Pont. topo da fila de saida */
static int buffer_in [BUFFER+1]; /* Buffer de entrada (fila) */
static int buffer_out[BUFFER+1]; /* Buffer de saida (fila) */
static void (interrupt *old_com)();
static int tout = 50;
extern char data[64];

```

```

static int echo = 0;
static int flag485 = 0;
static int flag_cts = 0;
extern int num_lock;

/*****
*****/

void set_echo(int new_echo)
{
    echo = new_echo;
}

/*****
*****/

static void interrupt handler_com()
{
    int iir;
    iir = _inp(port+IIR);
    if (iir & 0x04) /* Recepcão = RBR cheio */
    {
        if (topo_in+1 != base_in)
        {
            buffer_in[topo_in++] = _inp(port+RBR);
            if (topo_in>BUFFER) topo_in=0;
        }
        else _inp(port+RBR);
        _outp (0x20, 0x20); /* Final de interrupcao */
        //M_int_hand( );
        enable( );
        return;
    }
    if (iir & 0x02/* || ALLOW==1*/) /* Transmissão = THR vazio */
    {
        ALLOW=1;
        if (base_out != topo_out)
        {
            ALLOW=0;
            _outp(port+THR, buffer_out[base_out]);
            base_out = (base_out<BUFFER) ? (base_out+1) : (0);
        }
        _outp (0x20, 0x20); /* Final de interrupcao */
        enable( );
        return;
    }
}

/*****
*****/

set_tout(new_tout)
int new_tout;
{
    if ( new_tout<0 ) new_tout = 0;
    if ( new_tout>5000 ) new_tout = 5000;
    tout = new_tout;
    return(OK);
}

/*****
*****/

int config(int porta, int baudrate, int bits, int stop, int parity)
{
    switch( porta)
    {
        case 0:
            {
                // COM1
                base_in = topo_in = 0; base_out = topo_out = 0;
                old_com = _dos_getvect (INTNUM1);
                _dos_setvect( INTNUM1, handler_com);
                _disable();
                imr = _inp(IMR);
                _outp (IMR, imr & IRQ4);
            }
    }
}

```

```

        port = 0x3f8;
        break;
    }
    case 1:
    {
        // COM2
        base_in = topo_in = 0; base_out = topo_out = 0;
        old_com = _dos_getvect (INTNUM2);
        _dos_setvect( INTNUM2, handler_com);
        _disable();
        imr = _inp(IMR);
        _outp (IMR, imr & IRQ3);
        port = 0x2f8;
        break;
    }
}
_outp (port+LCR, 0x80);          /* Baud rate */
_outp (port+DLL, baudrate);
_outp (port+DLM, 0x00);
_outp (port+LCR, bits|stop|parity); /* Bits, Stops e Paridade */
_outp (port+IER, 0x00);        /* Desabilita interrupcoes */
_outp (port+MCR, 0x0b);        /* ??? */
_enable();
_inp (port+RBR);
_outp (port+IER,0x03);         /* Habilita interrupcoes */
status = porta;
return (OK);
}

/*****
*****

int desconfig(int porta) //vai desconfigurar so'a COM1
{
    //porta = COM1;
    switch (porta)
    {
        case 0: _dos_setvect (INTNUM1, old_com); break;
        case 1: _dos_setvect (INTNUM2, old_com); break;
        case 2: _dos_setvect (INTNUM1, old_com); break;
        case 3: _dos_setvect (INTNUM2, old_com); break;
        default : return (NOK);
    }
    // _outp (port+IER, 0x00);          /* Desabilita interrupcoes */
    nosound();
    status = 0;
    return (NOK);
}

/*****
*****

unsigned int sgetc()
{
    int data;
    start_chrono();
    while (base_in == topo_in);
    data=buffer_in[base_in];
    base_in = (base_in<BUFFER) ? (base_in+1) : (0);
    return(data);
}

/*****
*****

int sputc(int c)
{
    if (flag485) set_rts();
    while (!(_inp(port+5)& 0x020));
    _outp(port,c);
    if (echo)
        if (sgetc() == 0x800) return (0);
    if (flag485)
    {
        wait_shift();
        if (reset_rts() == NOK) return(0);;
    }
}
#endif
#endif

```



```

    printf("%02x ",c);
#endif
    return (1);
}
/*****
*****/

int set485(int flag,int usa_cts)
{
    flag485 = flag;
    flag_cts = usa_cts;
    return OK;
}

/*****
*****/

limpa_trilha()
{
    base_in = topo_in = 0;
    return(1);
}

/*****
*****/

#endif
int set_rts()
{
    int i;
    if (flag_cts)
    {
        start_chrono();
        while (!get_cts())
            if (get_chrono() > tout)
                return NOK;
    }
    i=_inp(port+4);
    i|=0x02;
    i&=0xff;
    _outp(port+4,i);
    return OK;
}

int reset_rts()
{
    int i;
    if (flag_cts)
    {
        start_chrono();
        while (!get_cts())
            if (get_chrono() > tout)
                return NOK;
    }
    i=_inp(port+4);
    i&=0xfd;
    _outp(port+4,i);
    return OK;
}

void set_dtr()
{
    int i;
    i=_inp(port+4);
    i|=0x01;
    i&=0xff;
    _outp(port+4,i);
}

void reset_dtr()
{
    int i;
    i=_inp(port+4);
    i&=0xfe;
    _outp(port+4,i);
}

```

```

#define _GET_CTS 0x0010U
#define _GET_DSR 0x0020U
#define _GET_RLSD 0x0080U

unsigned int get_cts(void)
{
    return (sstat() & _GET_CTS );
}

unsigned get_dsr(void)
{
    return (sstat() & _GET_DSR);
}

unsigned get_rlsd()
{
    return (sstat() & _GET_RLSD );
}

unsigned sstat(void)
{
    int b1,b2,c;
    b1=_inp(port+5);
    b2=_inp(port+6);
    c=b2+(b1*0x100);
    return(c);
}

void wait_shift()
{
    while (!(_inp(port+5)&0x020));
    while (!(_inp(port+5)&0x040));
}

```

### 3 MÓDULO CHRONO.C

```

//*****
//
// ROTINAS PARA TEMPORIZAÇÃO DO COMPUTADOR
//
//*****

#include <bios.h>
#include <time.h>
#include <dos.h>
#include "cpv.h"
#include "chrono.h"
#define ctick(a) _bios_timeofday(_TIME_GETCLOCK,a)

static long t1;
start_chrono()
{
    if (ctick( &t1 )) IncDate();
    return(OK);
}

get_chrono()
{
    long t2;
    if (ctick( &t2 )) IncDate();
    if (t2 < t1) t1 -= 1573039L;
    return( (int) ( (t2-t1) * 100L / 18L) );
}

struct tm *when;
time_t now;
struct dosdate_t newdate;
struct dostime_t newtime;
void IncDate()
{
    time(&now);
    when = localtime(&now);
    when->tm_mday ++;
    _dos_gettime(&newtime);
    when->tm_sec = newtime.second;
}

```

```
when->tm_min = newtime.minute;
when->tm_hour = newtime.hour;
mktime(when);
newdate.day      = when->tm_mday;
newdate.month    = when->tm_mon+1;
newdate.year     = when->tm_year+1900;
newdate.dayofweek = when->tm_wday;
_dos_setdate(&newdate);
}
```