

UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA

MODELAGEM E  
SIMULAÇÃO DO SISTEMA CARDIOVASCULAR

Dissertação submetida à Universidade Federal de Santa  
Catarina para obtenção do grau de Mestre em Ciências.

MAIRTON DE OLIVEIRA MELO

MARÇO - 1981

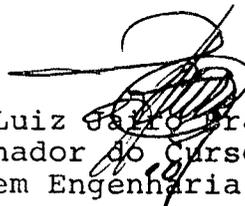
## MODELAGEM E SIMULAÇÃO DO SISTEMA CARDIOVASCULAR

MAIRTON DE OLIVEIRA MELO

ESTA DISSERTAÇÃO FOI JULGADA ADEQUADA PARA A OBTENÇÃO DO TÍTULO DE MESTRE EM CIÊNCIAS-ESPECIALIDADE ENGENHARIA ELÉTRICA E APROVADA EM SUA FORMA FINAL PELO CURSO DE PÓS-GRADUAÇÃO.



Prof. Walter Celso de Lima, L.D.  
Orientador

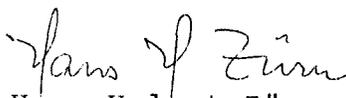


Prof. Luiz Galvão Branco Machado, D.Ing.  
Coordenador do Curso de Pós-Graduação  
em Engenharia Elétrica

APRESENTADA PERANTE A BANCA EXAMINADORA COMPOSTA DOS PROFESSORES:



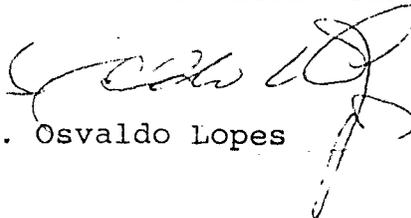
Prof. Walter Celso de Lima, L.D.



Prof. Hans Helmut Zörn, Ph.D.



Prof. Carlos Inácio Zanchin, M.Sc.



Dr. Osvaldo Lopes

A minha esposa, Peggy  
As minhas filhas, Lia e Raquel  
A meu filho, Moisés

## S U M Á R I O

RESUMO .....	vi
ABSTRACT .....	vii
CAPÍTULO I- FORMULAÇÃO DO PROBLEMA	
1.1. INTRODUÇÃO .....	01
1.2. REVISÃO DA LITERATURA.....	03
CAPÍTULO II- MÉTODOS	
2.1. ANATOMIA E FISIOLOGIA DO SISTEMA <u>CARDIO</u> VASCULAR.....	05
2.2. MODELO MATEMÁTICO PARA O SISTEMA VASCULAR	10
2.3. MODELO PROPOSTO	
INTRODUÇÃO .....	16
2.3.1. O Coração .....	17
2.3.2. A Circulação Pulmonar .....	21
2.3.3. A Circulação Sistêmica .....	22
2.4. DETERMINAÇÃO DOS PARÂMETROS DO MODELO PRO POSTO	
INTRODUÇÃO .....	24
2.4.1. Parâmetros do coração.....	25
2.4.2. Parâmetros do sistema vascular ...	25
2.5. SIMULAÇÃO	
INTRODUÇÃO .....	30
2.5.1. Equações matemáticas .....	31
2.5.2. Método computacional .....	33
CAPÍTULO III- RESULTADOS .....	38
CAPÍTULO IV- DISCUSSÃO .....	51
CAPÍTULO V CONCLUSÕES	

5.1. INTRODUÇÃO .....	54
5.2. APLICAÇÕES .....	54
5.3. FUTUROS TRABALHOS .....	55
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS .....	57
APÊNDICE 1 . CURVAS E DADOS DA LITERATURA .....	61
APÊNDICE 2 . LISTAGEM DO PROGRAMA E TABELAS .....	71

R E S U M O

Apresenta-se o modelo e a simulação em computador digital do sistema cardiovascular.

A circulação pulmonar foi dividida em três grandes regiões: arterial, capilar e venosa.

A circulação sistêmica foi dividida em cinco grandes regiões: aórtica, pequenas artérias, capilares, pequenas e grandes veias.

A variação de volume do coração foi obtida, na simulação, com o uso de uma capacitância variável. Um cuidado especial foi dado na determinação desta capacitância.

Considerações à respeito da distribuição de volume ao longo do sistema cardiovascular, dos valores médios das pressões, e dos atrasos do pulso de onda no sistema vascular foram usadas para a estimação dos parâmetros do modelo desenvolvido.

Os resultados obtidos da simulação foram apresentados e comparados com dados da literatura médica e resultados obtidos por outros autores.

Finalmente, são dadas sugestões para a simulação de certas patologias através do modelo proposto.

A B S T R A C T

A cardiovascular mathematical model and simulation by means of a digital computer is presented.

The pulmonary circulation was divided into three great regions: arterial, capillary and venous.

The systemic circulation was divided into five great regions: aortic, small arteries, capillary, small and great veins.

The volume variation of the heart simulation was obtained by using a variable capacitance. Special care was given to this capacitance determination.

Considerations regarding the sanguineous volume distribution alongside the cardiovascular system, average values of the pressures and wave pulse delays on the vascular system, were used for the parameter estimation of the developed model.

The results obtained from the simulation were presented and compared with medical literature data and results obtained from other authors.

Finally, suggestions are given to the simulation of certain pathologies through the proposed model.

## CAPÍTULO I

### FORMULAÇÃO DO PROBLEMA

#### 1.1. INTRODUÇÃO

A simulação de sistemas biológicos, seja em computador analógico, seja em computador digital, ou até mesmo, em computador híbrido, tem sido nos últimos anos um método de trabalho largamente utilizado pelas informações qualitativas e/ou quantitativas que ela fornece a respeito dos sistemas simulados. A aplicação de princípios físicos e matemáticos pode contribuir de modo significativo para a compreensão de sistemas complexos tais como o sistema cardiovascular. O conhecimento da influência da variação de parâmetros sobre as variáveis do sistema pode formar as bases de estudo sobre o controle do sistema circulatório.

Muitas simulações de sistemas biológicos têm sido realizadas em Universidades como um instrumento de ensino, no qual o aluno assimila o comportamento do sistema simulado e, em muitos casos, dependendo da potencialidade do modelo, observa o comportamento do sistema sujeito a alguma deficiência. É na área de ensino que a simulação de sistemas biológicos encontra a sua maior aplicação.

O grande desafio, na área da simulação de sistemas biológicos, é o desenvolvimento de modelos com um número mínimo de simplificações, métodos de determinação de parâmetros precisos e estritamente relacionados com os valores reais de um dado paciente. Tais modelos poderiam ser utilizados, em tempo real, durante uma cirurgia, oferecendo ao médico condições para prever o comportamento do sistema durante os trabalhos cirúrgicos, servindo, assim, como mais um instrumento de decisão.

Em muitos casos, a dificuldade para trabalhar diretamente com o sistema a ser modelado, o conhecimento limitado da sua fisiologia, e até mesmo da sua anatomia, tem sustado o progresso das simulações de muitos sistemas biológicos. Neste sentido, há uma expectativa de que com o avanço dos métodos de medidas não invasivas tais

problemas sejam em parte solucionados.No caso do sistema cardiovascular,pela sua grande extensão e complexidade,os problemas citados exercem uma influência muito grande na obtenção dos modelos e de terminação dos seus parâmetros.

No país,pouco se tem feito na área da simulação do sistema cardiovascular.O autor tem conhecimento do trabalho desenvolvido por Borges [05] (descrito sucintamente no apêndice 1),que u sou um modelo razoavelmente simples para o sistema cardiovascular.

O objetivo deste trabalho consiste no desenvolvimento e simulação em computador digital de um modelo do sistema cardiovascular que permita a compreensão dos seus aspectos hemodinâmicos,como por exemplo:a variação de pressão,fluxo e volume sanguíneo em várias partes do organismo humano.O modelo deverá oferecer condições para a análise do comportamento hemodinâmico nas principais regiões do sistema vascular:região arterial,capilar e venosa.Uma ênfase deverá ser dada na obtenção das curvas de elastâncias ventriculares,desde que nelas reside a força impulsora do sistema cardiovascular.Finalmente,algumas aplicações para o modelo desenvolvido,deverão ser levantadas,como por exemplo o uso do modelo para a simulação de alguma deficiência do sistema cardiovascular.

A simulação,em computador,do sistema cardiovascular pode aumentar a compreensão do comportamento hemodinâmico do sistema sujeito a certas deficiências,tais como os defeitos do coração e, particularmente combinações desses defeitos.Por exemplo , o comportamento do defeito septal ventricular é relativamente conhecido;contudo,a adição de outras lesões,tais como,a insuficiência de válvulas cardíacas,pode complicar consideravelmente a hemodinâmica do sistema.

Espera-se que o desenvolvimento de um modelo razoável do sistema cardiovascular e sua implementação em computador,

3

possa servir para aumentar a compreensão de muitos problemas do sistema cardiovascular e, ajudar a prever o que ocorrerá durante uma intervenção cirúrgica em pacientes com combinações, não usuais, de certos defeitos.

O funcionamento de certas partes do organismo humano e de muito de seus sistemas de controle fisiológicos são razoavelmente conhecidos. Entretanto, as interações entre sistemas, ou partes do corpo humano, são bem menos conhecidas, como por exemplo, as interações entre o sistema circulatório e respiratório. Assim, o funcionamento do sistema vivo em sua totalidade é um vasto campo de pesquisa a ser explorado.

## 1.2. REVISÃO DA LITERATURA

Já em 1955, Guyton [15], descreveu um método gráfico para a determinação do débito cardíaco no qual o retorno venoso e o débito cardíaco, ambos como função da pressão arterial direita, foram igualados.

Grodins [14], foi um dos primeiros a desenvolver uma abordagem matemática para o sistema cardiovascular. Usou a lei de Starling do coração, assumindo que o trabalho externo era diretamente proporcional ao volume ventricular no fim da diástole.

Defares [11], realizou a síntese teórica do sistema cardiovascular. As contrações foram representadas por transições abruptas das compliâncias ventriculares na sístole e diástole, e vice-versa; uma aproximação não muito boa, contudo, usada amplamente por vários autores: [05], [10], [11].

Muitos modelos são baseados nos trabalhos de Jager [19]. Jager partiu da relação entre o gradiente de pressão e a vazão de um líquido Newtoniano em um segmento infinitamente pequeno de um tubo uniforme, de paredes elásticas e finas e secção reta circular e, caracterizou o segmento por impedâncias longitudinal e transversal, onde as propriedades fisiológicas e anatômicas locais determinavam os valores das impedâncias. Obteve um circuito elétrico equivalente, baseado na analogia pressão-tensão, vazão-corrente, constituído por resistores, capacitores e indutores.

Pollack [27], com base nos resultados obtidos por Jager, desenvolveu um modelo para a circulação arterial constituído de 55 segmentos.

\*\*

Um ano depois, as equações de Navier-Stokes formaram as bases dos estudos desenvolvido por Rideout [28], [31], que desenvolveu um modelo para a circulação pulmonar constituído de 6 segmentos.

Ainda em 1968, Snyder e Rideout, [36], desenvolveram

\* Ernest Henry Starling (1866-1927)

um modelo para a árvore arterial sistêmica constituído de 13 segmentos, do coração esquerdo às ilíacas.

Um ano depois, Westerhof [44], desenvolveu um modelo para a árvore arterial sistêmica, constituído de 121 segmentos. Na sua simulação, Westerhof obteve a impedância de entrada da árvore arterial à partir da substituição do circuito equivalente do ventrículo esquerdo por uma fonte de tensão senoidal. Observou também a propagação do pulso de onda ao longo da aorta, e a forma de onda da pressão e fluxo em diferentes pontos do circuito.

Em 1972, Hyndman (apêndice 1) e Rideout [30], desenvolveram modelos para o sistema cardiovascular completo. Aquele enfatizando o circuito equivalente do coração, controle da frequência cardíaca e a influência da respiração na circulação pulmonar; este enfatizando a circulação sistêmica e análise de deficiências.

Nos últimos anos, de 1974 até 1979, uma ênfase tem sido dada aos métodos numéricos de estimação de parâmetros [45]. Burrus [08], desenvolveu um processo numérico para a identificação dos parâmetros de um simples circuito RC, usando a teoria dos filtros digitais. Dennison [12] e Rideout [33] desenvolveram uma técnica, usando um computador digital, para a estimação dos parâmetros do sistema cardiovascular. Chang [09] desenvolveu um método de estimação de parâmetros do sistema arterial canino.

O principal objetivo na área de simulação de sistema cardiovascular é desenvolver uma técnica de estimação de parâmetros aplicável a um dado paciente de tal forma que os seus parâmetros possam ser estimados continuamente durante uma cirurgia.

CAPÍTULO II

MÉTODOS

2.1. ANATOMIA E FISILOGIA DO SISTEMA CARDIOVASCULAR

O sistema cardiovascular pode ser encarado como um circuito fechado composto de quatro secções fundamentais, conforme o esquema da figura 1: os corações direito e esquerdo (sistema cardio) e as circulações pulmonar e sistémica (sistema vascular).

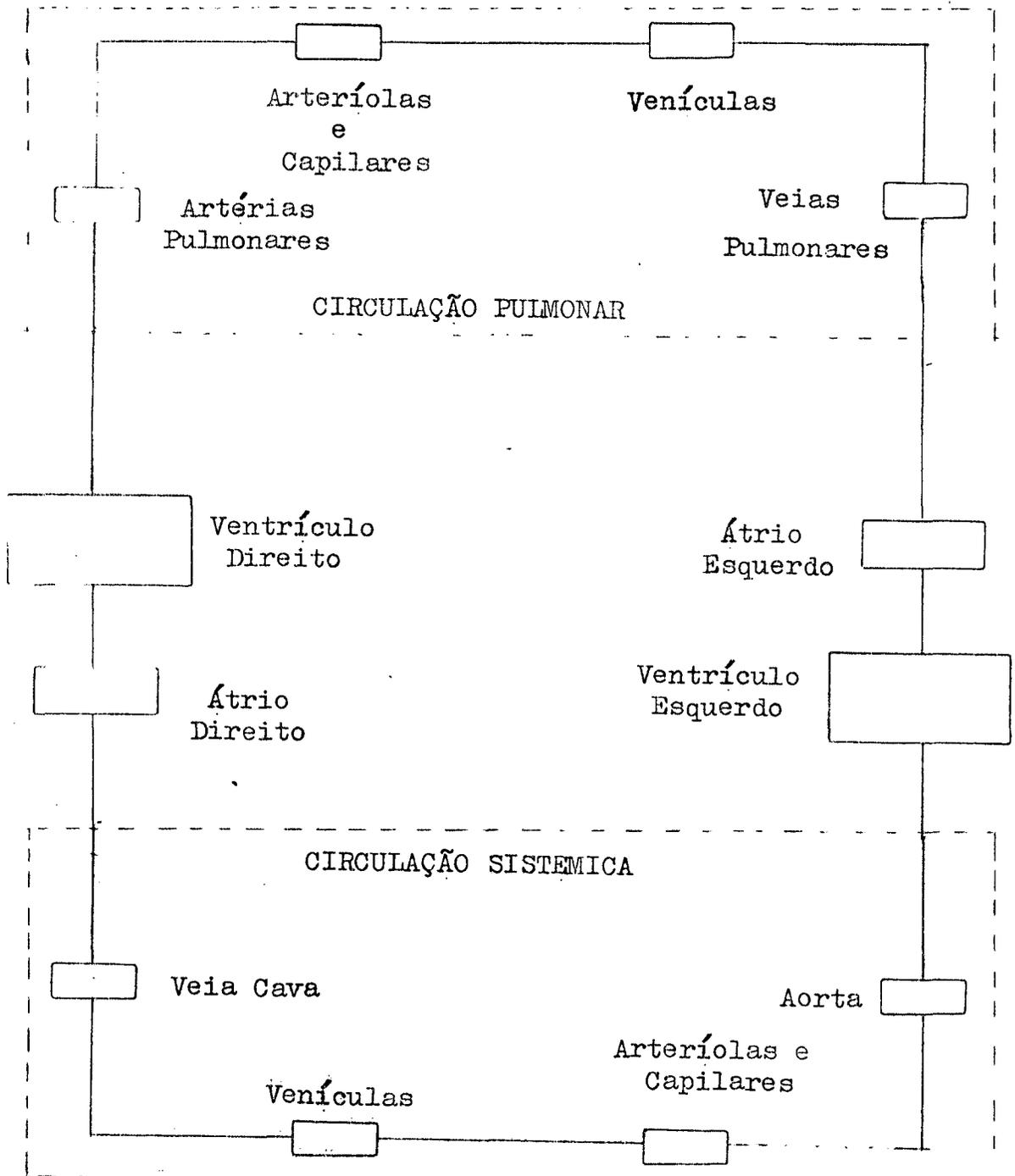


Fig. 1 - Configuração do Sistema Cardiovascular

O meio circulante, o sangue, é o grande responsável pelo suprimento de oxigênio, combustíveis, hormônios e vitaminas as células e, pela remoção de seus produtos metabólicos, tais como,  $CO_2$  e água. Promove o transporte dos glóbulos brancos permitindo, assim, aumento da defesa do organismo. Participa do sistema de controle de temperatura do corpo, levando o calor gerado pelo processo metabólico para regiões onde possa ser facilmente dissipado.

Internamente o coração é estruturado por quatro cavidades: dois átrios, superiormente, e dois ventrículos inferiormente. Os átrios e os ventrículos estão separados, respectivamente, pelos septos interauriculares e interventriculares. Cada átrio se comunica com o ventrículo correspondente por um orifício (orifício átrio-ventricular direito e esquerdo). O orifício direito é guarnecido pela válvula tricúspide, e o esquerdo pela válvula mitral. Elas impedem o refluxo de sangue dos ventrículos para os átrios durante a fase de contração dos músculos cardíacos. Além dos orifícios átrio-ventriculares existem ainda os seguintes orifícios vasculares: 1) orifício da artéria pulmonar (no ventrículo direito), guarnecido pela válvula pulmonar; 2) orifício da artéria aorta (no ventrículo esquerdo) guarnecido pela válvula aorta; 3) orifício da veia cava inferior (no átrio direito), guarnecido pela válvula de Eustáquio e, o orifício da veia coronária com a válvula de Tebésio; 4) orifício das veias pulmonares (no átrio esquerdo), guarnecido pelas válvulas pulmonares.

As artérias são os vasos responsáveis pela condução do sangue do coração às diversas partes do corpo. Possuem paredes resistentes e fortemente elásticas. A medida que se afastam do coração vão se dividindo e se subdividindo em ramos de calibres menores até ao nível da espessura de um fio de cabelo, o chamado leito capilar. Conduzem sangue rico em oxigênio, sangue arterial, com exceção da artéria pulmonar, que transporta sangue venoso para os pulmões.

As veias são os vasos responsáveis pelo retorno do sangue ao coração. Conduz o sangue pobre em oxigênio (sangue rico em

CO<sub>2</sub>), com exceção das veias pulmonares que conduzem o sangue rico em O<sub>2</sub> dos pulmões para o átrio esquerdo. São vasos de paredes muito delgadas, razão pela qual se deformam facilmente; são tubos cilíndricos, quando em estado de repleção, achatando-se facilmente quando vazios.

O coração se comporta como duas bombas hidráulicas em série: o coração esquerdo joga sangue na circulação sistêmica e , o o coração direito, na circulação pulmonar. As saídas das bombas devem ser iguais para que seja mantida a distribuição de volume sanguíneo nas circulações de forma compatível com a vida. O bombeamento do átrio é muito fraco, ajudando apenas na movimentação do sangue que passa para o ventrículo através dele. A ação maior de bombeamento é desenvolvida pelo ventrículo.

O coração funciona como uma bomba hidráulica em função das fases de movimento dos músculos cardíacos: a fase de contração , denominada sístole e , a fase de relaxamento (ou repouso), denominada diástole. O coração ao se contrair (sístole) expulsa o sangue para o interior das circulações sistêmica e pulmonar. A seguir, o coração se relaxa (diástole) permitindo, assim, o enchimento de suas cavidades ( átrios e ventrículos) com sangue oriundo do sistema vascular. As duas fases definem o chamado ciclo cardíaco. O coração se contrai com uma frequência aproximada de 72 contrações por minuto. Em geral , durante o ciclo cardíaco, acontecem três etapas: 1º) sístole atrial, que assinala o início da contração cardíaca e cuja finalidade é a expulsão do sangue contido nos átrios; 2º) sístole ventricular que ocorre logo após a sístole atrial. Nesta fase são observados dois fenômenos: as válvulas mitral e tricúspide se fecham, impedindo que o sangue retorne para os átrios, e, a abertura das válvulas da artéria pulmonar e da aorta permite o escoamento do sangue do coração para as circulações; 3º) diástole átrio-ventricular quando após a sístole ventricular os músculos cardíacos se relaxam provocando o enchimento do coração. Nesta fase, o sangue da artéria pulmonar e da aorta não reflui para os ventrículos, como seria lógico, pois as válvulas no tronco pulmonar e na aorta se fecham.

Para que o sangue se propague no interior das artérias, com a velocidade que o faz, não bastaria a contração cardíaca. São necessários outros fatores, tais como, a elasticidade e contratibilidade das paredes arteriais; tais fatores estão subordinados ao tonus muscular que, por sua vez, é governado pelo sistema nervoso. As artérias se contraem ativamente, fazendo progredir o fluxo sangüíneo e se adaptando às variações de volume sangüíneo contido no seu interior.

Já o retorno do sangue pelas veias é decorrente dos seguintes fatores principais: 1) o impulso cardíaco, mesmo considerando todo o leito arterial e capilar, é ainda sentido no sistema venoso; 2) a contração dos músculos do esqueleto contribui, fundamentalmente, para o progresso do sangue nas veias, em direção ao coração; 3) durante a ampliação da cavidade torácica, no decurso da respiração, é produzido um verdadeiro fenômeno de sucção sobre o sistema venoso; 4) as numerosas válvulas situadas no trajeto das veias, impedem o refluxo venoso, facilitando a migração do sangue.

Finalmente, entre o sistema arterial e o venoso interpõe-se a rede capilar. A este nível o sangue arterial abandona seu oxigênio, que vai beneficiar os tecidos (capilares arteriais) e, recolhe o  $CO_2$  e produtos do catabolismo (capilares venosos).

## 2.2. MODELO MATEMÁTICO

A simulação do sistema cardiovascular em computador digital ou analógico requer a determinação de equações matemáticas que descrevam o movimento de fluidos em tubos elásticos. Tais equações podem ser obtidas das equações de Navier-Stokes e, da equação da continuidade, que expressa a conservação da massa e a incompressibilidade do sangue, aplicadas a um fluido Newtoniano laminar.

Noordergraaf [20], Beneken [02], Rideout [28], e outros, nas suas simulações do sistema cardiovascular obtiveram a solução das formas linearizadas das equações de Navier-Stokes, convertendo-as à forma de diferenças com a variável independente na direção axial. Isso possibilitou a determinação de equações matemáticas que relacionam pressão e fluxo sanguíneo em um segmento de um tubo elástico.

As equações de Navier-Stokes, na forma de coordenadas cilíndricas, aplicadas a um fluido Newtoniano laminar, no caso de movimento tangencial nulo e desprezadas as forças externas sobre o fluido, podem ser escritas (conforme Rideout [28]), como:

$$\frac{\partial p}{\partial z} = -\rho \left( \frac{\partial w}{\partial t} + u \frac{\partial w}{\partial r} + w \frac{\partial w}{\partial z} \right) + \mu \left[ \frac{1}{r} \frac{\partial}{\partial r} \left( r \frac{\partial w}{\partial r} \right) + \frac{\partial^2 w}{\partial r^2} \right] \quad (1)$$

$$\frac{\partial p}{\partial r} = -\rho \left( \frac{\partial u}{\partial t} - u \frac{\partial u}{\partial r} - w \frac{\partial u}{\partial z} \right) + \mu \left[ \frac{\partial}{\partial r} \left\{ \frac{1}{r} \frac{\partial}{\partial r} (ru) \right\} - \frac{\partial^2 u}{\partial z^2} \right] \quad (2)$$

onde  $p$  é a pressão,  $z$  é a distância ao longo do eixo,  $\rho$  é a densidade do fluido,  $\mu$  é o coeficiente de viscosidade e,  $u$  e  $w$  são as componentes radial e longitudinal da velocidade, respectivamente.

A equação da continuidade é dada por:

$$\frac{\partial u}{\partial r} + \frac{u}{r} + \frac{\partial w}{\partial z} = 0 \quad (3)$$

Os termos não lineares contidos nos parêntesis multiplicados por  $\rho$ , em (1) e (2), e os termos  $\partial^2 w / \partial z^2$  e  $\partial^2 u / \partial z^2$ , são relativamente pequenos na maioria dos problemas da circulação [28], e portanto, podem ser desprezados.

Supondo que a pressão  $p$  é independente de  $r$ , a equação (2) pode ser desprezada. Tal simplificação é razoável pois a velocidade radial  $u$  é, geralmente, muito pequena [28].

A equação (1) linearizada e simplificada se reduz a:

$$\frac{\partial p}{\partial z} = -\rho \frac{\partial w}{\partial t} + \mu \left[ \frac{1}{r} \frac{\partial w}{\partial r} - \frac{\partial^2 w}{\partial r^2} \right] \quad (4)$$

A equação (4) pode ser convertida da forma diferencial para a de diferenças, dividindo-se, axialmente, um tubo cilíndrico em segmentos de comprimento  $\Delta z$ , e radialmente em  $N$  elementos coaxiais limitados por cilindros de raios  $\Delta r, 2 \Delta r, \dots, (N-1) \Delta r$  e  $R$ , com raio  $R = (N-1/2) \Delta r$ . A figura 2 ilustra o procedimento, acima descrito, e também o perfil de velocidade longitudinal típico (uma parábola) para o fluido em tubo cilíndrico, com uma aproximação discreta sugerida por Rideout [28].

As variáveis serão descritas com um índice  $m$  para indicar que elas são consideradas no centro do  $m$ -ésimo segmento de comprimento  $\Delta z$ . A variável  $w$  terá um segundo índice,  $n$ , para indicar o elemento coaxial considerado.

Em geral, a variação do fluxo é mais importante do que a velocidade. Definindo-se a variação do fluxo longitudinal para um ele -

mento coaxial como:

$$f_{m,n} = w_{m,n} \cdot A_{m,n} \quad (5)$$

onde,  $A_{m,n}$  representa a área da secção transversal do  $n$ -ésimo elemento coaxial da  $m$ -ésima secção longitudinal, a equação (4), após algumas substituições e simplificações, assume a forma de equação a diferenças abaixo:

$$\frac{\Delta p_m}{\Delta z} = -\rho \frac{dw_{m,n}}{dt} + \frac{(2N-1)^2}{2R^2} \cdot \left[ -w_{m,n} + \frac{n}{2n-1} w_{m,n+1} - \frac{n-1}{2n-1} w_{m,n-1} \right] \quad (6)$$

Substituindo-se (5) em (6), após calculada  $A_{m,n}$ , e considerando-se  $\Delta p = p_{ms} - p_e$ , obtém-se:

$$\frac{p_{ms} - p_e}{\Delta z} = -\frac{(2N-1)^2 \rho}{4\pi R^2 (2n-1)} \frac{df_{m,n}}{dt} + \frac{\mu (2N-1)^4}{8\pi R^4 (2n-1)} \cdot \left[ -f_{m,n} + \frac{n}{2n+1} f_{m,n+1} + \frac{n-1}{2n-3} f_{m,n-1} \right] \quad (7)$$

onde,  $p_{ms}$  e  $p_{me}$  são as pressões na saída e entrada do segmento  $\Delta z$ , respectivamente.

Para o caso mais simples,  $N=2$ , a equação (7) assume a forma:

$$p_{ms} - p_{me} = \frac{9\rho \Delta z}{4\pi R^2} \frac{df_{m,e}}{dt} - \frac{81\mu z}{8\pi R^4} f_{m,e} \quad (8)$$

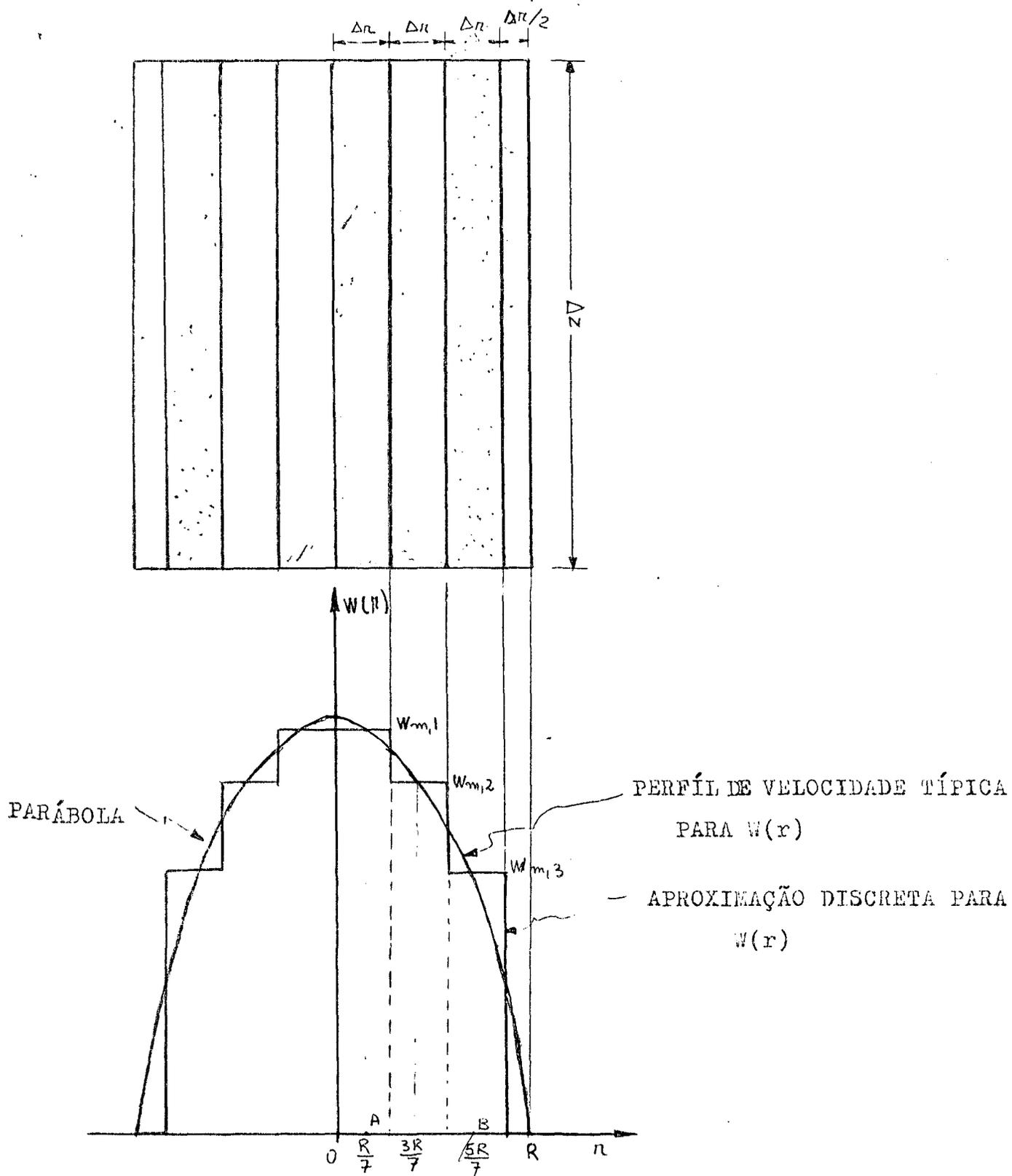


Fig. 2 - Aproximação discreta para um fluxo fluido em um tubo cilíndrico para  $N=4$ , cf. Rideout [28].

O coeficiente do último termo dá a resistência ao fluido no m-ésimo segmento  $\Delta z$ :

$$R_m = \frac{81\mu\Delta z}{8\pi R^4} \quad (9)$$

O coeficiente do primeiro termo dá a indutância no m-ésimo segmento:

$$L_m = \frac{9\rho\Delta z}{4\pi R^2} \quad (10)$$

A velocidade radial  $u_{mR}$  nas paredes do tubo pode ser obtida da equação de continuidade [28], através de sua solução:

$$p_m = \rho_0 h \frac{du_{mR}}{dt} + \beta u_{mR} + \frac{Eh}{R^2(1-\sigma^2)} \int_0^t u_{mR} dt \quad (11)$$

onde,  $\rho_0$  é a densidade da parede,

$\beta$  é o coeficiente de amortecimento da parede,

$E$  é o módulo de Young para a parede,

$\sigma$  é o coeficiente de Poisson para a parede.

Os dois primeiros termos da equação (11) podem ser desprezados segundo [24], [28], à partir da consideração de que a velocidade radial é muito pequena.

Se os fluxos na entrada e saída do m-ésimo segmento, no n-ésimo elemento coaxial, forem designados, respectivamente, por  $f_{m,n,e}$  e  $f_{m,n,s}$ , a equação (11) para  $N=2$  se reduz a:

$$p_m = \frac{Eh}{2R^3(1-\sigma^2)\Delta z} \int_0^t (f_{m,1,e} - f_{m,1,s}) dt \quad (12)$$

Do coeficiente da equação (12) pode-se determinar a equação da capacitância fluidica para a secção do tubo de comprimento  $\Delta z$ .

$$C_m = \frac{2 R^3 (1 - \sigma^2) \Delta z}{Eh} \quad (13)$$

Usando-se as equações (8) e (12), uma analogia tipo pressão - voltagem (ou fluxo-corrente) dá a rede equivalente T da figura 3b, ou a rede equivalente  $\pi$  da figura 3c, ou ainda a rede equivalente L da figura 3d. A analogia completa é ilustrada na tabela 1. Tais redes podem ser cascadeadas para representar longas artérias ou veias (inclusive ramificações) da circulação sanguínea.

Hidrodinâmicas	Elétricas
Pressão	Voltagem
Fluxo	Corrente
Tempo	Tempo
Volume	Carga
Resistência	Resistência
Inércia	Indutância
Distensibilidade	Capacitância

Tabela 1 - Analogia entre grandezas elétricas e hidrodinâmicas.

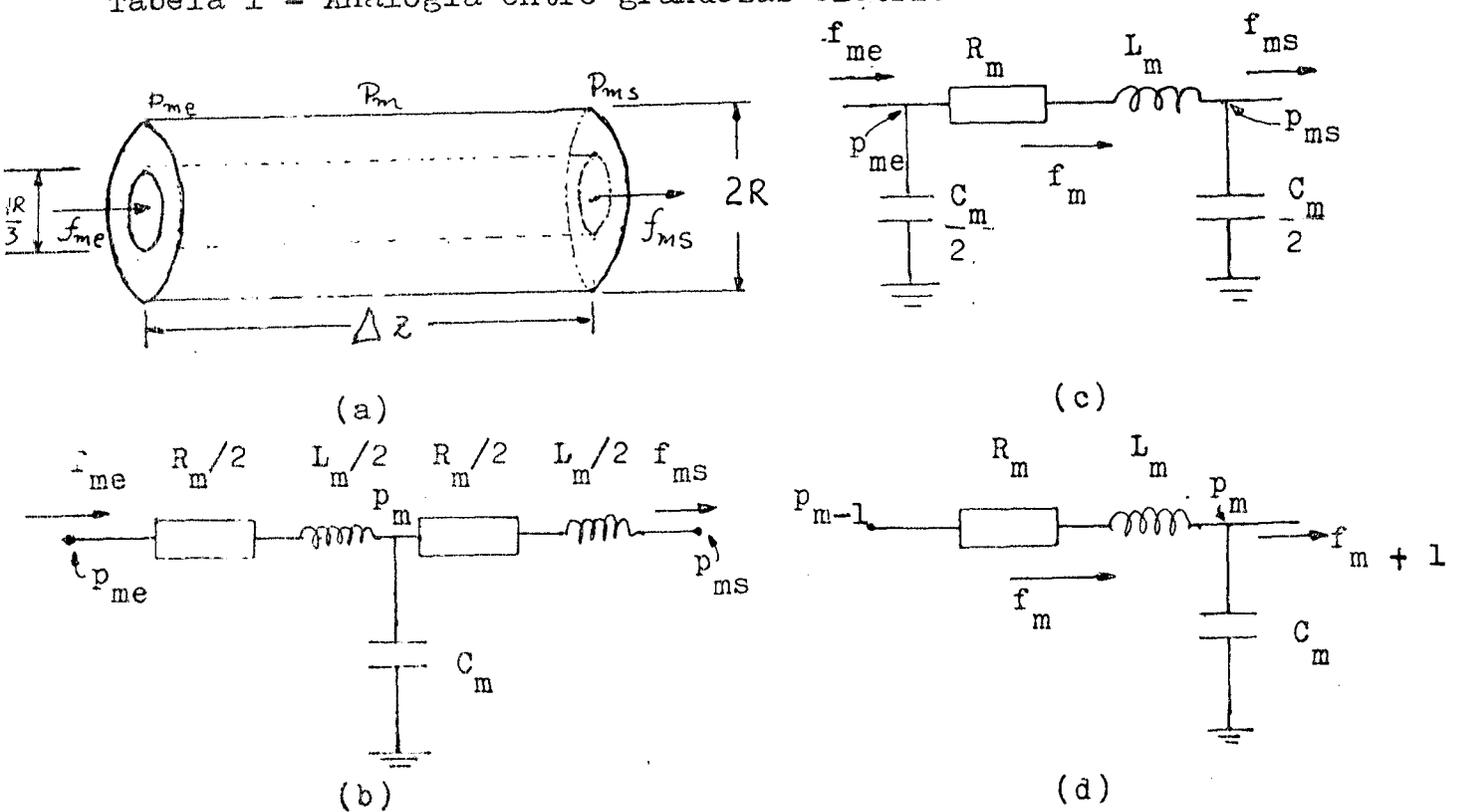


Fig.3 - (a) Secção de um tubo para  $N=2$ . (b) Rede equivalente T. (c) Rede equivalente  $\pi$ . (d) Rede equivalente L [28] †

## 2.3. MODELO PROPOSTO

### INTRODUÇÃO

Com base no modelo matemático e nos dados da literatura médica, procurou-se determinar um modelo do sistema cardiovascular cuja simulação em computador fornecesse resultados (tais como curvas de pressão e fluxo) compatíveis com a fisiologia do sistema. Neste sentido, o modelo deveria ser suficientemente detalhado e, apenas limitado pela capacidade do computador a ser utilizado para a sua simulação. Assim, o modelo deveria apresentar as principais regiões do sistema vascular, incluindo as ramificações das coronárias, dos membros inferiores e superiores, das regiões da cavidade abdominal e torácica e que utilizasse curvas precisas para as elastâncias ventriculares e auriculares. Além disso, deveria possuir características suficientes para servir como base para futuros trabalhos na área patológica (estudos das deficiências).

O caminho natural, a partir do modelo matemático descrito no item 2.2, para a obtenção de um modelo do sistema cardiovascular pode ser caracterizado por dois aspectos:

1º) aquisição de uma boa compreensão da anatomia e fisiologia do sistema cardiovascular;

2º) realização de uma série de medidas, tais como, pressão e fluxo sanguíneo, comprimento e diâmetro dos vasos sanguíneos na região de interesse e, a determinação do módulo de Young nos pontos de interesse.

Do exposto, percebeu-se a existência de um compromisso entre a complexidade do modelo e o método a ser usado para a simulação de seus parâmetros.

Em função das dificuldades existentes para a realização de medidas, o modelo final definido decorreu de uma série de simplificações impostas ao modelo originalmente pretendido. O modelo e seus parâmetros foram determinados simultaneamente à partir dos dados disponíveis na literatura médica e de considerações de outros autores.

### 2.3.1. O Coração

A maioria dos autores [02], [03], [11], [13], [30], não leva em conta a contração atrial. Os átrios são considerados como simples reservatórios de sangue e modelados juntamente com os segmentos das grandes veias. Esta simplificação, também usada no presente trabalho, é razoável levando-se em conta que a contribuição dos átrios, em relação à contribuição dos ventrículos, na dinâmica cardíaca, é cerca de 10% a 15%.

As quatro válvulas cardíacas (tricúspide, pulmonar, mitral e aórtica) são simuladas por quatro diodos para permitir, ou bloquear, o fluxo através deles durante o ciclo cardíaco. A figura 4 ilustra o equivalente elétrico das válvulas cardíacas, onde R, representa a resistência das válvulas e, D<sub>1</sub> representa um diodo ideal.

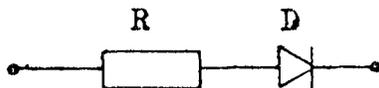


Fig.4 Modelo usado para uma válvula cardíaca.

Os ventrículos foram simulados por compliâncias variáveis. Das curvas da variação de pressão e volume no ventrículo esquerdo disponíveis na literatura médica [35], figura 28, obteve-se a tabela 2. A elastância ventricular esquerda foi obtida da equação (14).

$$\frac{1}{C(t)} = \frac{P}{V - V_r} \tag{14}$$

onde, V<sub>r</sub> representa o volume residual (volume a pressão zero), V representa o volume total armazenado no ventrículo e P representa a pressão ventricular, (cf. [24]).

O volume residual foi estimado com base na literatura [32] e na curva P<sub>5</sub> versus V<sub>5</sub> da figura 26, em aproximadamente 51ml.

A figura 5 ilustra a forma da elastância ventricular esquerda, obtida à partir da equação (14) e dos dados da tabela 2.

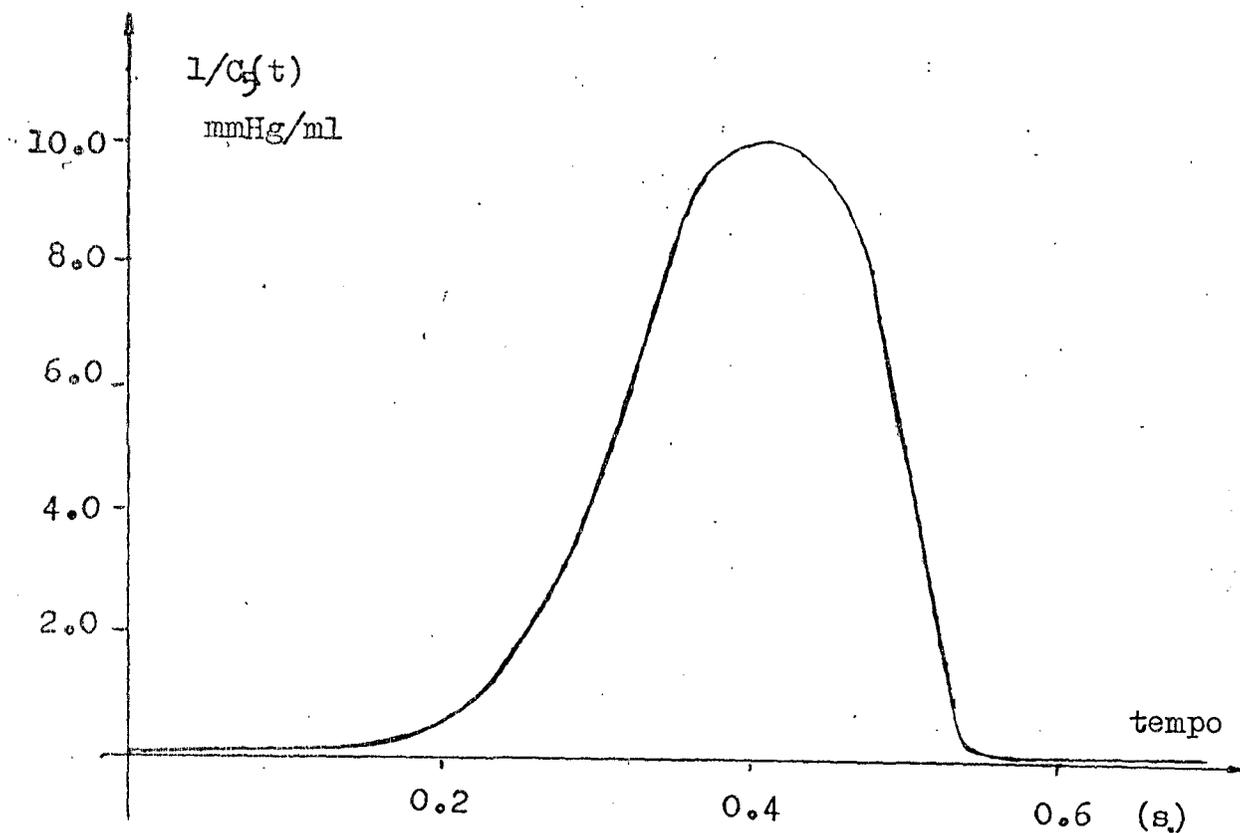


Fig. 5 - Curva da elastância ventricular esquerda

A curva acima foi aproximada por um trecho de uma senoide definida pela equação abaixo:

$$1/C_5(t) = 1332 (-12,198 + 22,198 \text{ SEN}(5,82 \cdot t - 0,582)) (C_5(t))^2$$

A figura 6 ilustra a comparação entre a curva real da elastância ventricular esquerda e a sua aproximação.

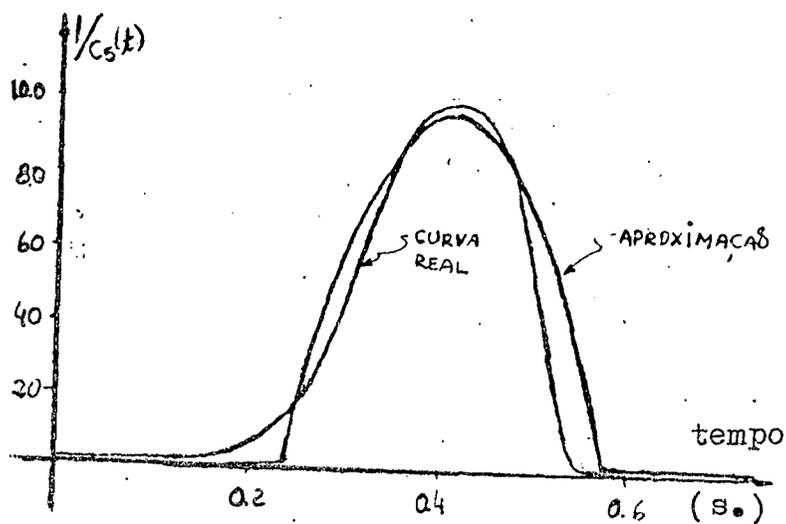


Fig. 6 - Comparação entre a curva real da elastância ventricular esquerda e uma aproximação usada.

Observe-se que o trecho de senoide aproxima a elastância ventricular, apenas durante a sístole. Na fase diastólica a elastância ventricular é constante.

Para uma pressão ventricular (figura 28) esquerda máxima igual a 120 mmHg, a pressão ventricular direita é aproximadamente 30mmHg, ou seja 4 vezes menor. Considerando a variação de volume no ventrículo direito aproximadamente igual à do ventrículo esquerdo, a elastância do ventrículo direito terá um valor de pico 4 vezes menor do que a elastância ventricular esquerda. Este fato é coerente com os valores adotados por outros autores [30], [05] e [18] e foi usado para definir a elastância ventricular direita como sendo 1/4 (durante a sístole) da elastância ventricular esquerda. Durante a diástole as elastâncias dos dois ventrículos são iguais.

O esquema da figura 7, mostra o circuito elétrico equivalente do coração.

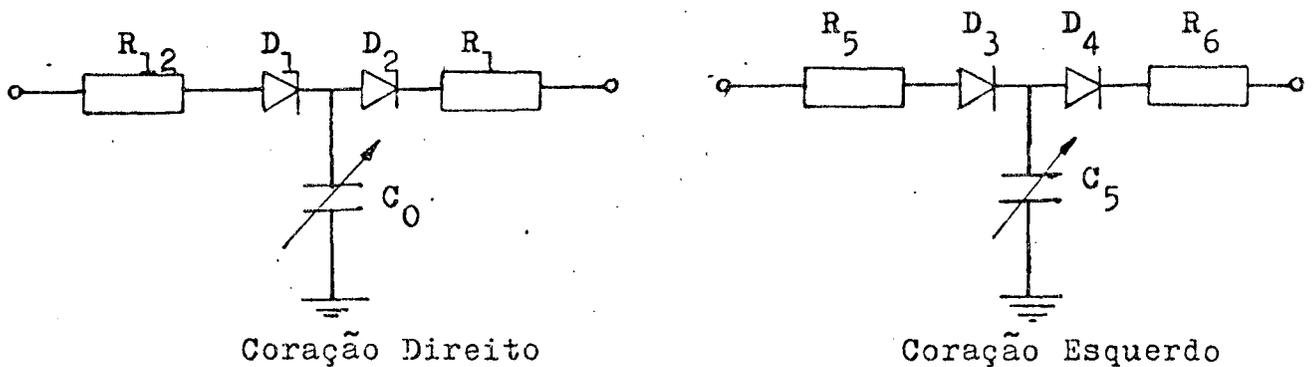


Fig. 7-Circuito elétrico equivalente do coração

Na figura acima,  $D_1$  representa a válvula tricúspide,  $D_2$  representa a válvula pulmonar,  $D_3$  representa a válvula mitral e,  $D_4$  representa a válvula aórtica.

Tempo s.	Volume ml.	Pressão mmHg	Elastância mmHg/ml
0.00	111.1	8.0	0.13
0.05	111.1	8.9	0.15
0.07	113.3	10.0	0.16
0.10	117.8	12.2	0.18
0.12	120.0	13.3	0.19
0.16	120.0	40.0	0.33
0.21	120.0	100.0	0.80
0.23	120.0	116.7	1.20
0.25	111.1	121.1	1.90
0.27	98.2	117.8	2.80
0.29	88.9	120.0	3.80
0.32	80.0	121.1	6.20
0.35	73.3	121.1	8.50
0.40	64.4	112.2	10.00
0.42	62.2	104.4	10.00
0.45	60.0	91.0	9.50
0.48	60.0	57.8	7.30
0.51	62.2	18.4	2.00
0.53	64.9	8.9	0.10
0.60	84.5	3.5	0.10
0.70	100.00	5.1	0.10
0.75	105.0	6.8	0.13
0.80	108.0	8.5	0.15
0.86	111.7	10.0	0.16

Tabela 2 . Pressão, volume e elastância no ventrículo esquerdo durante um ciclo cardíaco [35].

### 2.3.2. A Circulação Pulmonar

A circulação pulmonar foi dividida em três grandes seções: uma secção arterial, uma secção capilar e uma secção venosa. O detalhamento da circulação pulmonar ficou comprometido face as limitações das informações constantes na literatura médica, tais como, distribuição de volume sanguíneo, pressões médias, etc., de importância fundamental para a determinação dos parâmetros do modelo.

A rede  $\Pi$  (figura 3c.) foi usada para representar às secções arterial e venosa.

Como a aceleração do fluxo sanguíneo nos capilares é praticamente nula, o indutor da figura 3c foi desprezado na modelagem do leito capilar. Se as ramificações do leito capilar for dividida em segmentos de comprimentos  $\Delta z$  e, o modelo matemático descrito no capítulo 2 for usado, o indutor  $L_m$  pode ser desprezado com base na comparação entre as equações (8) e (9): o indutor se torna desprezível frente o resistor  $R_m$ . Feito o paralelismo entre pontos de mesma pressão, um circuito RC pode ser usado para representar o leito capilar.

Um esquema do modelo da circulação pulmonar é mostrada na figura 8.

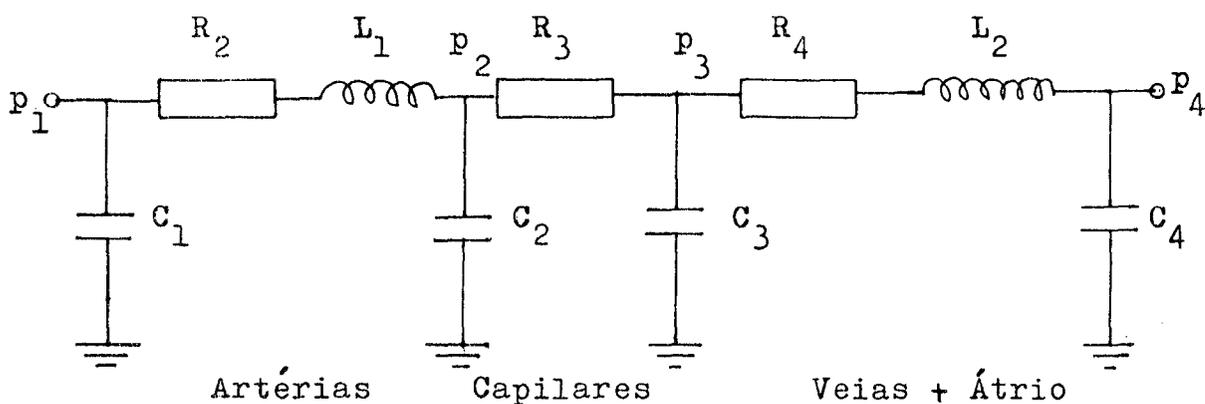


Fig. 8- Modelo da circulação pulmonar.

Na figura 8,  $C_2$  é o capacitor resultante do paralelismo entre os capacitores  $C_m$  (da figura 3c) arterial e capilar.  $C_3$  é o capacitor resultante da comparação entre os capacitores  $C_m$  capilar e venoso.

### 2.3.3. A Circulação Sistêmica

A circulação sistêmica foi dividida em cinco secções : uma secção correspondente a aorta e grandes artérias, uma secção correspondente às arteríolas, uma secção correspondente às venículas e, finalmente, uma secção correspondente às grandes veias e átrio direito.

Nas três secções intermediárias, o indutor  $L_m$  (da fig. 3c) foi desprezado pelas razões expostas no item anterior.

Um esquema do modelo da circulação sistêmica é mostrado na figura 9.

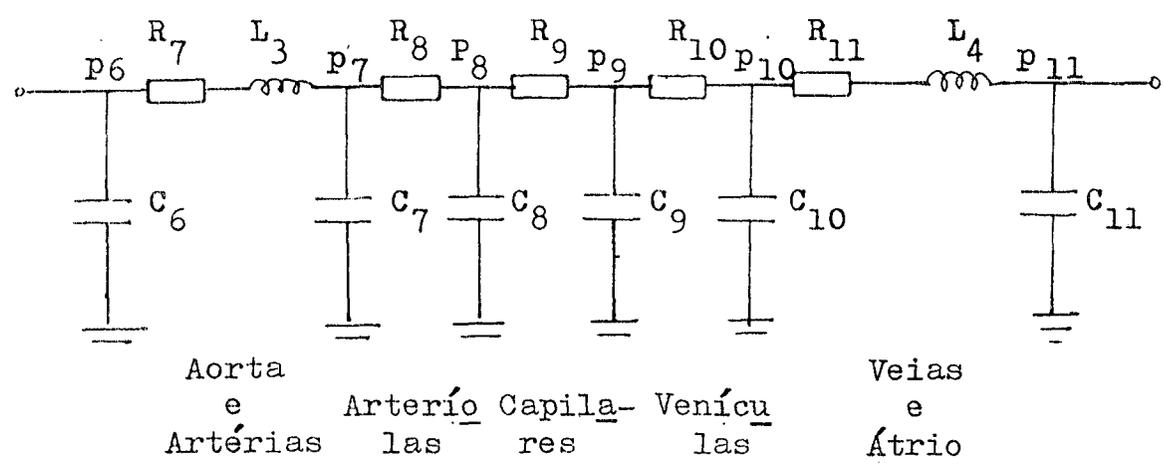


Fig. 9 Modelo da circulação sistêmica

Aqui também, os capacitores  $C_7, C_8, C_9$  e  $C_{10}$  são resultados do paralelismo entre os capacitores  $C_m$  da figura 3c.

A figura 10 mostra o modelo completo para o sistema cardiovascular usado no presente trabalho.

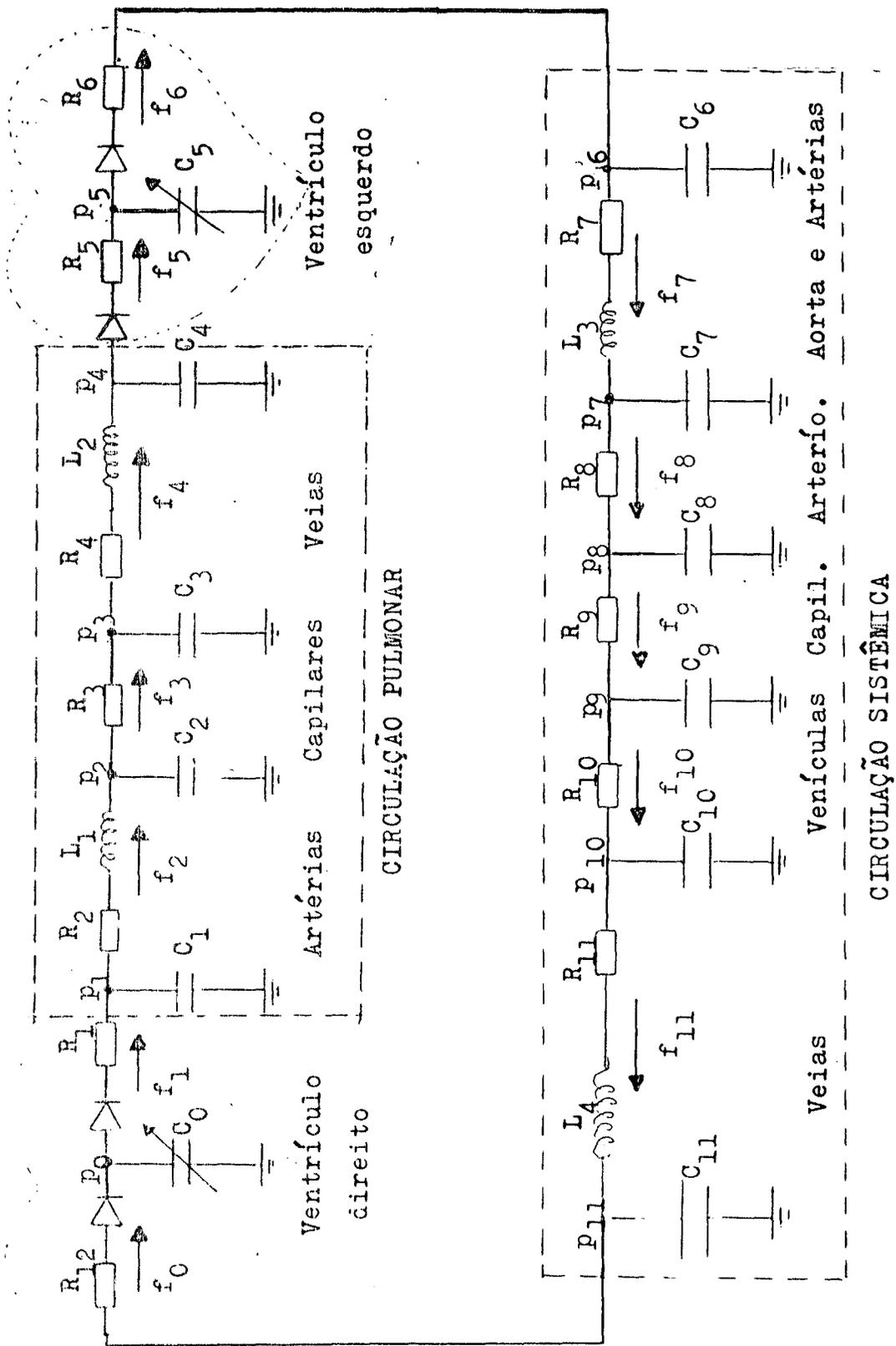


Fig. 10 - Modelo completo do Sistema Cardiovascular

## 2.4. DETERMINAÇÃO DOS PARÂMETROS DO MODELO PROPOSTO

### INTRODUÇÃO

Nas páginas seguintes é discutido o método usado para a determinação dos valores dos parâmetros.

Os valores dos resistores foram obtidos à partir da aplicação da lei de Ohm com relativa facilidade, com exceção de alguns parâmetros do coração.

O conhecimento da distribuição de volume sanguíneo no sistema cardiovascular facilitou a determinação dos valores das capacitâncias, pela utilização da equação de carga do capacitor.

Usando-se uma série de artifícios os parâmetros indutivos também foram determinados com certa facilidade.

O método usado para a determinação dos parâmetros do modelo pode ser aplicado a modelos mais complexos desde que se disponha de mais dados da literatura e/ou haja facilidade para a realização de medidas.

## 2.4.1. Parâmetros do coração

A diferença de pressão entre o ventrículo esquerdo e a aorta, para um fluxo médio de 100ml/s, é de 1mmHg (ou 1332dyn/cm<sup>2</sup>), (cf. [35]). Obteve-se um valor de 13,3Ω para a resistência da válvula aórtica a partir da aplicação da Lei de Ohm dos circuitos elétricos: a diferença de tensão nos terminais de um resistor é diretamente proporcional à corrente que passa através dele; o fator de proporcionalidade define a sua resistência. As demais resistências cardíacas foram estimadas das conclusões de Rideout [30].

$$R_{12} = R_1 = R_5 = \text{Resistência da válvula aórtica} / 1,33$$

## 2.4.2. Parâmetros das circulações pulmonar e sistêmicas.

As resistências foram calculadas considerando-se um fluxo sanguíneo médio de 100ml/seg [16] e, as pressões médias em vários pontos do sistema cardiovascular (tabela 3) obtidos da literatura médica: [16], [22], [34], [35] e [13].

NOTAÇÃO	VARIÁVEL	VALOR NUMÉRICO
P <sub>1</sub>	Pressão no tronco pulmonar	14
P <sub>2</sub>	Pressão na artéria pulmonar	13
P <sub>3</sub>	Pressão capilar	7
P <sub>4</sub>	Pressão nas veias pulmonares	4
P <sub>6</sub>	Pressão na aorta	100
P <sub>7</sub>	Pressão na artéria sistêmica	85
P <sub>8</sub>	Pressão nos capilares sist.	30
P <sub>9</sub>	Pressão nas venículas sist.	10
P <sub>10</sub>	Pressão nas veias sistêmicas	7
P <sub>11</sub>	Pressão no átrio direito	5

Tabela 3. Valores médios para as pressões sanguíneas em vários pontos do sistema cardiovascular. Valores em mmHg.

Os valores dos resistores calculados a partir da aplicação da lei de Ohm, estão registrados na tabela 6 .

As capacitâncias foram determinadas com base na curva da figura 11, que relaciona pressão e volume em um tubo elástico com fluxo fluídico, segundo Paul [24].

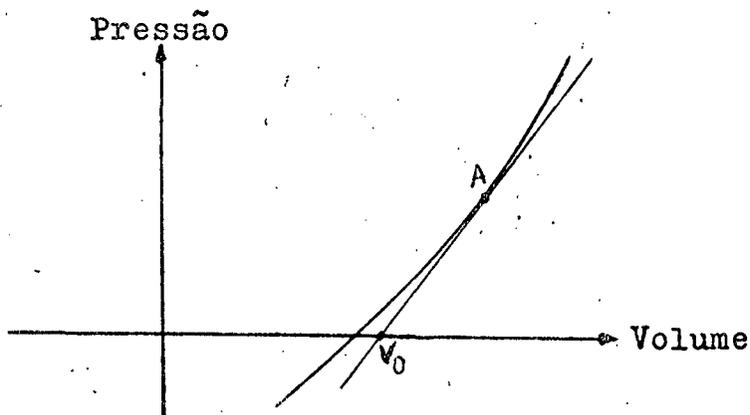


Fig.11-Relação entre pressão e volume em um tubo elástico, (cf. Paul [24] ).

Esta relação pode ser aproximada [02], por uma reta tangente à curva no ponto normal de operação (ponto A).  $V_0$  representa o volume a pressão zero. A relação obtida com tal aproximação é:

$$p = \frac{1}{C} (V_{\text{Total}} - V_0) = \frac{V}{C} \quad (15)$$

onde,  $V_{\text{Total}}$  é o volume total no tubo e,  $1/C$  é determinado pela inclinação da tangente.

De Rideout [30] e Defares [13], chega-se a conclusão que o volume  $V_0$  é aproximadamente igual a 85% do volume total. Assim, a equação (15) pode ser aproximada por:

$$p = \frac{1}{C} \cdot 0.15V_{\text{Total}} \quad (16)$$

Usando-se a distribuição de volume sanguíneo para um homem adulto (tabela 5), e os valores médios das pressões nos vários pontos do sistema vascular, registrados na tabela 3, os valores de  $C$  foram obtidos a partir da equação (16). Tais valores estão registra

dos'na tabela 6.

REGIÃO	VOLUME (ml)
Ventrículo(diástole)	110 (em cada)
Átrio (diástole)	70 (em cada)
Artéria Pulmonar	130
Capilares Pulmonar	110
Veias pulmonares	200
Aorta e grandes Artérias	300
Arteriolas sistêmicas	400
Capilares sistêmicos	300
Venículas sistêmicas	2300
Veias sistêmicas	900
	Total =5000ml

Tabela 5 . Distribuição de sangue no sistema cardiovascular em um homem adulto (40 anos de idade, 75Kg e 1.85m<sup>2</sup> de superfície corporal) . Conforme [22] e [35] .

Para a determinação dos valores dos indutores usaram-se alguns artifícios envolvendo dados e resultados obtidos por outros au tores.

Para um comprimento médio do sistema pulmonar igual a 25cm e uma velocidade do pulso de onda ventricular aproximadamente igual a 250cm/seg [31], obteve-se um atraso do pulso de onda na circulação pulmonar de 0,1seg. Para o modelo proposto, este atraso, segundo Ri deout [31], é dado por:

$$\sqrt{L_1 C_2} + \sqrt{L_2 C_4} = \text{atraso na circulação pulmonar} \quad (17)$$

$L_1$  foi obtido a partir da equação (10), tomando-se um ra io médio = 1,5cm [27] , e um  $\Delta z$  aproximado = 7,5cm [21] , [10] .

$L_2$  foi determinado a partir da equação (17).

Da curva do fluxo sanguíneo ventricular esquerdo [35], obteve-se uma derivada para o fluxo sanguíneo, em  $t=0,21$  seg, de  $13600\text{ml/s}^2$ . Da mesma curva, no mesmo instante, a diferença de pressão entre a aorta e o ventrículo esquerdo foi estimada em  $20\text{mmHg}$ . De posse destes dados, um valor aproximado para  $L_3$  foi determinado a partir da equação abaixo:

$$L = \frac{1332 p}{\frac{df}{dt}} \quad (18)$$

A derivada do pulso da onda sanguínea, na veia cava superior, foi estimada dos gráficos de Wexler [43] e Selkurt [22] num valor de  $500\text{cm/seg}^2$  (no tempo  $t=0,21$ ). A diferença de pressão (no mesmo instante) é aproximadamente igual a  $2\text{mmHg}$ .  $L_4$  foi determinado, considerando-se um raio médio igual a  $1,5\text{cm}$  [22], a partir da equação abaixo:

$$L = \frac{1332 p}{\frac{dv}{dt} \cdot A} \quad (19)$$

onde  $v$  é a velocidade do pulso sanguíneo na veia cava superior, e  $A$  é a área da sua seção transversal.

A tabela 6 registra os resultados obtidos.

## 2.5. SIMULAÇÃO

### INTRODUÇÃO

Foram desenvolvidas equações de estados para o circuito elétrico do modelo completo do sistema cardiovascular (fig.10). Foi definido um algoritmo para a simulação do modelo - o método de Euler foi usado para resolver as equações diferenciais envolvidas. O sistema foi simulado em um computador digital IBM-4341 da Universidade Federal de Santa Catarina.

Os valores dos parâmetros R, L e C usados na simulação são relacionados na tabela 6.

Todas as inidades estão no sistema CGS com exceção da variável pressão que está em mmHg. Note-se que 1mmHg corresponde a  $1332 \text{ dyn/cm}^2$  (unidade de pressão no sistema CGS).

Foram dadas condições iniciais para as pressões e fluxos em torno dos seus valores médios. Isto garante um volume inicial, em todo o sistema, compatível com o volume existente em um homem normal - aproximadamente 5 litros.

### 2.5.1. Equações matemáticas

Definiram-se comovariáveis de estado as tensões em todos os nós do circuito elétrico ( $P_1, P_2, P_3, P_4, P_5, P_6, P_7, P_8, P_9, P_{10}, P_{11}$  e  $P_0$ ) e as correntes nos indutores ( $f_2, f_4, f_7$  e  $f_{11}$ ).

Os parâmetros do sistemas são constituídos pelos resistores, capacitores e indutores do circuito, pelas correntes elétricas  $f_0, f_1, f_5$  e  $f_6$  e pelas derivadas dos capacitores  $C_0$  e  $C_5$ .

Assim, as equações de estado foram obtidas pela aplicação das leis de nós e de malhas dos circuitos elétricos no circuito da figura 10:

$$\dot{f}_2 = (P_1 - R_2 f_2 - P_2) / L_1 \quad (20)$$

$$\dot{f}_4 = (P_3 - R_4 f_4 - P_4) / L_2 \quad (21)$$

$$\dot{f}_7 = (P_6 - R_7 f_7 - P_7) / L_3 \quad (22)$$

$$\dot{f}_{11} = (P_{10} - R_{11} f_{11} - P_{11}) / L_4 \quad (23)$$

$$\dot{P}_1 = (f_1 - f_2) / C_1 \quad (24)$$

$$\dot{P}_2 = \left[ f_2 - (P_2 - P_3) / R_3 \right] / C_2 \quad (25)$$

$$\dot{P}_3 = \left[ (P_2 - P_3) / R_3 - f_4 \right] / C_3 \quad (26)$$

$$\dot{P}_4 = (f_4 - f_5) / C_4 \quad (27)$$

$$\dot{P}_6 = (f_6 - f_7) / C_6 \quad (28)$$

$$\dot{P}_7 = \left[ f_7 - (P_7 - P_8) / R_8 \right] / C_7 \quad (29)$$

$$\dot{P}_8 = \left[ (P_7 - P_8) / R_8 - (P_8 - P_9) / R_9 \right] / C_8 \quad (30)$$

$$\dot{P}_9 = \left[ (P_8 - P_9)/R_9 - (P_9 - P_{10})/R_{10} \right] / C_9 \quad (31)$$

$$\dot{P}_{10} = \left[ (P_9 - P_{10})/R_{10} - f_{11} \right] / C_{10} \quad (32)$$

$$\dot{P}_0 = (f_0 - f_1)FCO - P_0 \cdot DCO \cdot FCO \quad (33)$$

$$\dot{P}_5 = (f_5 - f_6)FC5 - P_5 \cdot DC5 \cdot FC5 \quad (34)$$

Durante a sístole:

$$FCO = 1332(-3,29 + 5,99\text{SEN}(5,82\text{TAL} - 0,582)) \quad (35)$$

$$DCO = -46435,9\text{COS}(5,82\text{TAL} - 0,582) / (FCO)^2 \quad (36)$$

$$FC5 = 1332(-12,198 + 22,198\text{SEN}(5,82\text{TAL} - 0,582)) \quad (37)$$

$$DC5 = -172084,2\text{COS}(5,82\text{TAL} - 0,582) / (FC5)^2 \quad (38)$$

Durante a diástole:

$$FCO = FC5 = 133,2$$

$$DCO = DC5 = 0$$

onde, DCO e DC5 representam as derivadas das capacidades ventriculares direita e esquerda, respectivamente. FCO representa a elastância ventricular direita, FC5 representa a elastância ventricular esquerda e, TAL uma variável usada para permitir a varredura das elastâncias ventriculares.

### 2.5.2. Método computacional

O fluxograma abaixo ilustra o algoritmo usado para resolver as 22 equações matemáticas associadas ao modelo.

Utilizou-se, de forma satisfatória, o método de Euler para resolver as equações diferenciais envolvidas na simulação.

As seguintes notações foram usadas:

$T$  = tempo (em segundos).

$H$  = passo de integração.

$N$  = máximo valor de  $T$  (para processamento).

$TC$  = tempo do ciclo cardíaco.

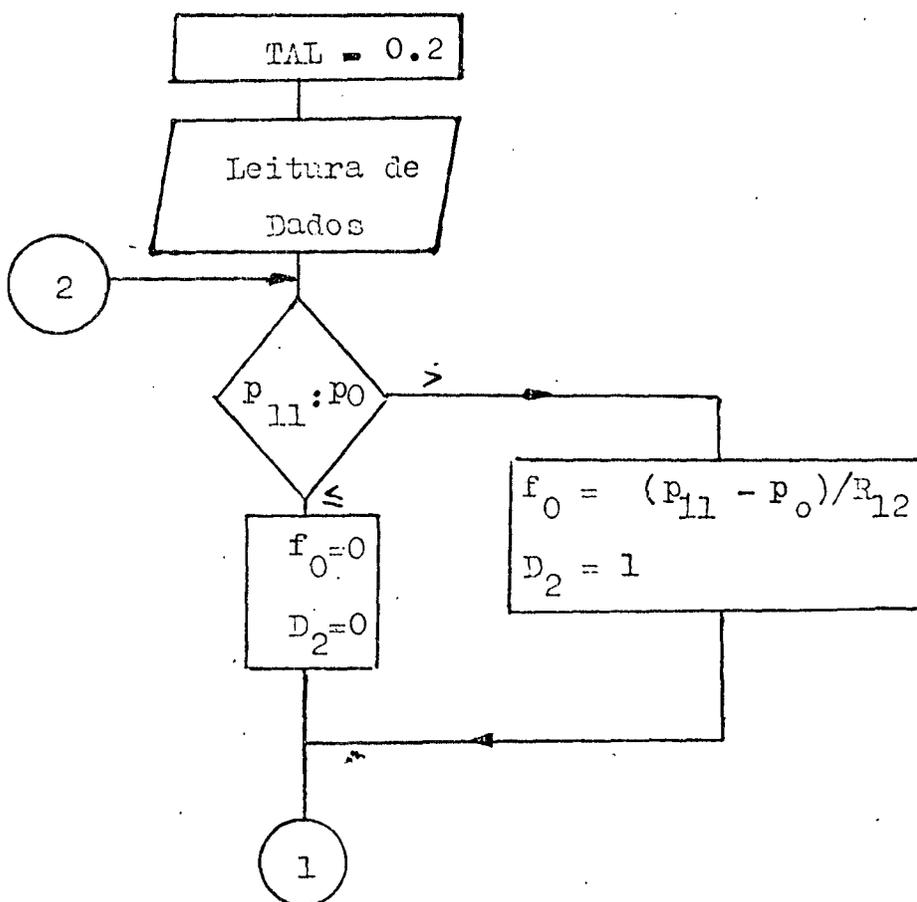
$D_i = 1$  ( diodo  $i$  em curto ).

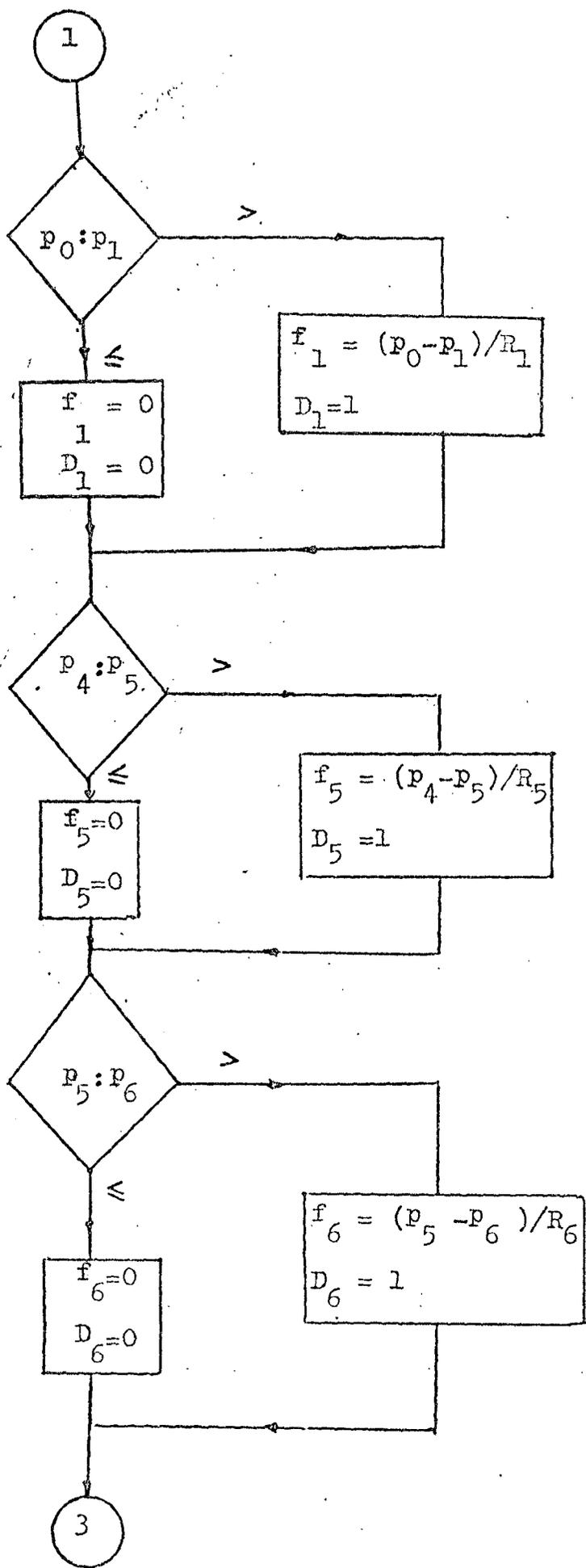
$D_i = 0$  ( diodo  $i$  em aberto ).

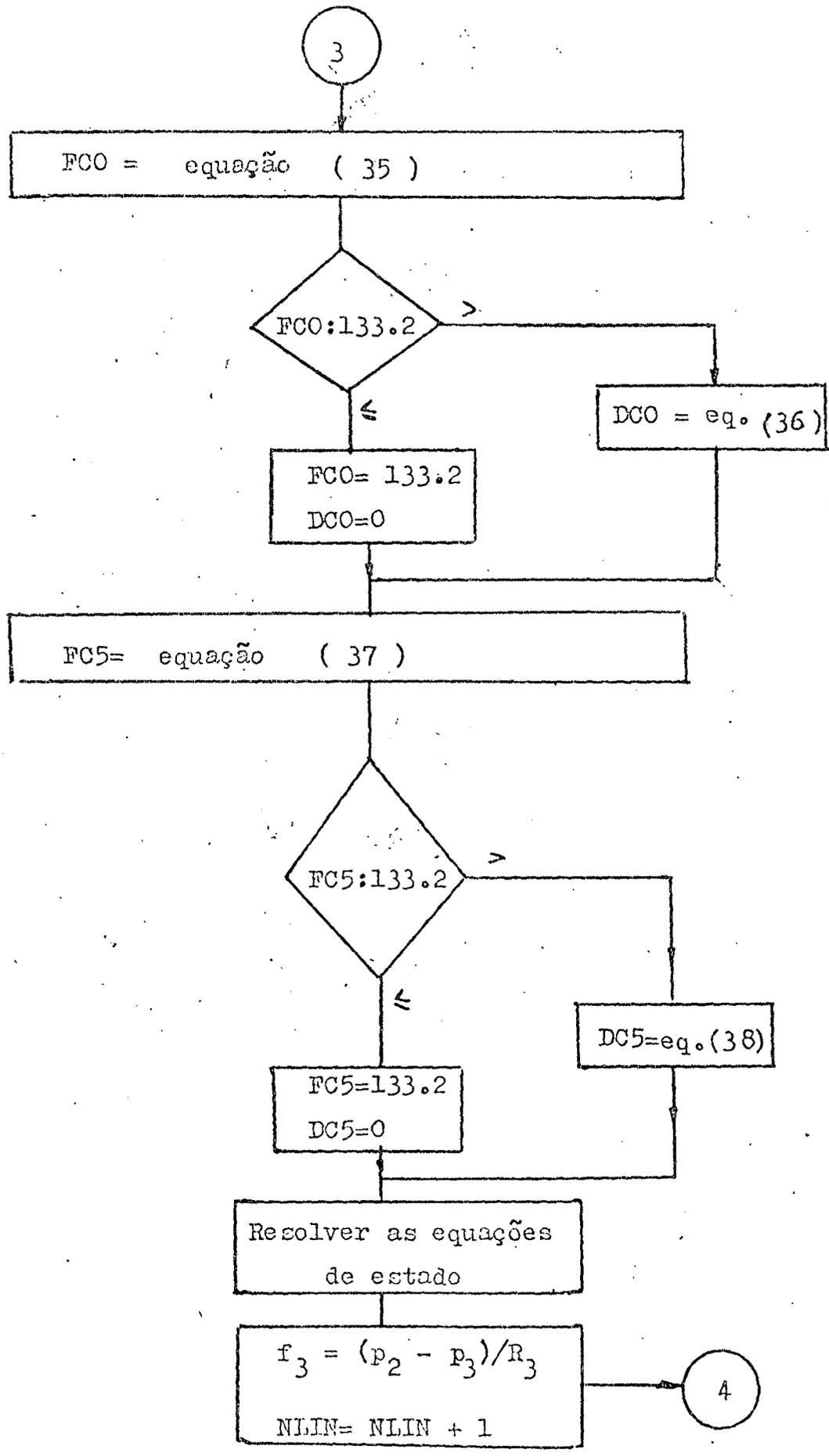
$FCO$  = função inversa da capacitância  $C_0$ .

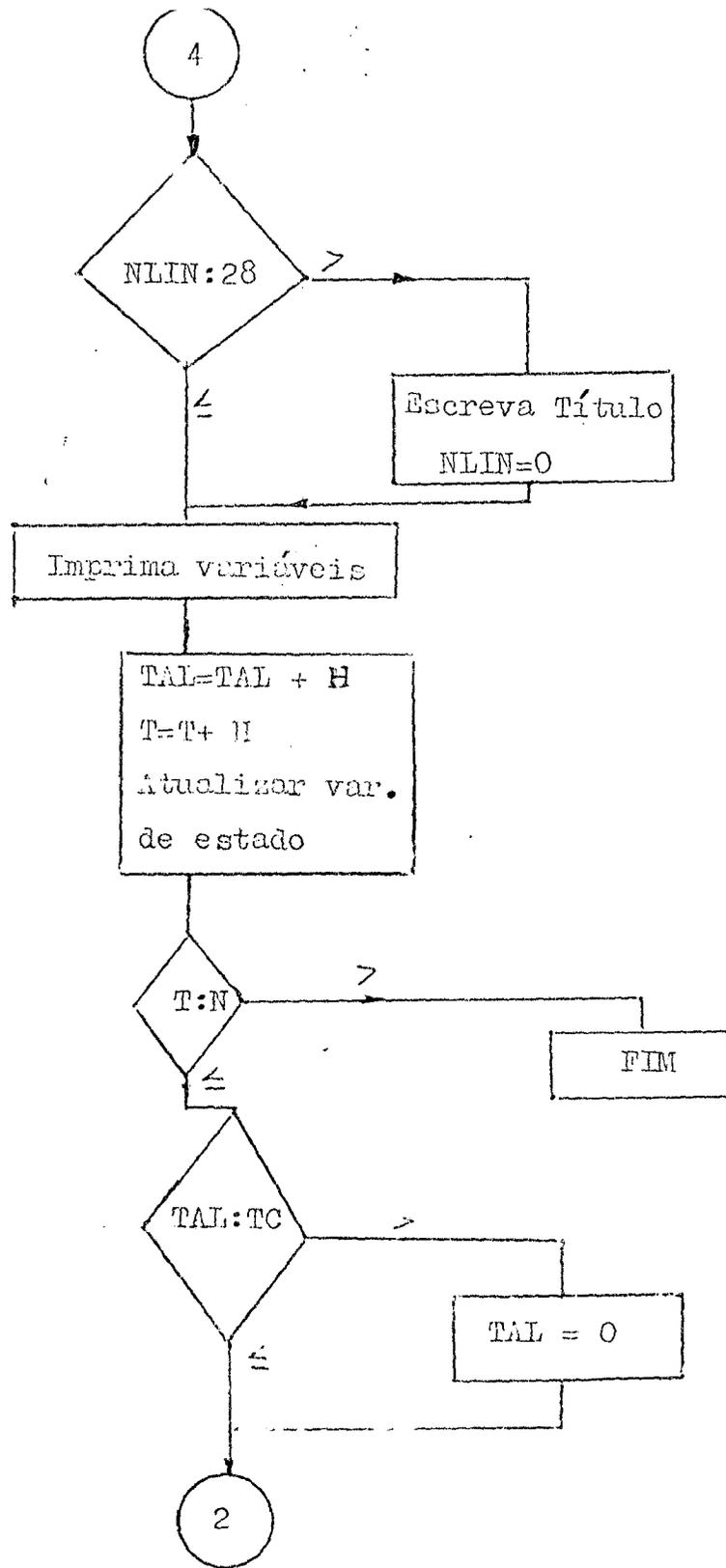
$FC5$  = função inversa da capacitância  $C_5$ .

$TAL$  = variável usada para varrer o tempo das elastâncias ventriculares.









NOTAÇÃO	PARÂMETROS	VALOR NUMÉRICO	UNIDADE
C <sub>0</sub>	Capacitância do ventrículo direito	variável	10 <sup>-6</sup> ml.cm <sup>2</sup> /dyn
R <sub>1</sub>	Resistência da válvula pulmonar	10	dyn.sec/cm <sup>2</sup> .ml
C <sub>1</sub>	Capacitância das artérias pulmonares	1000	10 <sup>-6</sup> ml.cm <sup>2</sup> /dyn
R <sub>2</sub>	Resistência das artérias pulmonares	13	dyn.sec/cm <sup>2</sup> .ml
L <sub>1</sub>	Inertância das artérias pulmonares	2,5	dyn.sec <sup>2</sup> /ml.cm <sup>2</sup>
C <sub>2</sub>	Capacitância das artérias pulmonares	2500	10 <sup>-6</sup> ml.cm <sup>2</sup> /dyn
R <sub>3</sub>	Resistência do leito capilar	80	dyn.sec/cm <sup>2</sup> .ml
C <sub>3</sub>	Capacitância do leito capilar	8000	10 <sup>-6</sup> ml.cm <sup>2</sup> /dyn
R <sub>4</sub>	Resistência das veias pulmonares	40	dyn.sec/cm <sup>2</sup> .ml
L <sub>2</sub>	Inertância das veias pulmonares	0,2	dyn.sec <sup>2</sup> /ml.cm <sup>2</sup>
C <sub>4</sub>	Capacitância das veias pulmonares	6800	10 <sup>-6</sup> ml.cm <sup>2</sup> /dyn
R <sub>5</sub>	Resistência da válvula mitral	10	dyn.sec/cm <sup>2</sup> .ml
C <sub>5</sub>	Capacitância do ventrículo esquerdo	variável	10 <sup>-6</sup> ml.cm <sup>2</sup> /dyn
R <sub>6</sub>	Resistência da válvula aorta	13,3	dyn.sec/cm <sup>2</sup> .ml
C <sub>6</sub>	Capacitância da aorta e artérias sistêmicas	300	10 <sup>-6</sup> ml.cm <sup>2</sup> /dyn
R <sub>7</sub>	Resistência da aorta e artérias sistêmicas	200	dyn.sec/cm <sup>2</sup> .ml
L <sub>3</sub>	Inertância da aorta e artérias sistêmicas	1,8	dyn.sec <sup>2</sup> /ml.cm <sup>2</sup>
C <sub>7</sub>	Capacitância da aorta e artérias sistêmicas	750	10 <sup>-6</sup> ml.cm <sup>2</sup> /dyn
R <sub>8</sub>	Resistência das arteríolas sistêmicas	750	dyn.sec/cm <sup>2</sup> .ml
C <sub>8</sub>	Capacitância das arteríolas sistêmicas	1500	10 <sup>-6</sup> ml.cm <sup>2</sup> /dyn

Tab. 6- Valores Numéricos dos parâmetros da figura 10 (continua na página seguinte).

NOTAÇÃO	PARÂMETROS	VALOR NUMÉRICO	UNIDADE
R <sub>9</sub>	Resistência do leito capilar sistêmico	260	dyn.seg/cm <sup>2</sup> .ml
C <sub>9</sub>	Capacitância do leito capilar sistêmico	24000	10 <sup>-6</sup> ml.cm <sup>2</sup> /dyn
R <sub>10</sub>	Resistência das venúculas sistêmicas	80	dyn.seg/cm <sup>2</sup> .ml
C <sub>10</sub>	Capacitância das venúculas sistêmicas	46000	10 <sup>-6</sup> ml.cm <sup>2</sup> /dyn
R <sub>11</sub>	Resistência das veias sistêmicas	50	dyn.seg/cm <sup>2</sup> .ml
L <sub>4</sub>	Inertância das veias sistêmicas	0,7	dyn.seg <sup>2</sup> /ml.cm <sup>2</sup>
C <sub>11</sub>	Capacitância das veias sistêmicas	23000	10 <sup>-6</sup> ml.cm <sup>2</sup> /dyn
R <sub>12</sub>	Resistência da válvula tricúspide	10	dyn.seg/cm <sup>2</sup> .ml

Tab. 6- Valores numéricos dos parâmetros da figura 10.

### CAPÍTULO III

#### RESULTADOS

Dos resultados obtidos pela simulação do modelo em computador, foram traçadas as curvas análogas a pressão, fluxo e volume sanguíneo em vários pontos do sistema cardiovascular.

As curvas foram traçadas, em regime permanente, durante um tempo aproximadamente igual a dois ciclos cardíacos.

As pressões no ventrículo esquerdo e na aorta, assim como, no ventrículo direito e no tronco pulmonar foram traçadas em um mesmo gráfico para efeito comparativo.

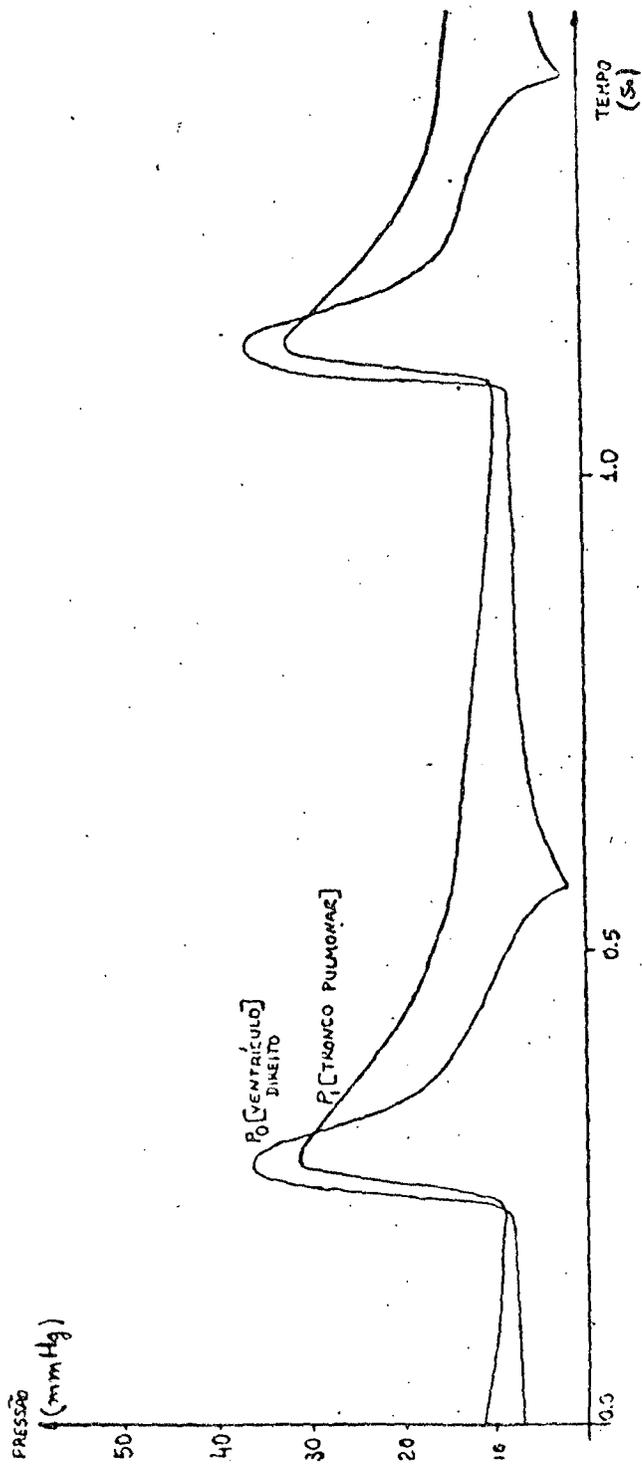


Fig. 12 - Pressão sanguínea no ventrículo direito ( $P_0$ ) e no tronco pulmonar ( $P_1$ ).

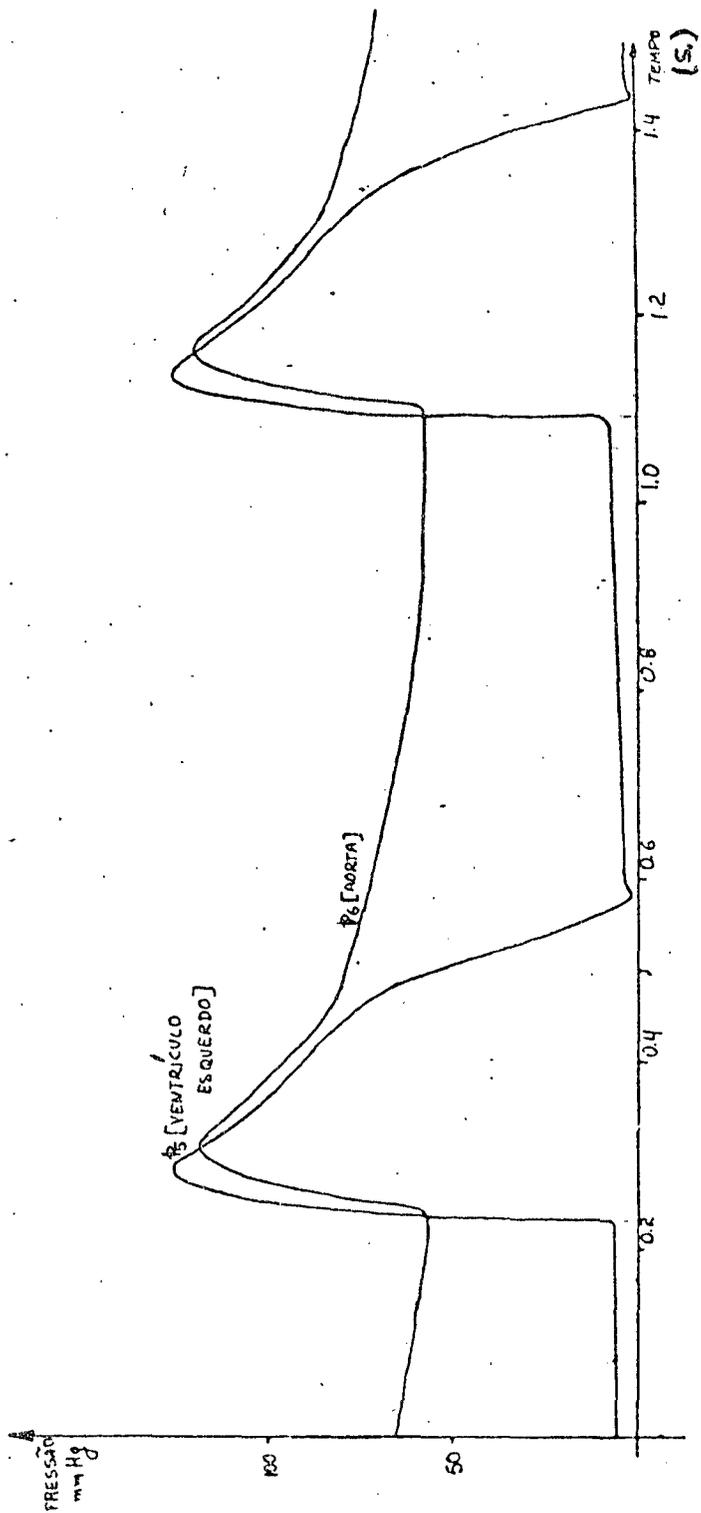


Fig. 13 - Pressão sanguínea no ventrículo esquerdo ( $P_5$ ) e na aorta ( $P_6$ ).

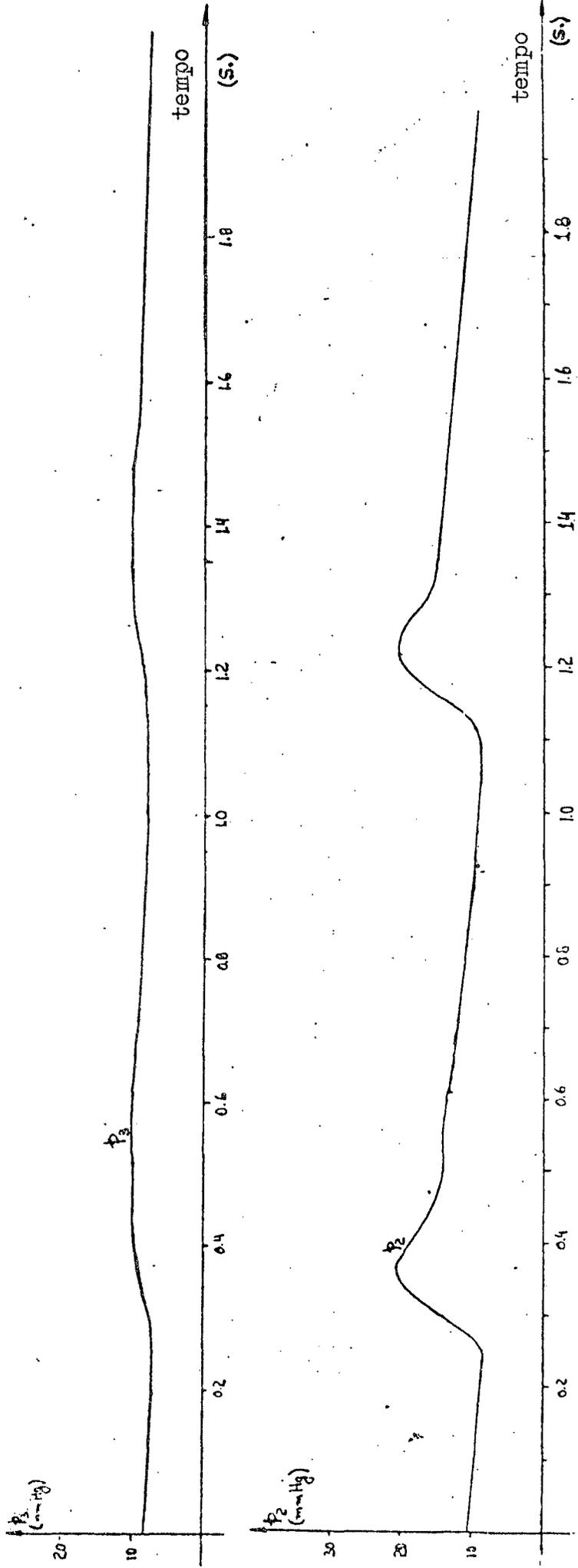


Fig.14 - Pressão sanguínea capilar pulmonar( $P_3$ ) e na artéria pulmonar( $P_2$ ).

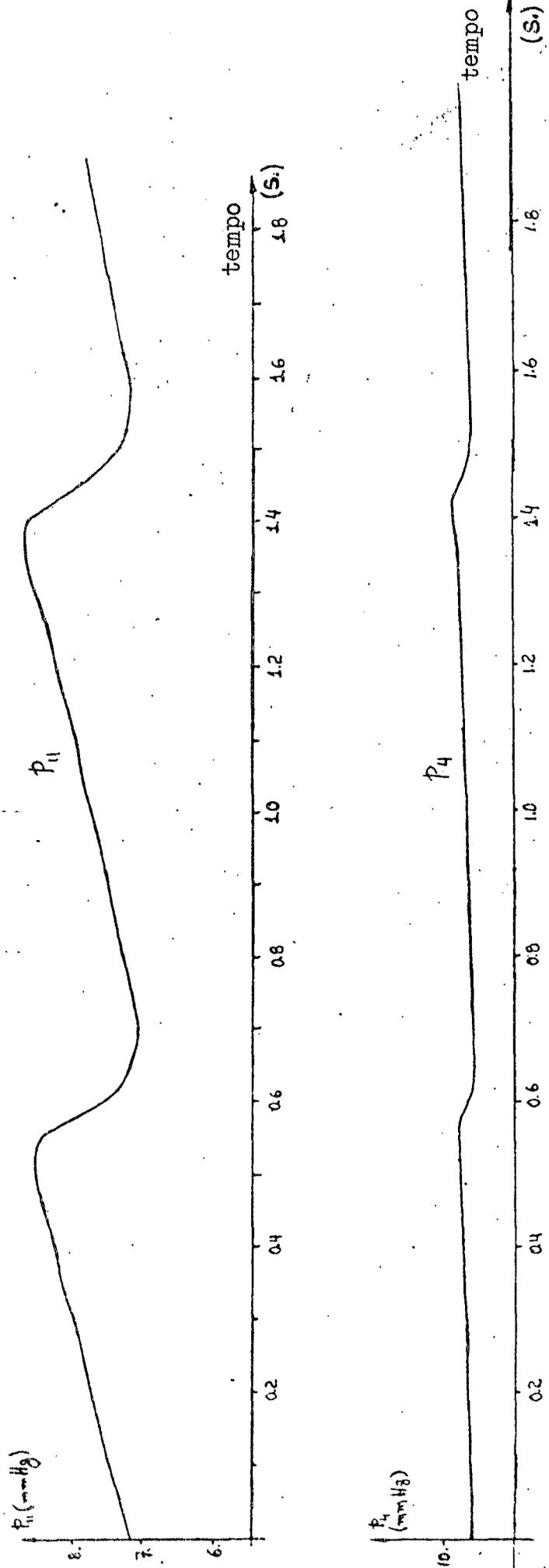


FIG. 15 - Pressão no 'átrio direito ( $P_{11}$ ) e nas veias pulmonares ( $P_4$ ).

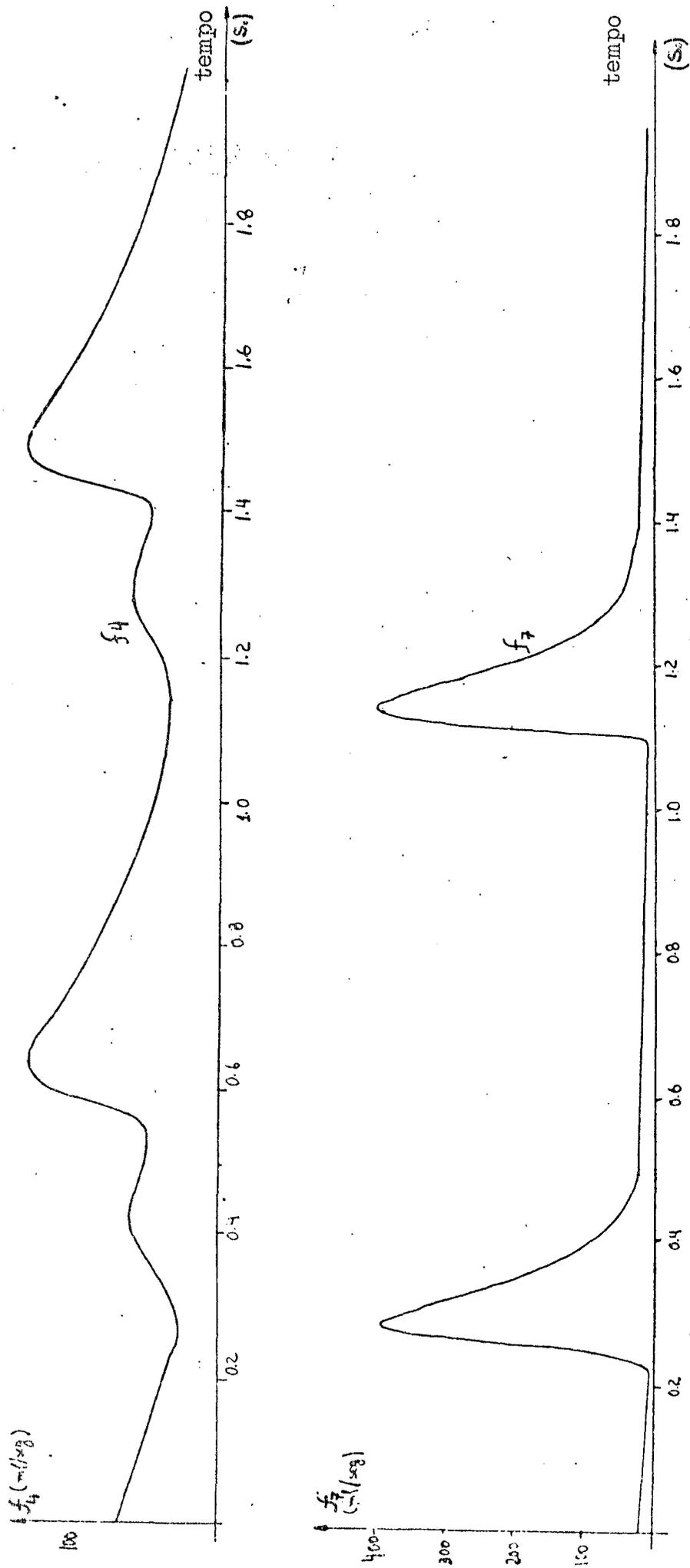


FIG. 16 - Fluxo sanguíneo nas veias pulmonares e nas artérias sistêmicas.

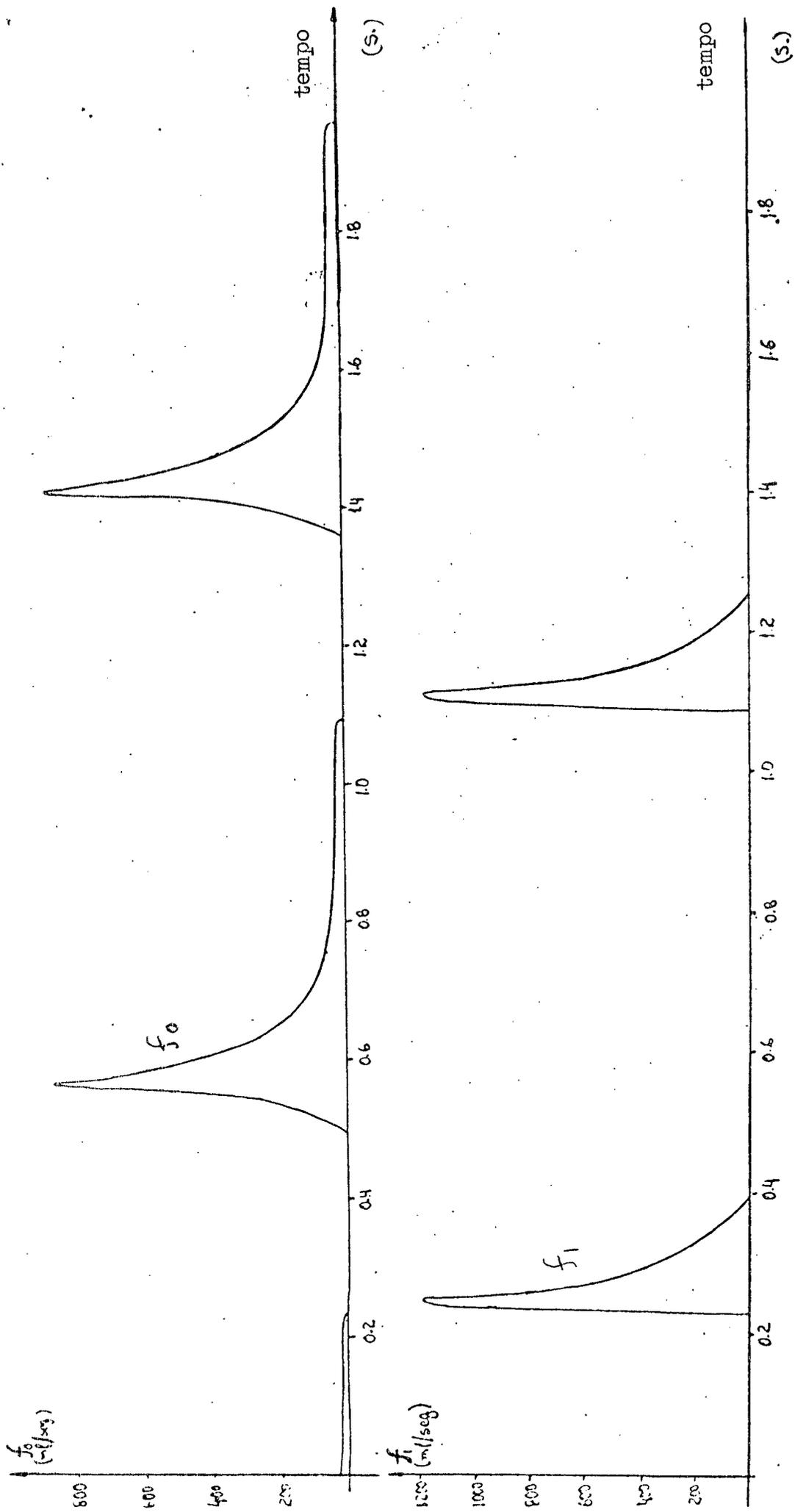


FIG. 17 - Fluxos sanguíneos no ventrículo direito.

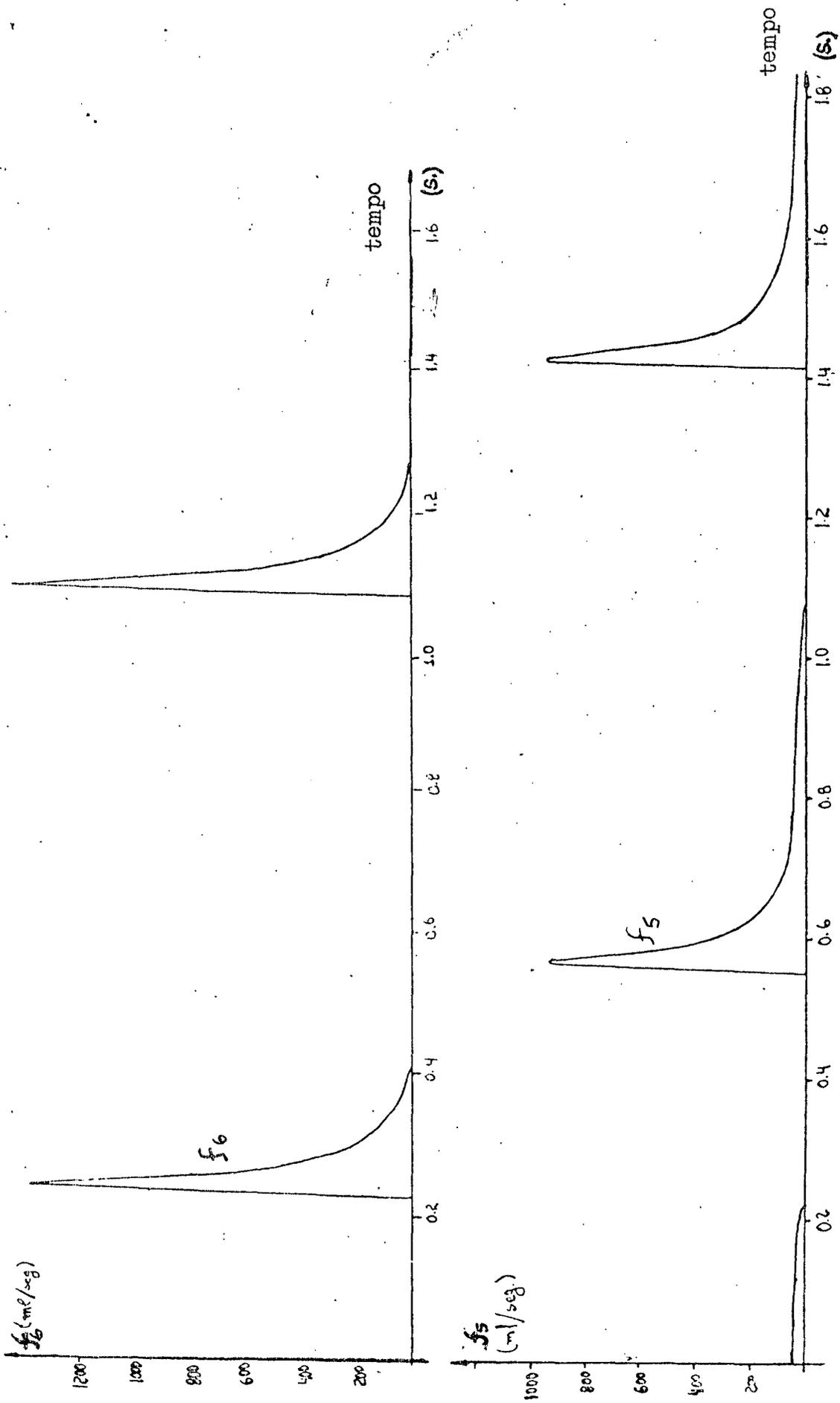


FIG. 18 - Fluxos sanguíneos no ventrículo esquerdo.

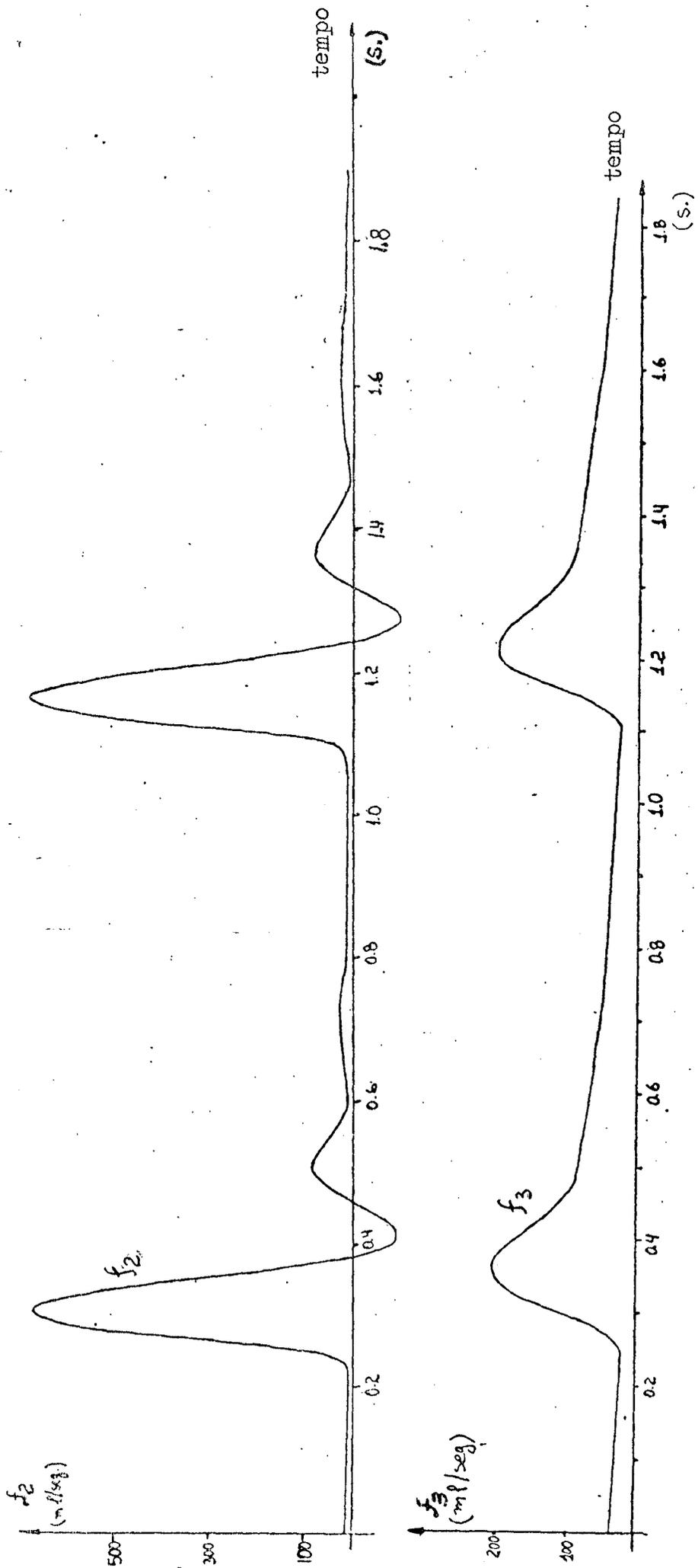


FIG. 20 - Fluxos sanguíneos na circulação pulmonar.

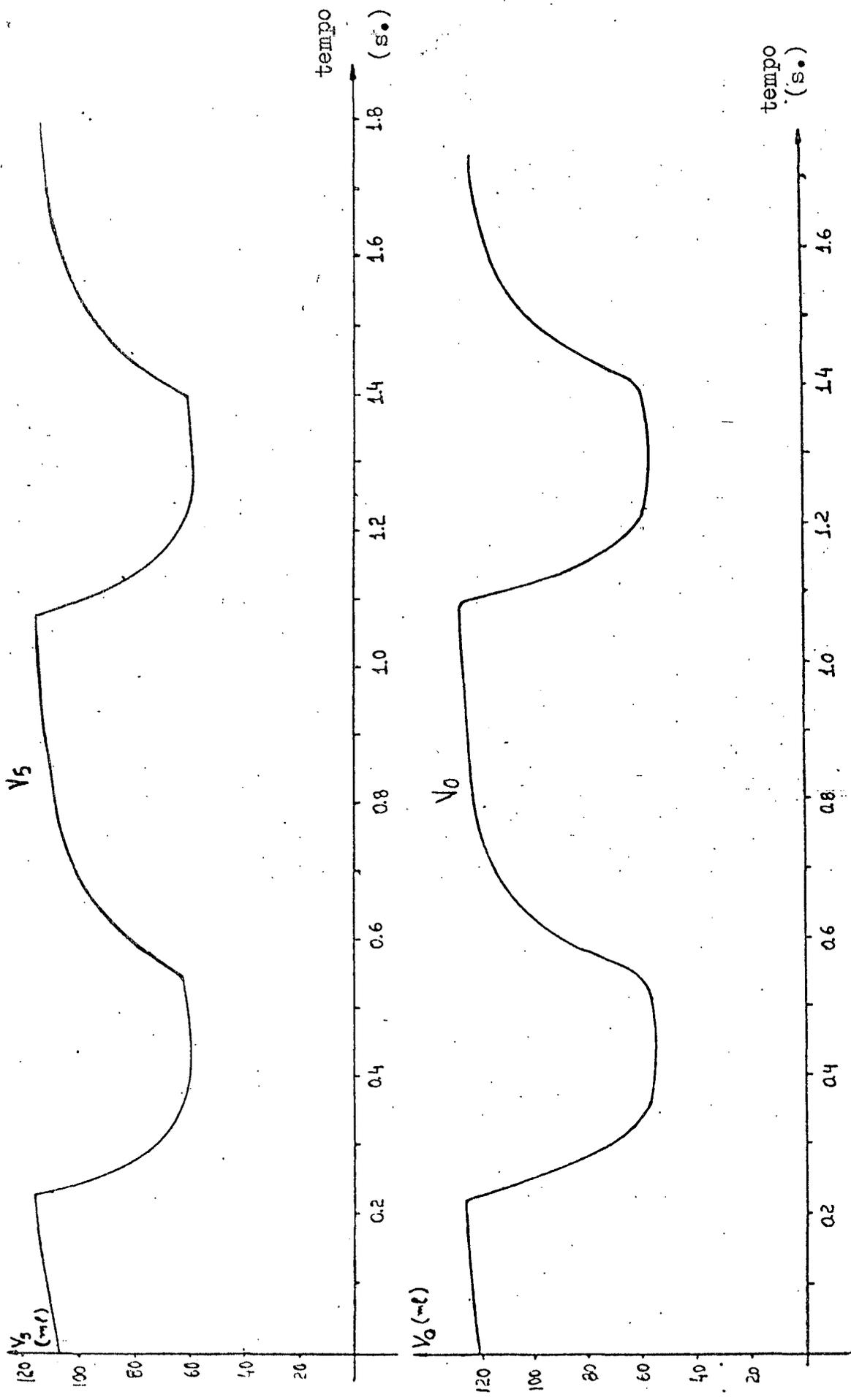


FIG. 21 - Variação de volume no ventrículo esquerdo ( $V_5$ ) e no ventrículo direito ( $V_0$ ).

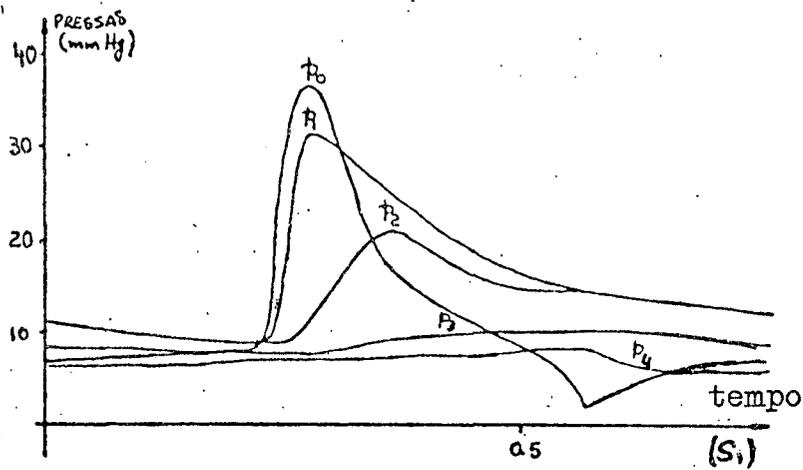


Fig. 22 - Comparação entre as curvas de pressão da circulação pulmonar e do ventrículo direito.

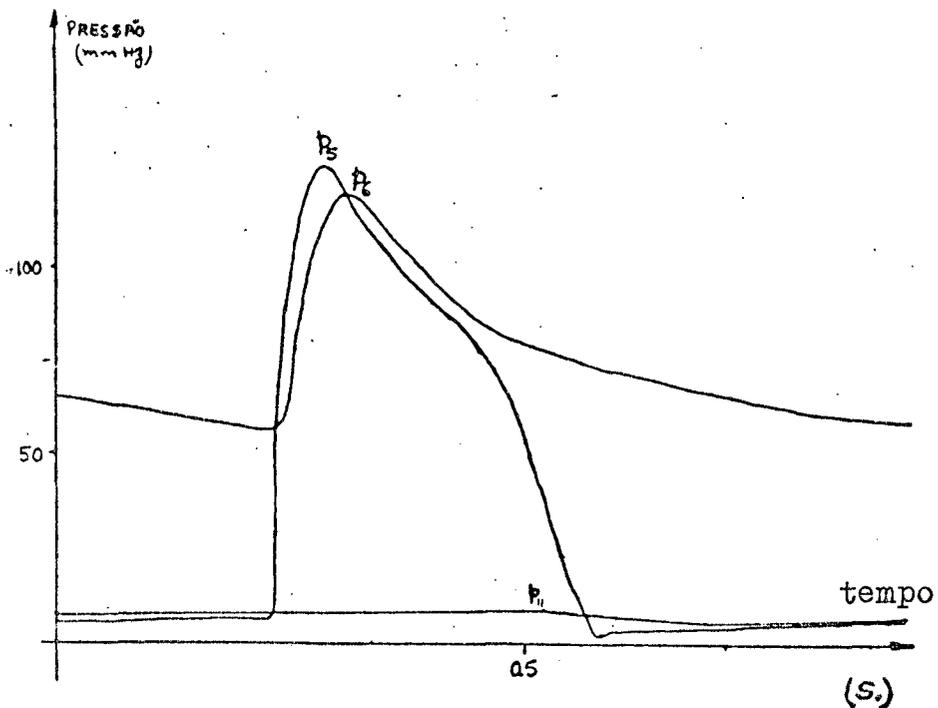


Fig. 23 - Comparação entre curvas de pressão da circulação sistêmica e do ventrículo esquerdo.

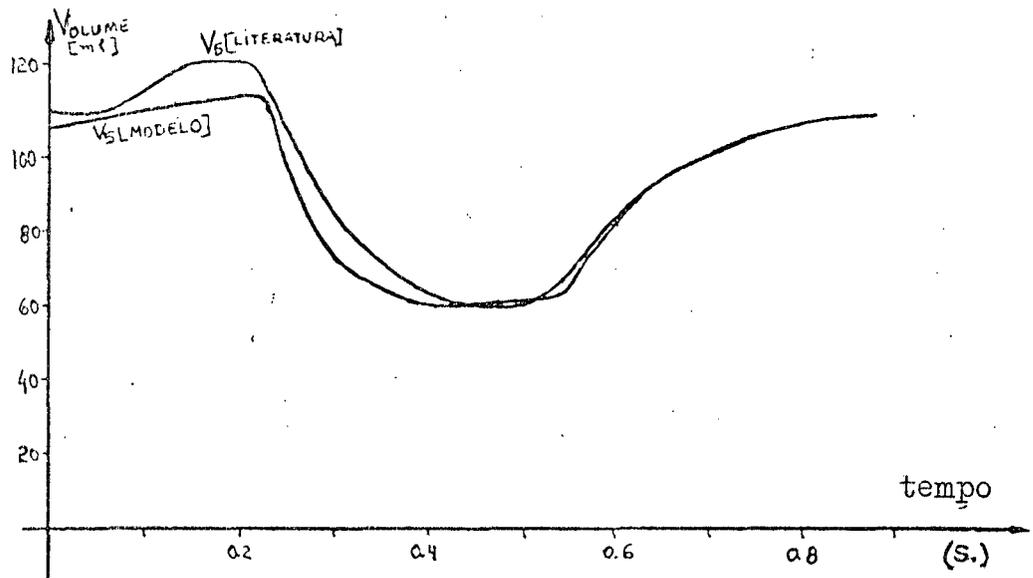


Fig. 24 - Comparação entre a curva de variação de volume ventricular esquerdo obtida a partir do modelo usado e a curva obtida da literatura médica [35] .

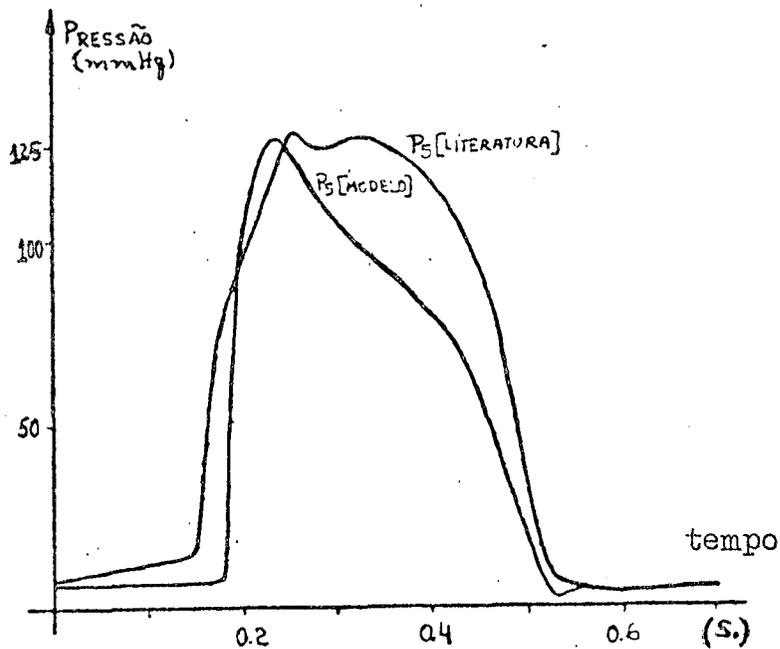


Fig.25 - comparação entre a curva da pressão ventricular esquerda obtida pela simulação do modelo usado neste trabalho e a curva real da literatura médica [35] .

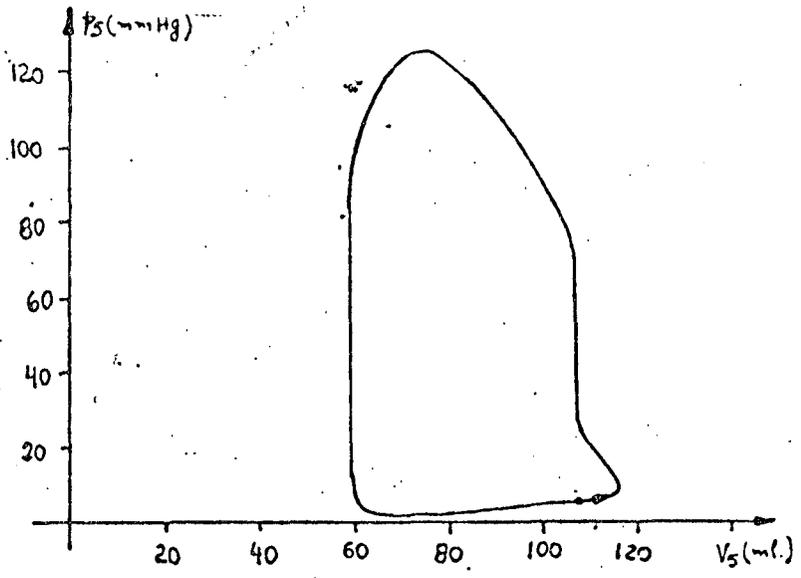


Fig. 26 - Curva de trabalho obtida da simulação do sistema cardiovascular.

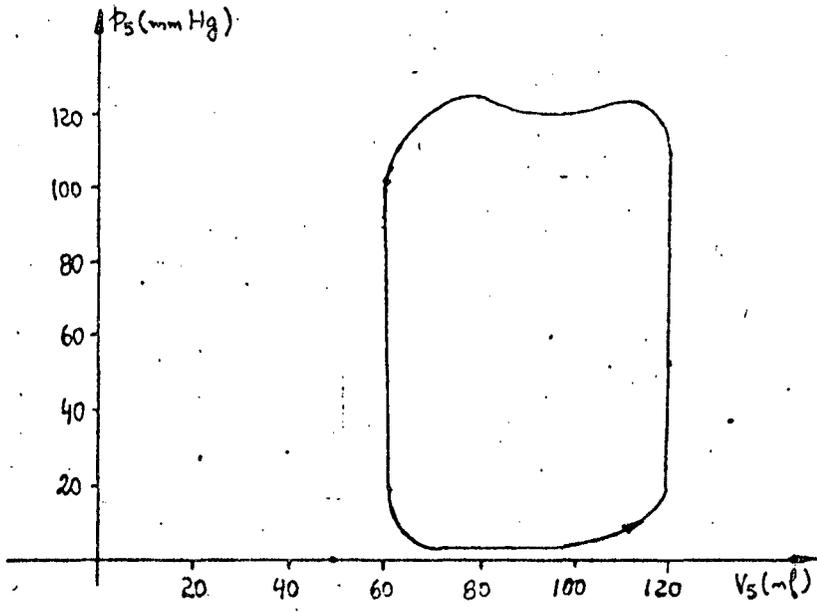


Fig.27 - Curva de trabalho obtida da literatura médica

[35] .

## CAPÍTULO IV

### DISCUSSÃO

Os resultados obtidos da simulação do modelo, figura 10, do sistema cardiovascular demonstram que o modelo usado foi suficientemente detalhado para simular algumas características do sistema circulatório com certa fidelidade. As imperfeições que apresentam podem ser desprezadas numa primeira aproximação.

A curva da pressão ventricular esquerda ( $P_5$ ) obtida constitui numa boa aproximação da curva similar disponível na literatura médica [35], uma comparação entre estas duas curvas é feita na figura 25. Observa-se uma queda rápida na pressão ventricular esquerda logo após o seu valor de pico; possivelmente a queda rápida do volume ventricular esquerdo, com base na curva real, figura 24, seja a responsável por tal fato, já que na mesma região a elastância ventricular usada é praticamente igual a elastância obtida da literatura médica, figura 7. Observa-se que o esvaziamento ventricular esquerdo normal, figura 28, não é tão agudo como o obtido na figura 18. O valor de pico obtido, aproximadamente igual a 1300ml/seg, é muito elevado em relação ao normal, 600ml/seg (figura 28). Esta variação pode ser ajustada pela diminuição do passo de integração e/ou fazendo-se alguns ajustes nos valores de  $R_6$  e  $C_6$ , os principais responsáveis pela descarga da pressão  $p_5$ .

Ainda com relação a curva  $P_5$  obtida percebe-se que muito semelhante à curva obtida por Hyndman,  $P_{1V}$  da figura 35, mais razoável do que a do Borges, figura 34 e do que a do Rideout,  $P_4$  da figura 39.

A curva da pressão ventricular direita,  $P_0$  da figura 12, apresenta um decaimento ainda mais rápido do que o observado na curva  $P_5$ . Contudo, os valores de pico e médio, são compatíveis com a literatura médica. Também aqui, pequenos ajustes nos valores de  $R_1$  e  $C_1$  podem ajustar a curva de pressão ventricular direita.

Os resultados para as curvas de pressão em vários pontos do sistema vascular, figuras 12, 13, 14, e 15, apresentaram valores médios e de picos compatíveis com os disponíveis na literatura médica, tabela 3. Percebe-se que apenas o valor médio de  $P_{11}$ , se afasta do esperado, 5mmHg; mesmo assim, a curva obtida é razoável e praticamente constante durante o ciclo cardíaco. Um pequeno ajuste em  $R_{11}$  pode melhorar o valor médio da pressão  $P_{11}$ .

O decaimento do valor de pico das pressões e os atrasos do pulso de onda no sentido do coração para o sistema vascular pode ser observado nas figuras 12, 13, 14, 15, 22 e 23. Observe-se também a queda no nível de pressão diastólica no sistema vascular. Tais fatos são coerentes com a fisiologia do sistema.

Uma curva bastante razoável foi obtida para a pressão na aorta, figura 13. Compare-se com as curvas disponíveis na literatura médica, figura 30, e obtida por Hydman, figura 38. É mais razoável do que as encontradas por Borges, figura 34, e por Rideout, figura 39. Na região de relaxamento isovolumétrico, figura 28, não foi observado a elevação da pressão da aorta logo após a fase lenta de ejeção; este fato pode ser desprezado, numa primeira aproximação, já que a variação de pressão aórtica esperada nesta região é muito pequena (em torno de 5%) e não compromete o funcionamento do modelo.

Os valores de picos obtidos para os fluxos  $F_1$  e  $F_6$  foram elevados quando comparados com os esperados (figura 28). Contudo são coerentes com os resultados obtidos por Rideout e, a saída cardíaca (obtida à partir da equação 39) está dentro do esperado: em torno de 60ml/seg. Um resultado razoável e que sugere que a área do esvaziamento ventricular esquerdo, figura 28, seja aproximadamente igual a área sob a curva  $F_6$  da figura 18.

$$\text{Saída cardíaca} = \frac{1}{T} \int_0^T P_5 \cdot F_6 dt \quad (39)$$

onde ,T representa o tempo do ciclo cardíaco

O decaimento do valor de pico das corrente, no sistema vascular, pode ser observado nas figuras 16, 18, 19, e 20. Uma pequena oscilação na curva de  $F_2$ , resultado também encontrado por Rideout, contraria a fisiologia do sistema cardiovascular. Certamente esta imperfeição está intimamente relacionada com a posição dos polos do sistema. Numa primeira simulação feita em computador foi observado o mesmo problema de forma acentuada; pequenos ajustes em  $L_1$  e  $C_2$  corrigiram bastantes as oscilações dando origem à curva da figura 20.

A variação de volume ventricular esquerdo foi obtida, figura 21, de forma muito semelhante a curva real. Observe-se a comparação feita na figura 24.

Finalmente, nas figuras 26 e 27, observou-se a semelhança entre as curvas de trabalho obtidas da simulação, e da literatura médica.

## CAPÍTULO V

### CONCLUSÕES

#### 5.1. INTRODUÇÃO

O modelo desenvolvido e simulado no presente trabalho demonstrou ser satisfatório para a análise da hemodinâmica do sistema cardiovascular.

O modelo e os resultados obtidos, sugere uma evolução em relação ao modelo usado por Borges [05]. O sistema vascular e as elastâncias ventriculares são mais representativas e, as curvas obtidas mais próximas das esperadas no sistema real.

Comparando-se o modelo usado por Rideout [30] com o modelo da figura 10, percebe-se que àquele é mais representativo, apenas na circulação sistêmica, onde algumas de suas ramificações é razoavelmente caracterizada. Contudo, as curvas obtidas no presente trabalho e, similares às curvas obtidas por Rideout [30], são mais razoáveis.

Os resultados foram bem próximos daqueles obtidos por Hyndman [18], mesmo sem se ter dado a mesma ênfase ao modelo cardíaco: inclusão de elastâncias variáveis para representar as aurículas. Isto sugere que, de fato, é mínima a influência dos átrios no comportamento do sistema cardiovascular.

Embora o modelo tenha apresentado resultados razoáveis, possui defeitos que podem ser corrigidos por ajustes de alguns dos seus parâmetros. Contudo, desde que tais modelos são obtidos à partir dos atuais conhecimentos anatômicos e fisiológicos, eles são sempre sujeitos a certas limitações.

#### 5.2. APLICAÇÃO

O modelo simulado pode ser usado para analisar o comportamento do sistema sujeito a várias perturbações, tais como: va

riação da resistência periférica, variação da frequência cardíaca, mudança na força de contração ventricular (direita, esquerda ou ambas), etc...

Algumas variações no modelo da figura 10 podem ampliar a capacidade de análise do mesmo. O modelo da figura 27a decorre da introdução de alguns parâmetros no modelo simulado. Neste modelo, a variação de volume no átrio esquerdo é levada em conta; a elastância do átrio esquerdo pode ser obtida da figura 28 ou aproximada à partir da comparação entre as curvas das figuras 7, 28 e 35. Os resistores  $r_5$  e  $r_6$ , com os respectivos diodos, foram acrescentados para permitir a simulação das deficiências das válvulas aórtica e mitral. O resistor  $R_{13}$  pode simular o defeito septal. Tais modificações permitem o estudo das seguintes patologias: defeito septal ventricular, insuficiência das válvulas aórtica e mitral, mudanças de volume sanguíneo: hemorragia (resistor R) e policetomia, ou excesso de sangue, (fonte de corrente  $I_0$ ), embolia pulmonar (através do resistor  $R_1$ )

O modelo da figura 27a ainda permite que se leve em conta o relaxamento das paredes arteriais através do resistor r.

Naturalmente um conhecimento adequado das patologias do sistema permite a ampliação e aplicação do modelo.

### 5.3. TRABALHOS FUTUROS

O método seguido para a obtenção do modelo do sistema cardiovascular e a determinação de seus parâmetros, abre caminhos para futuros trabalhos sugerindo a obtenção de modelos mais complexos que ampliem, consideravelmente, a compreensão do sistema e de fatos ainda não explicados pela medicina. Tal modelo poderia incluir: a variação das elastâncias auriculares, a representação dos membros inferiores e superiores, a representação das ramificações das cavidades abdominais e torácicas, a influência da pressão de gravidades, etc...

Sugere-se, ainda, como trabalho futuro, a análise da sensibilidade dos parâmetros—como a variação de um dado parâmetro influi na hemodinâmica do sistema.

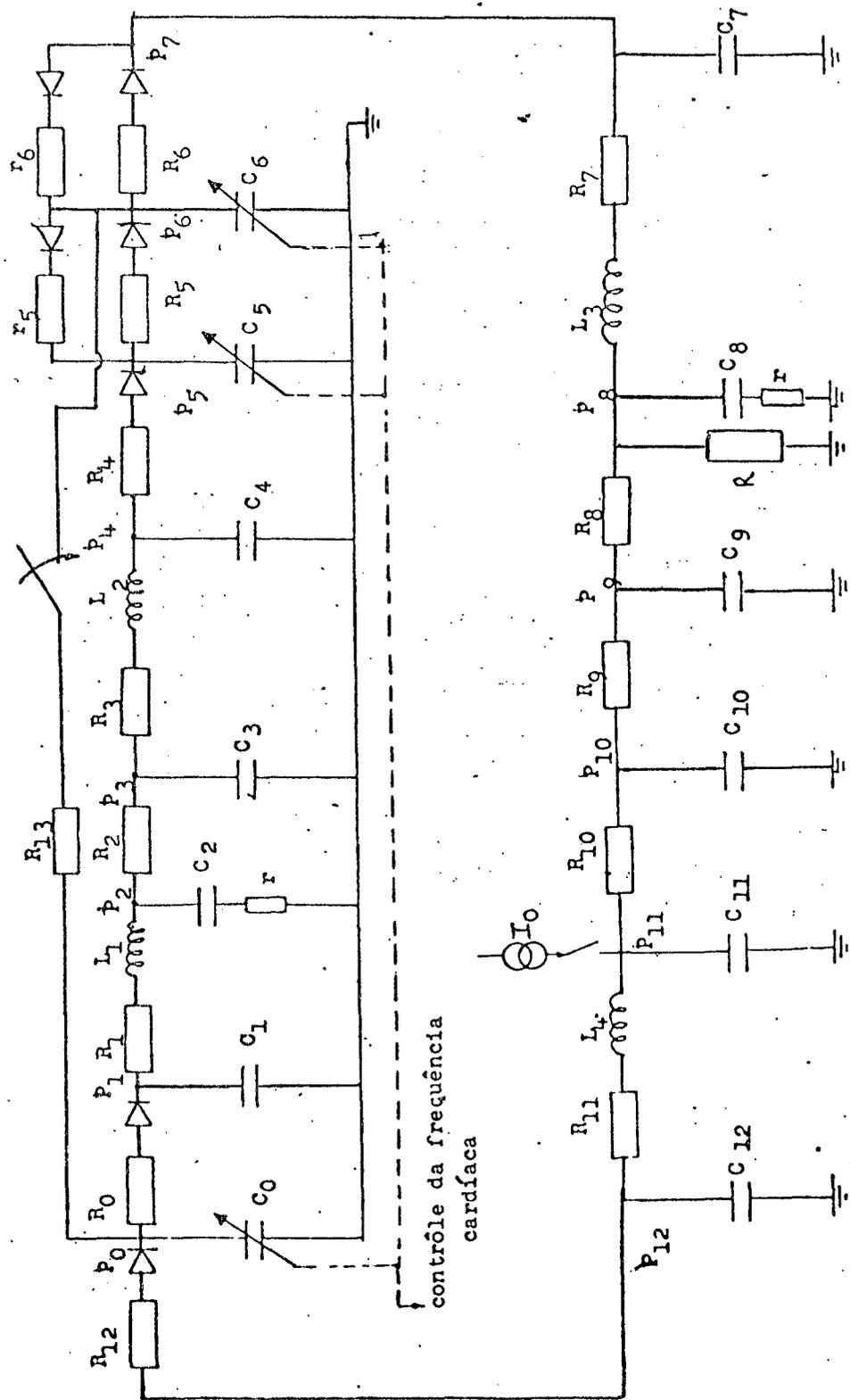


Fig. 27a - Aplicação do modelo do sistema cardiovascular da figura 10.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- 01 - ATTINGER, E.O.; SUGAWARA, H.; NAVARRO, A. - Pressure-flow relations in dog arteries. Circulation Research, Philadelphia, Pennsylvania v29:230-245, Aug., 1966.
- 02 - BENEKEN, J.E.W. ; RIDEOUT, V.C. - The use of multiple models in cardiovascular system studies transport and perturbations methods. IEEE Trans. Biomed. Engr., Wisconsin, Madison, BME-15, ( 4 ): 281-289, Oct., 1968.
- 03 - BLACKSTONE, E.H. ; RIDEOUT, V.C. - Cardiovascular simulation study of infantis with transposition of the great arteries after surgical correction. Trans. IMACS, 29(1):39-50, Mar., 1977.
- 04 - BOHN, P.F. ; KROVETZ, L.J. - Closed-loop simulation of congenital heart defects. Simulation council, Inc, 117-122, Mar., 1970.
- 05 - BORGES, J.C. - Contribuição ao estudo de sistemas de controle de corações artificiais implantáveis: coração artificial com elastâncias ventriculares controladas. São José dos Campos, Instituto Tecnológico de Aeronáutica, 1967. Tese (Mestre em Ciência).
- 06 - BOYERS, D.G.; CUTHBERTSON, J.G.; LUETSHER, J.A. - Simulation of the human cardiovascular system: a model with normal responses to change of posture, blood loss, transfusion, and autonomic blockade. Simulation, 18, (6):197-206, Jun., 1972.
- 07 - BROWER, R.W.; REDDY, R.R.; NOORDERGRAAF, A. - Difficulties in the further development of venous hemodynamics. IEEE Trans. Biomed. Eng., vol BME-16, (4):296-306, Oct., 1969.
- 08 - BURRUS, C.S.; PARKS, T.W.; WATT, T.B. - A digital parameter identification technique applied to biological signals. IEEE Trans. Biomed. Eng., BME-18, (1):35-37, Jan., 1971.
- 09 - CHANG, G.; MATSON, J.; RIDEOUT, V.C. - Parameter estimation in the cardiovascular system. IEEE Trans. Autom. Control, AC-19, (6):927-931, Dec., 1974.

- 10 - COLEMAN, T.G. - Simulation of biological systems: The circulation of blood. Simulation Today, v51:201-204, May, 1977.
- 11 - DEFARES, J.G.; OSBORN, J.J.; HARA, H.H. - Theoretical synthesis of the cardiovascular system. Acta Physiol. Pharmacol., Neerl, v12 : 189-265, Mar., 1964.
- 12 - DENNISON, J.C. ; CHRISTIAN, J.H. - Estimation the parameter of the human cardiovascular system. 7th Hawaii International Conf on system sciences:78-80, Jan, 1974.
- 13 - GAOS, P.; KAPUR, F.; NATH, N.G. - Stability, controllability and observability of the pulmonar circulatory system via it's modified modelling. Int. J. systems, 6, (10):901-927, Oct., 1975.
- 14 - GRODINS, F.S. - Integrative cardiovascular physiology: A mathematical synthesis of cardiac and blood vessel hemodynamics. Quart. Rev. Biol. 34:93-116, 1959.
- 15 - GUYTON, A.C. Determination of cardiac output by equating venous return curves with cardiac response curves. Physiological. Rev. 35: 123-129, 1955.
- 16 - GUYTON, Arthur C. Tratado de Fisiologia Médica. Rio de Janeiro , Editora Guanagaba Koogan S.A., 1971.
- 17 - HOLT, J.P. - Flow through collapsible tubes and through in Situ veins. IEEE Trans. Biomed. Engr., BME-16, (4), Oct., 1969.
- 18 - HYNDMAN, B.W. - A digital simulation of the human cardiovascular system. Inform., Canadá, 10, (1):8-35, Feb., 1972.
- 19 - JAGER, G.N.; WESTERHOF, N.; NOORDERGAAFF, A. - Oscillatory flow impedance in electrical analog of arterial system. Circulation Research, v16:121-133, Feb., 1965.
- 20 - KRESCH, E . NOORDERGAAFF, A. - A mathematical model for the pressure-flow relationship in a segment of vein. IEEE Trans. Biomed. Engr., BME-16, (4):296-306, Oct., 1969.

21 - Lima, W.C. - A simulação de sistemas biológicos. Ciência e cultura, Simpósios II:195-199.

22 - MOUNTCASTLE, Vernon B. Fisiologia Médica. Saint Louis, U.S.A., the C.V. Mosby Company, 1977, (2).

23 - PATEL, J.; GREENFIELD, J.C.; AUSTEN, W.G.; MORROW, A.G.; FRY, D.L. - Pressure-flow relationships in the ascending aorta and femoral artery of man. J. Appl. Physiol., 20 (3):459-463, 1965.

24 - PAUL, G. ; MESNARD, G. - Simulation de la circulation systemique du sang par des procedes eletriques et analogiques. Trans IMACS, 18 (1):18-30, Jan., 1976.

25 - PETERSON, L.H. - The dynamics of pulsatile blood flow. Circulation research, (2):127-139, Mar., 1954.

26 - POLLACK, G.H.; REDDY, R.V.; NOORDERGRAAF, A. - Input impedance, wave travel, and reflections in human pulmonary arterial tree: Studies using an electrical analog. IEEE Trans. Biomed. Engr., BME-15(3):151-163, Jul., 1968.

27 - POLLACK, G.H. - Analysis of the Cardiovascular System: Pulmonary arterial hemodynamics and cardiac muscle mechanics. Pennsylvania, Faculty of the Graduate School of Arts and Sciences of the University of Pennsylvania, 1968, 234p. Tese (Degree of Doctor of Philosophy).

28 - RIDEOUT, V.C. ; DICK, E. - Difference-diferantial equations for fluid in distensible tubes. IEEE, Trans. Biomed. Engr., BME-14: 171-177, Jul., 1967.

29 - RIDEOUT, V.C. ; SIMS, J.B. - Computer study of the effects of small nonlinearities in the arterial system. Mathem. Biosc., (4):421-426, 1969.

30 - RIDEOUT, V.C. - Cardiovascular system simulation in Biomedical engineerig education. IEEE Trans. Biomed., BME-19(2):100-107, mar., 1972.

- 31 - RIDEOUT, V.C. ; KATRA, J.A. - Computer simulation study of pulmonary circulation. Simulation:239-245, May, 1969.
- 32 - RIDEOUT, V.C. ; SNYDER, M.F. - Computer simulation study of cardiovascular and related physiological systems. AICA, 16(1):26-34, Jan., 1974.
- 33 - RIDEOUT, V.C. ; BENEKEN, J.E.W. - Parameter estimation applied to physiological systems. AICA, 17(1):23-36, Jan., 1975.
- 34 - SILVA, Maurício R. Fisiologia da Circulação. São Paulo, Edart - São Paulo Livraria Editôra Ltda, 1977.
- 35 - SELKURT, E.E. Physiology. Selkurt, E.E., ed. London:Churchill, 1966.
- 36 - SNYDER, M.F. ; RIDEOUT, V.C. - Computer modeling of the human systemic arterial tree. J. Biomechanics, 1(4):341-353, 1968.
- 37 - SNYDER, M.F. ; RIDEOUT, V.C. - Computer simulation studies of the venous circulation. IEEE Trans. Biomed., BME-16(4):325-334, Oct., 1969.
- 38 - SPYKER, D.A. - Simulation in the analysis and control of a cardiovascular assist device. Simulation:196-204, Nov., 1970.
- 40 - SUGA, H. - Theoretical analysis of a left-ventricular pumping model based on the systolic time-varying pressure/volume ratio. IEEE Trans. Biomed. Engr., BME-18(1):47-45, Jan., 1971.
- 41 - SUGA, H. ; SAGAWA, K. - Models of cardiac contraction. Simulation today, (46):181-184, 1976.
- 42 - WARNER, H.R. - Use of analogue computers in the study of control mechanisms in the circulation. Circulation Research, (21):87-91, Jan., 1962.
- 43 - WEXLER, L. ; BERGEL, D.H. ; GABE, I.T. ; MAKIN, G.S. ; MILLS, C.J. - Velocity of blood flow in normal human venae cavae. Circulation Research, (23):349-357, Sep., 1968.
- 44 - WESTERHOF, N. ; BOSMAN, F. ; VRIES, C.J. ; NOORDERGRAAF, A. - Analog studies of the human systemic arterial tree. J. Biomechanics, (2):121-143, 1969.
- 45 - WHITE, R.C. - A survey of random methods for parameter optimization. Simulation:197-203, Nov., 1971.

## APÊNDICE 1

### CURVAS E DADOS DA LITERATURA

Apresenta-se curvas de pressão, fluxo e volume sanguíneo, disponíveis em livros de fisiologia médica, utilizadas no presente trabalho, bem como, curvas utilizadas e resultados obtidos por outros autores nas suas simulações do sistema cardiovascular.

#### 1. Curvas da literatura médica

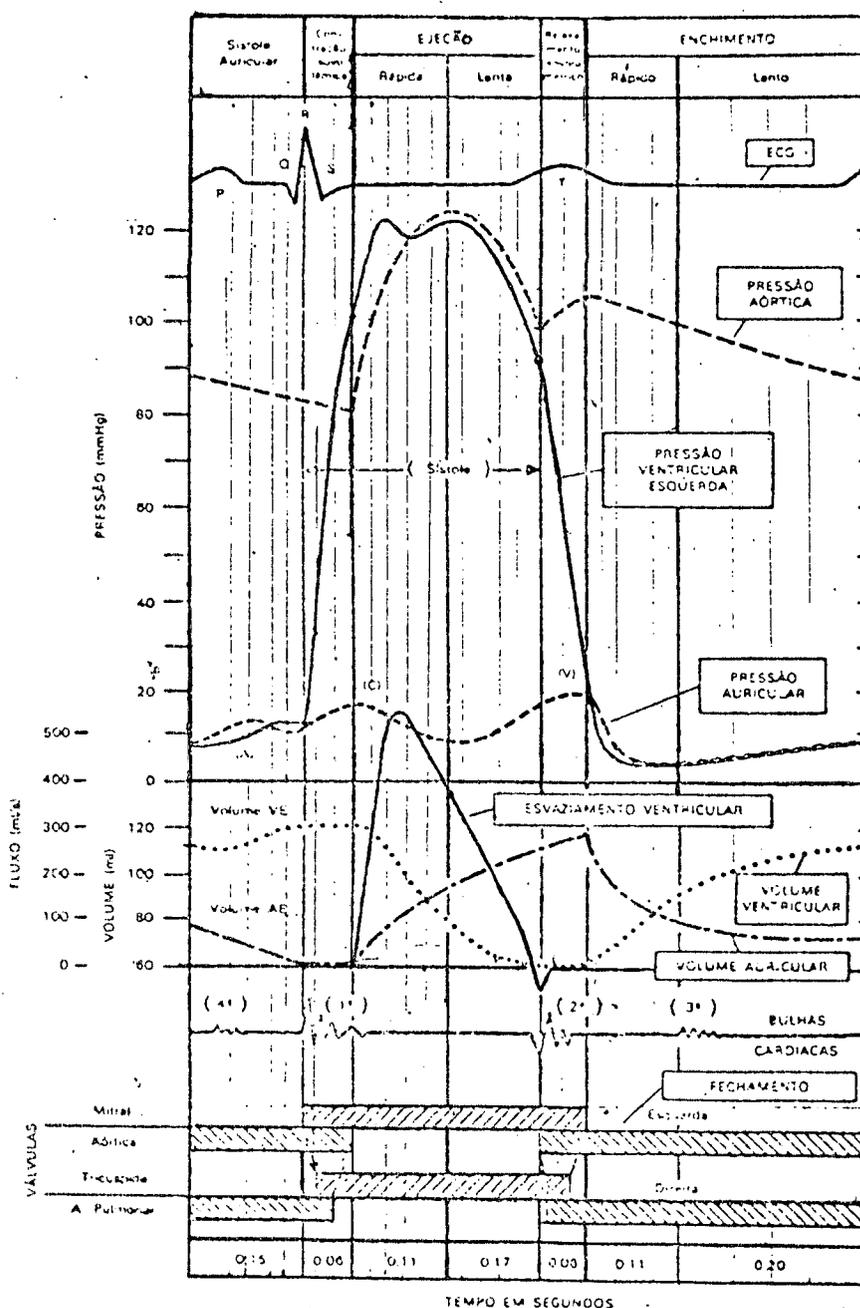


Fig. 28 - Pressão e volume do coração esquerdo durante o ciclo cardíaco [35].

## Pressão em mmHg

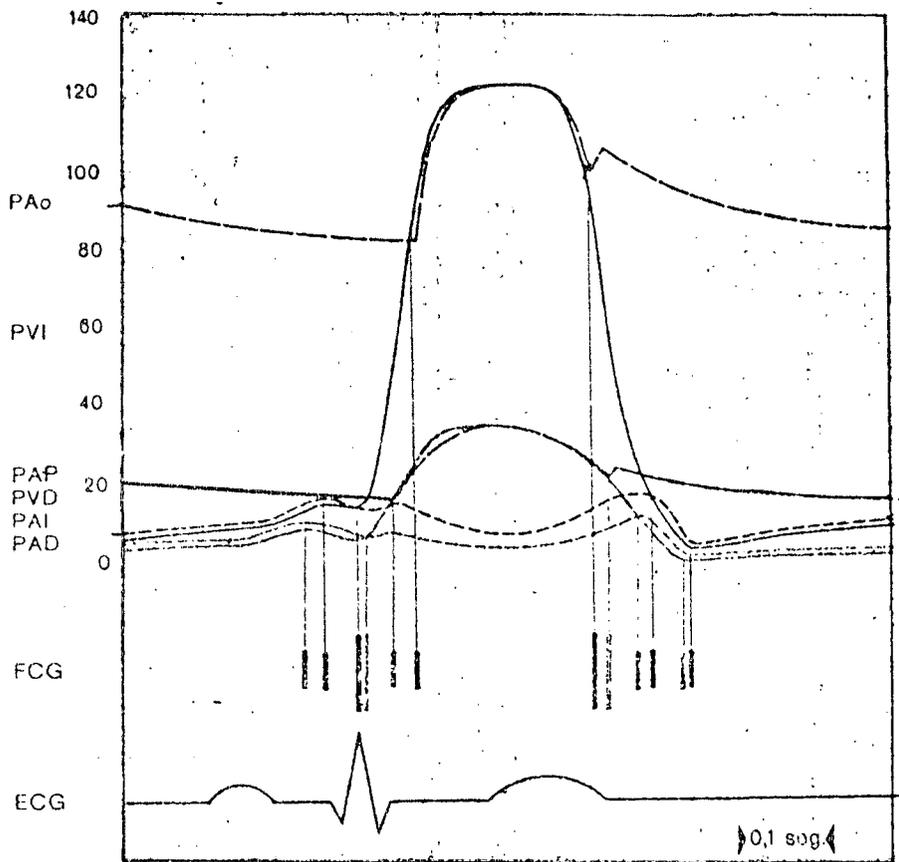


Fig. 29 - Pressões sanguíneas nos corações , na aorta e nas artérias [22] .PAo é a pressão na aorta, PVI no ventrículo esquerdo, PAP na artéria pulmonar, PVD no ventrículo direito, PAI na aurícula esquerda e PAD na aurícula direita.

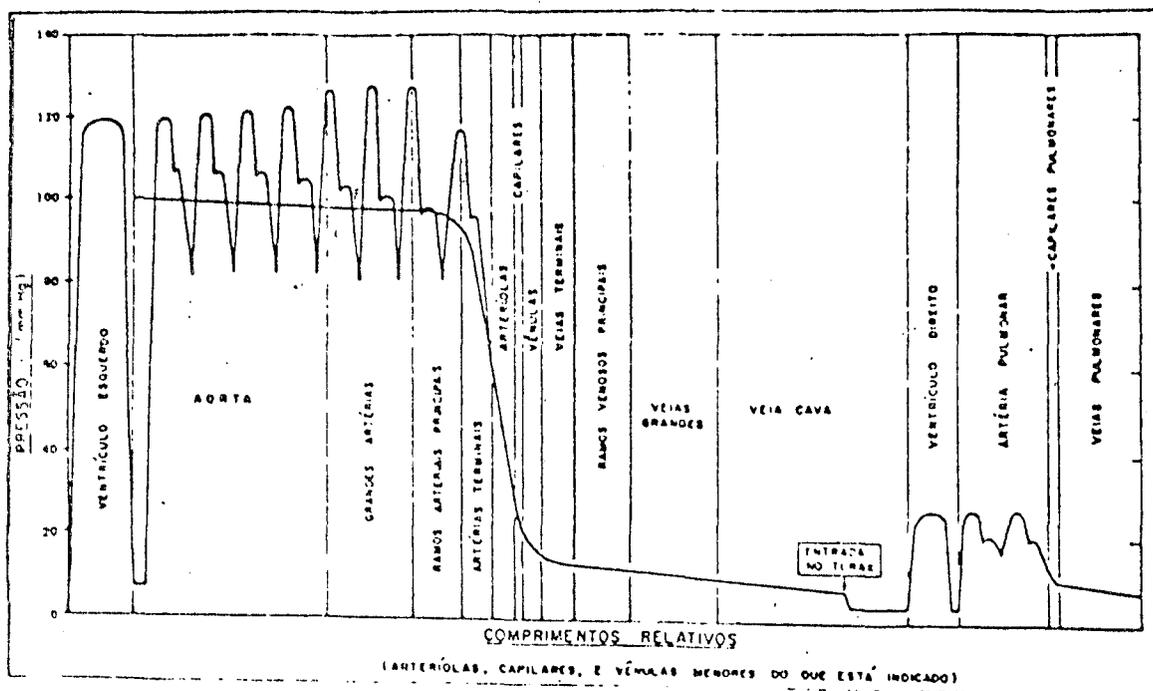


Fig. 30 - A pressão sangüínea nos vários segmentos do sistema vascular [34]. (segundo Selkurt, 1963)

## 2. Descrição do modelo de Borges.

Borges [05], basendo-se nos trabalhos de Jager [19], e de outros autores [20], [27], usou o modelo da figura 32 para representar o sistema cardiovascular. Como estava mais interessado no comportamento ventricular, o modelo ficou muito simples, especialmente na parte das circulações sistêmicas e pulmonar.

As árvores arteriais e venosas foram representadas por um simples circuito RC.

As formas de onda para as elastâncias ventriculares, foram obtidas da saída de um filtro passa-baixa com entrada retangular, conforme figura 31.

Os valores dos parâmetros do modelo, constantes na tabela 7, foram usados na sua simulação analógica.

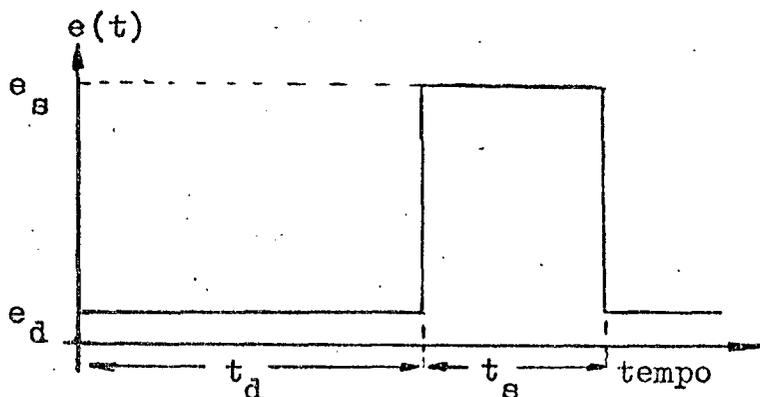


Fig.<sup>a</sup> 31 - Variação da elastância ventricular, [05].

Foi dada uma condição inicial não nula apenas nas regiões venosas (10mmHg em  $V_3$  e  $V_6$ ). Os resultados obtidos estão ilustrados nas figuras 33 e 34.

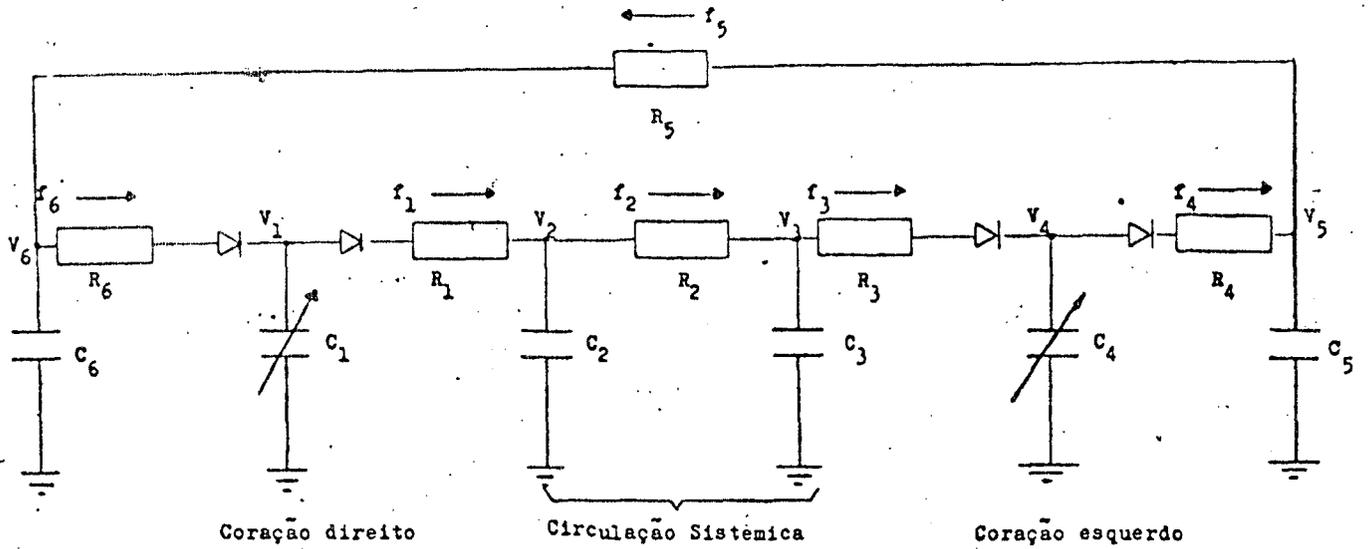


Fig. 32 - Modelo do sistema cardiovascular usado por Borges [05].

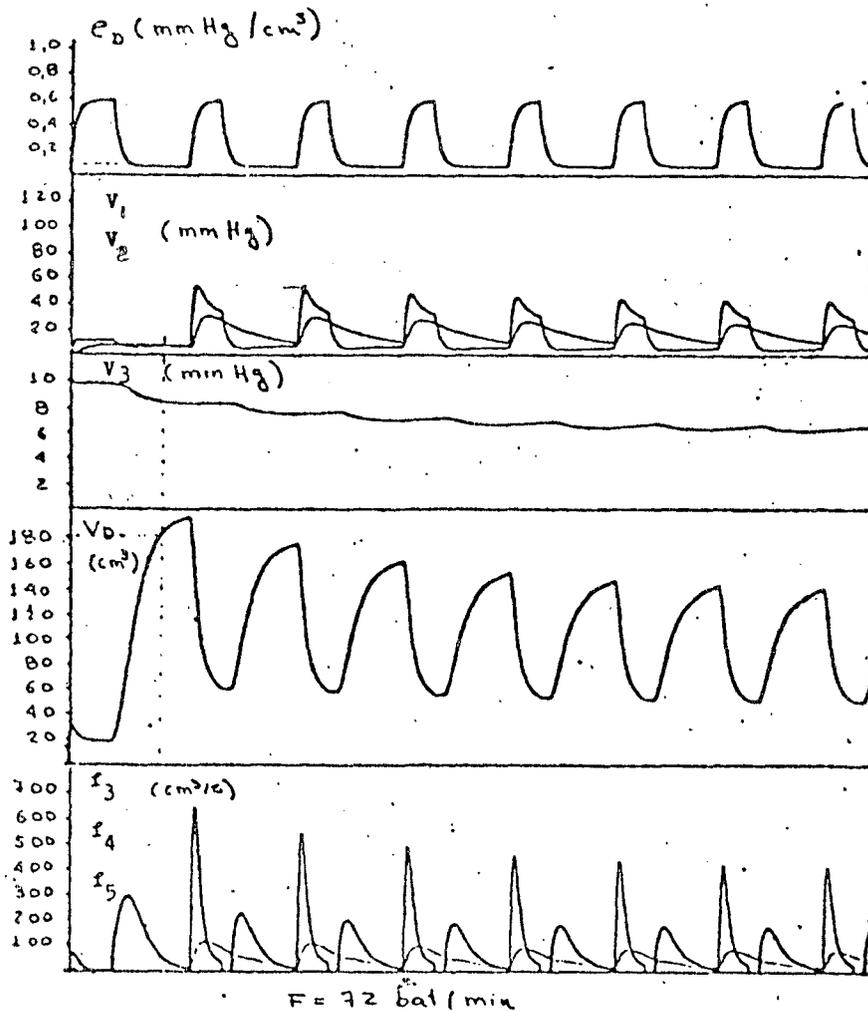


Fig. 33 - Resultados da simulação analógica feita por Borges [05].

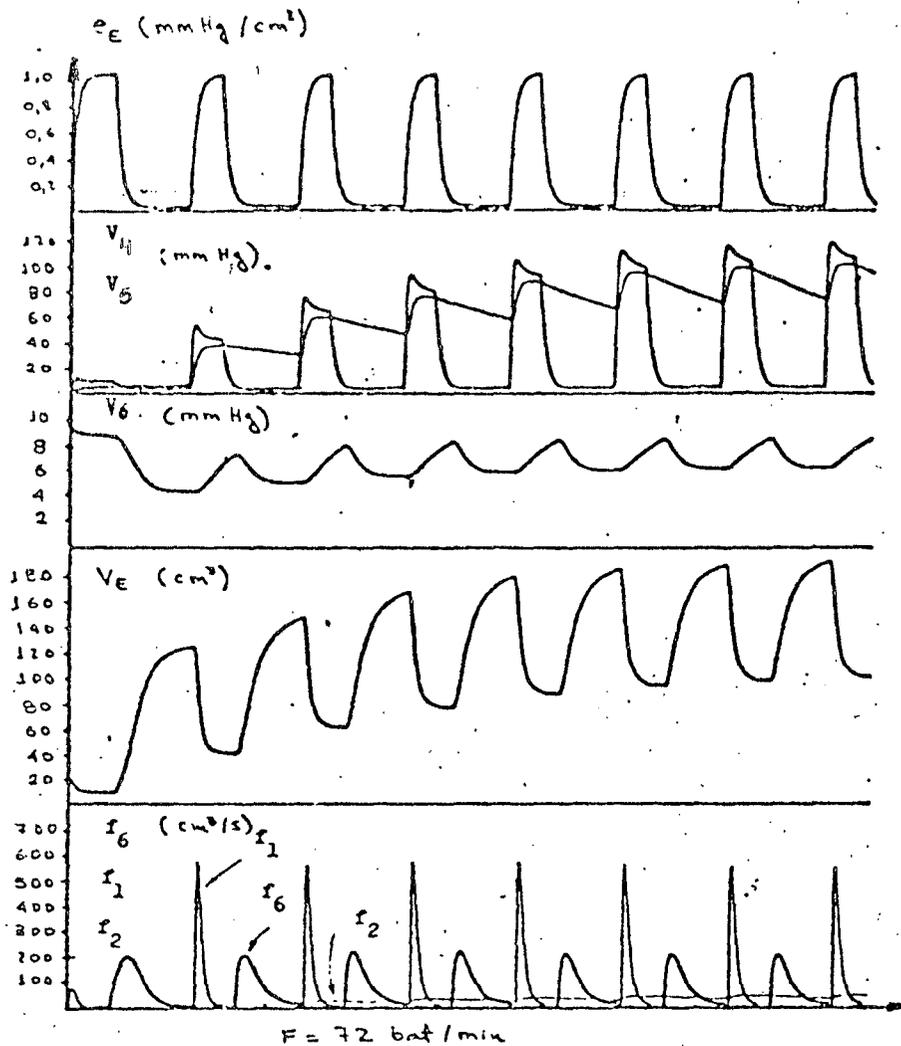


Fig. 34 - Resultados da simulação analógica feita por Borges [05].

NOTAÇÃO	PARÂMETROS	VALOR NULÉR.	UNIDADE
$C_6$	Complac. Total das Veias Pulmon.	25	$\text{mmHg}^{-1} \text{cm}^3$
$R_6$	Imp. Caract. das veias pulmonares	0,01	$\text{mmHgcm}^{-3} \text{s}$
$e_{ED}$	Elast. Vent. Esq. Final da Diástol.	0,03	$\text{mmHgcm}^{-3}$
$e_{ES}$	Elast. Vent. Esq. Final da Sístol.	1,00	$\text{mmHgcm}^{-3}$
$R_1$	Imp. Caract. da Aorta	0,05	$\text{mmHgcm}^{-3} \text{s}$
$C_2$	Complac. Total das Art. Pulmon.	2,5	$\text{mmHg}^{-1} \text{cm}^3$
$R_2$	Resistência sistêmica	2	$\text{mmHgcm}^{-3} \text{s}$
$C_3$	Complac. Total das Veias sistêmicas	120	$\text{mmHg}^{-1} \text{cm}^3$
$R_3$	Imp. Caract. das Veias sistêmicas	0,01	$\text{mmHgcm}^{-3} \text{s}$
$e_{DD}$	Elast. Vent. Dir. Final Diást.	0,05	$\text{mmHgcm}^{-3}$
$e_{DS}$	Elast. Vent. Dir. Final Síst.	0,30	$\text{mmHgcm}^{-3}$
$R_4$	Imp. Caract. da Art. Pulmonar	0,05	$\text{mmHgcm}^{-3} \text{s}$
$C_5$	Complac. Total das Art. Pulmonares	4	$\text{mmHg}^{-1} \text{cm}^3$
$R_6$	Resistência Pulmonar	0,1	$\text{mmHgcm}^{-3} \text{s}$

### 3. Descrição do modelo de HYNDMAN

Hyndman, [18], usou um modelo semelhante àquele usado por Borges acrescentando: elastâncias variáveis para os átrios, a influência da pressão de gravidade na circulação sistêmica e a variação da pressão intrapleural com a respiração. Os resultados obtidos estão ilustrados a nas figuras abaixo:

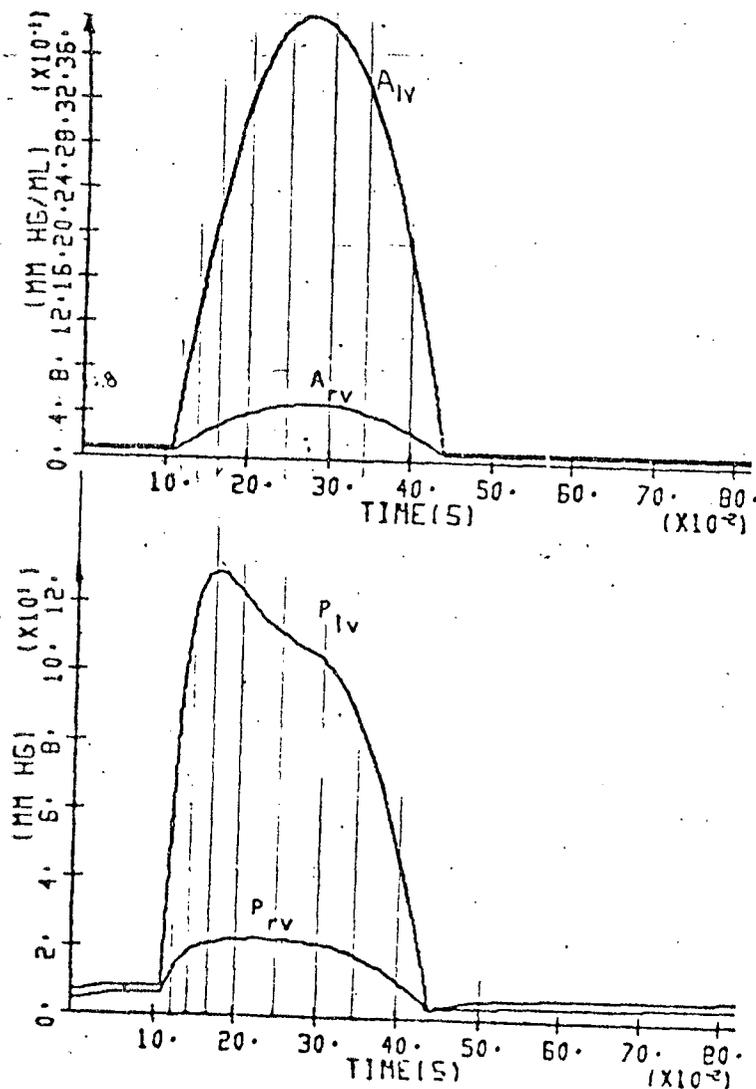


Fig. 35 - Curva da elastância ventricular esquerda ( $A_{1V}$ ), da elastância ventricular direita ( $A_{rv}$ ), da pressão ventricular esquerda ( $P_{1V}$ ) e da pressão ventricular direita ( $P_{rv}$ ), [18].

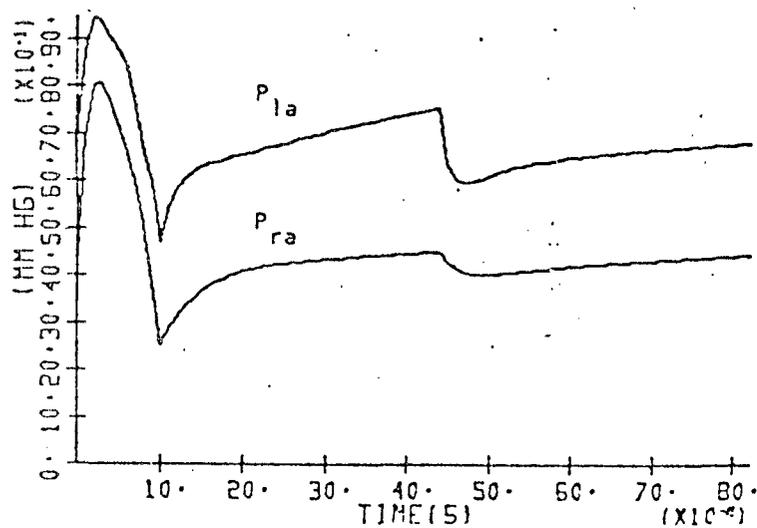
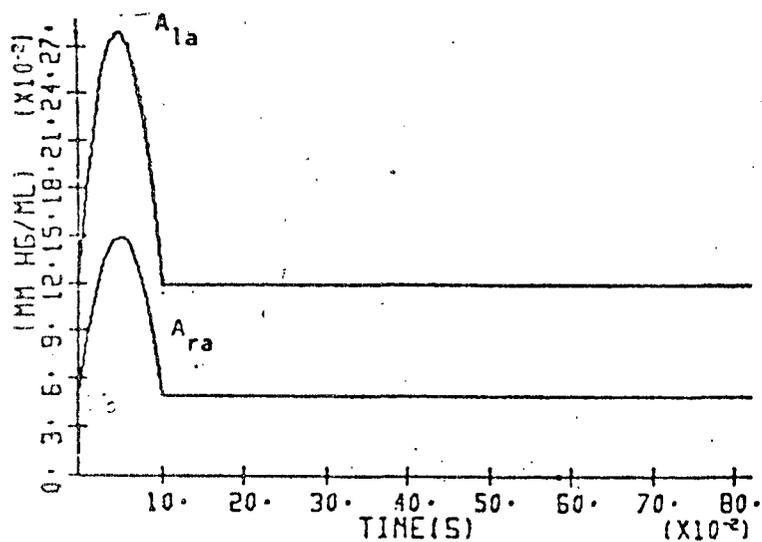


Fig. 36 - Curva da elastância auricular direita ( $A_{ra}$ ), da elastância auricular esquerda ( $A_{la}$ ), da pressão auricular esquerda ( $P_{la}$ ) e da pressão auricular direita ( $P_{ra}$ ), [18].

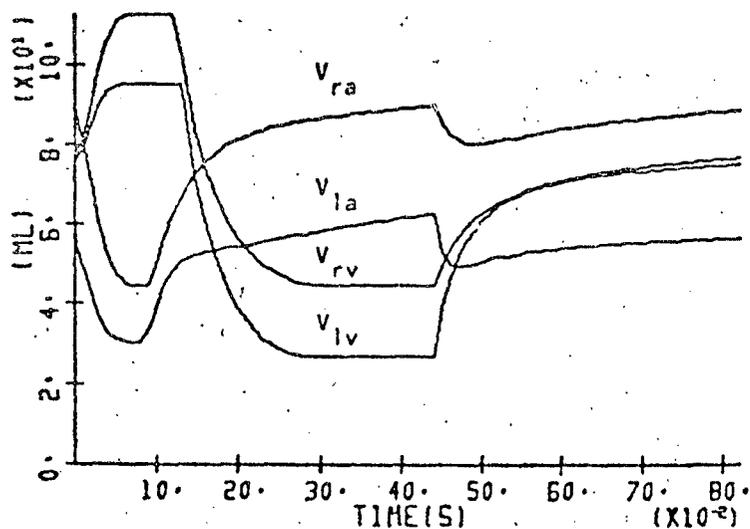


Fig. 37 - Curva do volume ventricular esquerdo ( $V_{lv}$ ), do volume ventricular direito ( $V_{rv}$ ), do volume auricular direito ( $V_{ra}$ ) e do volume auricular esquerdo ( $V_{la}$ ), [18].

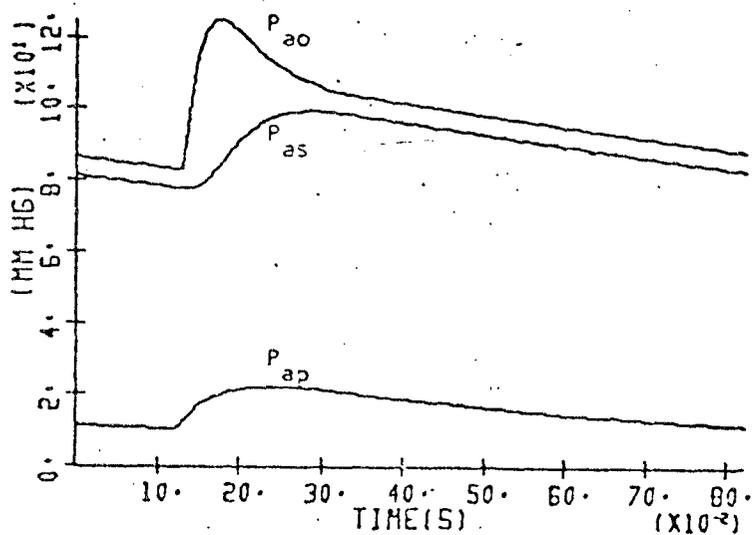


Fig. 38 - Curva da pressão na aorta ( $P_{ao}$ ), da pressão na artéria sistêmica ( $P_{as}$ ), e da pressão na artéria pulmonar ( $P_{ap}$ ), [18].

#### 4. Descrição do modelo de RIDEOUT

Rideout [30], desenvolveu um modelo para o sistema cardiovascular no qual levou em conta a inércia sanguínea no sistema vascular, representações ramificações da circulação sistêmica ( região torácica, abdominal e membros inferiores) e aproximou as curvas das elastâncias ventriculares (durante a sístole) por uma meia senóide. As elastâncias auriculares foram consideradas constantes.

A figura abaixo ilustra os resultados obtidos em vários pontos do sistema.

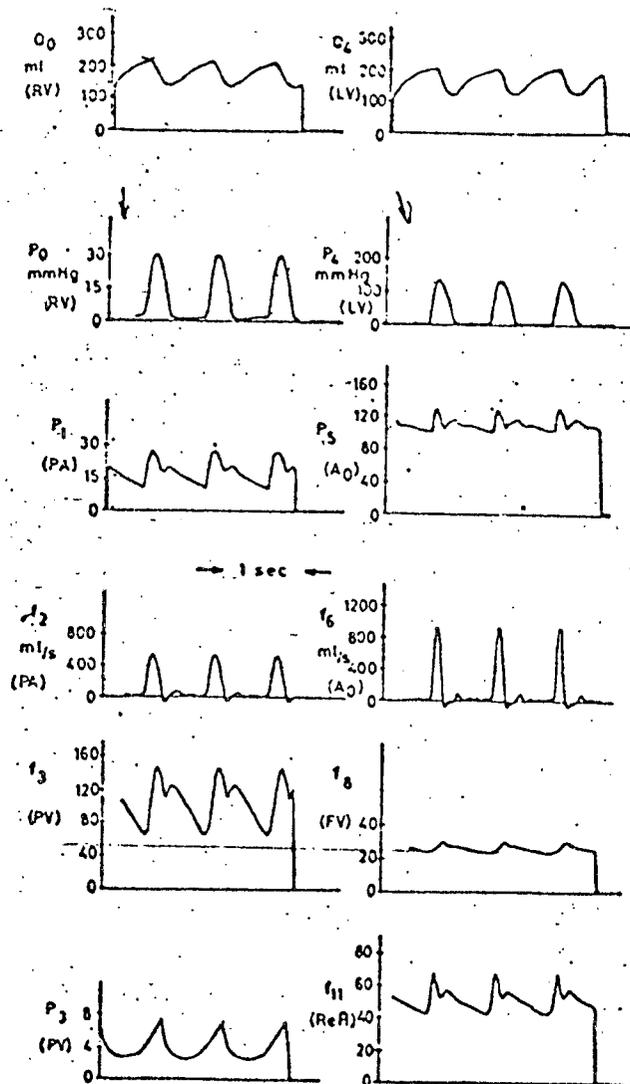


Fig.39 - Curvas de pressão nos ventrículos (RV e LV), na artéria pulmonar (PA), na aorta (AO), na veia pulmonar (PV), na veia femoral (FV) e na artéria renal (ReA), [30].

APÊNDICE 2

## LISTAGEM DO PROGRAMA E TABELAS

Nas páginas seguintes apresenta-se a listagem do programa usado na simulação do modelo e exemplos dos resultados obtidos.

NLIN é uma função que define o número de linhas por página de impressão.

O programa foi rodado durante um tempo equivalente a 12 ciclos cardíacos. O regime foi alcançado após cinco ciclos cardíacos. Usou-se um tempo de ciclo cardíaco igual a 0,85 s.

O tempo total de processamento foi de 2 minutos e 11 segundos. O programa requereu 4K de memória para a sua execução.

DJS FORTRAN IV 360N-FO-479 3-3 MAINPGM

DATE 18/12/80

```

SIMULACAO DO SISTEMA CARDIOVASCULAR - PROGRAMA DESENVOLVIDO POR
MATEUS DE OLIVEIRA MELO COMO PARTE DOS TRABALHOS DE Tese DE Mestrado
JUNTA AO DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA ELETRICA DA UFSC - 1980.
IMPLICIT REAL(L-M)
TAL=0.2
NLTN=60
150 READ(1,150)P0,P1,P2,P3,P4,P5,P6,P7,P8,P9,P10,P11
   FORMAT(12F6.1)
151 READ(1,151)F2,F4,F7,F11
   FORMAT(4F6.1)
152 READ(1,152)H,T,TC,N
   FORMAT(3F6.3,I4)
153 READ(1,153)R1,R2,R3,R4,R5,R6,R7,R8,R9,R10,R11,R12
   FORMAT(12F6.3)
154 READ(1,154)L1,L2,L3,L4
   FORMAT(4F4.1)
85  IF(P11-P0)1,1,2
   1  FD=0
      D2=0
      GO TO 3
   2  FD=(P11-P0)*1332/R12
      D2=1
   3  IF(P0-P1)4,4,5
   4  F1=0
      D1=0
      GO TO 6
   5  F1=(P0-P1)*1332/R1
      D1=1
   6  IF(P4-P5)7,7,8
   7  F5=0
      D5=0
      GO TO 9
   8  F5=(P4-P5)*1332/R5
      D5=1
   9  IF(P5-P6)10,10,11
  10  F6=0
      D6=0
      GO TO 12
  11  F6=(P5-P6)*1332/R6
      D6=1
  12  FCO=1332*(-3.29+5.99*SIN(5.82*(TAL-0.1)))
      IF(FCO-133.2)13,13,14
  13  FCO=133.2
      DCO=0
      GO TO 15
  14  DCO=-40.35.9*DCOS(5.82*(TAL-0.1))/(FCO*FCO)
  15  FCS=1332*(-12.198+22.198*SIN(5.82*(TAL-0.1)))
      IF(FCS-133.2)16,16,17
  16  FCS=133.2
      DCS=0
      GO TO 18
  17  DCS=-172084.2*DCOS(5.82*(TAL-0.1))/(FCS*FCS)
  18  XF2=F2+H*((P1-P2)*1332-R2*F2)/L1
      XF4=F4+H*((P3-P4)*1332-R4*F4)/L2
      XF7=F7+H*((P6-P7)*1332-R7*F7)/L3
      XF11=F11+H*((P10-P11)*1332-F11*R11)/L4
      XP1=P1+H*(F1-F2)/(1332*C1)
      XP2=P2+H*(F2-(P2-P3)*1332/R3)/(1332*C2)
      XP3=P3+H*(P2-P3)*1332/R3-F4)/(1332*C3)
      XP4=P4+H*(F4-F5)/(1332*C4)
      XP6=P6+H*(F6-F7)/(1332*C6)
      XP7=P7+H*(F7-(P7-P8)*1332/R8)/(1332*C7)
      XP8=P8+H*(P7-P8)/R8-(P8-P9)/R9)/C8
      XP9=P9+H*(P8-P9)/R9-(P9-P10)/R10)/C9
      XP10=P10+H*(P9-P10)*1332/R10-F11)/(1332*C10)
      XP11=P11+H*(F11-FD)/(1332*C11)
      XP0=P0+H*(FCO-F1)*FCO/1332-P0*DCO*FCO)
      XP5=F5+H*((F5-F3)*FCS/1332-P5*DC5*FCS)
      F3=(P2-P3)*1332/R3

```

```

NLIN=NLIN+1
IF(NLIN-28)103,103,102
102 WRTTL(3,65)
65 FORMAT('1',40X,'TABELA DE PRESSOES E FLUXOS VERSUS TEMPO'/
C ' T D2 D1 D5 D6 FCO P11 P0 P1 P2 P3 P4 P5 P6'
C ' F0 F1 F2 F3 F4 F5 F6 F7')
NLIN=0
103 WRTTL(3,65)T,D12,D1,D5,D6,FCO,P11,P0,P1,P2,P3,P4,P5,P6,F0,F1,F2,
C F3,F4,F5,F5,F7
66 FORMAT('0',F5.2,4F3.0,F7.1,F4.1,5F5.1,2F6.1,8F6.1,F7.1)
115 TAL=TAL+H
T=T+H
P0=XPC
P1=XP1
P2=XP2
P3=XP3
P4=XP4
P5=XP5
P6=XP6
P7=XP7
P8=XP8
P9=XP9
P10=XP10
P11=XP11
F2=XF2
F4=XF4
F7=XF7
F11=XF11
IF(T-N)70,70,80
70 IF(TAL-TC)35,85,60
60 TAL=0
GC TC 35
80 CALL EXIT
END

```

T	D2	D1	D5	D5	FCO	PI1	PO	PI	P2	P3	P4	P5	P6	FLOXUS	VERKUS	TEMPU	F2	F3	F4	F5	F6	F7
9.65	0.	0.	1.	0.	133.2	7.8	7.7	9.9	9.8	8.3	7.1	6.9	53.1	20.7	0.0	7.5	24.3	41.2	24.0	0.0	12.4	
9.65	0.	0.	1.	0.	133.2	7.8	7.7	9.9	9.8	8.3	7.1	6.9	53.1	20.7	0.0	7.5	24.7	41.0	24.0	0.0	12.4	
9.65	0.	0.	1.	0.	133.2	7.8	7.7	9.9	9.8	8.3	7.1	6.9	53.1	20.7	0.0	7.4	24.7	40.9	23.9	0.0	12.4	
9.65	0.	0.	1.	0.	133.2	7.8	7.7	9.9	9.8	8.3	7.1	6.9	53.0	20.7	0.0	7.4	24.5	40.8	23.8	0.0	12.4	
9.65	0.	0.	1.	0.	133.2	7.8	7.7	9.9	9.8	8.3	7.1	6.9	53.0	20.6	0.0	7.4	24.5	40.7	23.8	0.0	12.4	
9.65	0.	0.	1.	0.	133.2	7.8	7.7	9.9	9.8	8.3	7.1	6.9	53.0	20.6	0.0	7.4	24.5	40.6	23.7	0.0	12.4	
9.66	0.	0.	1.	0.	133.2	7.8	7.7	9.9	9.8	8.3	7.1	6.9	52.9	20.6	0.0	7.4	24.4	40.5	23.6	0.0	12.4	
9.66	0.	0.	1.	0.	133.2	7.8	7.7	9.9	9.8	8.3	7.1	6.9	52.9	20.6	0.0	7.4	24.4	40.4	23.6	0.0	12.3	
9.66	0.	0.	1.	0.	133.2	7.8	7.7	9.9	9.7	8.3	7.1	6.9	52.9	20.6	0.0	7.3	24.3	40.2	23.5	0.0	12.3	
9.66	0.	0.	1.	0.	133.2	7.8	7.7	9.9	9.7	8.3	7.1	6.9	52.8	20.6	0.0	7.3	24.3	40.1	23.4	0.0	12.3	
9.66	0.	0.	1.	0.	133.2	7.8	7.7	9.9	9.7	8.3	7.1	6.9	52.8	20.6	0.0	7.3	24.2	40.0	23.4	0.0	12.3	
9.66	0.	0.	1.	0.	133.2	7.8	7.7	9.9	9.7	8.3	7.1	6.9	52.8	20.5	0.0	7.3	24.1	39.9	23.3	0.0	12.3	
9.66	0.	0.	1.	0.	133.2	7.8	7.7	9.9	9.7	8.3	7.1	6.9	52.7	20.5	0.0	7.3	24.1	39.8	23.2	0.0	12.3	
9.66	0.	0.	1.	0.	133.2	7.8	7.7	9.8	9.7	8.3	7.1	6.9	52.7	20.5	0.0	7.2	24.0	39.7	23.2	0.0	12.3	
9.66	0.	0.	1.	0.	133.2	7.8	7.7	9.8	9.7	8.3	7.1	6.9	52.7	20.5	0.0	7.2	24.0	39.6	23.1	0.0	12.3	
9.66	0.	0.	1.	0.	133.2	7.8	7.7	9.8	9.7	8.3	7.1	6.9	52.6	20.5	0.0	7.2	23.9	39.5	23.0	0.0	12.3	
9.67	0.	0.	1.	0.	133.2	7.8	7.7	9.8	9.7	8.3	7.1	6.9	52.6	20.5	0.0	7.2	23.8	39.3	23.0	0.0	12.2	
9.67	0.	0.	1.	0.	133.2	7.8	7.7	9.8	9.7	8.3	7.1	6.9	52.6	20.4	0.0	7.2	23.8	39.2	22.9	0.0	12.2	
9.67	0.	0.	1.	0.	133.2	7.8	7.7	9.8	9.7	8.3	7.1	6.9	52.6	20.4	0.0	7.2	23.7	39.1	22.8	0.0	12.2	
9.67	0.	0.	0.	0.	133.2	7.8	7.7	9.8	9.7	8.3	7.1	13.6	52.5	20.4	0.0	7.1	23.7	39.0	0.0	0.0	12.2	
9.67	0.	0.	0.	0.	133.2	7.8	7.7	9.8	9.7	8.3	7.1	20.3	52.5	20.4	0.0	7.1	23.6	38.9	0.0	0.0	12.2	
9.67	0.	0.	0.	0.	157.5	7.9	7.7	9.8	9.7	8.3	7.1	26.9	52.5	20.4	0.0	7.1	23.5	38.8	0.0	0.0	12.2	
9.67	0.	0.	0.	0.	195.6	7.9	9.6	9.7	9.7	8.3	7.1	33.6	52.4	0.0	0.0	7.1	23.5	38.6	0.0	0.0	12.2	
9.67	0.	1.	0.	0.	233.5	7.9	11.4	9.8	9.7	8.3	7.1	40.2	52.4	0.0	219.4	7.1	23.4	38.5	0.0	0.0	12.2	
9.67	0.	1.	0.	0.	271.3	7.9	13.3	10.0	9.7	8.3	7.1	46.7	52.4	0.0	440.3	7.0	23.4	38.3	0.0	0.0	12.2	
9.67	0.	1.	0.	1.	309.0	7.9	15.0	10.3	9.7	8.3	7.1	53.3	52.3	0.0	630.5	7.2	23.3	38.2	0.0	93.7	12.1	
9.68	0.	1.	0.	1.	346.4	7.9	16.7	10.7	9.7	8.3	7.1	59.7	52.5	0.0	791.8	7.7	23.3	38.0	0.0	713.3	12.1	
9.68	0.	1.	0.	1.	383.8	7.9	18.3	11.3	9.7	8.3	7.1	65.5	54.3	0.0	926.0	8.8	23.2	37.8	0.0	0.0	12.3	
9.68	0.	1.	0.	1.	420.5	7.9	19.8	12.0	9.6	8.3	7.2	70.7	57.1	0.0	0.0	10.5	23.2	37.7	0.0	0.0	13.8	

TABELA DE PRESSÕES E FLUXOS VERSUS TEMPO

T	D2	D1	D5	D6	FCO	P11	PQ	P1	P2	P3	P4	P5	P6	F1	F2	F3	F4	F5	F7
9.53	0.	1.	0.	1.	457.9	7.9	21.2	12.8	9.6	8.3	7.2	75.4	60.5	0.01121.4	12.9	23.1	37.5	0.01493.9	17.2
9.53	0.	1.	0.	1.	494.7	7.9	22.5	13.6	9.6	8.3	7.2	79.6	64.2	0.01186.9	16.1	23.1	37.3	0.01545.5	22.7
9.53	0.	1.	0.	1.	531.4	7.9	23.8	14.5	9.6	8.3	7.2	83.4	68.0	0.01234.1	20.2	23.1	37.1	0.01546.4	30.4
9.53	0.	1.	0.	1.	557.9	7.9	24.9	15.4	9.6	8.3	7.2	85.9	71.8	0.01265.1	25.1	23.1	35.9	0.01515.8	40.0
9.53	0.	1.	0.	1.	604.2	7.9	26.0	16.3	9.6	8.3	7.2	90.1	75.5	0.01282.1	31.0	23.1	35.8	0.01467.1	51.4
9.53	0.	1.	0.	1.	640.4	7.9	26.9	17.3	9.6	8.3	7.2	93.1	79.0	0.01287.0	37.8	23.2	36.6	0.01409.4	64.3
9.53	0.	1.	0.	1.	676.4	7.9	27.3	18.2	9.6	8.2	7.2	95.8	82.4	0.01281.9	45.4	23.3	36.4	0.01349.5	78.3
9.59	0.	1.	0.	1.	712.2	7.9	28.7	19.2	9.7	8.2	7.2	98.4	85.6	0.01268.5	54.0	23.4	36.2	0.01287.9	93.3
9.69	0.	1.	0.	1.	747.9	7.9	29.4	20.1	9.7	8.2	7.2	100.8	88.5	0.01248.3	63.3	23.6	36.0	0.01229.7	108.9
9.69	0.	1.	0.	1.	783.4	7.9	30.1	21.0	9.7	8.2	7.2	103.1	91.3	0.01222.9	73.5	23.8	35.9	0.01174.8	125.0
9.69	0.	1.	0.	1.	818.7	7.9	30.3	21.8	9.7	8.2	7.2	105.2	94.0	0.01193.5	84.4	24.1	35.7	0.01123.5	141.3
9.69	0.	1.	0.	1.	853.8	7.9	31.4	22.6	9.7	8.2	7.2	107.2	96.4	0.01161.2	96.1	24.4	35.5	0.01075.0	157.7
9.69	0.	1.	0.	1.	888.7	7.9	31.9	23.4	9.7	8.2	7.2	109.0	98.7	0.01127.0	108.4	24.7	35.3	0.01032.1	174.0
9.69	0.	1.	0.	1.	923.5	7.9	32.4	24.2	9.8	8.2	7.2	110.8	100.9	0.01091.7	121.2	25.2	35.2	0.00991.4	190.1
9.69	0.	1.	0.	1.	958.1	7.9	32.9	24.9	9.8	8.2	7.2	112.4	102.9	0.01056.0	134.7	25.7	35.0	0.00953.6	206.0
9.69	0.	1.	0.	1.	992.5	7.9	33.3	25.6	9.8	8.2	7.2	113.9	104.8	0.01020.3	148.6	26.2	34.8	0.00918.5	221.4
9.69	0.	1.	0.	1.	1026.7	7.9	33.7	26.3	9.9	8.2	7.2	115.3	106.5	0.00985.2	162.9	26.9	34.7	0.00885.7	236.4
9.70	0.	1.	0.	1.	1060.8	7.9	34.0	26.9	9.9	8.2	7.2	116.7	108.1	0.00951.0	177.6	27.6	34.5	0.00854.9	250.9
9.70	0.	1.	0.	1.	1094.6	7.9	34.4	27.5	9.9	8.2	7.2	117.9	109.6	0.00917.9	192.7	28.3	34.3	0.00826.0	264.9
9.70	0.	1.	0.	1.	1128.3	7.9	34.7	28.0	10.0	8.2	7.2	119.0	111.0	0.00886.2	208.0	29.1	34.2	0.00798.8	278.3
9.70	0.	1.	0.	1.	1151.8	7.9	35.0	28.5	10.0	8.2	7.2	120.1	112.3	0.00855.9	223.5	30.1	34.0	0.00773.1	291.1
9.70	0.	1.	0.	1.	1195.1	7.9	35.2	29.0	10.1	8.2	7.2	121.0	113.5	0.00827.1	239.2	31.0	33.9	0.00748.7	303.3
9.70	0.	1.	0.	1.	1228.2	7.9	35.5	29.5	10.2	8.2	7.2	121.9	114.7	0.00799.8	255.0	32.1	33.7	0.00725.5	314.8
9.70	0.	1.	0.	1.	1261.1	7.9	35.7	29.9	10.2	8.2	7.2	122.7	115.7	0.00774.1	270.9	33.2	33.6	0.00703.5	325.7
9.70	0.	1.	0.	1.	1293.9	7.9	35.9	30.2	10.3	8.2	7.3	123.5	116.0	0.00749.8	286.8	34.4	33.4	0.00682.4	336.0
9.70	0.	1.	0.	1.	1326.4	7.9	36.0	30.6	10.4	8.2	7.3	124.1	117.5	0.00727.0	302.7	35.6	33.3	0.00662.3	345.6
9.70	0.	1.	0.	1.	1358.7	7.9	36.2	30.9	10.5	8.2	7.3	124.7	118.3	0.00705.6	318.6	37.0	33.2	0.00643.0	354.6
9.71	0.	1.	0.	1.	1390.9	7.9	36.3	31.2	10.5	8.2	7.3	125.3	119.0	0.00685.5	334.4	38.4	33.0	0.00624.6	363.0
9.71	0.	1.	0.	1.	1422.8	8.0	36.5	31.5	10.6	8.2	7.3	125.7	119.7	0.00666.6	350.1	39.8	32.9	0.00606.8	370.8

T	D2	D1	D5	D6	TABELA DE PRESSÕES E FLUXOS							VERSUS TEMPO									
					FCO	P11	PO	P1	P2	P3	P4	P5	P6	FO	F1	F2	F3	F4	F5	F6	F7
9.74	0.	1.	0.	1.	2285.4	8.0	33.5	30.7	14.8	8.3	7.4	123.2	120.5	0.0	372.0	662.4	107.5	31.9	0.0	275.5	401.9
9.74	0.	1.	0.	1.	2310.8	8.0	33.2	30.5	15.0	8.3	7.4	122.8	120.1	0.0	365.7	665.6	110.2	32.0	0.0	269.9	398.8
9.74	0.	1.	0.	1.	2336.0	8.0	32.9	30.2	15.1	8.4	7.4	122.5	119.8	0.0	359.6	668.4	112.8	32.1	0.0	263.3	395.6
9.74	0.	1.	0.	1.	2360.9	8.0	32.7	30.0	15.3	8.4	7.4	122.1	119.5	0.0	353.5	670.7	115.5	32.2	0.0	256.9	392.3
9.74	0.	1.	0.	1.	2385.0	8.0	32.4	29.8	15.5	8.4	7.4	121.7	119.2	0.0	347.5	672.5	118.1	32.3	0.0	250.6	388.9
9.74	0.	1.	0.	1.	2410.1	8.0	32.1	29.5	15.6	8.4	7.4	121.2	118.8	0.0	341.5	673.8	120.7	32.4	0.0	244.5	385.4
9.74	0.	1.	0.	1.	2434.3	8.0	31.3	29.3	15.8	8.4	7.4	120.8	118.5	0.0	335.6	674.6	123.4	32.5	0.0	238.6	381.9
9.74	0.	1.	0.	1.	2458.3	8.0	31.5	29.0	16.0	8.4	7.4	120.4	118.1	0.0	329.8	674.9	126.0	32.6	0.0	232.9	378.2
9.74	0.	1.	0.	1.	2482.1	8.0	31.2	28.8	16.1	8.4	7.4	120.0	117.7	0.0	324.0	674.8	128.6	32.8	0.0	227.3	374.4
9.75	0.	1.	0.	1.	2505.7	8.0	30.9	28.5	16.3	8.4	7.4	119.6	117.4	0.0	318.3	674.2	131.2	32.9	0.0	221.8	370.6
9.75	0.	1.	0.	1.	2529.0	8.0	30.6	28.2	16.5	8.4	7.4	119.2	117.0	0.0	312.6	673.1	133.7	33.1	0.0	216.5	366.8
9.75	0.	1.	0.	1.	2552.1	8.1	30.3	28.0	16.6	8.4	7.4	118.7	116.6	0.0	306.9	671.6	136.3	33.2	0.0	211.3	362.8
9.75	0.	1.	0.	1.	2574.9	8.1	29.9	27.7	16.8	8.4	7.4	118.3	116.2	0.0	301.3	669.6	138.8	33.4	0.0	206.2	358.9
9.75	0.	1.	0.	1.	2597.5	8.1	29.5	27.4	16.9	8.5	7.4	117.9	115.9	0.0	295.3	667.2	141.3	33.5	0.0	201.3	354.9
9.75	0.	1.	0.	1.	2619.9	8.1	29.3	27.1	17.1	8.5	7.4	117.4	115.5	0.0	290.3	664.4	143.7	33.7	0.0	196.5	350.8
9.75	0.	1.	0.	1.	2642.1	8.1	29.0	26.8	17.3	8.5	7.4	117.0	115.1	0.0	284.8	661.1	146.2	33.9	0.0	191.8	345.7
9.75	0.	1.	0.	1.	2664.0	8.1	28.7	26.6	17.4	8.5	7.4	116.6	114.7	0.0	279.4	657.4	148.6	34.1	0.0	187.3	342.6
9.75	0.	1.	0.	1.	2685.6	8.1	28.3	26.3	17.6	8.5	7.4	116.1	114.3	0.0	274.0	653.3	150.9	34.3	0.0	182.8	338.5
9.75	0.	1.	0.	1.	2707.1	8.1	28.0	26.0	17.7	8.5	7.4	115.7	113.9	0.0	268.6	648.8	153.3	34.5	0.0	178.5	334.4
9.75	0.	1.	0.	1.	2728.2	8.1	27.7	25.7	17.9	8.5	7.4	115.3	113.5	0.0	263.3	644.0	155.5	34.7	0.0	174.3	330.2
9.76	0.	1.	0.	1.	2749.2	8.1	27.4	25.4	18.0	8.5	7.4	114.8	113.1	0.0	258.0	638.7	157.3	34.9	0.0	170.2	326.1
9.76	0.	1.	0.	1.	2769.9	8.1	27.0	25.1	18.2	8.5	7.4	114.4	112.7	0.0	252.7	633.1	160.0	35.2	0.0	166.2	321.9
9.76	0.	1.	0.	1.	2790.3	8.1	26.7	24.8	18.3	8.6	7.5	114.0	112.4	0.0	247.5	627.2	162.2	35.4	0.0	162.3	317.8
9.76	0.	1.	0.	1.	2810.6	8.1	26.4	24.6	18.4	8.6	7.5	113.5	112.0	0.0	242.3	620.8	164.3	35.6	0.0	158.4	313.6
9.76	0.	1.	0.	1.	2830.5	8.1	26.1	24.3	18.6	8.6	7.5	113.1	111.6	0.0	237.2	614.2	166.4	35.9	0.0	154.7	309.5
9.76	0.	1.	0.	1.	2850.3	8.1	25.7	24.0	18.7	8.6	7.5	112.7	111.2	0.0	232.1	607.2	168.4	36.1	0.0	151.1	305.3
9.76	0.	1.	0.	1.	2869.8	8.1	25.4	23.7	18.8	8.6	7.5	112.3	110.8	0.0	227.1	599.9	170.4	36.4	0.0	147.5	301.2
9.76	0.	1.	0.	1.	2889.0	8.1	25.1	23.4	19.0	8.6	7.5	111.9	110.4	0.0	222.0	592.4	172.4	36.6	0.0	144.1	297.1
9.76	0.	1.	0.	1.	2908.0	8.1	24.8	23.2	19.1	8.6	7.5	111.4	110.0	0.0	217.0	584.5	174.2	36.9	0.0	140.7	293.0

TABELA DE PRESSÕES E FLUXOS VERSUS TEMPO

T	D2	D1	D5	D5	DS	FCD	P11	PO	P1	P2	P3	P4	P5	P6	FD	FD1	F2	F3	F4	F5	F6	F7
9.79	0.	1.	0.	1.	3360.3	8.2	17.3	16.6	21.3	9.1	7.6	100.5	99.8	0.0	88.0	271.9	204.3	46.3	0.0	69.0	165.8	
9.80	0.	1.	0.	1.	3371.4	8.2	17.1	16.5	21.3	9.1	7.6	100.2	99.5	0.0	84.5	260.7	204.4	46.6	0.0	67.3	182.8	
9.80	0.	1.	0.	1.	3382.2	8.2	17.0	16.4	21.4	9.1	7.6	99.9	99.2	0.0	81.1	249.7	204.4	46.9	0.0	65.7	179.9	
9.80	0.	1.	0.	1.	3392.8	8.2	16.8	16.2	21.4	9.1	7.6	99.6	98.9	0.0	77.6	238.7	204.4	47.3	0.0	64.1	177.1	
9.80	0.	1.	0.	1.	3403.1	8.2	16.7	16.1	21.4	9.1	7.6	99.3	98.7	0.0	74.3	227.9	204.3	47.6	0.0	62.5	174.2	
9.80	0.	1.	0.	1.	3413.1	8.2	16.5	16.0	21.4	9.1	7.6	99.0	98.4	0.0	71.0	217.1	204.2	47.9	0.0	61.0	171.5	
9.80	0.	1.	0.	1.	3422.9	8.2	16.4	15.9	21.4	9.1	7.6	98.7	98.1	0.0	67.7	206.4	204.0	48.2	0.0	59.5	168.7	
9.80	0.	1.	0.	1.	3432.4	8.2	16.3	15.8	21.4	9.2	7.7	98.4	97.8	0.0	64.6	195.8	203.8	48.6	0.0	58.0	166.0	
9.80	0.	1.	0.	1.	3441.6	8.2	16.1	15.7	21.4	9.2	7.7	98.1	97.6	0.0	61.4	185.3	203.5	48.9	0.0	55.5	163.4	
9.80	0.	1.	0.	1.	3450.6	8.2	16.0	15.6	21.4	9.2	7.7	97.8	97.3	0.0	58.4	174.9	203.2	49.2	0.0	55.1	160.8	
9.80	0.	1.	0.	1.	3459.3	8.2	15.9	15.5	21.4	9.2	7.7	97.6	97.0	0.0	55.4	164.7	202.8	49.5	0.0	53.7	158.2	
9.81	0.	1.	0.	1.	3467.7	8.2	15.8	15.4	21.4	9.2	7.7	97.3	96.8	0.0	52.4	154.6	202.4	49.8	0.0	52.4	155.7	
9.81	0.	1.	0.	1.	3475.9	8.2	15.7	15.3	21.4	9.2	7.7	97.0	96.5	0.0	49.5	144.7	201.9	50.1	0.0	51.0	153.2	
9.81	0.	1.	0.	1.	3483.8	8.2	15.5	15.3	21.3	9.2	7.7	96.7	96.2	0.0	46.6	134.9	201.4	50.4	0.0	49.7	150.7	
9.81	0.	1.	0.	1.	3491.4	8.2	15.5	15.2	21.3	9.3	7.7	96.5	96.0	0.0	43.9	125.2	200.3	50.7	0.0	48.4	148.3	
9.81	0.	1.	0.	1.	3498.8	8.2	15.5	15.1	21.3	9.3	7.7	96.2	95.7	0.0	41.1	115.7	200.2	51.0	0.0	47.2	145.9	
9.81	0.	1.	0.	1.	3505.9	8.2	15.4	15.1	21.3	9.3	7.7	96.0	95.5	0.0	38.5	106.4	199.5	51.3	0.0	45.9	143.6	
9.81	0.	1.	0.	1.	3512.6	8.2	15.3	15.0	21.2	9.3	7.7	95.7	95.3	0.0	35.8	97.2	198.3	51.6	0.0	44.7	141.3	
9.81	0.	1.	0.	1.	3519.3	8.2	15.2	15.0	21.2	9.3	7.7	95.4	95.0	0.0	33.3	88.2	198.1	51.9	0.0	43.5	139.0	
9.81	0.	1.	0.	1.	3525.6	8.2	15.2	14.9	21.2	9.3	7.7	95.2	94.8	0.0	30.8	79.4	197.3	52.2	0.0	42.3	136.8	
9.81	0.	1.	0.	1.	3531.7	8.2	15.1	14.9	21.1	9.3	7.7	94.9	94.5	0.0	28.3	70.8	196.5	52.5	0.0	41.1	134.6	
9.82	0.	1.	0.	1.	3537.4	8.2	15.1	14.9	21.1	9.4	7.7	94.7	94.3	0.0	25.9	62.3	195.6	52.8	0.0	40.0	132.4	
9.82	0.	1.	0.	1.	3542.9	8.2	15.0	14.9	21.1	9.4	7.7	94.5	94.1	0.0	23.6	54.1	194.3	53.0	0.0	38.9	130.3	
9.82	0.	1.	0.	1.	3548.2	8.2	15.0	14.8	21.0	9.4	7.7	94.2	93.8	0.0	21.3	46.0	193.3	53.3	0.0	37.8	128.2	
9.82	0.	1.	0.	1.	3553.1	8.2	15.0	14.8	21.0	9.4	7.7	94.0	93.6	0.0	19.1	38.1	192.9	53.6	0.0	36.7	126.2	
9.82	0.	1.	0.	1.	3557.8	8.2	14.9	14.8	20.9	9.4	7.8	93.7	93.4	0.0	16.9	30.4	191.9	53.8	0.0	35.6	124.1	
9.82	0.	1.	0.	1.	3562.3	8.2	14.9	14.8	20.9	9.4	7.8	93.5	93.2	0.0	14.8	23.0	190.9	54.1	0.0	34.6	122.2	
9.82	0.	1.	0.	1.	3566.4	8.2	14.9	14.8	20.8	9.4	7.8	93.3	92.9	0.0	12.7	15.7	189.8	54.3	0.0	33.5	120.2	
9.82	0.	1.	0.	1.	3570.3	8.2	14.9	14.8	20.8	9.4	7.8	93.1	92.7	0.0	10.7	8.7	188.7	54.6	0.0	32.5	118.3	

TABELA DE PRESSÕES E FLUXOS VERSUS TEMPO

T	D2	D1	D5	D6	FCO	P11	PO	P1	P2	P3	P4	P5	P6	F1	F2	F3	F4	F5	F6	
9.94	0.	0.	0.	0.	2202.7	8.5	9.2	17.4	15.4	10.2	8.5	53.9	78.0	0.0	0.0	74.9	87.2	55.1	0.0	0.0
9.94	0.	0.	0.	0.	2176.3	8.5	9.0	17.3	15.4	10.2	8.5	53.2	77.9	0.0	0.0	75.5	87.1	55.0	0.0	0.0
9.94	0.	0.	0.	0.	2149.8	8.5	8.9	17.3	15.4	10.2	8.5	52.6	77.8	0.0	0.0	75.0	87.0	54.9	0.0	0.0
9.94	0.	0.	0.	0.	2123.0	8.5	8.8	17.2	15.4	10.2	8.5	51.9	77.8	0.0	0.0	76.4	86.9	54.8	0.0	0.0
9.94	0.	0.	0.	0.	2096.0	8.5	8.7	17.2	15.4	10.2	8.5	51.3	77.7	0.0	0.0	76.8	86.3	54.7	0.0	0.0
9.94	0.	0.	0.	0.	2068.8	8.5	8.6	17.1	15.4	10.2	8.6	50.6	77.6	0.0	0.0	77.1	86.7	54.6	0.0	0.0
9.95	0.	0.	0.	0.	2041.4	8.5	8.5	17.0	15.4	10.2	8.6	49.9	77.6	1.2	0.0	77.3	86.5	54.5	0.0	0.0
9.95	0.	0.	0.	0.	2013.7	8.5	8.4	17.0	15.4	10.2	8.6	49.3	77.5	15.5	0.0	77.5	86.5	54.4	0.0	0.0
9.95	0.	0.	0.	0.	1985.8	8.5	8.3	15.9	15.4	10.2	8.6	48.6	77.4	28.8	0.0	77.6	86.4	54.3	0.0	0.0
9.95	0.	0.	0.	0.	1957.8	8.5	8.2	16.9	15.4	10.2	8.6	47.9	77.4	38.7	0.0	77.6	86.3	54.2	0.0	0.0
9.95	0.	0.	0.	0.	1929.5	8.5	8.1	16.8	15.4	10.2	8.6	47.2	77.3	47.0	0.0	77.6	86.2	54.1	0.0	0.0
9.95	0.	0.	0.	0.	1900.9	8.5	8.1	15.8	15.4	10.2	8.6	45.5	77.3	54.0	0.0	77.5	86.1	54.0	0.0	0.0
9.95	0.	0.	0.	0.	1872.2	8.5	8.0	16.7	15.4	10.2	8.6	45.8	77.2	60.0	0.0	77.4	86.0	53.9	0.0	0.0
9.95	0.	0.	0.	0.	1843.3	8.5	8.0	15.6	15.4	10.2	8.6	45.1	77.1	65.3	0.0	77.2	85.9	53.8	0.0	0.0
9.95	0.	0.	0.	0.	1814.1	8.5	8.0	15.6	15.4	10.2	8.6	44.4	77.1	70.0	0.0	76.9	85.3	53.7	0.0	0.0
9.95	0.	0.	0.	0.	1784.8	8.5	7.9	16.5	15.4	10.2	8.6	43.7	77.0	74.4	0.0	76.6	85.8	53.6	0.0	0.0
9.95	0.	0.	0.	0.	1755.2	8.5	7.9	16.5	15.4	10.2	8.6	43.0	76.9	78.5	0.0	76.2	85.7	53.5	0.0	0.0
9.95	0.	0.	0.	0.	1725.4	8.5	7.9	16.4	15.4	10.2	8.6	42.2	76.9	82.5	0.0	75.8	85.5	53.4	0.0	0.0
9.95	0.	0.	0.	0.	1695.5	8.5	7.8	16.3	15.3	10.2	8.6	41.5	76.8	86.3	0.0	75.4	85.5	53.3	0.0	0.0
9.95	0.	0.	0.	0.	1665.3	8.5	7.8	16.3	15.3	10.2	8.6	40.8	76.8	90.1	0.0	74.8	85.4	53.2	0.0	0.0
9.95	0.	0.	0.	0.	1634.9	8.5	7.8	16.2	15.3	10.2	8.6	40.0	76.7	94.0	0.0	74.3	85.3	53.1	0.0	0.0
9.95	0.	0.	0.	0.	1604.3	8.5	7.8	16.2	15.3	10.2	8.6	39.3	76.6	97.8	0.0	73.6	85.2	53.0	0.0	0.0
9.95	0.	0.	0.	0.	1573.5	8.5	7.7	16.1	15.3	10.2	8.7	38.5	76.6	101.7	0.0	73.0	85.0	52.9	0.0	0.0
9.95	0.	0.	0.	0.	1542.5	8.5	7.7	16.1	15.3	10.2	8.7	37.8	76.5	105.8	0.0	72.3	84.9	52.8	0.0	0.0
9.96	0.	0.	0.	0.	1511.3	8.5	7.7	16.0	15.3	10.2	8.7	37.0	76.5	109.9	0.0	71.5	84.8	52.7	0.0	0.0
9.96	0.	0.	0.	0.	1479.9	8.5	7.6	16.0	15.3	10.2	8.7	36.2	76.4	114.3	0.0	70.7	84.7	52.6	0.0	0.0
9.97	0.	0.	0.	0.	1448.3	8.5	7.6	15.9	15.3	10.2	8.7	35.5	76.3	118.8	0.0	69.9	84.5	52.5	0.0	0.0
9.97	0.	0.	0.	0.	1416.5	8.5	7.6	15.9	15.3	10.2	8.7	34.7	76.3	123.5	0.0	69.0	84.5	52.4	0.0	0.0
9.97	0.	0.	0.	0.	1384.5	8.5	7.6	15.8	15.3	10.2	8.7	33.9	76.2	128.4	0.0	68.2	84.3	52.3	0.0	0.0