

Efeitos Hemodinâmicos da Ventilação com Alta Frequência e Ventilação Controlada Mecânica. Estudo Comparativo em Cães‡

J. O. C. Auler Jr., TSA[¶], R. V. G. Amaral, TSA[§], M. H. C. Pereira[‡], F. Takaoka[§], A. Caputi[¶]
P. P. Ruiz Neto[¶] & E. Armelin, TSA[¶]

Auler Jr. J O C, Amaral R V G, Pereira M H C, Takaoka F, Caputi A, Ruiz Neto P P, Armelin E – Hemodynamic effects of high frequency jet ventilation and mechanical ventilation. Comparative studies in dogs. Rev Bras Anest Rev Bras Anest, 1985; 35: 1: 3 - 12

Fifteen normovolemic mongrel dogs were submitted to hemodynamic and angiocardigraphic studies in order to evaluate the effects of two different ventilatory techniques on the circulatory and ventricular patterns. These ventilatory techniques were: a) mechanically controled ventilation (MCV) using a Takaoka ventilator[®], model 670, regulated for a tidal volume of 15 to 20 ml. kg⁻¹ and a 15 to 20 ipm frequency; b) high frequency jet ventilator (HFJV) with a Takaoka high frequency eletronic ventilator[®], model 995, regulated to a 200 ipm frequency. The systolic and diastolic aortic and left ventricular pressures were recorded by means of a Sones catheter. The systolic and diastolic right atrial and ventricular pressures, the pulmonary artery pressures as well as the right ventriculography were obtained through an Angio 7 catheter. Cardiac output was determined by the dye dilution method (Cardiogreen) and the pulmonary blood volume by the conventional equation. The data comparative analysis demonstrated that the alternative use of both typed of ventilation in the same animal did not produce statistically significant cardiovascular effects. In HFJV the animal airway expiratory pressure was significantly higher than that observed with MCV, and it was probably due to a positive end expiratory pressure (PEEP) effect. The gas exchange at the alveolar level was similar in both techniques.

Key - Words: ANIMAL: dog; HEART: function, hemodynamic; VENTILATION: high frequency, mechanical

A VENTILAÇÃO em alta freqüência foi introduzida na anestesia clínica por Heijman em 1972¹, sendo os primeiros trabalhos experimentais relatados por Sjöstrand em 1977².

Este método fundamenta-se na utilização de freqüência respiratórias elevadas e volumes corrente

inferiores aos habitualmente empregados nas técnicas ventilatórias convencionais. Os métodos atualmente utilizados para produzir a alta freqüência diferem entre si, mas através do número de "ventilações" por minuto e do mecanismo responsável pela sua produção, é possível a sua classificação em três tipos principais³:

1) - Ventilação de alta freqüência com pressão positiva - VAFPP. É realizada através de ventiladores que ciclam a volume constante, liberando um volume corrente da ordem de 3 a 5 ml. kg⁻¹, à uma freqüência entre 60 a 120 vezes por minuto.

2) - Ventilação de alta freqüência em jato - VAFJ. É realizada com ventiladores que geram "pulsos" de ar em jatos, de volume corrente estimado de 2 a 5 ml. kg⁻¹ e a uma freqüência entre 100 a 400 vezes por minuto.

3) - Ventilação de alta freqüência oscilatória - VAFO. É realizada com ventiladores que impulsionam o ar através de um pistão ou por um sistema de ondas sonoras, em volumes inferiores a 3 ml. kg⁻¹ e a uma freqüência variando entre 800 a 2400 vezes por minuto.

‡ Trabalho realizado na Divisão de Experimentação do Instituto do Coração do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo

¶ Médico Assistente do Serviço de Anestesia e Chefe da UTI Pós-Operatória do Instituto do Coração do HC da Faculdade de Medicina da USP

§ Professor Adjunto da Disciplina de Anestesiologia e Diretor da Divisão de Anestesia do HC da Faculdade de Medicina da USP

‡ Médico Assistente da Divisão de Anestesia do HC da Faculdade de Medicina da USP

¶ Assistente Doutor, Diretor da Divisão de Experimentação do Instituto do Coração do HC da Faculdade de Medicina da USP

Correspondência para J. O. Costa Auler Jr.
Rua Guarani, 538 - Apto. 151
01425 - São Paulo, SP

Recebido em 8 de março de 1984

Aceito para publicação em 5 de abril de 1984

© 1985, Sociedade Brasileira de Anestesiologia

Em pulmões normais, quer experimentalmente em animais ou em estudos limitados ao homem, mostrou-se haver troca de gases ao nível alveolar, durante a ventilação de alta frequência^{4,7}.

Em lesões pulmonares provocadas experimentalmente⁸ ou em casos clínicos de insuficiência respiratória aguda, relatados na literatura, a troca dos gases alveolares é adequada, mostrando ser superior em alguns pacientes, quando comparada à ventilação mecânica convencional^{9,12}.

A principal vantagem atribuída a esta nova técnica consiste em que a níveis equivalentes de ventilação alveolar, as pressões nas vias aéreas são substancialmente menores que as utilizadas por um ventilador convencional⁷. Deste fato decorrem dois pontos fundamentais: 1.º) Com menores pressões intratorácicas as chances de barotraumas pulmonares são reduzidas, principalmente na vigência de queda da complacência pulmonar; 2.º) Há menor interferência da pressão positiva intratorácica sobre o retorno venoso. Já em 1948 Cournand¹³ demonstrou este fato, no que foi seguido por uma série de trabalhos¹⁴. Teoricamente a alta frequência, promovendo menores pressões intratorácicas, afetaria em escala menor o retorno venoso e portanto o débito cardíaco.

Entretanto, existem algumas controvérsias mostrando que o débito cardíaco pode estar inalterado, aumentando ou mesmo diminuído na presença de alta frequência, em trabalhos clínicos e experimentais com metodologia semelhantes e diferentes^{5,8,12,18}.

Considerando estas controvérsias, o objetivo deste trabalho foi estudar os efeitos hemodinâmicos de duas técnicas ventilatórias: a de alta frequência e a ventilação convencional, empregadas alternadamente, em cães normovolêmicos.

MATERIAL E MÉTODOS

Foram estudados 15 cães machos, com peso corpóreo de $16,8 \pm 3,92$ kg, e valores aproximados de hemoglobina e hematócrito. Os cães foram previamente medicados com morfina (5 mg para cada 10 kg de peso) por via muscular e anestesiados com pentobarbital sódico (30 mg. kg⁻¹ de peso) por via venosa. O relaxamento muscular foi obtido com brometo de pancurônio (Pavulon®), seguido de intubação orotraqueal com sonda tipo Rush® n.ºs 36/38. Os cães foram colocados em mesa de angiografia, em decúbito lateral direito. Foram utilizados alternadamente dois tipos de ventiladores para promover-se a ventilação alveolar.

1) - Ventilador de Takaoka modelo 670, regulado para proporcionar volume corrente de 15 a 20 ml. kg⁻¹ de peso a uma frequência de 15 a 20 vezes por minuto, suficiente para manter PaCO₂ em torno de 30 a 35 mm Hg.

2) - Ventilador Eletrônico de Alta Frequência de Takaoka modelo 995, com frequência respiratória de 200 vezes por minuto e um pulso de ar em jato em torno de 2,9, o suficiente para manter PaCO₂ em torno de 30 a 35 mm Hg.

Foram controlados o volume urinário horário, através de cateter vesical, e o eletrocardiograma, através de eletrodos implantados na pele animal. As artéria e a veia femurais direita foram canuladas com cateteres de polietileno, para controle da pressão arterial e pressão venosa central, respectivamente, sendo que este último foi utilizado também como via de infusão de solução salina a 0,9%, para manutenção da volemia e ambos os cateteres para retirada de sangue e controle das gasometrias arterial e venosa.

Pela artéria carótida e pela veia jugular direitas introduziu-se um cateter de Sones n.º 8 F e um tipo de Angio n.º 7, respectivamente. A introdução foi sob visão radioscópica, por etapas, em átrio direito (AD), ventrículo direito (VD) e artéria pulmonar (AP) e do lado arterial, na raiz da aorta (AO) e ventrículo esquerdo (VE).

Colocou-se um "intracath" no espaço pleural e outro através do tubo traqueal, até a carina, para a obtenção da pressão intrapleural (PIP) e pressão intratraqueal (PIT), respectivamente.

Os cateteres foram preenchidos com solução salina e conectados a transdutores de pressão "Hewlett-Packard", posicionados na linha médio torácico do cão, nível este convencionado como zero para determinação das pressões.

Para as pressões intratraqueal e intrapleural o zero foi obtido em apnéia, considerando-se portanto, apenas os valores positivos relativos ao "zero" inicial.

1 - Determinações das Pressões:

Cada cateter devidamente preenchido com solução salina foi conectado através de um sistema "Luer-Lock" a transdutores de pressão "Hewlett-Packard" modelos 14089 e 18293 e estes, conectados a um polígrafo "Hewlett-Packard" modelo 8890A. O posicionamento correto dos cateteres foi feito por radioscopia e visão das curvas no visoscópio do polígrafo e pelos dados pressóricos obtidos diretamente de um terminal de computador 2202 da "Hewlett-Packard", programado para estudo hemodinâmico. Os valores pressóricos foram registrados em papel óptico, pelo registrador óptico "Hewlett-Packard" modelo 495-Record. Os dados pressóricos analisados foram obtidos por mensuração direta a partir deste registro. Figuras 1, 2 e 3.

2 - Determinação do Débito Cardíaco (DC):

Para aferição do débito cardíaco utilizou-se o método da diluição do corante segundo técnica proposta por Fox e Wood¹⁹. Através do cateter de Angio, posicionado na AP, injetou-se 1 ml de

Cardiogreen® contendo 2,5 mg do corante por ml e simultaneamente aspirou-se sangue arterial por uma bomba Harvard-Apparatus modelo 901, conectada ao cateter de Sones, cuja extremidade estava posicionada na raiz da aorta. A análise da variação da concentração do corante no sangue aspirado em 1 minuto foi feita por um densitômetro (Cuvetta-Water DC 410) ligado a um sistema analisador de

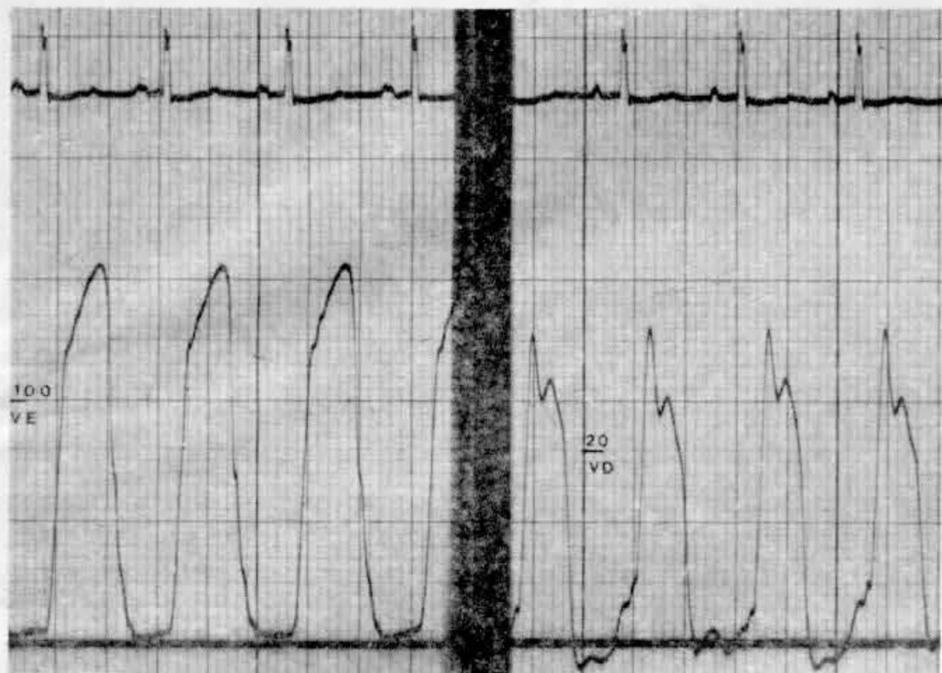


Fig 1 Estão registradas as curvas de pressão do VE e VD sob VAF, com as respectivas escalas 13,3 kPa (100 mm Hg) para o ventrículo esquerdo (VE) e 2,6 kPa (20 mm Hg) para o ventrículo direito (VD).

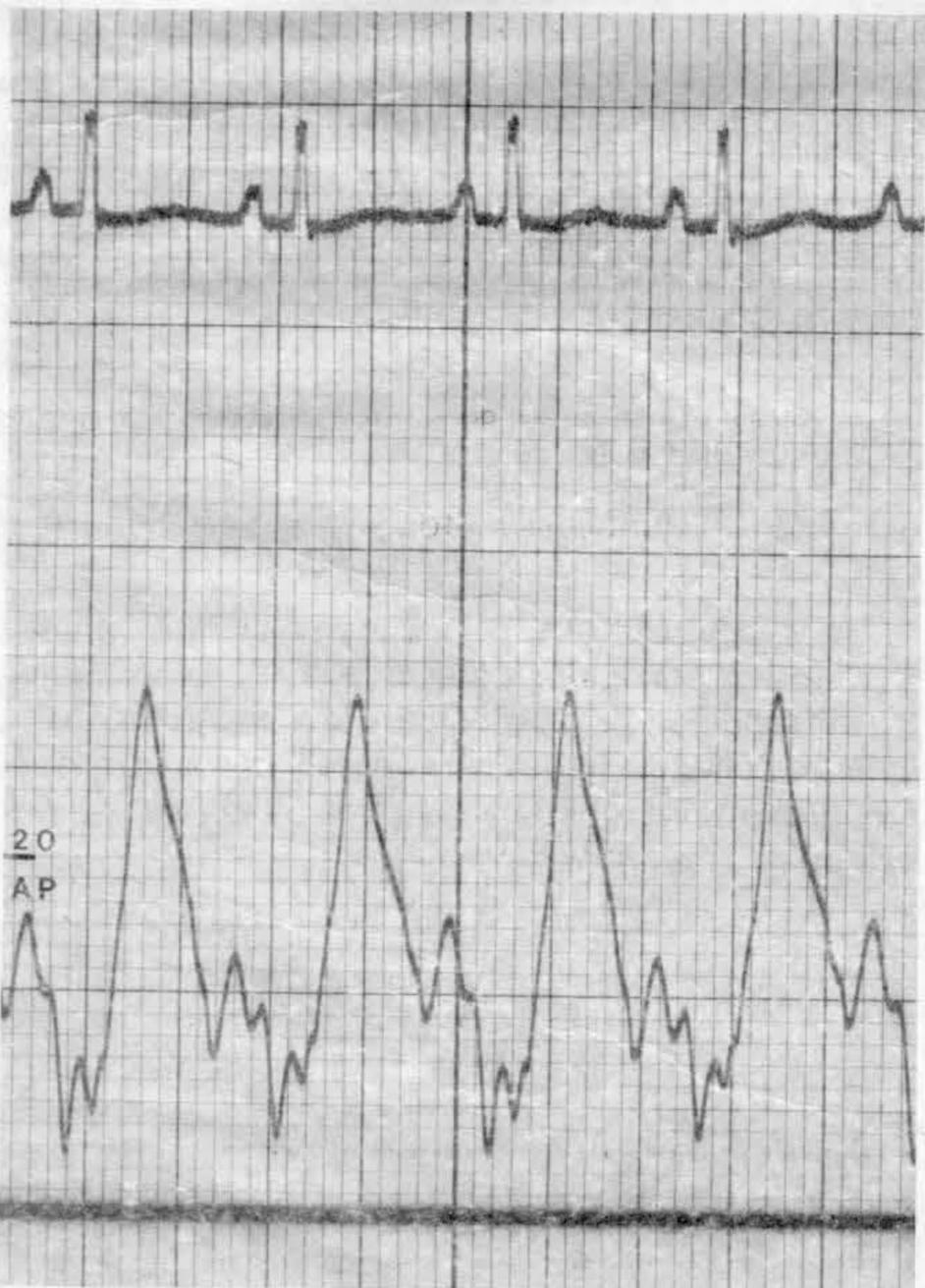


Fig 2 Registro da curva de pressão da artéria pulmonar (escala 2,6 kPa (20 mm Hg) sob ventilação de alta frequência (VAF)

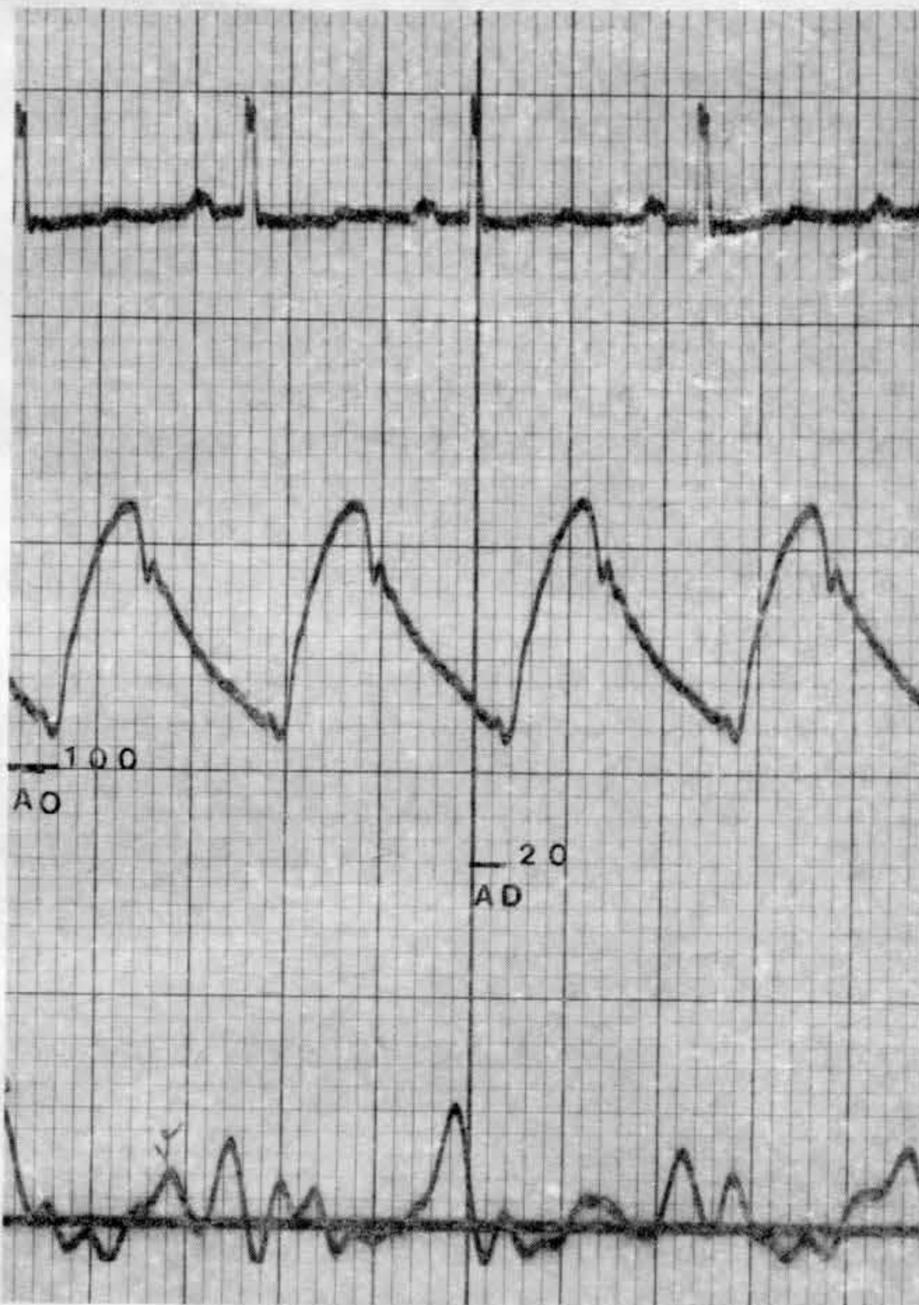


Fig 3 Registros da pressão em aorta (Ao) e átrio direito (AD) com escalas de 13,3 kPa (100 mm Hg) e 2,6 kPa (20 mm Hg) respectivamente - Ventilação de alta frequência.

DC TD₁ Water Instruments da Hewlett Packard modelo 7100 BM-12194.

O débito cardíaco foi determinado em triplicata para cada condição respiratória, e o sangue aspirado reinfundido após cada determinação.

A partir do registro em papel da variação da concentração do corante no sangue, calculou-se o débito cardíaco através de um digitalizador "Hewlett-Packard" modelo 9864 A e uma calculadora "Hewlett-Packard" modelo 9866 A, previamente programada.

O valor final do DC utilizado para a análise dos dados foi a média aritmética das 3 determinações sucessivas, obtidas separadamente para o VAFJ e VCM.

3 - Estudo Ventriculográfico: Através da Ventriculografia.

Calculou-se o volume diastólico final (VDF) e o volume sistólico final (VSF) dos ventrículos direito e esquerdo. Para isto, injetou-se sob pressão contraste radiopaco (Hypaque®) - M, 76%) na cavidade ventricular direita, através do cateter de Angio n.º 7 conectado a uma bomba injetora Angiomatic 3000, programada previamente para injetar um volume de contraste de 1,2 ml. kg⁻¹ de peso a uma

pressão de 500 mm. Hg e a velocidade fixa de 15 ml. s⁻¹. Duas placas reticuladas cujos pontos de chumbo equidistavam 5 cm entre si foram colocados horizontalmente sob e sobre o tórax do cão. Filmou-se ininterruptamente a passagem do contraste do ventrículo direito até o preenchimento do ventrículo esquerdo.

O filme obtido foi projetado no projetor Tagarno 35.3 - Denmark, onde através das ventriculografias projetadas desenhou-se em papel sobreposto à imagem, as sístoles e diástoles máximas do ventrículo esquerdo e direito. Figuras 4, 5, 6 e 7.

O cálculo dos volumes ventriculares foi realizado separadamente:

a) - Para o VE: O volume diastólico final (VDF-Ve) foram calculados segundo o método proposto por Dodge e col²⁰.

b) - Para o VD: O volume diastólico final (VDF-VD) e o volume sistólico final (VSF-VD) foram



Fig 4 Volume diastólico final do ventrículo direito com ventilação controlada mecânica.

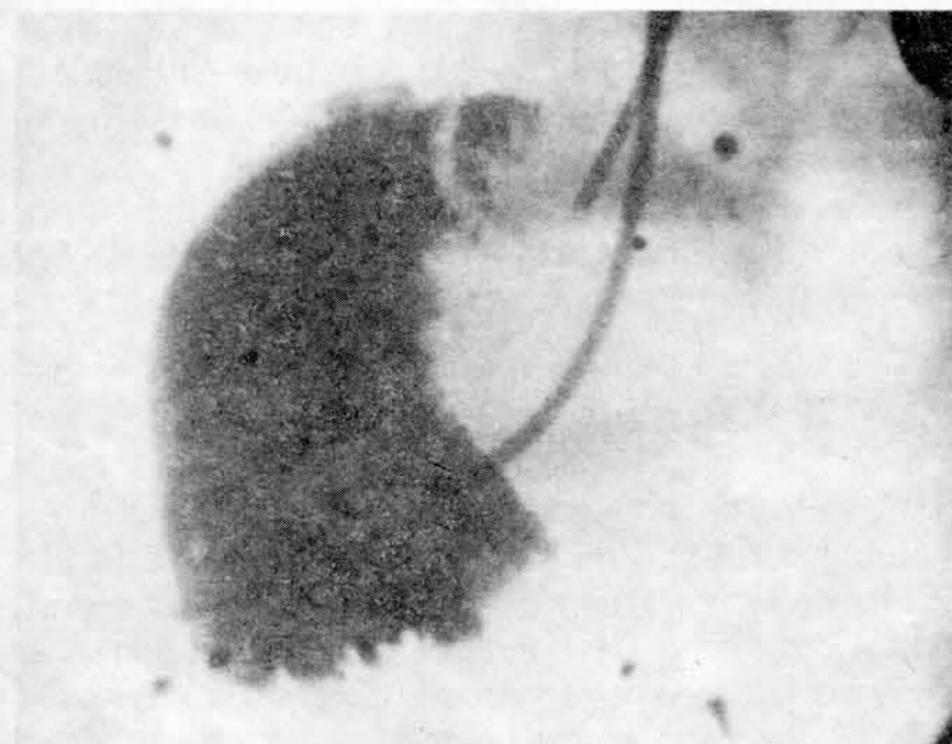


Fig 5 Volume diastólico final do ventrículo direito com ventilação de alta frequência.

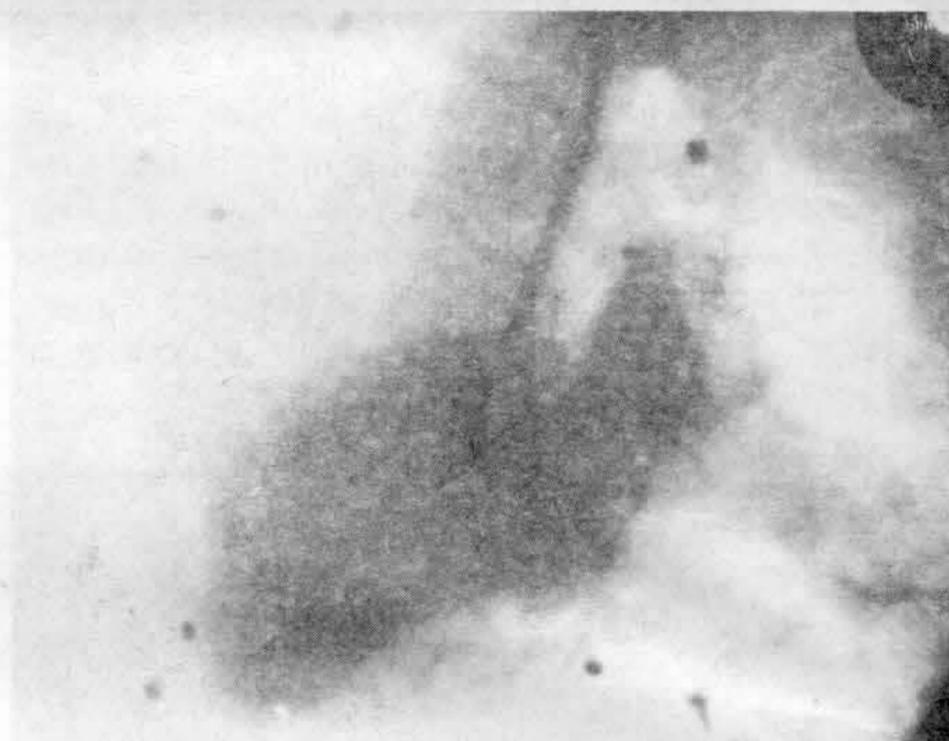


Fig 6 Volume diastólico final do ventrículo esquerdo com ventilação controlada mecânica.



Fig 7 Volume diastólico final do ventrículo esquerdo com ventilação de alta frequência.

calculados segundo o método proposto por Ida e col²¹.

Os valores obtidos, quer para o VE quer para o VD, foram corrigidos para as distorções dos Raios x utilizando-se os pontos contidos nas placas reticuladas segundo método proposto por Armelin²².

O volume sistólico para ambos os ventrículos foi obtido pela seguinte fórmula:

$$\begin{aligned} \text{VS} &= \text{VDF} - \text{VSF} \text{ em ml} \\ \text{onde} \quad \text{VS} &= \text{volume sistólico} \\ \text{VDF} &= \text{volume diastólico final} \\ \text{VSF} &= \text{volume sistólico final} \end{aligned}$$

4 - Volume Sangüíneo Pulmonar (VSP)

O volume sangüíneo em trânsito que representa a quantidade de sangue existente na circulação pulmonar foi calculado em conjunto com o DC, através da fórmula previamente programada:

$$VSP = \frac{\text{Débito cardíaco (L. min}^{-1}) \times MTT \text{ (S)}}{60} = \frac{L. 1000}{60} = \text{ml}$$

MTT = "Mean Transit Time" que corresponde ao volume sanguíneo em trânsito no pulmão. Este coeficiente foi obtido simultaneamente ao digitar-se a curva de concentração do corante para cálculo do DC.

As medidas hemodinâmicas e ventriculográficas foram realizadas com FIO₂ inspirado de 100%.

Para ventilação pulmonar com alta frequência utilizou-se um "Jelco" n.º 14, conectado ao tubo traqueal, que permitiu a livre saída do ar expirado.

Análise Estatística:

A análise estatística foi desenvolvida em duas etapas:

1) - **Análise descritiva:** composta de cálculo das médias, desvios padrão, valores máximos e mínimos para cada variável em relação aos dois tipos de ventilação;

2) - **Análise estatística:** foram estabelecidas matrizes de correlação entre as variáveis hemodinâmicas, ventriculográficas, para cada tipo de ventilação. Os testes feitos sobre estas matrizes têm por objetivo verificar se existe independência entre as variáveis estudadas. Aceitando-se a independência, as variáveis podem ser analisadas separadamente, porém, rejeitando-se a hipótese da independência, pode ser feito outro teste onde verifica-se se a correlação entre as variáveis é constante. Aceitando-se esta hipótese, novamente as variáveis podem ser analisadas de forma univariada (cada variável separadamente); rejeitando-se a hipótese, procede-se à análise de forma multivariada, pois deste modo está sendo considerada a correlação existente entre as variáveis.

Para estabelecer comparações entre os dois tipos de ventilação foram adotados modelos de acordo com as conclusões obtidas a partir das matrizes de correlação:

a) - No caso das variáveis serem independentes, o modelo linear adotado foi o da análise de variância para medidas repetidas. Como existem duas condições (dois tipos de ventilação) esta análise é equivalente a um teste t-variado e o valor da estatística F obtida na análise de variância é igual ao quadrado do valor da estatística t.

b) - Para estabelecer comparações entre os dois tipos de ventilação quando as variáveis são analisadas conjuntamente, o método utilizado foi o da análise de variância multivariada.

RESULTADOS

Como se trata de um experimento com medidas repetidas isto é, variáveis aferidas duas vezes na vigência de VAFJ e VCM, em cada unidade amostral, só fizeram parte da análise os casos que possuíam informação para ambos os tipos de ventilação.

Na tabela I são analisados de forma descritiva os dados hemodinâmicos obtidos.

Tabela I - Variáveis Hemodinâmicas

Variável	Ventilação	N.º Casos	\bar{X}	SD	Valores Mínimos	Valores Máximos
PSA ₀	VAFJ	14	153.29	21.83	122.00	190.00
	VCM	14	148.57	15.78	132.00	183.00
PDA ₀	VAFJ	14	109.79	16.92	74.00	130.00
	VCM	14	114.43	24.23	90.00	189.00
PMA ₀	VAFJ	14	125.93	17.33	91.00	152.00
	VCM	14	126.36	12.28	111.00	154.00
PSVE	VAFJ	14	156.93	22.77	130.00	195.00
	VCM	14	146.93	15.25	118.00	172.00
PDIVE	VAFJ	14	-1.79	4.32	-14.00	2.00
	VCM	14	-0.84	4.29	-10.00	4.00
PDFVE	VAFJ	14	3.36	5.05	4.00	14.00
	VCM	14	3.57	3.99	0.00	14.00
PMAD	VAFJ	11	1.65	1.45	0.00	4.40
	VCM	11	2.11	0.79	1.29	5.20
FSVD	VAFJ	14	40.62	13.32	22.00	67.80
	VCM	14	36.62	14.71	19.00	82.00
PDIVD	VAFJ	14	-2.16	2.94	-6.00	6.00
	VCM	14	-1.49	2.64	-8.70	2.00
PDFVD	VAFJ	14	3.85	4.35	0.00	16.00
	VCM	14	3.07	2.62	-2.60	7.50
PSAP	VAFJ	14	26.21	8.37	11.00	36.50
	VCM	14	27.98	6.56	16.00	38.20
PDAP	VAFJ	14	8.23	3.88	1.00	14.00
	VCM	14	8.26	3.29	0.00	13.00
PMAP	VAFJ	13	13.84	5.17	6.00	21.00
	VCM	13	14.24	2.99	7.75	18.00
DC	VAFJ	13	2.87	1.12	1.09	4.98
	VCM	13	2.59	1.23	0.78	4.97
VSP	VAFJ	13	238.47	101.82	116.60	451.90
	VCM	13	246.60	114.16	77.60	466.10
FC	VAFJ	14	163.00	27.56	126.00	206.00
	VCM	14	150.43	37.28	98.00	240.00

DC - L. min⁻¹
VSP - ml. min⁻¹
FC - bpm
Pressões - mm Hg

Na tabela II são analisados de forma descritiva os valores pressóricos obtidos no espaço pleural e intratraqueal. Como foi dito anteriormente, são valores relativos obtidos a partir de "zero" em apnéia, com o transdutor ao nível médio torácico. Foram adotadas as seguintes siglas abaixo relacionadas:

- pressão intrapleural inspiratória - PIP Insp
- pressão intrapleural expiratória - PIP Exp
- pressão intrapleural média - PIP M
- pressão intratraqueal inspiratória - PIT Insp
- pressão intratraqueal expiratória PIT Exp
- pressão intratraqueal média - PIT M

Na tabela III são analisadas as variáveis obtidas através da ventriculografia.

Na Tabela IV estão relacionados os valores gasométricos observados durante as medidas hemodinâmicas. Estão representados os valores médios obtidos.

Tabela II – Valores pressóricos nos espaços pleural e intratraqueal

Variável	Ventilação	N.º Casos	\bar{X}	\overline{SD}	Valores Mínimos	Valores Máximos
PIP Insp	VAFJ	12	5.24	2.61	2.00	10.30
	VCM	12	5.95	3.18	2.00	12.00
PIP Exp	VAFJ	12	2.39	2.25	0.20	7.40
	VCM	12	0.48	1.49	-0.60	5.00
PIP M	VAFJ	11	3.19	2.58	0.00	7.90
	VCM	11	2.41	1.84	0.20	6.40
★ PIT Insp	VAFJ	12	6.43	2.85	4.20	11.60
	VCM	12	0.50	1.43	0.00	22.40
★ PIT Exp	VAFJ	12	2.53	2.33	1.50	8.40
	VCM	12	0.50	1.43	0.00	5.00
PIT M	VAFJ	11	3.97	2.44	1.50	8.40
	VCM	11	3.91	2.51	1.10	9.40

★ Estatisticamente significativos

Tabela III – Valores Ventriculográficos

Variável	Ventilação	N.º Casos	\bar{X}	SD	Valores Mínimos	Valores Máximos
VDFVD	VAFJ	9	31.34	11.62	20.53	54.00
	VCM	9	31.44	14.03	17.34	65.75
VSFVD	VAFJ	9	12.92	6.58	3.84	19.67
	VCM	9	15.86	7.07	6.01	30.03
VSVD	VAFJ	9	18.93	6.21	11.30	29.22
	VCM	9	15.58	8.87	4.87	35.72
VDFVE	VAFJ	9	28.42	12.55	8.39	53.23
	VCM	9	33.79	14.76	15.39	68.99
VSFVE	VAFJ	9	10.18	5.83	3.40	20.34
	VCM	9	12.97	7.66	6.52	30.62
VSVE	VAFJ	9	18.24	9.41	4.99	38.72
	VCM	9	20.87	8.38	8.87	38.37

Tabela IV — Valores PaO₂ e PaCO₂, em kPa (mm Hg), com FIO₂ de 100%

	VAFJ	VCM
PaO ₂	298,22 ± 129,67 38,7 ± 16,9 kPa	373,75 ± 123,38 59,7 ± 16,09 kPa
PaCO ₂	36,90 ± 6,83 4,9 ± 0,9 kPa	31,54 ± 3,95 4,1 ± 0,5 kPa

DISCUSSÃO

Procurou-se através deste estudo, pesquisar-se três aspectos principais:

Em 1.º lugar, observar o comportamento hemodinâmico dos cães frente a duas técnicas ventilatórias. Além da investigação dos efeitos destas técnicas sobre a função cardíaca e sobre a circulação pulmonar, procurou-se comparar os dados obtidos com os da literatura, nos trabalhos que empregaram metodologia semelhante.

Em 2.º lugar, estudar a variação da pressão na traquéia e na pleural, na vigência da VAFJ e da VCM.

E em 3.º lugar, estudar a função do ventrículo direito frente a estes dois tipos de ventilação. O estudo da função do VD em diversas situações em que haja um aumento agudo da resistência vascular pulmonar, ou prejuízo da sua função contrátil, tem sido objeto de investigações intensas, uma vez que o seu papel na manutenção da homeostasia circulatória cresce em importância²³. Isto decorre de dois fatos: a) o VD possui uma conformação anatômica totalmente diferente do VE; sua massa muscular é pequena e a câmara ventricular é distensível, podendo acomodar variações grandes de volume sangüíneo. A ejeção na circulação pulmonar deste volume sangüíneo, que é semelhante ao débito do VE, é feita às custas de baixas pressões sistólicas, em torno de 4 - 5,3 kPa (30 a 40 mm Hg), necessitando para isto pouco encurtamento das fibras musculares; b) pela sua própria conformação anatômica, o desempenho do VD é muito vulnerável às elevações agudas da resistência vascular pulmonar ou a grandes aumentos da pressão intratorácica, provocadas pela pressão positiva de respiradores artificiais, principalmente na vigência da queda da complacência pulmonar. Além disto, o obstáculo ao retorno venoso pela própria ventilação artificial ou por hipovolemia, diminuem o enchimento diastólico do VD, principalmente nas situações acima mencionadas²⁴.

Existem métodos invasivos e não invasivos para estudar-se a função do VD²⁵. No presente estudo optou-se por um método invasivo que foi a ventriculografia contrastada, para avaliar-se esta função. Em seres humanos, não existe na literatura uma técnica de ventriculografia padronizada e universalmente aceita, com resultados reprodutivos para es-

tudar o VD, isto porque esta cavidade ventricular é multivariável em forma e dimensão^{26,27}. Entretanto, em nosso estudo optamos por esta técnica já que ela é de uso corrente na Divisão de Experimentação do Instituto do Coração.

Um aspecto interessante a ser considerado antes da análise dos resultados, e que motivou a avaliação funcional do VD, é o desempenho frente a diferentes técnicas de ventilação. Seria a alta frequência benéfica para a função do VD. No presente estudo com pulmões normais e volemia controlada, não se observou este fato. Em estudos no futuro, provocando-se uma sobrecarga sistólica ao VD, simulando situações clínicas, talvez se demonstre algum benefício à função do VD com a alta frequência.

Existem trabalhos demonstrando aumento do débito cardíaco e do transporte de oxigênio, na vigência de VAF. Entretanto não existe um estudo específico que analise a função do VD frente a estas situações.

Em relação às variáveis hemodinâmicas (Tabela I) não se observou diferenças estatisticamente significativas entre as duas técnicas de ventilação. Em um trabalho com a mesma metodologia, foram publicados resultados semelhantes¹⁵, entretanto, quando associaram pressão positiva expiratória (PEEP) de 1,4 kPa (15 cm H₂O), o débito cardíaco dos animais com VCM foi significativamente inferior ao daqueles ventilados com VAF. Em outro estudo, o emprego de VAF em jatos (FR de 60 a 100. min⁻¹) comparado a VCM, associando-se ou não a PEEP de 0,98 kPa (10 cm H₂O), os autores observaram que o débito cardíaco e outros parâmetros circulatórios não foram significativamente diferentes¹⁶.

Outro autor, trabalhando com VAF em jatos (FR 100. min⁻¹), observou que com esta técnica o débito dos cães normovolêmicos era menor que quando ventilados com VCM. Provavelmente seus resultados decorrem da maior pressão nas vias aéreas gerados pelo seu sistema de alta frequência¹⁸.

A discussão em torno dos efeitos hemodinâmicos da alta frequência e VCM está relacionada ao valor das pressões intratorácicas. Até o momento parece que não existem evidências de diferenças hemodinâmicas importantes nos trabalhos experimentais, ventilando-se cães com circulação estável e complacência pulmonar normal. Inclusive as tentativas de sincronizar o disparo da alta frequência ao QRS do ECG, para insuflar-se o pulmão no mesmo ponto do ciclo cardíaco, não mostraram diferenças hemodinâmicas, entre as técnicas acima descritas^{15,18}.

Em relação as pressões nas vias aéreas e pleurais relacionadas na Tabela II, observou-se que, para a pressão intratraqueal, o valor na inspição durante a VCM foi superior e estatisticamente significativo quando comparado à VAFJ. Entretanto a pressão média intratraqueal foi semelhante

e sem significância estatística entre as duas técnicas. Isto é explicado pela pressão expiratória positiva para a VAFJ. Tal fato decorre de uma pressão positiva no final da expiração, como um efeito "PEEP" provocado pela alta frequência. Este valor foi estatisticamente significativo para a alta frequência, de tal modo que no fim da expiração mantém-se um gradiente positivo quando comparada à expiração da ventilação mecânica convencional.

Este efeito foi também observado por Rouby e col²⁸ em pacientes com insuficiência respiratória aguda no pós-operatório. Este autor acredita que este efeito "PEEP" foi o principal responsável pela melhora da oxigenação em seus pacientes, e é diretamente dependente da relação inspiração/expiração. Este efeito "PEEP" significa que os pulmões mantêm um volume de ar acima da capacidade residual funcional no fim da expiração. Este aumento da pressão no fim da expiração gerado pelo VAFJ, depende da relação inspiração/expiração e complacência pulmonar. Pode-se deduzir deste fato que elevadas pressões de insuflação acompanhadas da diminuição do tempo expiratório, podem levar à distensão pulmonar excessiva, com queda do débito cardíaco²⁸.

Para a obtenção da pressão pleural foi utilizado um método semelhante ao proposto por Rutishauser²⁹. Foram considerados apenas os valores relativos, isto é, variação acima de um "zero" estabelecido em apnéia. Na Tabela II observa-se que para a pressão pleural na inspiração os valores não diferem estatisticamente. Em relação as pressões expiratórias, esta é maior durante o VAF, apesar de não ser

significativa. Isto decorre do efeito "PEEP" gerado pelo VAF e descrito acima.

Em relação ao estudo ventriculográfico o objetivo foi observar o comportamento funcional do VD sob efeito das duas técnicas ventilatórias. A pressão intratorácica e a compressão da microcirculação que decorre da insuflação do ar sob pressão, determina sobrecarga sistólica ao VD, interferindo no seu rendimento. Isto depende do valor pressórico aplicado nas vias aéreas, da volemia e do estado funcional do próprio VD. Na Tabela III estão os resultados das ventriculografias na vigência de VAF e VCM. Os dados comparativos não tem significância estatística.

Em relação ao volume sanguíneo pulmonar o valor calculado (VSP) - Tabela III - não mostrou diferença significativa entre as duas técnicas. Teoricamente, a VAF manteria um volume sanguíneo pulmonar maior, pelas suas propriedades já descritas¹⁷.

Em conclusão, é certo que a ventilação de alta frequência é um promissor método. O sucesso de sua introdução na área clínica está presente em uma série grande de trabalhos publicados^{3,4,11}. Em algumas situações, seu emprego já está bem definido tal como em fístulas broncopleurais³⁰, broncoscopias³¹, cirurgias pulmonares³² e como alternativa em casos avançados de insuficiência respiratória, onde o tratamento clássico não consegue manter oxigenação satisfatória^{10,28}. Entretanto, como se demonstrou, em condições circulatórias estáveis não existe vantagem da VAF do ponto de vista hemodinâmico, sobre a ventilação convencional.

Auler Jr. J O C, Amaral R V G, Pereira M H C, Takaoka F, Caputi A, Ruiz Neto P P, Armelin E — Efeitos hemodinâmicos da ventilação com alta frequência e ventilação controlada mecânica. Estudo comparativo em cães. Rev Bras Anest, 1985; 35: 1: 3 - 12

Foram submetidos a estudo hemodinâmico e angiocardiógráfico 15 cães normovolêmicos, com a finalidade de avaliar os efeitos sobre a circulação e função ventricular de duas técnicas ventilatórias distintas: 1) Ventilação controlada mecânica (VCM), utilizando-se ventilador Takaoka®, modelo 670, regulado para um volume corrente de 15 a 20 ml. kg⁻¹ e uma frequência de 15 a 20 i. p. m. 2) Ventilação com alta frequência em jatos, (VAFJ) utilizando-se ventilador eletrônico de alta frequência de Takaoka®, modelo 995, regulado para uma frequência de 200 i.p.m.

As pressões em aorta, ventrículo esquerdo (sístole e diástole) foram obtidas através de cateter de Sones e as pressões no átrio direito, ventrículo direito

Auler Jr. J O C, Amaral R V G, Pereira M H C, Takaoka F, Caputi A, Ruiz Neto P P, Armelin E — Efectos hemodinamicos de la ventilación con alta frecuencia y ventilación controlada mecanica. Estudio comparativo en peros. Rev Bras Anest, 1985; 35: 1: 3 - 12

Quinze peros normovolemicos fueran submetidos a el estudio hemodinamico y angiocardiograficos con la finalidad de evaluar los efectos sobre la circulación y función ventricular de dos tecnicas ventilatorias distintos.

1) VEM. Utilizandose ventilador Takaoka model 670, regulado para volumén corriente de 15 a 20 ml. kg⁻¹ y una frecuencia de 15 a 20 ipm; 2) Ventilación con alta frecuencia en pulsos, utilizandose ventilador electronico de alta frecuencia de Takaoka model 995, regulado para una frecuencia de 200 ipm. Las presiones en aorta, ventriculo izquierdo (sistole y diastole), fueron obtenidos atraves del cateter de Sones y las presiones en el atrio y ventriculo derechos fueron obtenidos con un cateter de

(sístole e diástole) e artéria pulmonar, bem como a ventriculografia direita foram obtidas com um cateter de Angio 7. O débito cardíaco foi obtido pela técnica do corante (Cardiogreen) e o volume sanguíneo pulmonar pela fórmula convencional.

A análise comparativa destes dados, demonstrou que o emprego alternado de ambos os tipos de ventilação, no mesmo animal, não determinou efeitos cardiovasculares estatisticamente significativos.

Na vigência do VAFJ a pressão expiratória nas vias aéreas foi significativamente superior ao do VCM e decorre de um provável efeito "PEEP" (pressão positiva no final da expiração). A troca dos gases ao nível alveolar foi semelhante em ambas as técnicas.

Unitermos: ANIMAL: cão; CORAÇÃO: função, hemodinâmica; VENTILAÇÃO: alta frequência, mecânica

Angio 7. El débito cardíaco fué obtenido por la técnica del colorante (Cardiogreen) y el volumen sanguíneo pulmonar por la fórmula convencional. El analisis comparativo de los datos a demostrado que el empleo alternado de ambos los tipos de ventilación en el mismo animal, no determinó efectos cardiovasculares estadísticamente significativos. En la vigencia del VAFJ la presión expiratoria en las vias aéreas fué significativamente superior a la de VCM y decurre de un provavel efecto "PEEP" (Presión positiva en el final de la espiración) la troca de los gases a nivel alveolar fué semejante en las dos técnicas.

GLOSSÁRIO DE ABREVIATURAS

AD -	átrio direito	PDFVD -	pressão diastólica final do ventrículo direito
VD -	ventrículo direito	PSAP -	pressão sistólica da artéria pulmonar
AP -	artéria pulmonar	PDAP -	pressão diastólica da artéria pulmonar
Ao -	aorta	PMAP -	pressão média da artéria pulmonar
VE -	ventrículo esquerdo	PIP -	pressão intrapleural
DC -	débito cardíaco	PIT -	pressão intratraqueal
FC -	frequência cardíaca	VAFPP -	ventilação de alta frequência com pressão positiva
FIO ₂ -	fração de oxigênio inspirado	VCM -	ventilação controlada mecânica
MTT -	tempo médio de trânsito	VAF -	ventilação de alta frequência em jatos
PEEP -	pressão positiva ao final da expiração	VAFO -	ventilação de alta frequência oscilatória
PSAo -	pressão sistólica da aorta	VDF-VE -	volume diastólico final do ventrículo esquerdo
PDAo -	pressão diastólica da aorta	VSF-VE -	volume sistólico final do ventrículo esquerdo
PMAo -	pressão média da aorta	VDF-VD -	volume diastólico final do ventrículo direito
PSVE -	pressão sistólica do ventrículo esquerdo	VSF-VD -	volume sistólico final do ventrículo direito
PDIVE -	pressão diastólica inicial do ventrículo esquerdo	VSF -	volume sanguíneo pulmonar
PDFVE -	pressão diastólica final do ventrículo esquerdo		
PMAD -	pressão média do átrio direito		
PSVD -	pressão sistólica do ventrículo direito		
PDIVD -	pressão diastólica inicial do ventrículo direito		

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Heijman K, Heijman L, Jonzon A, Sedín G, Sjostrand U, Widman B - High-Frequency Positive Pressure Ventilation During Anaesthesia and Routine Surgery in Man, *Acta Anaesthesiol Scand*, 1972; 16: 176 - 187.
2. Sjöstrand U H - Review of the Physiological Rationale for and Development of High-Frequency Positive Pressure Ventilation HFPPV, *Acta Anaesthesiol Scand, Suppl*, 1977; 64: 7 - 27.
3. Quan S F, Otto C W, Calkins J C, Hameroff S R, Conahan T J, Waterson C K - High-Frequency Ventilation - A Promising New Method of Ventilation, *Heart e Lung*, 1983; 12: 152 - 155.
4. Gillespie D J - High-Frequency Ventilation - A New Concept in Mechanical Ventilation, *Mayo Clin Proc*, 1983; 58: 187 - 196.
5. Chakrabarti M K, Sykes M K - Cardiorespiratory Effects of High-Frequency Intermittent Positive Pressure Ventilation in the Dog *Br J Anaesth*, 1980; 52: 475 - 482.

6. Goldstein D, Slutsky A S, Ingram R H, Westerman P, Venegas J, Drazm J – CO₂ Elimination by High-Frequency Ventilation (4 to 10 Hz) in Normal Subjects, *Am Rev Respir Dis*, 1981; 123: 251 - 255.
7. Sjöstrand U H – High-Frequency Positive-Pressure Ventilation (HEPPV): A Review, *Crit Care Med*, 1980; 8: 345 - 364.
8. Carlon G C, Ray Jr. C, Miodownik S, Howland W S, Guy Y, Groeger J – Physiologic Implications of High-Frequency Jet Ventilation Techniques, *Crit Care Med*, 1983; 11: 508 - 514.
9. Bland D R, Kim H M, Light J M, Woodson L J – High-Frequency Mechanical Ventilation is Severe Hyaline Membrane Disease, *Crit Care Med*, 1980; 8: 275 - 280.
10. El-Baz N, Faber L P, Doolas A – Combined High-Frequency Ventilation for Management of Terminal Respiratory Failure: A New Technique, *Anesth Analg*, 1983; 62: 39 - 40.
11. Carlon G C, Pierri M K, Howland W S – High-Frequency Jet Ventilation. *Chest*, 1982; 81: 350 - 354.
12. Schuster D P, Klain M, Snyder J V – Comparison of High-Frequency Jet Ventilation to Conventional Ventilation During Severe Acute Respiratory Failure in Humans, *Crit Care Med*, 1982; 10: 625 - 630.
13. Cournand A, Motley H L, Werko L, Richards D W – Physiological Studies of the Effects of Intermittent Positive Pressure Breathing on Cardiac Output in Man. *Am J Physiol*, 1948; 152: 162 - 174.
14. Eriksson I A, Sedin G, Sjöstrand U H – The Influence of the Ventilation Pattern on Ventilation, Circulation, and Oxygen Transport During Continuous Positive Pressure Ventilation. An Experimental Study, *Acta Anaesthesiol Scand*, 1977; 64 (suppl): 49 - 63.
15. Otto C W, Quan S F, Conahan T J, Calkins J M, Waterson C K, Hameroff S R – Hemodynamic Effects of High-Frequency Jet Ventilation, *Anesth Analg*, 1983; 62: 298 - 304.
16. Sjöstrand U H, Eriksson I A – High Rates and Low Volumes in Mechanical Ventilation-Not Just a Matter of Ventilatory Frequency, *Anesth Analg*, 1980; 59: 567 - 576.
17. Klain M, Smith R B – High-Frequency Percutaneous Transtracheal Jet Ventilation, *Crit Care Med*, 1977; 280 - 287.
18. Carlon G C, Pierri M K, Ray C, Kretan V – Hemodynamic and Respiratory Variables With High-Frequency Jet Ventilation (HFJV) Synchronized With Heart Rate, *Crit Care Med*, 1981; 9: 163.
19. Fox I J, Wood E H – Circulatory System: Methods Indicator - Dilution Technics in Study of Normal and Abnormal Circulation. In: Glasser, Otto - *Medical Physics*. Chicago, Year Book Publishers, 1960; 3: 163 - 173.
20. Dodge H T, Sandler H S, Baxley W A, Hawley R – Usefulness and Limitations of Radiographic Method for Determining Left Ventricular Volume, *Am J Cardiol*, 1966; 18: 10 - 24.
21. Ida F, Brum J M G, Teixeira V C, Camargo P R, Verginelli G, Zerbini E J, Armelin E – Medida dos Volumes do Ventrículo Direito. Estudo Preliminar em Cães. *Arq. Bras Cardiol*, 1979; 32: (supl 1) 93.
22. Armelin E – Avaliação Hemodinâmica da Função do Ventrículo Esquerdo em Indivíduos Normais e em Portadores de Coronariopatia obstrutiva. Tese Doutorado - Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo - 1972.
23. Weber K T, Janicki J S, Shroff S G, Likoff M J, Sutton M G St – The Right Ventricle: Physiologic and Pathophysiologic Considerations *Crit Care Med*, 1983; 11: 323 - 328.
24. Sibbald W J, Driedger A A – Right Ventricular Function in Acute Disease States: Pathophysiologic considerations, *Crit Care Med*, 1983; 11: 339 - 345.
25. Matthey R A, Berger H J – Noninvasive Assessment of Right and Left Ventricular Function in Acute and Chronic Respiratory Failure, *Crit Care Med*, 1983; 11: 329 - 338.
26. Arcilla R A, Rsai P, Thilenius O et al – Angiographic Method for Volume Estimation of Right and Left Ventricles, *Chest*, 1971; 60: 446 - 454.
27. Gentzler R, Briselli M, Gault J – Angiographic Estimation of Right Ventricular Volume in Man Circulation, 1974; 50: 324 - 330.
28. Rouby J J, Bourgain J L, Viars P – High-Frequency Jet Ventilation in Postoperative Respiratory Failure: Determinants of Oxygenation, *Anesthesiology*, 1983; 59: 281 - 287.
29. Rutishauser W J, Banchemo N, Tsakiris A G, Edmundowicz A C, Wood E H – Pleural Pressures at Dorsal and Ventral Sites in Supine and Prone Body Positions, *J Appl Physiol*, 1966; 21: 1500 - 1510.
30. Carlon G C, Ray C, Klain M, McCormack P M – High-Frequency Positive-Pressure Ventilation in Management of a Patient with Broncho-pleural fistula, *Anesthesiology*, 1980; 52: 160 - 162.
31. Eriksson I, Sjöstrand U H – Effects of High-Frequency Positive-Pressure Ventilation (HFPPV) and General Anesthesia on Intrapulmonary Gas Distribution in Patients Undergoing Diagnostic Bronchoscopy, *Anesth Analg*, 1980; 59: 585 - 593.
32. Seki S, Fukushima Y, Goto K, Kondo T, Konishi H, Kosaka F – Facilitation of Intrathoracic Operations by Means of High-Frequency Ventilation, *J Thorac Cardiovasc Surg*, 1983; 86: 388 - 392.