

## RELAÇÕES PRESSÃO-DIÂMETRO E ESFORÇO-DIÂMETRO DO VENTRÍCULO ESQUERDO EM SERES HUMANOS. PADRONIZAÇÃO E ANÁLISE CRÍTICA DO MÉTODO

BEATRIZ BOJIKIAN MATSUBARA, EDSON ANTONIO BREGAGNOLLO,  
MÁRIO AUGUSTO C. L. RIBEIRO, PAULO J. F. TUCCI  
Botucatu, SP

**Objetivo**—Proceder a análise crítica dos métodos convencionais de manometria e ecocardiografia modo M e padronizar a determinação das relações pressão-diâmetro e esforço-diâmetro do ventrículo esquerdo (VE) em seres humanos pela sua associação.

**Casuística e métodos**—Foram registradas as curvas de pressão e a imagem ecocardiográfica do VE de 24 cardiopatas submetidos a cateterismo cardíaco. As características do sistema manométrico convencional foram estudadas por manobras que permitiram analisar a amplitude e a frequência da ressonância e o retardo da inscrição da curva pressórica. Em cada caso foi determinado o retardo de inscrição da manometria comparando registros da pressão e da imagem ecocardiográfica da valva aórtica. Foram determinados os valores de pressão, diâmetro, espessura da parede posterior e do esforço meridional do VE a cada 0,02s.

**Resultados**—As alças pressão-diâmetro e esforço-diâmetro obtidas reproduziram padrões habituais. A determinação do esforço sistólico final, da percentagem de variação do diâmetro, de fração de ejeção e da velocidade de encurtamento circunferencial normalizada possibilitou discriminar oito pacientes sem sobrecarga de VE e sete portadores de sobrecarga de volume de cinco doentes com cardiomiopatia dilatada. O retardo do registro da curva de pressão introduzido pela coluna líquida dos sistemas manométricos não modificou os valores destas variáveis.

**Conclusão**—As relações pressão-diâmetro, determinadas pela associação da manometria com o ecocardiograma modo M, podem definir características funcionais do VE não acessíveis pelas informações derivadas dos mesmos métodos aplicados isoladamente.

**Palavras chave**— Sistema manométrico, relação pressão-diâmetro, relação esforço-diâmetro.

## LEFT VENTRICULAR PRESSURE-DIAMETER AND STRESS-DIAMETER RELATIONS IN HUMANS. STANDARDIZATION AND CRITICAL ANALYSIS OF THE METHOD

**Purpose** — To provide a critical analysis of the fluid filled manometric system and M-mode echocardiography and, by their association, to standardize the determination of left ventricular (LV) pressure-diameter and stress-diameter relationships in humans.

**Material and Methods**— The pressure curve and the LV M-mode image was obtained in 24 patients with cardiopathy. The dynamic characteristics of the fluid-filled system have been studied to define the amplitude, the resonance and the time gap of the pressure curve register. The delay of the pressure curve recording was determined in all cases by comparing pressure curve and echocardiographic aortic valve registers. The values of pressure, diameter, posterior wall thickness and LV meridional stress was calculated at every 0.02s.

**Results** — Preliminary analyses of the fluid-filled manometric system indicated that this system has variable dynamic characteristics. The pressure-diameter and stress-diameter loops obtained were similar to those of the literature. The values of end-systolic stress, percentage of fractional shortening, ejection fraction and circumferential fiber shortening rate of patients with dilated cardiomyopathy (n = 5) were significantly reduced when compared to the values of patients without left ventricular overload (n = 8) and patients with ventricular volume overload. It has been verified, also, that the retard of the pressure curve record introduced by the fluid-filled manometric system does not modify the values of these variables.

**Conclusion** — The LV pressure-diameter and stress-diameter relationships obtained by the association of echocardiography and LV manometry showed functional characteristics of the ventricle that could not appear by the use of the echocardiography or by the LV manometry themselves.

**Key words**— manometric system, pressure-diameter relation, stress-diameter relation.

Faculdade de Medicina de Botucatu—UNESP

Correspondência: Beatriz B- Matsubara—Faculdade de Medicina — 18600—Botucatu, SP

As relações existentes, durante o ciclo cardíaco, entre um parâmetro de força e outro de dimensão ventricular permitem caracterizar, com detalhes, o desempenho cardíaco. Este objetivo, que é possibilitado abordando a função ventricular pelo ecocardiograma associado à manometria, vem sendo bastante difundido na literatura, para avaliação da função cardíaca em seres humanos<sup>1-7</sup>. A associação da manometria e do ecocardiograma torna viável definir os valores instantâneos e simultâneos da pressão intraventricular, do diâmetro da cavidade, da espessura da parede e do esforço parietal, possibilitando a caracterização do ciclo cardíaco pelas alças pressão-diâmetro e esforço diâmetro.

Este trabalho foi conduzido com o objetivo de: 1) padronizar, em seres humanos, o método de estudo das relações pressão-diâmetro e esforço-diâmetro do ventrículo esquerdo (VE), durante todo o ciclo cardíaco, por meio da associação da manometria convencional com o ecocardiograma modo M; 2) identificar as possíveis fontes de erro do método, com especial atenção aos desvios nas curvas de pressão de correntes da utilização do sistema manométrico convencional, uma vez que se sabia, antecipadamente, que as pressões do VE não seriam quantificadas com total fidelidade, em função da ressonância e do retardo de inscrição dependentes da coluna líquida existente no cateter<sup>8</sup>.

## MATERIAL E MÉTODOS

As pressões intraventriculares foram quantificadas por meio de sistema manométrico convencional que incluía transdutores de pressão P23ID, amplificador 4-1 PD da FUNBEC e registrador 4-RFO da FUNBEC. Os cateteres utilizados eram do tipo NIH de 100 cm de comprimento, de calibres variados, na dependência do diâmetro da artéria a ser cateterizada em cada paciente. O cateterismo do VE foi realizado de acordo com a técnica descrita por Haghghi e Zimmerman<sup>9</sup>.

Para definir as características dinâmicas dos sistemas manométricos convencionais, inicialmente, a frequência de ressonância foi analisada por meio da técnica do “estouro do balão” descrita por Fry<sup>10</sup>.

Foi utilizada uma preparação experimental que possibilitava a criação de regime de hipertensão em uma câmara, à qual eram acoplados os sistemas manométricos a serem estudados. O sistema permitia que a câmara fosse aberta abruptamente para o meio ambiente, de modo a condicionar queda súbita da pressão a níveis atmosféricos. A variação pressórica foi registrada, simultaneamente, por dois sistemas manométricos: um deles, tomado como referência, era desprovido de coluna líquida longa; o outro, cujas características dinâmicas deveriam ser analisadas, incluía cateteres NH de 10 cm, calibres 6F, 7F e 8F, habitualmente utilizados em estudos hemodinâmicos de rotina. No sistema de referência, a ligação entre a câmara e o transdutor era feita por agulha metálica calibre 15, com 3 cm de comprimento.

As duas curvas registradas nos ensaios apresentavam oscilações em torno da linha de base (fig. 1) devidas à ressonância das colunas líquidas. A frequência e a amplitude destas oscilações caracterizam a resposta dinâmica dos sistemas manométricos.

Cada sistema manométrico foi submetido a dois testes de avaliação das características dinâmicas, para se estabelecer o grau de reprodutibilidade de suas respostas.

Houve interesse em analisar o grau de deformação das curvas de pressão obtidas por meio do sistema manométrico convencional.

Para tanto, foi estabelecida outra preparação experimental. Em sistema semelhante ao anterior, que incluía câmara rígida e dois sistemas manométricos —um com agulha e outro com cateter—foi ligada seringa eletrônica modelo Angio III, de modo a permitir elevar subitamente a pressão na câmara, por meio de injeção rápida de ar no seu interior. As injeções foram efetuadas em três níveis de pressão e todo o procedimento se repetiu em três diferentes condições de preenchimento do sistema manométrico dotado de cateter.

As deformações introduzidas pelo sistema manométrico convencional foram analisadas sobrepondo as curvas com este obtidas àquelas registradas com o sistema manométrico de referência.

Foram considerados os resultados dos exames de 24 pacientes que satisfaziam os seguintes critérios de inclusão: a) ausência de afecção condicionadora de

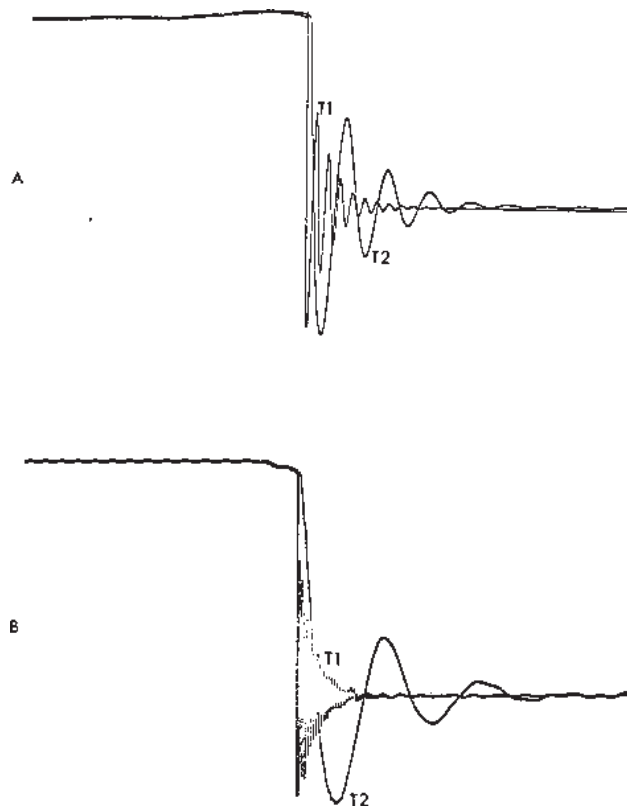


Fig. 1—Registros das curvas de pressão obtidas com o sistema manométrico de referência ( $T_1$ ) e com o sistema manométrico convencional ( $T_2$ ), durante manobras do “estouro do balão”, em dois momentos distintos (A e B).

alteração segmentar da contração do VE; b) presença de ritmo sinusal; c) ausência de movimento paradoxal do septo interventricular. Todos os pacientes eram portadores de cardiopatias (tab. 1) e os exames foram indicados para definição do diagnóstico e/ou avaliação da repercussão hemodinâmica causada pela patologia. Todos faziam uso regular de digoxina e foram submetidos ao procedimento sob efeito de 50 mg de meperidina e 0,5 mg de atropina administradas por via intramuscular uma hora antes do exame.

O padrão de alteração funcional promovido pela doença de base induziu à separação dos pacientes em cinco grupos: grupo 1 (G<sub>1</sub>) composto por 8 portadores de cardiopatias que não causam sobrecarga do VE; grupo 2 (G<sub>2</sub>) formado por 7 pacientes com cardiopatias condicionantes de sobrecarga de volume do VE; grupo 3 (G<sub>3</sub>) constituído por 2 portadores de cardiopatia que cause sobrecarga de pressão do VE; grupo 4 (G<sub>4</sub>) composto por 5 pacientes com cardiomiopatia dilatada; grupo 5 (G<sub>5</sub>) composto por 2 portadores de cardiomiopatia hipertrófica sem obstrução da via de saída do VE.

Seguindo-se as recomendações da literatura<sup>11</sup>, estando o paciente em decúbito lateral esquerdo de 30 graus e em apnéia expiratória, a imagem ecocardiográfica do VE era registrada juntamente com a curva de pressão.

Logo após o registro simultâneo da curva de pressão e do ecocardiograma do VE, o cateter era recuado para a aorta ascendente e o transdutor ultra-sônico posicionado para registrar a imagem ecocardiográfica da aorta e dos folhetos da valva aórtica. A curva de pressão na raiz da aorta e o ecograma dos folhetos aórticos eram registrados (fig. 2), para posterior determinação, em cada caso, do retardo de inscrição da curva de pressão, pela defasagem existente entre a abertura dos folhetos aórticos e o início da ascensão sistólica da curva de pressão.

Em todos os traçados foram definidos os valores do diâmetro diastólico (DD), diâmetro sistólico (DS), espessura diastólica (ED) e espessura sistólica (ES) da parede posterior do VE, segundo as recomendações da International Society and Federation of Cardiology —World Health Organization<sup>12</sup>.

**TABELA I—Valores da pressão sistólica final (Psf), diâmetro final (Dsf), espessura sistólica final da parede posterior do VE (Esf), esforço sistólico final (EMsf), porcentagem de variação do diâmetro (DD%), fração de ejeção (FE) e velocidade de encurtamento circunferencial normalizada (Vecn), verificados nos pacientes estudados, bem como os diagnósticos (HD) das cardiopatias e os grupos a que pertencem**

Grupo	HD	Psf (mmHg)	Dsf (cm)	Esf (cm)	EMsf (g.cm <sup>2</sup> )	AD% (%)	FE	Vecn (eire.s <sup>1</sup> )
G <sub>1</sub>	E.M.P.	91,0	3,0	1,4	45,0	26,8	0,53	0,99
	E.M.P.	98,0	3,1	1,2	62,0	30,2	0,58	1,12
	E.M.P.	92,0	3,0	1,1	62,0	38,3	0,65	1,53
	E.M.P.	77,0	2,6	0,8	65,0	29,7	0,58	1,24
	E.M.P.	102,0	2,5	1,2	49,0	36,1	0,67	1,25
	E.M.P.	91,0	2,7	1,1	54,0	30,6	0,59	1,27
	C.I.A.	75,0	2,2	1,4	24,0	34,4	0,65	1,64
	E.P.V.	96,0	2,9	0,9	80,0	30,0	0,58	0,94
Mediana		91,5	2,8	1,2	58,0	30,3	0,59	1,18
G <sub>2</sub>	D.D.M.	81,0	3,9	1,2	68,0	26,9	0,52	1,12
	I.M.	103,0	3,5	1,0	95,0	38,5	0,68	1,20
	P.C.A.	113,0	3,3	1,0	97,0	31,3	0,59	1,16
	CIV + I.Ao	101,0	5,0	1,5	88,0	25,0	0,48	1,00
	D.D.M.	100,0	4,3	1,5	73,0	33,2	0,52	1,14
	IAo + I.M.	96,0	4,4	1,1	104,0	29,8	0,56	1,19
	IAo	116,0	4,9	1,4	129,0	30,0	0,56	1,20
Mediana		101,0	4,3	1,2	95,0	30,0	0,56	1,16
G <sub>3</sub>	Co.Ao.	183,0	4,8	1,6	140,0	27,7	0,53	1,28
	Co.Ao.	139,0	3,7	1,1	127,0	27,4	0,53	0,70
Mediana		161,0	4,3	1,4	133,5	27,6	0,53	0,99
G <sub>4</sub>	C.D.	135,0	5,0	1,1	171,0	26,2	0,50	0,82
	C.D.	129,0	7,1	1,1	245,0	11,3	0,23	0,34
	C.D.	94,0	6,0	0,9	185,0	9,2	0,20	0,31
	C.D.	105,0	6,2	1,0	191,0	6,0	0,13	0,22
	C.D.	160,0	5,3	1,0	243,0	13,1	0,28	0,57
Mediana		129,0	6,0	1,0	191,0 <sup>B</sup>	11,3 <sup>A</sup>	0,23 <sup>A</sup>	0,34 <sup>A</sup>
G <sub>5</sub>	C.M.H.	115,0	3,6	1,0	110,0	27,7	0,49	0,84
	C.M.H.	128,0	3,1	1,8	47,0	35,4	0,65	1,18
Mediana		121,5	3,4	1,4	78,5	31,6	0,57	1,01

EMP = estenose mitral pura CIA = comunicação inter atrial; EPV = estenose pulmonar valvar; DDM = dupla disfunção mitral; IM = insuficiência mitral; PCA = persistência do canal arterial; IAo = insuficiência aórtica; CIV = comunicação interventricular; CoAo = coarctação aórtica; CD = cardiomiopatia dilatada; CMH = cardiomiopatia hipertrófica. Para as variáveis que foram submetidas à análise estatística (EMsf—DD% —FE Vecn) estão indicadas as significâncias dos testes: A: p < 0,05 em relação a G<sub>1</sub> e G<sub>2</sub>; B: p < 0,05 em relação a G<sub>1</sub>.

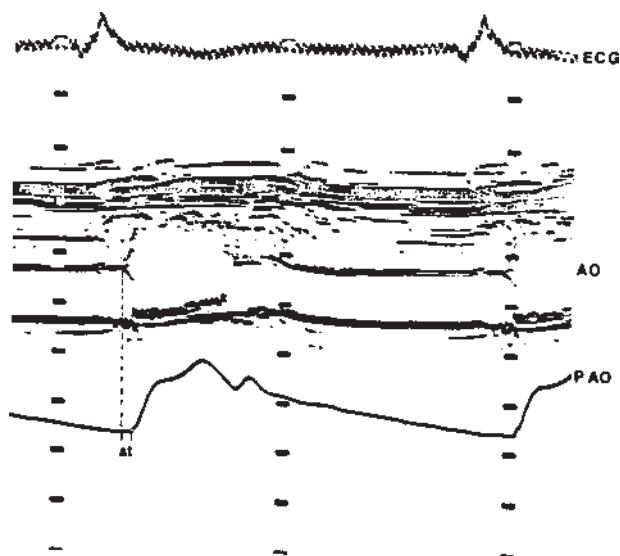


Fig. 2—Registros simultâneos da imagem ecocardiográfica dos folhetos da valva aórtica (AO) e da curva de pressão na raiz da aorta (PAO), obtidos durante o exame de um dos pacientes, para a determinação do retardo de inscrição (t) da curva pressórica. ECG: eletrocardiograma.

Para análise dos traçados, um ciclo cardíaco era escolhido para ser calibrado. Em estudo preliminar<sup>13</sup> foi analisada a reprodutibilidade de avaliações ecocardiográficas realizadas segundo a sistemática obedecida neste protocolo. Verificou-se grau elevado de reprodutibilidade entre as medidas obtidas em diferentes ciclos cardíacos. Estes resultados validaram a análise de um único ciclo como representativo da média de diferentes ciclos cardíacos.

Sobre o ciclo cardíaco escolhido eram traçadas, duas escalas de tempo: uma para calibração do ecocardiograma e outra para calibração do registro de pressão. A escala do ecocardiograma tinha a origem dos tempos coincidindo com o início do complexo QRS e a da pressão era atrasada em relação a esta em um tempo correspondente ao retardo de inscrição da curva pressórica. Nas escalas eram assinalados pontos correspondentes ao transcurso de 0,02s (fig. 3).

Valendo-se das escalas de tempo assinaladas no traçado foram medidos a cada 0,02s os valores instantâneos de: pressão ventricular, diâmetro transverso de cavidade e espessura da parede posterior do VE. Nos mesmos momentos, a cada 0,02s, foram calculados os valores do esforço meridional (Em) exercido na parede do ventrículo, utilizando a formulação matemática proposta por Sandler<sup>14</sup> e modificada por Grossmann<sup>3</sup>:

$$Em = \frac{P \cdot D}{4h(1 + h/D)} \cdot 1,36$$

P, D e E representam os valores de pressão do diâmetro e da espessura da parede posterior do VE e 1,36 o fator de conversão de unidades de mmHg para g.cm<sup>2</sup>, que se constitui na unidade de esforço meridional (GM).

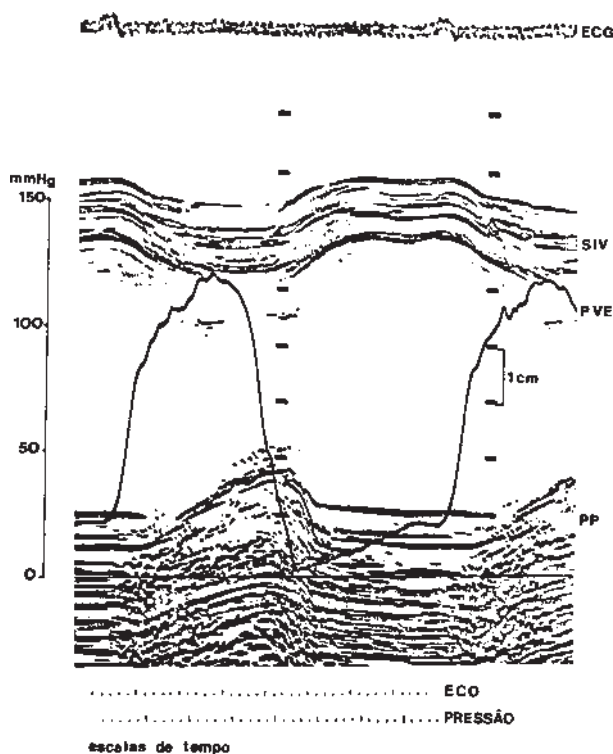


Fig. 3—Registros simultâneos da imagem ecocardiográfica e da curva de pressão (PVE) do ventrículo esquerdo. ECG: eletrocardiograma; SIV: septo interventricular; PP: parede posterior do ventrículo esquerdo. As escalas de tempo do ecocardiograma (ECO) e da pressão ventricular (PRESSÃO) estão defasadas por período equivalente ao retardo da curva pressórica em relação ao ecocardiograma e os pontos foram assinalados a cada 0,02 s. São apresentadas, também, as escalas da manometria (em mmHg) e do ecocardiograma (em cm).

Os valores da fração de ejeção (FE), porcentagem de variação do diâmetro ( $\Delta D/\%$ ) e velocidade de encurtamento circunferencial normalizada (Vecn) foram calculados a partir das seguintes formulações matemáticas:

$$FE = \frac{VD - VS}{VD} \quad \text{sendo VD o volume diastólico}$$

e VS o volume sistólico. Para o cálculo dos volumes foi utilizada a fórmula proposta por Teichholz:  $V = 7D^3/2,4 + D$  sendo D o diâmetro diastólico (DD) ou sistólico (DS), ventricular, conforme a variável a ser calculada fosse o

$$VD \text{ ou } VS \cdot \% D = \frac{DD - DS}{DD} \cdot 100; \quad Vecn = \frac{DD - DS}{DD \cdot TE}$$

sendo TE o tempo de ejeção, expresso em segundos, determinado pelo tempo decorrido entre o início e o momento da excursão máxima da parede posterior do VE.

A representação gráfica do ciclo cardíaco em sistema de eixos cartesianos foi obtida projetando-se os valores do diâmetro, obtidos a cada 0,02s, na abscissa e as respectivas pressões e esforços meridionais na ordenada. Destes gráficos resultaram as alças pressão-diâmetro e esforço-diâmetro.

A alça pressão-diâmetro indica as diversas fases do ciclo cardíaco. Obedecendo recomendações da literatura<sup>16</sup>, o final da sístole foi admitido como corresponde ao momento, próximo ao término da ejeção



ventricular, em que ocorre o maior valor do quociente pressão/diâmetro. Este momento definiu os valores sistólicos finais da pressão (Psf), do diâmetro (Dsf), da espessura da parede posterior do VE (Esf) e do esforço meridional (EMsf).

Para definir se a correção do retardo de inscrição da curva pressórica é uma necessidade metodológica a ser respeitada, todos os traçados foram novamente calibrados utilizando-se apenas a escala de tempo do ecocardiograma. Os valores Psf, Dsf, Esf e EMSf foram novamente anotados para comparação com os valores obtidos durante a primeira calibração.

Análise estatística—A discriminação entre os grupos em relação aos índices EMSf, FE, DD% e Vecn foi efetuada aplicando-se a análise de variância, método de Kruskal-Wallis<sup>17</sup>.

O EMSf foi estudado quanto a sua associação com os outros índices convencionais da fase de ejeção, FE, DD% e Vecn, por meio do cálculo do coeficiente de correlação de Pearson<sup>18</sup> seguido do teste de significância da correlação pela variável  $t^{18}$ .

A análise do efeito da correção do retardo sobre os valores das variáveis Psf, Dsf, Esf e EMSf foi efetuada pelo método multivariado do teste de um vetor de médias contra o vetor nulo<sup>19</sup>. Quando a análise identificou diferença significativa, foi calculado o intervalo de confiança a 95% para efeito de avaliar a expressividade da diferença.

## RESULTADOS

Na figura 1 são apresentadas curvas obtidas durante duas manobras do “estouro do balão”. A frequência e a amplitude das oscilações de ressonância, que se seguiram à queda de pressão, variaram amplamente de uma análise para outra, demonstrando a extrema variabilidade das características dinâmicas dos sistemas manométricos convencionais.

A figura 4 ilustra curvas obtidas simultaneamente por meio do sistema manométrico convencional e o de referência, durante as experiências conduzidas para se avaliar o grau de deformação das curvas registradas pelo sistema manométrico convencional.

A análise dos registros indicou que as curvas de pressão obtidas com o sistema convencional não sofreram desvios em relação às curvas referenciais que pudessem desaconselhar a sua utilização para a manometria do VE.

Quando da análise da deformação das curvas, verificou-se que os registros obtidos por meio de cateter inscrevem-se com retardo variável em relação à curva referencial. Tal observação justificou a necessidade de determinação, em cada paciente, do retardo de inscrição das curvas de pressão em relação ao ecocardiograma.

Na figura 5-A, é apresentado gráfico pressão-diâmetro representativo do grupo de indivíduos estudados. As alças pressão diâmetro obtidas reproduziram, sistematicamente, os padrões descritos na literatura, permitindo caracterizar, claramente, as quatro

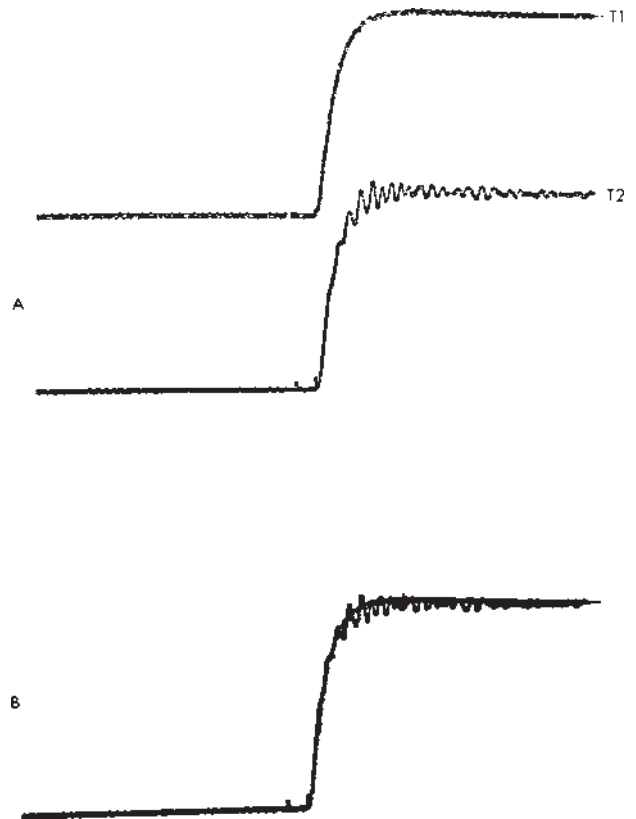


Fig. 4—Registros de variações de pressão, provocadas por injeção de ar na câmara rígida (ver texto), obtidas por meio do sistema manométrico de referência ( $T_1$ ) e pelo sistema dotado de cateter ( $T_2$ ). Em A, as curvas são apresentadas separadamente e em B são apresentadas as mesmas curvas sobrepostas.

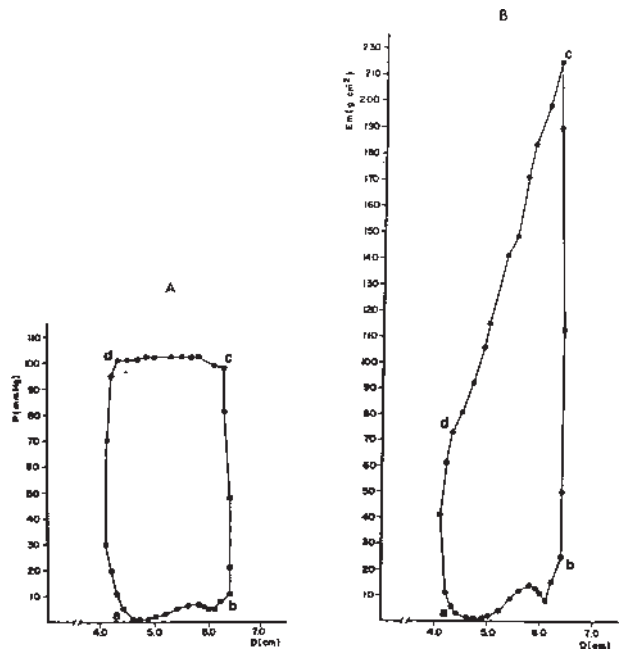


Fig. 5—Alças pressão-diâmetro (A) e esforço-diâmetro (B) obtidas em paciente com dupla disfunção mitral. Os pontos que delimitam as diferentes fases do ciclo cardíaco são identificadas pelas letras a, b, c e d, definindo os segmentos de enchimento ventricular (a b), de contração isovolumétrica (b c), de ejeção (c d) e de relaxamento isovolumétrico (d a). P: pressão do ventrículo esquerdo- D: diâmetro do ventrículo esquerdo; EM: esforço meridional.

fases do ciclo cardíaco: contração isovolumétrica (segmento b-c da alça pressão-diâmetro), período de ejeção ventricular (segmento c-d), relaxamento isovolumétrico (segmento d-a) e enchimento diastólico ventricular (segmento a-b). Mesmo em pacientes portadores de patologias como insuficiência mitral, comunicação interventricular e insuficiência aórtica, que comprometem o caráter isovolumétrico das fases iniciais da contração ou do relaxamento, não houve deformação apreciável das alças.

As alças esforço-diâmetro mostraram, na maioria das vezes, o valor máximo do esforço ocorrendo no início da ejeção ventricular, seguido de progressiva diminuição deste parâmetro no decorrer desta fase do ciclo cardíaco. A figura 5-B ilustra alça esforço-diâmetro representativa dos gráficos que fazem parte da casuística estudada. Em três pacientes a queda do esforço meridional durante a ejeção ventricular foi sensivelmente menor do que nos demais e um quarto paciente apresentou aumento do esforço durante a ejeção (fig. 6). Todos os quatro indivíduos eram portadores de cardiomiopatia dilatada.

Parâmetros de fim da sístole e de desempenho cardíaco—Os dados obtidos com a aplicação do protocolo de estudo estão apresentados na tabela 1.

As comparações estatísticas foram realizadas considerando os grupos  $G_1$ ,  $G_2$  e  $G_4$ , levando-se em conta que os grupos  $G_3$  e  $G_5$  foram constituídos de apenas 2 pacientes.

No que diz respeito aos índices FE, DD% e Vecn foi verificado que os pacientes do grupo  $G_4$  apresentavam valores dos índices significativamente menores do que aqueles dos grupos  $G_1$  e  $G_2$ .

Para a variável EMSf verificou-se diferença significativa entre as medianas dos grupos  $G_1$  (58,0 g.cm<sup>-2</sup>) e  $G_4$  (191,0 g.cm<sup>-2</sup>). Para os pacientes do grupo  $G_2$  foram observados valores intermediários (95,0 g.cm<sup>-2</sup>) que não se diferenciaram, estatisticamente, dos outros dois grupos.

Os valores de EMSf se correlacionaram inversamente com os índices FE ( $r = 0,813$ ,  $p < 0,05$ ); DD% ( $r = -0,809$ ,  $p < 0,05$ ); Vecn ( $r = 0,794$ ,  $p < 0,05$ ). A figura 7 ilustra a relação entre EMSf e FE.

O relato de inscrição das curvas de pressão em relação ao ecocardiograma variou de zero a 0,03s, com média  $\pm$  desvio-padrão igual a  $0,016 \pm 0,008s$ .

A análise das diferenças médias entre os dois valores de cada variável evidenciou que não há diferenças significantes em relação à Psf ( $d \pm sd = 0,14 \pm 1,01$  mmHg,  $p < 0,05$ ); Esf ( $d \pm sd = 0,02 \pm 0,04$  cm,  $p < 0,05$ ) e EMSf ( $d \pm sd = 3,86 \pm 6,99$  g.cm<sup>-2</sup>  $> p > 0,05$ ). Com relação ao Dsf, verificou-se diferença estatisticamente significativa ( $d \pm sd = 0,06 \pm 0,06$  cm,  $p < 0,05$ ) entre os dois valores. Para esta variável, o intervalo de confiança a 95%, calculado para a média das diferenças, esteve entre os limites de 0,03 a 0,08 cm.

## DISCUSSÃO

Os estudos das características dinâmicas dos sis-

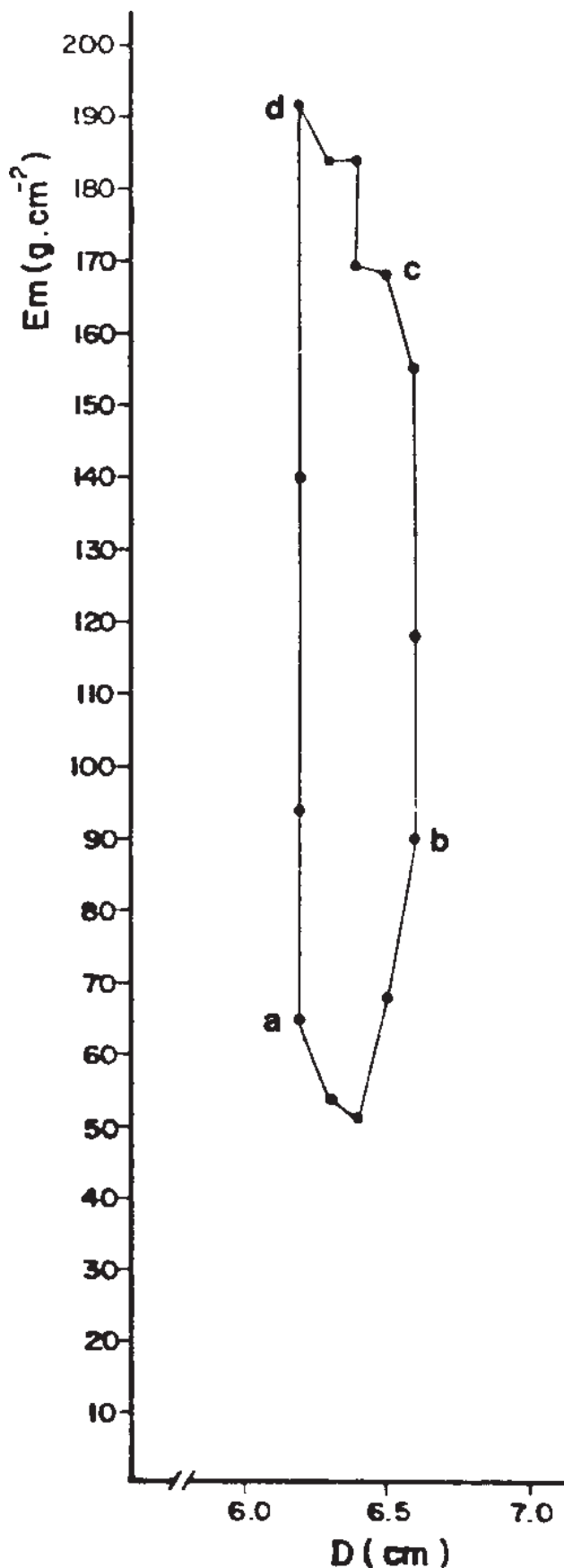


Fig. 6—Alça esforço diâmetro obtida em paciente com cardiomiopatia dilatada. As letras a, b, c e d têm o mesmo significado descrito na figura 5. EM: esforço meridional; D: Diâmetro do ventrículo esquerdo.

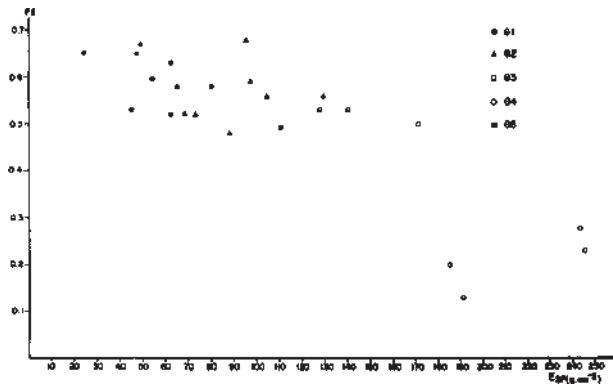


Fig 7—Distribuição no plano cartesiano dos valores da fração de ejeção (FE) em relação aos valores do esforço meridional no fim a sístole (EMsf). Vide texto para esclarecimento sobre os grupos  $G_1$ ,  $G_2$ ,  $G_3$  e  $G_4$ .

temas manométricos evidenciaram a variabilidade da resposta dinâmica dos sistemas convencionais. Considerando-se os fatores<sup>20</sup> que interferem na resposta de frequência dos sistemas e no retardo de registro das curvas pressóricas pode-se admitir que a variabilidade identificada em nossa experiência dependeu de modificações da elasticidade do meio líquido contido no conjunto cateter-conexões-transdutor. Esta característica física depende, criticamente, da quantidade de bolhas de ar distribuídas no interior do sistema<sup>20</sup>. Tendo em conta que as bolhas de ar contidas no sistema podem variar de momento a momento, é compreensível que as características dinâmicas do sistema manométrico convencional sejam mutáveis.

No que diz respeito à deformação das curvas de pressão, nossa avaliação experimental permitiu caracterizar que, na ausência de ressonância marcante, não ocorrem desvios apreciáveis das curvas de pressão pelos sistemas manométricos convencionais. Admitiu-se que o sistema manométrico convencional, quando preenchido cuidadosamente por líquido, permite registros de curvas pressóricas sem deformações que comprometam a análise da função ventricular pela associação da manometria com o ecocardiograma do VE.

Mencione-se a existência na literatura de autores<sup>1, 3, 21, 22</sup> que utilizaram sistemas manométricos dotados de coluna líquida para determinação das relações pressão-diâmetro e pressão-volume do VE, admitindo a validade da técnica.

O retardo de inscrição das curvas pressóricas foi identificado como sendo variável nos diferentes registros obtidos tanto em condições experimentais como durante o cateterismo cardíaco. A magnitude do atraso de inscrição da curva de pressão obtida por meio de sistema manométrico convencional depende das suas características dinâmicas<sup>20</sup>. Uma vez que tais características sofrem modificações de um momento para outro é previsível que o retardo também varie. Os atrasos observados em nossos registros foram, em média, semelhantes aos descritos na literatura<sup>1, 5, 23</sup>.

Existindo o retardo da curva de pressão em relação ao traçado do ecocardiograma, considerou-se necessário analisar sua interferência na determinação das variáveis.

Nossos resultados indicaram que o retardo não altera significativamente os valores de Psf, Esf, EMsf. Em relação ao Dsf foi identificada diferença significativa entre os valores calculados conforme se levasse em conta ou se desconsiderasse o retardo. Entretanto, o intervalo de confiança a 95%, calculado para as diferenças observadas, assumiu valores inferiores à própria sensibilidade do método ecocardiográfico, isto é, 1 mm<sup>11</sup>. Esta verificação minimiza a importância da interferência do retardo de inscrição das curvas de pressão na determinação do Dsf.

Estes resultados validam a associação do ecocardiograma com a manometria do VE obtida por sistemas convencionais de cateter dotado de coluna líquida para determinação destas variáveis.

Considerações teóricas sobre o uso do ecocardiograma modo-M na análise da função ventricular—A análise da função ventricular pelo ecocardiograma modo-M admite que: a) as estruturas que compõem o registro ecocardiográfico refletem o comportamento global da câmara ventricular; b) a incidência do feixe ultra-sônico é adequada para a avaliação que se pretende.

A primeira pressuposição é invalidada em cardiopatias que evoluem com função contrátil não uniforme em diferentes regiões do VE<sup>5, 13, 24, 26</sup>. Esta circunstância fundamentou o critério de excluir de nossas análises pacientes portadores de cardiopatia chagásica crônica e de insuficiência coronariana, nos quais a existência de anomalias de contração segmentar é habitual.

No que diz respeito à incidência do feixe ultra-sônico, as análises da função ventricular por ecocardiograma modo-M pressupõem que sua trajetória se faça pelo maior diâmetro do plano de secção transversa da cavidade<sup>2, 27, 29</sup>. Sua utilidade foi validada por comparações das dimensões das estruturas cardíacas obtidas pelo ecocardiograma e pela ventriculografia<sup>2, 5, 27-32</sup>.

Com o advento da ecocardiografia bidimensional vem sendo recomendado que a imagem obtida por meio deste equipamento seja utilizada como referência de direcionamento do feixe ultra-sônico do ecocardiograma unidimensional<sup>33-36</sup>. É considerado que esta sistemática de exame permite definir, com maior correção, o plano de secção transversa do VE e o seu maior diâmetro.

As projeções ortogonais das variáveis pressão ou esforço com o diâmetro ventricular reproduziram as alças descritas na literatura<sup>4, 37, 38</sup> delimitando as fases do ciclo cardíaco nitidamente. A julgar pelas características morfológicas das alças obtidas em nossos pacientes, pode-se considerar como satisfeito o objetivo de caracterizar o ciclo cardíaco pelas relações cartesianas entre pressão ou esforço meridional e diâmetro transversa do VE.

Em relação às alças esforço-diâmetro é descrito que, em condições fisiológicas habituais, o valor máximo do esforço ocorre no início da fase de ejeção<sup>3, 6, 14, 38-39</sup>. Até este momento do ciclo cardíaco a pressão ventricular é progressivamente ascendente e o diâmetro da cavidade e a espessura da parede sofrem modificações irrelevantes. O comportamento das variáveis que determinam o esforço parietal permite entender que o valor deste atributo se eleva durante a contração isovolumétrica. Iniciada a ejeção há pequena alteração da pressão intraventricular simultaneamente, há modificações expressivas do diâmetro e da espessura da parede: o primeiro se reduz e o segundo aumenta. Esta evolução temporal das variáveis determinantes do esforço parietal resulta em redução de seus valores durante a ejeção<sup>3, 6, 38-40</sup>.

Em quatro dos nossos pacientes a redução acentuada do esforço parietal durante a ejeção não foi observada. Estes pacientes tinham em comum a característica de serem portadores de cardiomegalia acentuada dependente de cardiomiopatia dilatada. Nos diagramas esforço-diâmetro destes pacientes foram observados valores muito elevados do esforço máximo e redução pouco expressiva durante a ejeção. As peculiaridades de comportamento mecânico dos corações destes pacientes podem ser compreendidas à luz dos conceitos já estabelecidos entre força e encurtamento. Nestes casos, mesmo em vigência de pressão ventricular normal, a cardiomegalia condiciona os altos níveis de pós-carga no início da ejeção que, por si só, dificultam o esvaziamento ventricular. Em adição, a depressão da contratilidade miocárdica, própria da patologia de base, contribui para o menor encurtamento da fibra durante a ejeção. Não ocorrendo redução apreciável do diâmetro ventricular, os valores do esforço meridional permanecem elevados.

As análises relacionadas com o EMSf evidenciaram que os valores calculados para os pacientes do grupo G<sup>1</sup> cujas patologias não condicionaram sobrecargas para o VE, foram comparáveis com os referidos para indivíduos normais na maioria das publicações. A mediana dos valores observados para os nossos pacientes do grupo G<sup>1</sup>, se enquadra entre a média  $\pm$  um desvio padrão dos valores do EMSf referidos para indivíduos normais por diversos autores<sup>6, 7, 40-44</sup>.

Nossos resultados indicaram que os pacientes com comprometimento miocárdico primário (G<sub>4</sub>) tiveram valores de EMSf significativamente mais elevados do que aqueles verificados para o grupo G<sub>1</sub>. Estes resultados estão de acordo com a idéia de que os valores de EMSf tendem a se elevar conforme ocorra, e se acentue, o comprometimento do desempenho ventricular<sup>45</sup>. Os valores de EMSf dos pacientes do grupo G<sub>2</sub> foram intermediários e, estatisticamente, não diferiram de G<sub>1</sub> e G<sub>4</sub>. É admissível que este grupo tenha incluído pacientes com graus variados de comprometimento da função contrátil e, nas análises, o grupo tenha se situado em posição intermediária entre G<sub>1</sub> e G<sub>4</sub>.

As correlações entre o EMSf e os índices conven-

cionais de desempenho cardíaco necessitam ser analisadas com cautela. A existência de associação linear inversa significativa entre esta variável e FE, DD% e Vecn indica que avaliações que considerem o desempenho ventricular de pacientes, indiscriminadamente, sem levar em conta o processo fisiopatológico subjacente, se enquadraram no conceito geral de o desempenho contrátil do VE guardar relação inversa com o EMSf. Há que se ter presente, porém, que análises como estas não se superpõem a avaliações equivalentes que levem em conta as peculiaridades fisiológicas ou fisiopatológicas de cada paciente ou de pacientes agrupados segundo características anátomo-funcionais comuns: sem sobrecarga do VE, sobrecarga pressórica do VE, sobrecarga diastólica do VE, cardiomiopatias, etc. Nesta última eventualidade, é descrito<sup>46, 49</sup> que é possível determinar uma relação específica para cada categoria anátomo-funcional que seja analisada. Nossas avaliações representam, portanto, a resultante de uma composição de diferentes correlações lineares, que redundou em associação estatisticamente significativa entre os parâmetros estudados. Independentemente da forma de abordagem, a correlação entre estas variáveis deve ser estimulada, uma vez que a análise da função ventricular pela associação de um parâmetro que avalie encurtamento miocárdico com outro que caracterize as condições de carga a que o coração é submetido pode permitir a compreensão das características contráteis do VE de maneira mais clara do que uma análise que considere, isoladamente, um indicador de encurtamento ou um de carga sistólica.

Por fim, assinale-se a possibilidade do uso destes métodos para determinação de indicadores mais sensíveis da função contrátil do VE<sup>13, 37, 38</sup>, que incluem particularidades metodológicas específicas. Parece recomendável proceder a avaliações equivalentes às do atual trabalho para estas circunstâncias.

#### REFERÊNCIAS

1. McLaurin LP, Grossman W, Stefadouros MA, Rolett EL, Young DT—A new technique for the study of left ventricular pressure—volume relations in man. *Circulation*, 1973;48: 56-64.
2. Ratshin RA, Rackley CE, Russel RO Jr—Determination of left ventricular preload and afterload by quantitative echocardiography in man. Calibration of the method. *Circ Res*, 1974; 34: 711-8.
3. Grossman W, Jones D, McLauren LP—Wall stress and pattern of hypertrophy in the human left ventricle. *J Clin Invest*, 1975; 56: 56-64.
4. Gibson DG, Brown DJ—Assessment of left ventricular systolic function in man from simultaneous echocardiographic and pressure measurements. *Br Heart J*, 1976; 38: 8-17.
5. Brodie BR, Mc Laurin LP, Grossman W—Combined hemodynamic—ultrasonic method for studying left ventricular wall stress/Comparison with angiography. *Am J Cardiol*, 1976; 37: 864-70.
6. Wilson JR, Reichel N, Hirshfeld J, Keller CA—Noninvasive assessment of load reduction in patients with asymptomatic aortic regurgitation. *Am J Med*, 1980; 68: 66-74.
7. Laskey WK, Sutton M ST J, Zeevi G, Hirshfeld JW, Reichel N — Left ventricular mechanics in dilated cardiomyopathy. *Am J Cardiol*, 1984; 54: 620-5.
8. Tucci PJF, Cicogna AC, Spadaro J—Micromanômetro intracardiaco, princípios do método, vantagens e desvantagens em relação à manometria convencional- *Arq Bras Cardiol*, 1974 27: 415-20.



9. Haghighi D, Zimmerman HA—Cateterismo cardíaco izquierdo In: Zimmerman HA. El Cateterismo Cardiovascular. 2. ed. Barcelona, Editorial Científico-Médica, 1969, 33-194
10. Fry DL—Physiologic recordings by modern instruments with particular reference to pressure recordings. *Physics Rev*, 1960; 40: 753-88.
11. Feingenbaum H—Exame ecocardiográfico. In: *Ecocardiografia*. Buenos Aires, Medica Panamericana, 1979, 47-70.
12. O'Rourke RA, Haurath P, Henry WN, Hugenholtz PG, Pisa Z, Roclandt J et al—Report of the Joint International Society and Federation of Cardiology World Health Organization. Task force on recommendation for standardization of measurements from M-mode echocardiograms. *Circulation*, 1984; 69: 854A-7A.
13. Matsubara BB —O estudo da função do ventrículo esquerdo por meio das relações pressão-diâmetro e esforço-diâmetro, em seres humanos, pela associação da manometria com o ecocardiograma. Padronização e análise crítica do método. Dissertação de Mestrado. Faculdade de Medicina de Botucatu—UNESP, 1988.
14. Sandler H, Dodge H—Left ventricular tension and stress in man. *Circ Res*, 1964; 13: 91-104.
15. Teicholz LE, Kreulen T, Herman MV, Gorlin R—Problems in echocardiographic volume determinations: echocardiographic—angiographic correlations in the presence or absence of asynergy. *Am J Cardiol*, 1976; 37: 7-11.
16. Shroff SG, Weber KT, Janick JS—End-systolic relations: their usefulness and limitations in assessing left ventricular contractile state. *Int J Cardiol*, 1984; 5: 253-9.
17. Siegel S—Estatística Não Paramétrica para as Ciências do Comportamento. Rio de Janeiro, McGraw-Hill, 1975, 350.
18. Ostle B—Estatística Aplicada. México, Limusa-Wiley, 1973, p. 629.
19. Morrison DF—Multivariate Statistical Methods. 2. ed. Tokyo, McGraw-Hill Kogakuska, 1976, p. 128-69.
20. Yang SS, Bentivoglio LG, Maranhão V, Goldberg H—Basic measurements and calculations. In: *From cardiac catheterization data to hemodynamic parameters*. 2. ed. Philadelphia, FA Davis, 1978, p. 1-54.
21. Nivatpumin T, Katz S, Scheuer J—Peak left ventricular systolic pressure/end-systolic volume ratio: a sensitive detector of left ventricular disease. *Am J Cardiol*, 1979; 43: 969-74.
22. Ricci DR—Afterload mismatch and preload reserve in chronic aortic regurgitation. *Circulation*, 1982; 66: 826-34.
23. Osbakken M, Bove AA, Span JF—Left ventricular function in chronic aortic regurgitation with reference to end-systolic pressure. volume and stress relations. *Am J Cardiol*. 1981; 47: 193-8.
24. Kronik G, Slany J, Mslacher H —Comparative value of eight M-mode echocardiographic formulas for determining left ventricular stroke volume. A correlation study with thermodilation and left ventricular singleplane cineangiography. *Circulation*, 1979; 60: 1308-16.
25. Popp RL, Rubenson DS, Tucker CR, French JW—Echocardiography: M-mode and two-dimensional methods. *Ann Intern Med*. 1980 93: 844-56.
26. Kotler MN—Non invasive determination of left ventricular function—what is the preferred study? *Inter J Cardiol*, 1983; 2: 503-6.
27. Pombo JF, Troy BL, Russel Jr RO—Left ventricular volumes and ejection fraction by echocardiography. *Circulation*, 1971; 43: 480-90.
28. Fortuin NJ, Hood Jr WP, Sherman ME, Graige E—Determination of left ventricular volumes by ultrasound. *Circulation*, 1971; 44: 575-84.
29. Murray JA, Johnston W, Reid JM—Echocardiographic determination of left ventricular dimension, volume and performance. *Am J Cardiol*, 1972;30: 252-62.
30. Feingenbaum H, Popp R, Wolfe SB, Pombo JF, Haine CL, Dodge HT—Ultrasound measurement of the left ventricle, a correlative study with angiography. *Arch Intern Med*. 1972;129: 461-7.
31. Belenkie I, Nutter DO, Clark DW, McCraw DB, Raizner AE— Assessment of left ventricular dimensions and function by echocardiography. *Am J Cardiol*, 1973; 3: 755-62.
32. Bhatt DR, Isabel-Jones JB, Villoria GJ, Nakazawa M, Yabek SM, Mercks RA et al—Accuracy of echocardiography in assessing left ventricular dimensions and volume. *Circulation*, 1978; 57: 699-707.
33. Schapira JN, Stemple DR, Martin RP, Rakowski H, Stinson EB, Popp RL—Single and two-dimensional echocardiographic visualization on the effects of septal myectomy in idiopathic hypertrophic subaortic stenosis. *Circulation*, 1978; 58: 850-60.
34. Shine KI, Perloff JK, Child JS, Marshall RC, Shelbert H—Noninvasive assessment of myocardial function. *Ann Intern Med*, 1980; 92: 78-90.
35. Gibson DG—Study of coronary artery disease and left ventricular function by M-mode echocardiography. In: Linhart JW, Joyner CR (ed.). *Diagnostic Echocardiography*. St. Louis CV. Mosby. 1982, p. 127-43.
36. Omoto R—Echocardiographic evaluation of left ventricular size, shape and function—advantages and limitations of this method. *Jap Circ J*, 1982; 46: 1121-6.
37. Mahler F, Covell JW, Ross Jr J—Systolic pressure-diameter relations in the normal conscious dog. *Cardiovasc Res*, 1975;9: 447-55.
38. Sasayama S, Franklin D, Ross Jr J—Hyperfunction with normal inotropic state of the hypertrophied left ventricle. *Am J Physiol*, 1977;1: 418-25.
39. Weber KT, Janicki JS, Hefner LL—Left ventricular force-length relations of isovolumic and ejecting contractions. *Am J Physiol*, 1976;231: 337-43.
40. Borow KM, Green LH, Grossman W, Braunwald E—Left ventricular end-systolic stress-shortening and stress-length relations in humans. Normal values and sensitivity to inotropic state. *Am J Cardiol*, 1982; 50: 1301-8.
41. Reichek N, Wilson T, Sutton MSJ, Plappert TA, Goldberg S, Hirshfeld JW—Noninvasive determination of left ventricular end-systolic stress: validation of the method and initial application. *Circulation*, 1982;65: 99-108.
42. Abi-Samra F, Fouad FM, Tarazi RC—Determinants of left ventricular hypertrophy and function in hypertensive patients. An echocardiographic study. *Am J Med*, 1983;75: 26-33.
43. Colan SD, Borow KM, Gamble WJ, Sanders SP—Effects of enhanced afterload (Methoxamine) and contractile state (Dobufamine) on the left ventricular late-systolic wall stress-dimension relation. *Am J Cardiol*, 1983; 52:1304-9.
44. Colan SD, Borow KM, Neumann A—Left ventricular end-systolic wall stress-velocity of fiber shortening relation: a load independent index of myocardial contractility. *J Am Coll Cardiol*, 1984; 4: 715-24.
45. Braunwald E, Sonnenblick EM, Ross Jr J—Mechanisms of cardiac contraction and relaxation. In: Braunwald E (ed). *Heart Disease a Textbook of Cardiovascular Medicine* 3. ed. Philadelphia WB Saunders, 1988, p. 383-425.
46. Pouleur H, Roussau MF, Eylil C, Brasseur LA, Charlier AA— Force velocity-length relations in hypertrophic cardiomyopathy: evidence of normal or depressed myocardial contractility. *Am J Cardiol*, 1983; 52: 813-17.
47. Carabello BA, Spann JF—The uses and limitations of end-systolic indexes of left ventricular function. *Circulation*, 1984; 69: 1058-64.
48. Wisenbaugh T, Booth D, DeMaria A, Nissen S, Waters J—Relationship of contractile state to ejection performance in patients with chronic aortic valve disease *Circulation*, 1986;73: 47-53.
49. Corin WJ, Monrad ES, Murakami T, Nonogi H, Hess OM, Kraynuehl HP—The relationship of afterload to ejection performance in chronic mitral regurgitation. *Circulation*, 1987 76: 59 67.