#### LILIAN CARAM PETRUS

# Avaliação dos fluxos das valvas aórtica e pulmonar com ecocardiografia Doppler pulsátil em cães clinicamente sadios

Dissertação apresentada ao Programa de Pósgraduação em Clínica Veterinária da Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia da Universidade de São Paulo para obtenção do Título de Mestre em Medicina Veterinária

**Departamento:** Clínica Médica

# Área de Concentração:

Clínica Veterinária

#### **Orientador:**

Profa. Dra. Maria Helena Matiko Akao Larsson

São Paulo 2006 Autorizo a reprodução parcial ou total desta obra, para fins acadêmicos, desde que citada a fonte.

### DADOS INTERNACIONAIS DE CATALOGAÇÃO-NA-PUBLICAÇÃO

(Biblioteca da Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia da Universidade de São Paulo)

T.1620 FMVZ	Petrus, Lilian Caram Avaliação dos fluxos das valvas aórtica e pulmonar com ecocardiografia Doppler pulsátil em cães clinicamente sadios / Lilian Caram Petrus. – São Paulo : L. C. Petrus, 2006. 124 f. : il.
	Dissertação (mestrado) - Universidade de São Paulo. Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia. Departamento de Clínica Médica, 2006.
	Programa de Pós-graduação: Clínica Veterinária. Área de concentração: Clínica Veterinária.
	Orientadora: Profa. Dra. Maria Helena Matiko Akao Larsson.
	1. Ecocardiografia Doppler. 2. Doppler pulsátil. 3. Cães sadios. I. Título.



UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia Cidade Universitária "Armando de Salles Oliveira" *Comissão Bioética* 

# CERTIFICADO

Certificamos que o Projeto intitulado "Avaliação dos fluxos das valvas aórtica e pulmonar com Doppler pulsado em cães clinicamente normais", Protocolo nº379/2003, utilizando 30 cães, sob a responsabilidade da Prof<sup>a</sup> Dr<sup>a</sup> Maria Helena Matiko Akao Larsson, está de acordo com os princípios éticos de experimentação animal da Comissão de Bioética da Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia da Universidade de São Paulo e foi aprovado "ad referendun".

(We certify that the Research "Evaluation of pulmonary and aortic valves flow with pulsed-wave Doppler in clinically normal dogs" protocol number 379/2003, utilizing 30 dogs, under the responsibility of Prof. Dr. Maria Helena Mariko Akao Larsson, agree with Ethical Principles in Animal Research adopted by Bioethic Commission of the Faculty of Veterinary Medicine and Zootechny of University of São Paulo and was approved "ad referendun", meeting.

São Paulo, 13 de fevereiro de 2004

Prof<sup>a</sup> Dr<sup>a</sup> Júlia Mari Presidente da Comissão de Bioética FMVZ/USP

#### FOLHA DE AVALIAÇÃO

#### PETRUS, Lilian Caram

Título: Avaliação dos fluxos das valva aórtica e pulmonar com ecocardiografia Doppler pulsátil em cães clinicamente sadios

Dissertação apresentada ao Programa de Pósgraduação em Clínica Veterinária da Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia da Universidade de São Paulo para obtenção do Título de Mestre em Medicina Veterinária

Data: \_\_\_/ \_\_\_/ \_\_\_\_/

#### Banca Examinadora

Prof. Dr	Instituição:
Assinatura:	Julgamento:
Prof. Dr	Instituição:
Assinatura:	Julgamento:
Prof. Dr	Instituição:
Assinatura:	Julgamento:

#### DEDICATÓRIA

Aos meus pais, Eva e Abdalla, pelo carinho, amor e incentivo, nunca deixando que eu desistisse dos meus sonhos.

À Leslie, minha irmã, uma das maiores incentivadoras do meu trabalho.

À Profa. Maria Helena Matiko Akao Larsson, pela confiança e ensinamentos que tornaram possível este trabalho.

Ao Nino, Teti, Zeca e Santine, fontes de inspiração e eternos companheiros.

#### AGRADECIMENTOS

À minha família, por todo incentivo e confiança.

À Profa. Maria Helena Larsson, pela confiança no meu trabalho.

À Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia da Universidade de São Paulo, por ter dado toda a estrutura para a realização deste trabalho.

A todos os Pós-graduandos e Médicos Veterinários do Serviço de Cardiologia do Hospital Veterinário da Universidade de São Paulo, amigos e colegas, Elaine, Fernanda, Ronaldo, Roberto, Moacir, Guilherme, Valéria, André, Mário, pelos ensinamentos e convivência durante toda essa caminhada.

Aos veterinários e funcionários do Setor de Radiologia, pela paciência na realização das radiografias.

À Profa. Ana Carolina, pela interpretação e idéias durante a leitura das radiografias.

Aos Médicos Veterinários e auxiliares do Serviço de Clínica Médica do Hospital Veterinário da Universidade de São Paulo, pela ajuda e ensinamentos.

Às amigas Valéria, Flávia, Elisângela, Geni, Andreza, Dani, pelas maravilhosas tardes de descontração.

À minha grande amiga Flávia, pelo auxílio na confecção deste trabalho.

À minha amiga Helô, que apesar de longe, será sempre minha grande amiga, quase irmã.

Ao Gabriel, pelo exemplo de força, coragem e determinação.

À Elaine Cristina Soares, Ronaldo Jun Yamato e Ana Paula Sarraf, que impulsionaram o início da minha caminhada no mundo da ecocardiografia.

À Fernanda Lie Yamaki e Elaine Cristina Soares, pela ajuda e incentivo desde o primeiro dia de estágio no Setor de Cardiologia do Hospital Veterinário da Universidade de São Paulo.

Aos amigos e colegas de trabalho dos Centros de Diagnóstico: Edgar, Silvia, Cláudia, Cássia, Mariana, Thalita, Flávia, Carlo, Lilian, Simone, Raquel, Mônica, Luciana, Ana Carolina, Andressa, pela troca de experiências, compreensão e incentivo.

À minha eterna professora e atual colega Patrícia, pelo início de tudo.

Aos amigos e colegas do Hospital Veterinário Sena Madureira Andreza, Geni, Dani, Roberto, Valéria, Elisângela, Flávia, Ana Cristina, Alessandra, Alexandre e Audrey pelo companheirismo e ensinamentos.

A todos os animais que fizeram parte deste trabalho: Nicholas, Nãna, Sansão, Bud, Drika, Lua (Beagle), Lua (SRD), Luguia, Isabel, Lilica, Paty, Billy, Chiquinha, Arafat, Darla, Nicole, Balú, Otávio, Iago, Cocky, Ringo, Oscar, Rajada, Vó, Gorda, Shena, Mauí, Bart, Duda, e Boni, e também seus proprietários, que com toda a paciência, tornaram possível este trabalho.

Ao Cãotry Club Sena Madureira, que cedeu alguns de seus animais para realização deste trabalho.

Ao Sr. Noé, que cedeu seu tempo e pacientemente aguardou a realização de todos os exames.

A Deus, pois sem ele nada disso seria possível...

#### RESUMO

PETRUS, L. C. Avaliação dos fluxos das valvas aórtica e pulmonar com ecocardiografia Doppler pulsátil em cães clinicamente sadios. [Evaluation of aortic and pulmonary valves flow with pulsed-wave Doppler echocardiography in clinically normal dogs]. 2006. 114 f. Dissertação (Mestrado em Clínica Veterinária) - Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2006.

O objetivo do presente estudo foi avaliar os fluxos das valvas aórtica (AO) e pulmonar (Pul) por meio de análise qualitativa (presenca de regurgitações valvares e características do espectro avaliado) e quantitativa, com obtenção de parâmetros ecocardiográficos como velocidades máxima (V. Max.) e média (V. Me.), integral de velocidade (VTI), tempo de aceleração (TA) e ejeção (TE), volume sistólico (VS) e débito cardíaco (DC). Foram utilizados 30 cães, que após considerados clinicamente sadios por meio de exames físico, laboratoriais, eletrocardiográfico, ecocardiográfico (modos uni e bidimensional), radiográfico de tórax e mensuração da pressão arterial sistêmica, obtiveram-se os seguintes resultados para os referidos parâmetros: V.max. AO= 1.215 + 19.38 m/s; V. Me. AO= 0.722 + 0.08206 m/s; VTI AO= 0.141 + 0.02426m; TA AO= 38.80 + 11.29 ms; TE AO= 197.9 + 24.77 ms; VS AO= 29.63 + 14.59 mL; DC AO= 2,940 + 1,260 L/ min.; V. Max. Pul= 0,9457 + 0,1792 m/s; V. Me. Pul= 0,632 + 0,09960 m/s; VTI Pul= 0,1267 + 0,02324 m; TA Pul= 70,97 + 18,87 ms; TE Pul= 203,7 + 28,98 ms; VS Pul= 28,52 + 17,96 mL; DC Pul= 3,056 + 1,546 L/ min.. Em apenas três animais observou-se regurgitação pulmonar. Alguns parâmetros tiveram correlação negativa com a variável fregüência cardíaca (VTI AO, TE AO, VTI Pul, TA Pul, TE Pul, VS Pul), outros correlação positiva com a variável peso (VTI AO, TA AO, TE AO, VS AO, DC AO, VTI Pul, TE Pul, VS Pul, DC Pul), não sendo encontrada influência da variável sexo na maioria dos parâmetros avaliados. Na comparação entre os dois fluxos, observaram-se V. Max. AO e V. Me. AO maiores que V. Max. Pul. e V. Me. Pul., respectivamente, VTI AO maior que VTI Pul, e TA AO menor que TA Pul. Observada ainda uma correlação positiva e significativa entre VS AO e VS Pul e entre DC AO e DC Pul.

Palavras- chave: Ecocardiografia Doppler. Doppler pulsátil. Cães sadios.

PETRUS, L. C. **Evaluation of aortic and pulmonary valves flow with pulsed-wave Doppler echocardiography in clinically normal dogs**. [Avaliação dos fluxos das valvas aórtica e pulmonar com ecocardiografia Doppler pulsátil em cães clinicamente sadios]. 2006. 114 f. Dissertação (Mestrado em Clínica Veterinária) - Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2006.

The purpose of this study was the evaluation of aortic (AO) and pulmonary (Pul) valves flow for the qualitative (valvar insufficiency presence, characteristic of flow profile) and quantitative analysis, obtaining this way echocardiographic parameters as: peak (PV) and mean (MV) velocities, velocity-time integral (VTI), acceleration (AT) and ejection (ET) time, stroke volume (SV) and cardiac output (CO). Thirty dogs were studied, and to be considered normal, physical, laboratory, electrocardiographic, echocardiographic (uni and bidimensional mode) exams, torax radiographs, and measurement of the blood pressure were accomplished, and the following echocardiographic parameters were obtained: AO PV= 1.215 19.38 m/s; AO MV= 0.722 + 0.08206 m/s; AO VTI= 0.141 + 0.02426m; AO AT= 38.80 + 11.29 ms; AO ET= 197.9 + 24.77 ms; AO SV= 29.63 + 14,59 mL; AO CO= 2,940 + 1,260 L/ min.; Pul PV= 0,9457 + 0,1792 m/s; Pul MV= 0,632 + 0,09960 m/s; Pul VTI= 0,1267 + 0,02324 m; Pul AT= 70,97 + 18,87 ms; Pul ET= 203,7 + 28,98 ms; Pul SV= 28,52 + 17,96 mL; Pul CO= 3,056 + 1,546 L/ min. The variable heart rate had negative correlation with AO VTI. AO ET, Pul VTI, Pul AT, Pul ET, Pul SV, and the variable weight had positive correlation with AO VTI, AO AT, AO ET, AO SV, AO CO, Pul VTI, Pul ET, Pul SV, Pul CO, differently from the variable sex, that had no influence on the evaluated parameters. The comparation of aortic and pulmonary valves flow demonstrated AO PV and AO MV higher than Pul PV and Pul MV,

respectively, AO VTI higher than Pul VTI, and Pul AT higher than AO AT. The statistical evaluation also showed a strong and positive correlation between AO SV and Pul SV and between AO CO and Pul CO.

Key-words: Doppler Echocardiography. Pulsed-wave Doppler. Healthy dogs.

#### LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico	1 -	Correlação entre freqüência cardíaca (FC) e integral de velocidade (VTI) do fluxo da valva aórtica avaliado com Doppler pulsátil, em cães clinicamente sadios- São Paulo-2005.	84
Gráfico	2 -	Correlação entre freqüência cardíaca (FC) e tempo de ejeção (TE) do fluxo da valva aórtica avaliado com Doppler pulsátil, em cães clinicamente sadios- São Paulo-2005.	85
Gráfico	3 -	Correlação entre peso e integral de velocidade (VTI) do fluxo da artéria aorta avaliado com Doppler pulsátil, em cães clinicamente sadios – São Paulo- 2005	86
Gráfico	4 -	Correlação entre peso e tempo de aceleração (TA) do fluxo da artéria aorta avaliado com Doppler pulsátil, em cães clinicamente sadios – São Paulo- 2005	86
Gráfico	5 -	Correlação entre peso e tempo de ejeção (TE) do fluxo da artéria aorta avaliado com Doppler pulsátil, em cães clinicamente sadios – São Paulo- 2005	87
Gráfico	6 -	Correlação entre peso e volume sistólico (VS) do fluxo da artéria aorta avaliado com Doppler pulsátil, em cães clinicamente sadios – São Paulo- 2005	87
Gráfico	7 -	Correlação entre peso e débito cardíaco (DC) do fluxo da artéria aorta avaliado com Doppler pulsátil, em cães clinicamente sadios – São Paulo- 2005	88
Gráfico	8 -	Correlação entre freqüência cardíaca (FC) e integral de velocidade (VTI) do fluxo da valva pulmonar avaliado com Doppler pulsátil, em cães clinicamente sadios – São Paulo-2005	91

Gráfico 9 -	Correlação entre freqüência cardíaca (FC) e tempo de aceleração (TA) do fluxo da valva pulmonar avaliado com Doppler pulsátil, em cães clinicamente sadios – São Paulo-2005.	91
Gráfico 10 -	Correlação entre freqüência cardíaca (FC) e tempo de ejeção (TE) do fluxo da valva pulmonar avaliado com Doppler pulsátil, em cães clinicamente sadios – São Paulo-2005	92
Gráfico 11 -	Correlação entre freqüência cardíaca (FC) e volume sistólico (VS) do fluxo da valva pulmonar avaliado com Doppler pulsátil, em cães clinicamente sadios – São Paulo-2005.	92
Gráfico 12 -	Correlação entre peso e integral de velocidade (VTI) do fluxo da artéria pulmonar avaliado com Doppler pulsátil, em cães clinicamente sadios – São Paulo- 2005	93
Gráfico 13 -	Correlação entre peso e tempo de ejeção (TE) do fluxo da artéria pulmonar avaliado com Doppler pulsátil, em cães clinicamente sadios – São Paulo- 2005	94
Gráfico 14 -	Correlação entre peso e volume sistólico (VS) do fluxo da artéria pulmonar avaliado com Doppler pulsátil, em cães clinicamente sadios – São Paulo- 2005	94
Gráfico 15 -	Correlação entre peso e débito cardíaco (DC) do fluxo da artéria pulmonar avaliado com Doppler pulsátil, em cães clinicamente sadios – São Paulo- 2005	95
Gráfico 16 -	Distribuição dos valores de velocidade máxima dos fluxos das valvas aórtica (V. Max. Ao.) e pulmonar (V. Max. Pul.) obtidos com Doppler pulsátil, em cães clinicamente sadios- São Paulo- 2005	97

Gráfico 17 -	Distribuição dos valores de velocidade média dos fluxos das valvas aórtica (V. Me. Ao.) e pulmonar (V. Me. Pul.) obtidos com Doppler pulsátil, em cães clinicamente sadios- São Paulo- 2005.	98
Gráfico 18 -	Distribuição dos valores de integral de velocidade dos fluxos das valvas aórtica (VTI Ao) e pulmonar (VTI Pul) obtidos com Doppler pulsátil, em cães clinicamente sadios- São Paulo- 2005	99
Gráfico 19 -	Distribuição dos valores de tempo de aceleração dos fluxos das valvas aórtica (TA Ao) e pulmonar (TA Pul) obtidos com Doppler pulsátil, em cães normais- São Paulo- 2005	100
Gráfico 20 -	Correlação entre volume sistólico do fluxo da valva aórtica (VS Ao) e o volume sistólico do fluxo da valva pulmonar (VS Pul) avaliado com Doppler pulsátil, em cães clinicamente sadios – São Paulo- 2005	101
Gráfico 21 -	Correlação entre débito cardíaco do fluxo da valva aórtica (DC Ao) e o débito cardíaco do fluxo da valva pulmonar (DC Pul) avaliado com Doppler pulsátil, em cães clinicamente sadios – São Paulo- 2005	102

- Quadro 1 Descrição dos cães submetidos à avaliação dos fluxos das valvas aórtica e pulmonar com Doppler pulsátil, segundo sexo, definição racial, idade e peso- São Paulo- 2005...... 61

#### LISTA DE TABELAS

Tabela 1 -	Valores, média e desvio padrão dos parâmetros do fluxo da valva aórtica avaliados com Doppler pulsátil, em 30 cães clinicamente sadios - São Paulo - 2005	83
Tabela 2 -	Valores, média e desvio padrão dos parâmetros do fluxo da valva aórtica avaliados com Doppler pulsátil, em 30 cães clinicamente sadios - São Paulo	89

#### LISTA DE ABREVIATURAS E SÍMBOLOS

- % porcentagem
- ® marca registrada
- µ micrômetro
- AE diâmetro do átrio esquerdo
- Ao diâmetro da aorta
- Ao/AE relação aorta/ átrio esquerdo
- AS arritmia sinusal
- AS MPM arritmia sinusal com marcapasso migratório
- bpm batimentos por minuto
- DC débito cardíaco
- DC Ao débito cardíaco do fluxo aórtico
- DC Pul débito cardíaco do fluxo pulmonar
- cm centímetro
- cm/s centímetros por segundo
- DPC derivações pré-cordiais
- DVDd diâmetro interno da cavidade do ventrículo esquerdo na diástole
- DVEd diâmetro interno da cavidade do ventrículo esquerdo na diástole

- DVEs diâmetro interno da cavidade do ventrículo esquerdo na sístole
- FC freqüência cardíaca
- Fe fêmeas
- FE fração de encurtamento
- FMVZ/ USP Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia da Universidade de São Paulo
- Infra infradesnível
- Kg quilogramas
- KV quilovoltagem
- L/min. litros por minuto
- m metros
- mA miliamperes
- Ma machos
- Mhz megahertz
- mmHg milímetros de mercúrio
- mm/s milímetros por segundo
- modo B modo bidimensional
- modo M modo unidimensional
- mg miligramas

mL	mililitros
m/s	metros por segundo
ms	milissegundos
mV	milivolt
NDN	nada digno de nota
Ρ	onda P
PAD	pressão arterial diastólica
PAS	pressão arterial sistólica
PLd	espessura da parede livre do ventrículo esquerdo na diástole
PLs	espessura da parede livre do ventrículo esquerdo na sístole
PR	intervalo PR
QRS	complexo QRS
QT	intervalo QT
r <sub>P</sub>	coeficiente de correlação de Pearson
r <sub>s</sub>	coeficiente de correlação de Spearman
RSN	ritmo sinusal normal
S	segundos
s x mV	segundos por milivolts
SDR	sem definição racial

SIVd	septo interventricular na diástole
SIVs	septo interventricular na sístole
ST	segmento ST
Supra	supradesnível
ТА	tempo de aceleração
TA Ao	tempo de aceleração do fluxo aórtico
TA Pul	tempo de aceleração do fluxo pulmonar
TE	tempo de ejeção
TE Ao	tempo de ejeção do fluxo aórtico
TE Pul	tempo de ejeção do fluxo pulmonar
VE	ventrículo esquerdo
VHS	vertebral heart size
V. Max.	velocidade máxima
V. Max. Ao.	velocidade máxima do fluxo aórtico
V. Max. Pul.	velocidade máxima do fluxo pulmonar
V. Me.	velocidade média
V. Me. Ao.	velocidade média do fluxo aórtico
V. Me. Pul.	velocidade média do fluxo pulmonar
VS	volume sistólico

- VS Ao volume sistólico do fluxo aórtico
- VS Pul volume sistólico do fluxo pulmonar
- VTI integral de velocidade
- VTI Ao integral de velocidade do fluxo aórtico
- VTI Pul integral de velocidade do fluxo pulmonar

### SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	28
2	REVISÃO DE LITERATURA	32
2.1	PREVALÊNCIA DAS CARDIOPATIAS EM CÃES	32
2.2	A ECOCARDIOGRAFIA	33
2.2.1	Tipos de ecocardiografia	35
2.2.1.1	Ecocardiografia unidimensional	35
2.2.1.2	Ecocardiografia bidimensional	36
2.2.1.3	Ecocardiografia trans-esofágica	41
2.2.2	Técnicas ecocardiográficas	41
2.2.2.1	Ecocardiografia com contraste	42
2.2.2.2	Ecocardiografia Doppler	42
3	MATERIAIS E MÉTODOS	60
3.1	MATERIAIS	60
3.2	MÉTODOS	62
3.2.1	Anamnese	63
3.2.2	Exame físico	63
3.2.3	Exames laboratoriais	64
3.2.3.1	Hemograma	64
3.2.3.2	Bioquímica sérica	65
3.2.3.3	Exame de urina tipo I	65

3.2.3.4	Pesquisa de antígenos de <u>Dirofilaria immitis</u>	66
3.2.4	Exame radiográfico	66
3.2.5	Avaliação da pressão arterial sistêmica	68
3.2.6	Exame eletrocardiográfico	68
3.2.7	Exame ecocardiográfico	69
3.2.7.1	Preparo do paciente	69
3.2.7.2	Exame ecocardiográfico	70
3.2.7.3	Avaliação com Doppler pulsátil dos fluxos das valvas aórtica	
	e pulmonar	72
3.2.8	Análise estatística	75
4	RESULTADOS	77
4.1	EXAMES DE TRIAGEM	77
4.2	FLUXO DA VALVA AÓRTICA	82
4.2.1	Correlação com freqüência cardíaca	84
4.2.2	Correlação com peso	85
4.3	FLUXO DA VALVA PULMONAR	88
4.3.1	Correlação com freqüência cardíaca	90
4.3.2	Correlação com peso	93
4.4	COMPARAÇÃO DOS PARÂMETROS DOS FLUXOS DAS	
	VALVAS AÓRTICA E PULMONAR ENTRE MACHOS E FÊMEAS	95
4.5	COMPARAÇÃO ENTRE O FLUXO DA VALVA AÓRTICA E	
	FLUXO DA VALVA PULMONAR	96
4.5.1	Velocidade máxima	96

4.5.2	Velocidade média	97
4.5.3	Integral de velocidade	98
4.5.4	Tempo de aceleração	99
4.5.5	Tempo de ejeção	100
4.5.6	Volume sistólico	101
4.5.7	Débito cardíaco	102
5	DISCUSSÃO	104
6	CONCLUSÕES	113
	REFERÊNCIAS	116
	ANEXOS	122
	APÊNDICES	124

# 1 INTRODUÇÃO

#### 1 INTRODUÇÃO

Por muitos anos, a avaliação da função cardíaca esteve fundamentada, indiretamente, em dados obtidos da clínica, da radiologia e do eletrocardiograma, de onde se concluía haver diferentes graus de dilatação, hipertrofia e/ou disfunção cardíacas. Apenas com métodos invasivos podia-se, eventualmente, avaliar mais objetivamente o desempenho ventricular.

O advento da ecocardiografia representou um grande avanço na avaliação cardiovascular, permitindo um acesso seguro, não invasivo da estrutura e função cardíacas, possibilitando na Medicina Humana e Veterinária o diagnóstico das cardiopatias e acompanhamento da terapia dos pacientes doentes. A técnica de Doppler, mais tarde, além de complementar as informações obtidas pelos modos uni e bidimensional de função sistólica, permitiu o estudo do enchimento ventricular e da função diastólica, de uma forma rápida e simples, inigualável a qualquer outro método não- invasivo.

Nos últimos anos, vários autores publicaram trabalhos com o intuito de padronizar tanto os valores de referência para as medidas cardíacas em cães para o modo unidimensional (BOON et al., 1983; LOMBARD, 1984) quanto nomenclaturas, janelas acústicas e planos de imagem bidimensional, a serem utilizados na ecocardiografia transtorácica (THOMAS, 1993).

Alguns estudos também já foram realizados com o intuito de avaliar os fluxos transvalvares pela ecocardiografia Doppler em cães normais: Brown, Knight e King (1991) estudaram a velocidade dos fluxos das artérias aorta e pulmonar, além de suas variáveis, em cães adultos clinicamente normais, tranqüilizados com acepromazina;

Yuill e O'Grady, no mesmo ano, determinaram a velocidade através das guatro valvas cardíacas com Doppler contínuo, em cães e cavalos normais, além dos cortes ecocardiográficos para avaliação do coração do cão; Kirberger, Van Der Berg e Darazs (1992) e Kirberger, Van Der Berg e Berg (1992) avaliaram, em um primeiro trabalho, a velocidade e a característica do fluxo sangüíneo nas quatros valvas cardíacas de cães e, em um segundo trabalho, os fatores que influenciam a velocidade dos fluxos, além de uma comparação entre os fluxos do lado esquerdo e direito do coração. Outros estudos em cães normais foram realizados com o intuito de avaliar os diferentes pontos de localização do transdutor para ecocardiografia Doppler (DARKE et al., 1993) e a avaliação da reprodutibilidade e variabilidade de 65 parâmetros da ecocardiografia Doppler intra-observador, inter-observador, entre dias e entre operadores (DUKES-McEWAN et al., 2002). Porém, não há estudos publicados no Brasil sobre parâmetros normais de ecocardiografia Doppler em cães normais, além de que, a maioria dos trabalhos publicados em cães não sedados avaliam apenas velocidade máxima de fluxo nas quatro valvas cardíacas e a influência de fatores como sexo, idade, fregüência cardíaca e massa corporal sobre esses valores.

Portanto, constituem-se em objetivos do presente estudo:

- estabelecer valores de referência em aorta e artéria pulmonar para velocidade de pico de ejeção, velocidade média, tempo de ejeção, tempo de aceleração, volume sistólico e débito cardíaco, de cães hígidos;
- estabelecer as diferenças qualitativas e quantitativas dos fluxos aórtico e pulmonar em cães hígidos, além da correlação entre o volume sistólico e débito cardíaco entre os dois fluxos avaliados;

 avaliar a influência das variáveis sexo, freqüência cardíaca e peso dos animais sobre os diferentes valores de fluxo.

# 2 REVISÃO DE LITERATURA

#### 2 REVISÃO DE LITERATURA

A ecocardiografia vem se tornando a técnica mais importante de imagem para a avaliação de anormalidades cardíacas na Veterinária, sendo portanto de grande importância o conhecimento de seus aspectos técnicos e, também, das cardiopatias que acometem os animais, dentre eles os cães, espécie estudada neste trabalho.

#### 2.1 PREVALÊNCIA DAS CARDIOPATIAS EM CÃES

Segundo Buchanan (1999), as cardiopatias representam cerca de 11% das enfermidades que acometem os cães, sendo destas a doença valvar crônica a mais comum (40%), seguida de arritmias primárias (16,7%), cardiopatias congênitas (16,4%), cardiomiopatia dilatada (11,3%), efusão pericárdica (7,0%), neoplasias sem efusão pericárdica (3,0%), dirofilariose (2,3%), entre outras. Destes animais, 35,3% apresentaram quadro de insuficiência cardíaca congestiva.

Estudo retrospectivo realizado no Serviço de Cardiologia do Hospital Veterinário da Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia da Universidade de São Paulo avaliou 329 cães submetidos ao exame ecocardiográfico (LARSSON et al., 2000), dos quais 212 animais eram machos (65%) e 117 fêmeas (35%). Como achado ecocardiográfico, 50% dos animais apresentavam alterações valvares, 11% hipertrofia de ventrículo esquerdo, 10% comprometimento miocárdico, 2% cardiopatias congênitas,

22% coração normal e os 5% restantes apresentaram derrame pericárdico, neoplasia extra-cardíaca, hipertensão pulmonar, neoplasia cardíaca e derrame pleural. Além disso, observou-se que as valvulopatias acometem principalmente cães de pequeno e médio portes, com idade média de 11 anos, enquanto que as miocardiopatias acometem cães de portes grande e gigante, com idade média de 07 anos (LARSSON et al., 2000).

#### 2.2 A ECOCARDIOGRAFIA

A ecocardiografia consiste na utilização do ultra-som como meio diagnóstico em cardiologia e, portanto, na avaliação do coração e grandes vasos (BONAGURA et al., 1985; KIENLE, 1998; MOÏSE; FOX, 1999; MORCERF, 1996). Ela é hoje muito utilizada no diagnóstico e manejo de doenças cardíacas adqüiridas e congênitas em pequenos e grandes animais, sendo os princípios do estudo ecocardiográfico relativamente simples. A ecocardiografia depende da reflexão do ultra-som dos tecidos cardiovasculares, com o processamento destes sinais que retornam e a observação da imagem em um monitor (osciloscópio) (BONAGURA, 1994).

O estudo ecocardiográfico completo fornece informações sobre a estrutura e tamanho do coração, além de permitir a avaliação do movimento cardíaco em função do tempo, tornando possível a avaliação não-invasiva da função miocárdica (BOON, 1998b; DARKE et al., 2000; KIENLE, 1998). Quando associado com estudos Doppler, a direção e a velocidade do fluxo sangüíneo no coração e vasos podem ser avaliadas

(DARKE et al., 2000; KIENLE, 1998). A ecocardiografia complementa a radiografia torácica, diferenciando tecidos moles e fluidos, permitindo assim fornecer imagens do interior do coração, incluindo a aorta, os átrios (e aurículas), os ventrículos e todas as valvas cardíacas (BOON, 1998b; DARKE et al., 2000; KIENLE, 1998). Com estas características, a ecocardiografia tem substituído métodos invasivos de avaliação do coração, como o cateterismo e a angiografia (BONAGURA, 1994; KIENLE, 1998).

Considera-se ultra-som as ondas acústicas com freqüência maior que 20.000 ciclos por segundo, ou seja, muito além do limite da audição humana (BOON, 1998b; KIENLE, 1998; MORCERF, 1996). O ultra-som é produzido quando o cristal pizoelétrico localizado no transdutor é eletricamente estimulado, levando à sua contração e expansão e com isso produzindo uma série de ondas sonoras (KIENLE, 1998; MOÏSE; FOX, 1999; MORCERF, 1996). Estas ondas são propagadas na forma de feixes para os tecidos (MOÏSE; FOX, 1998). Quando um feixe de ultra-som encontra uma estrutura, algumas das ondas são refletidas de volta para o transdutor e produzem energia elétrica (KIENLE, 1998; MOÏSE; FOX, 1999). A distância da interface acústica pode ser calculada, já que a velocidade das ondas sonoras nos tecidos moles (cerca de 1540 metros por segundo) e o tempo para o som viajar são conhecidos (KIENLE, 1998; MOÏSE; FOX, 1999; MORCERF, 1996). O computador ecocardiográfico processa então todos os dados para gerar uma imagem (KIENLE, 1998; MOÏSE; FOX, 1999). O ultrasom é disperso pelo ar não podendo, efetivamente, penetrar no osso (KIENLE, 1998) e a qualidade da imagem é determinada pela sofisticação do equipamento, pelo uso do transdutor adequado, pelo tipo de estrutura e a pela habilidade do operador (BONAGURA, 1994; MOÏSE; FOX, 1999).

#### 2.2.1 Tipos de ecocardiografia

Há 3 tipos de ecocardiografia: ecocardiografia unidimensional, ecocardiografia bidimensional e ecocardiografia trans-esofágica.

#### 2.2.1.1 Ecocardiografia unidimensional

O ecocardiograma unidimensional (modo M), ou modo do movimento, é obtido usando um único cristal pizoelétrico, localizado num pequeno transdutor (BONAGURA et al., 1985; KIENLE, 1998), e cujo feixe penetra no coração numa linha reta (KIENLE, 1998), a qual é posicionada sobre a estrutura que se deseja avaliar, tendo geralmente como orientação espacial da imagem o modo bidimensional (BONAGURA, 1994; MOÏSE; FOX, 1999). O transdutor emite um pulso de ultra-som e então processa os ecos refletidos pelos tecidos cardíacos em movimento. O ecocardiógrafo continuamente atualiza a posição do tecido ao longo da linha dos pulsos de ultra-som e mostra como pontos em escala de cinza colocados em relação ao transdutor, que se encontra estático (BONAGURA, 1994). Se o transdutor for mantido em posição constante durante o ciclo cardíaco, o movimento das estruturas cardíacas pode ser avaliado. Na tela, a profundidade (distância com relação ao transdutor) é representada no eixo vertical (eixo X) e o tempo no eixo longitudinal (eixo Y) (BONAGURA, 1994; BOON, 1998a; KIENLE, 1998). As estruturas que não se movimentam e, cuja distância ao transdutor é constante, são apresentadas no modo M como linhas retas. Aquelas que têm movimento aparecem como linhas onduladas, de forma que quanto mais próxima ao transdutor, mais superiores elas estarão na tela do osciloscópio; quanto mais afastadas, mais inferiores serão suas apresentações (MORCERF, 1996).

As estruturas cardíacas são identificadas observando as características de movimento em relação ao transdutor e a outras estruturas cardíacas (KIENLE, 1998). Usos importantes do modo M incluem a quantificação do tamanho das câmaras cardíacas, espessura e movimento da parede, dimensões dos grandes vasos e movimento valvar, além da avaliação da função ventricular (BONAGURA, 1994; BONAGURA et al., 1985; KIENLE, 1998). Por meio destas mensurações é possível o cálculo dos índices cardíacos como fração de encurtamento, tempo de ejeção ventricular, velocidade de encurtamento circunferencial da fibra miocárdica, entre outros (BONAGURA, 1983). Além disso, este tipo de ecocardiografia pode ser combinada com a ecocardiografia com contraste e com o Doppler colorido para determinar o exato momento em que ocorrem os eventos de fluxo (BONAGURA, 1994).

#### 2.2.1.2. Ecocardiografia bidimensional

A ecocardiografia bidimensional, ou modo B, utiliza transdutores que transmitem múltiplos feixes que varrem uma grande área em forma de leque aberto (BOON, 1998a; MORCERF, 1996). O movimento em tempo real é conseguido através de uma atualização rápida e contínua da imagem (BONAGURA, 1994; BONAGURA et al., 1985;
KIENLE, 1998). Esta imagem bidimensional pode ser obtida por meio de trandutores mecânicos ou eletrônicos de varredura em fase (*phased-array*) (BONAGURA et al., 1985; KIENLE, 1998; MORCERF, 1996), sendo que estes últimos permitem a avaliação simultânea do modo B e modo M e, em equipamentos mais modernos, avaliação simultânea do modo B e estudo Doppler (KIENLE, 1998). Em decorrência da ecocardiografia bidimensional produzir imagens em tempo real com avaliação anatômica qualitativa do coração, ela dá uma imagem mais completa e realista e de entendimento mais fácil do coração, e que é de fácil reconhecimento para o clínico (KIENLE, 1998). Porém, comparado com o modo M, a acuidade da ecocardiografia bidimensional é menos precisa e a freqüência de imagens (*frame rate*) menor. Estes fatos são importantes quando se deseja fazer medidas precisas de pequenas estruturas do coração (MOÏSE; FOX, 1999).

A Sociedade Americana de Ecocardiografia já fez recomendações para padronização do estudo e da terminologia ecocardiográfica bidimensional (KIENLE, 1998). Recomendações similares já foram publicadas para cães e gatos (THOMAS et al., 1993). Há três localizações ("janelas") gerais dos transdutores que dão acesso aos planos de imagem da ecocardiografia bidimensional. A janela para-esternal direita está localizada entre 3° e 6° espaços intercostais direitos entre o esterno e a junção costocondral. A janela para-esternal esquerda caudal ou apical está localizada entre os 5° e 7° espaços intercostais esquerdos, o mais próximo possível do esterno. A janela para-esternal cranial esquerda está localizada entre 3° e 4° espaços intercostais esquerdos, entre o esterno e a articulação costocondral (KIENLE, 1998).

Os planos de imagem obtidos de cada localização do transdutor são nomeados de acordo com sua orientação em relação ao lado esquerdo do coração, especialmente

ventrículo esquerdo e aorta ascendente (KIENLE, 1998; THOMAS et al., 1993). Um plano que atravessa o ventrículo esquerdo paralelamente ao eixo longo do coração, do seu ápice à base, é denominado plano longitudinal ou eixo longo (BOON, 1998c; KIENLE, 1998; THOMAS et al., 1993). O plano que atravessa o ventrículo esquerdo ou a aorta perpendicularmente ao eixo longo do coração é denominado plano transversal ou eixo curto (BOON, 1998c; KIENLE, 1998; THOMAS et al., 1998; THOMAS et al., 1993). Há vários cortes angulados ou oblíquos do coração que mostram algumas estruturas em seu plano longitudinal e outras entre o eixo longo e curto do coração (BOON, 1998c). Com isso, os planos de imagem abaixo podem ser obtidos na maioria dos cães e gatos, de acordo com as recomendações do Comitê de Ecocardiografia da Especialidade de Cardiologia, do Colégio Americano de Medicina Interna Veterinária.

## A) Janela para-esternal direita

A<sub>1</sub>) <u>Eixo longo (longitudinal)</u>: com o feixe orientado perpendicularmente ao eixo longo do corpo, paralelo ao eixo longo do coração, e com a marca do transdutor apontando para a base do coração, dois cortes podem ser obtidos. O primeiro é um corte quatro câmaras, com os ventrículos aparecendo do lado esquerdo do monitor e os átrios do lado direito (corte longitudinal quatro câmaras). O segundo, obtido com uma discreta rotação em sentido horário do transdutor, mostra a via de saída do ventrículo esquerdo, valva aorta, base da aorta e a aorta ascendente proximal (corte longitudinal via de saída do ventrículo esquerdo) (BOON, 1998c; KIENLE, 1998; MOÏSE; FOX, 1999; THOMAS et al., 1993).

A<sub>2</sub>) <u>Eixo curto (transversal)</u>: rotacionando o transdutor aproximadamente 90 graus, em sentido horário, a partir do corte longitudinal quatro câmaras de forma que o feixe seja orientado próximo ao eixo longo do corpo e perpendicularmente ao eixo longo do

coração, e a marca do transdutor apontada cranialmente (ou cranioventralmente), vários cortes transversais são obtidos. Os planos transversais são geralmente obtidos na altura do ápice ventricular, músculos papilares, cordoalha tendínea, valva mitral e valva aórtica, por meio da angulação do feixe do ápice (ventral) até a base (dorsal) (BONAGURA et al., 1985; BOON, 1998c; KIENLE, 1998; MOÏSE; FOX, 1999; THOMAS et al., 1993). Na maioria dos animais, uma rotação dorsal a mais e uma discreta rotação do transdutor permitem a visualização da aorta ascendente proximal, átrio direito, tronco e ramos da artéria pulmonar (BOON, 1998c; KIENLE, 1998; MOÏSE; FOX, 1999; THOMAS et al., 1993).

B) Janela para-esternal apical (caudal) esquerda

B<sub>1</sub>) <u>Corte apical esquerdo duas câmaras</u>: com o feixe quase perpendicular ao eixo longo do corpo, paralelo ao eixo longo do coração, com a marca do transdutor apontando em direção à base do coração (dorsal), obtém-se um corte duas câmaras do coração, onde é possível visibilizar o átrio esquerdo, a valva mitral e o ventrículo esquerdo. Rotacionando discretamente o transdutor e, conseqüentemente, o feixe de ultra-som observa-se uma imagem longitudinal do ventrículo esquerdo, valva aórtica e base da aorta. Este corte pode ser usado para medir a velocidade do fluxo de sangue na aorta com Doppler, pois assim consegue-se um bom alinhamento do fluxo de sangue com o transdutor (BOON, 1998c; KIENLE, 1998; MOÏSE; FOX, 1999; THOMAS et al., 1993).

B<sub>2</sub>) <u>Corte apical esquerdo quatro câmaras</u>: com o feixe posicionado numa orientação caudal-esquerda a cranial-direita e, então, direcionando dorsalmente em direção à base do coração, e com a marca do transdutor posicionada caudalmente e para a esquerda, pode-se obter um corte quatro câmaras. A imagem deve mostrar os ventrículos na

região mais próxima ao transdutor e os átrios no campo mais distante. O coração esquerdo (ventrículo esquerdo, valva mitral e átrio esquerdo) deve aparecer no lado direito da tela e o coração direito no lado esquerdo da tela. Em alguns animais, pode-se também obter um corte onde se observam, simultaneamente, as valvas atrioventriculares, a valva aórtica e a aorta proximal (conhecido também como corte apical cinco câmaras) (BOON, 1998c; KIENLE, 1998; MOÏSE; FOX, 1999; THOMAS et al., 1993).

#### C) Janela para-esternal cranial esquerda

C<sub>1</sub>) <u>Eixo longo</u>: com o feixe orientado paralelamente ao eixo longo do corpo e também do coração, com a marca do transdutor apontada cranialmente, obtém-se um corte da via de saída do ventrículo esquerdo, valva aórtica e aorta ascendente. Na imagem, observa-se o ventrículo esquerdo à esquerda e à aorta à direita. A partir deste corte, angulando o feixe ventralmente a aorta, pode-se produzir um corte oblíquo do ventrículo esquerdo e átrio direito, valva tricúspide e via de entrada do ventrículo direito. Angulando o transdutor e o feixe dorsalmente à aorta, pode-se obter um corte da via de saída do ventrículo direito, valva pulmonar e tronco da artéria pulmonar (BOON, 1998c; KIENLE, 1998; MOÏSE; FOX, 1999; THOMAS et al., 1993).

C<sub>2</sub>) <u>Eixo curto</u>: com o feixe posicionado quase perpendicularmente ao eixo longo do corpo e do coração, e com a marca do transdutor apontada dorsalmente, rotaciona-se o transdutor 90 graus no sentido horário e obtém-se um corte com a base da aorta circundada pelo ventrículo direito (BOON, 1998c; KIENLE, 1998; MOÏSE; FOX, 1999; THOMAS et al., 1993).

#### 2.2.1.3. Ecocardiografia trans-esofágica

A ecocardiografia trans-esofágica utiliza um transdutor bidimensional na ponta de um endoscópio flexível, colocado no esôfago, para dar imagens de alta qualidade. Isto resulta em maior proximidade do transdutor com o coração. Também é possível obter informações de Doppler com esta técnica.

Apesar de apresentar imagens de melhor qualidade, a ecocardiografia transesofágica tem utilização limitada na Medicina Veterinária. As razões incluem o alto custo de transdutores específicos, a necessidade de anestesiar o animal para realizar o procedimento e o aumento no tempo necessário para o exame (MOÏSE; FOX, 1999).

# 2.2.2 Técnicas ecocardiográficas

Há dois tipos de técnicas ecocardiográficas: ecocardiografia com contraste e ecocardiografia Doppler.

#### 2.2.2.1 Ecocardiografia com contraste

A ecocardiografia com contraste consiste na injeção de microbolhas em uma via periférica, as quais refletem o ultra-som e auxiliam na identificação de *shunts* intracardíacos da direita para a esquerda. As microbolhas são filtradas posteriormente pelos capilares pulmonares com diâmetro de 8µ.

Após a injeção das microbolhas, observa-se a imagem bidimensional, onde se pode o contraste entrando no átrio e ventrículo direitos. Caso exista um "shunt" da direita para a esquerda, as microbolhas aparecerão no coração esquerdo (MOÏSE; FOX, 1999).

#### 2.2.2.2. Ecocardiografia Doppler

A maioria das doenças cardíacas afetam a velocidade ou a direção do sangue. A ecocardiografia Doppler permite a avaliação destas características no coração e grandes vasos (BOON, 1998b; MOÏSE; FOX, 1999), aumentado dramaticamente a capacidade diagnóstica do ultra-som do coração (BOON, 1998b; GABER, 1991) e fornecendo informações sobre hemodinâmica, que antes eram apenas obtidas pelo cateterismo e angiografia (BROWN; KNIGHT; KING, 1991; GABER, 1991).

Na realização de um ecocardiograma uni ou bidimensional, apenas os ecos intensos, originados de estruturas bastante refletoras, são amplificados e

demonstrados. Os ecos que não atingem uma certa intensidade são considerados ruídos eletrônicos e como tais são filtrados de modo que não venham a interferir na imagem ecocardiográfica. Entre esses ecos encontram-se aqueles que se originam das reflexões do tipo dispersivo das hemácias, que contêm informações importantes referentes à velocidade e à direção dessas hemácias e, portanto, do sangue e que são analisadas pela ecocardiografia Doppler (MORCERF, 1996). Esta informação, quando interpretada em conjunto com outros achados ecocardiográficos, pode ser usada para identificar padrões anormais de fluxo de sangue ("shunts", regurgitações valvares e estenoses), acessar as funções sistólica e diastólica e quantificar a severidade da lesão (BONAGURA et al., 1998; KIENLE, 1998).

A ecocardiografia Doppler é baseada no efeito Doppler, descrito por Christian Johann Doppler em 1842, e que é a mudança na freqüência da onda sonora refletida quando esta onda sonora bate em um objeto em movimento (BONAGURA, 1994; BONAGURA et al., 1998; BOON, 1998b; GABER, 1991; KIENLE, 1998; MOÏSE; FOX, 1999; MORCERF, 1996). Quando a fonte e a superfície refletora estão paradas, o comprimento das ondas transmitidas e refletidas são iguais. Quando a estrutura refletora está se movendo em direção à fonte, as ondas sonoras são encontradas com mais freqüência, aumentando o número de ondas (aumento da freqüência) refletidas de volta à fonte. Quando a estrutura refletora está se afastando da fonte, a onda sonora demora mais para encontrar a superfície refletora, diminuindo portanto o número de ondas refletidas (diminuindo a freqüência) para a fonte (BOON, 1998b; MORCERF, 1996). Portanto, o aumento ou diminuição da freqüência indica o sentido do movimento da superfície refletora. O mesmo ocorre com as hemácias, consideradas a superfície refletora, e o transdutor, que é a fonte da onda sonora (MORCERF, 1996).

O efeito Doppler permite não só avaliar se as hemácias e, portanto, o sangue estão se aproximando ou se afastando do transdutor (fonte de origem da energia ultrasônica), como também saber a sua velocidade, já que a variação da freqüência é proporcional a esta velocidade (BOON, 1998b; MORCERF, 1996). A velocidade do sangue pode ser deduzida pela seguinte fórmula (Equação Doppler):

# V= <u>C. Δf</u>

#### 2f.cosθ

onde V= velocidade do sangue; C= velocidade do ultra-som no meio (aproximadamente 1.540 m/s); f= freqüência do ultra-som emitido; Δf= diferença da freqüência entre o ultrasom emitido e o refletido e θ= ângulo formado entre a direção do fluxo sangüíneo e a direção do feixe ultra-sônico (BONAGURA et al., 1998; BOON, 1998b; GABER, 1991; KIENLE, 1998; MOÏSE; FOX, 1999; MORCERF, 1996).

Quando o movimento se faz paralelamente ao feixe e em direção à fonte, o ângulo de interceptação ( $\theta$ ) é de 0 (zero) grau e cos  $\theta$ = + 1. Caso o movimento seja paralelo ao feixe mas em direção contrária à fonte,  $\theta$  será igual a 180 graus e cos  $\theta$ = -1. A velocidade encontrada será portanto igual à velocidade real do sangue, mas seu valor será negativo (MORCERF, 1996; BOON, 1998b; MOÏSE; FOX, 1999). Assim, quando o fluxo sangüíneo se aproxima da fonte (transdutor) sua velocidade é positiva e, quando se afasta, esta velocidade é negativa. Se a direção do movimento for perpendicular ao feixe,  $\theta$  será igual a 90 graus e cos  $\theta$ = 0, portanto, aparentemente a velocidade será igual a zero (MOÏSE; FOX, 1999; MORCERF, 1996). Qualquer ângulo de interceptação diferente de 0 grau e 180 graus irá diminuir a velocidade obtida, proporcionalmente ao co-seno deste ângulo. Porém, uma diferença de até 20 graus de angulação, para mais ou para menos, em relação à posição ideal de 0 grau (ou de 180 grau) modifica pouco o co-seno e, portanto, leva a um erro na avaliação da velocidade de apenas 6%. Contudo, quando a diferença é maior que 20 graus, a modificação do co-seno é acentuada e o erro na avaliação da velocidade muito grande (BONAGURA et al., 1998; GABER, 1991; KIENLE, 1998; MOÏSE; FOX, 1999; MORCERF, 1996).

A velocidade do sangue num vaso (ou cavidade cardíaca) não é a mesma em toda sua área transversa (MORCERF, 1996). Junto à parede há grande atrito viscoso entre as camadas líquidas e sólida da parede, e a velocidade é nula. As diferentes camadas líquidas deslizam umas sobre as outras, aumentando a velocidade em direção ao centro, onde ela é máxima (BOON, 1998b; FEIGENBAUM, 1994; MORCERF, 1996). A representação gráfica deste fato é chamada de *perfil de velocidades* do sangue no vaso e, portanto, é uma parábola (FEIGENBAUM, 1994; MORCERF, 1996). Portanto, o sangue em movimento se comporta como constituído de diversas lâminas com velocidades diferentes, sendo este tipo de fluxo denominado laminar (MORCERF, 1996).

O fluxo turbulento resulta da interrupção do padrão de fluxo laminar normal (MOÏSE; FOX, 1999). Neste caso, há completa desorganização do fluxo, com hemácias tendo diferentes direções e velocidades (MORCERF, 1996; BOON, 1998b; MOÏSE; FOX, 1999). Este tipo de fluxo é visto nos casos de lesões estenóticas, "shunts" e regurgitações valvares (BOON, 1998b; MOÏSE; FOX, 1999). À medida que o fluxo se aproxima do local da obstrução, a velocidade proximal (v<sub>1</sub>) diminui e a pressão (p<sub>1</sub>) aumenta. Distalmente à obstrução, a velocidade (v<sub>2</sub>) aumenta e a pressão (p<sub>2</sub>) diminui. Dessa forma tem-se um delta de pressão ( $\Delta$ P) que é igual a pressão proximal (p<sub>1</sub>) menos a pressão distal (p<sub>2</sub>):

$$\Delta P = p_{1} - p_{2}$$

$$p_{1} - p_{2} = \frac{1}{2} \rho (v_{2}^{2} - v_{1}^{2}) + \rho f_{1}^{2} DV/DT \times DS + R(V)$$

onde  $\rho$  = densidade do sangue; ½  $\rho$  (v<sup>2</sup><sub>2</sub>- v<sup>2</sup><sub>1</sub>)= aceleração convectiva;  $\rho$   $f_1^2$  DV/DT x DS= aceleração do fluxo; R(V)= fricção viscosa (BOON, 1998b; FEIGENBAUM, 1994; GABER, 1991). A aceleração convectiva é a energia necessária para ultrapassar a obstrução. Como v<sub>1</sub> costuma ser muito menor que v<sub>2</sub>, pode ser ignorada. A aceleração do fluxo é a inércia que deve ser ultrapassada para mover o sangue através da valva, sendo importante apenas durante a abertura e o fechamento da mesma. Como as medidas são realizadas no pico sistólico, a aceleração do fluxo é negligenciada. A fricção viscosa é a dissipação da energia de fluxo devido à viscosidade do sangue e se torna importante em obstruções longas e estreitas, como a estenose aórtica em túnel, sendo, portanto, negligenciável (GABER, 1991). Assim:

$$\Delta P = 4v^2_2$$

A equação acima é conhecida como equação de Bernoulli modificada e é de grande valia na determinação dos gradientes intracavitários, através das estenoses e dos "shunts" (ABDUCH, 2004; GABER, 1991; KIENLE, 1998). Portanto, nenhuma técnica ecocardiográfica mede a pressão intravascular diretamente. O mais perto que a ecocardiografia chega de obter informação com relação à pressão é através da medida da diferença da pressão entre as câmaras cardíacas, ou seja, do gradiente de pressão (FEIGENBAUM, 1994).

## A) TIPOS DE ECOCARDIOGRAFIA DOPPLER

#### A1. Doppler espectral

Este tipo de Doppler tem seu fluxo demonstrado na forma de espectros, que se movem em relação à linha de base, e sua velocidade está relacionada ao eixo Y e o tempo no eixo X (BONAGURA, 1994; BONAGURA et al., 1998; GABER, 1991; KIENLE, 1998). O fluxo que vem em direção ao transdutor produz um sinal que é colocado acima da linha de base e o fluxo que se afasta do transdutor é colocado abaixo da linha de base (KIENLE, 1998). Existem duas modalidades de Doppler espectral: o contínuo e o pulsátil.

#### A.1.1. Doppler contínuo

Utiliza dois cristais pizoelétricos, um para formação contínua de ultra-som e outro para recepção desta energia. Os circuitos eletrônicos do aparelho Doppler analisam a diferença de freqüência entre o sinal emitido e recebido, continuamente (ABDUCH, 2004; BONAGURA et al., 1998; GABER, 1991; MOÏSE; FOX, 1999; MORCERF, 1996). Caso haja fluxo sangüíneo ao longo do feixe ultra-sônico, ele será notado. Com os equipamentos mais antigos, não era possível diferenciar um alvo individualmente, nem saber onde ele estava em relação ao transdutor, inviabilizando o mapeamento de áreas específicas (ABDUCH, 2004; BONAGURA, 1994; KIENLE, 1998; GABER, 1991; MOÏSE; FOX, 1999; MORCERF, 1996), já que não havia o conhecimento do tempo entre o momento em que se emitiu o sinal e o que recebeu como eco (MORCERF, 1996). Entretanto, os equipamentos de ecocardiografia mais modernos possuem a função de Doppler contínuo que possibilita a avaliação de alvos específicos, guiado pelo modo bidimensional, permitindo ao operador um bom alinhamento do feixe de ultra-som com o fluxo anormal (KIENLE, 1998).

O Doppler contínuo tem a grande vantagem de captar fluxos de qualquer velocidade, uma vez que a transmissão e a recepção dos ecos são ininterruptas. Por essa razão é empregado sempre que se deseja analisar fluxos de alta velocidade, como por exemplo aqueles presentes em casos de estenoses e "shunts" (ABDUCH, 2004; BONAGURA, 1994; BONAGURA et al., 1998; GABER, 1991; MOÏSE; FOX, 1999; MORCERF, 1996).

# A.1.2. Doppler pulsátil

O Doppler pulsátil utiliza apenas um cristal piezoelétrico, que atua tanto como transmissor quanto como receptor de ultra-som (ABDUCH, 2004; BONAGURA et al., 1998; GABER, 1991; KIENLE, 1998; MOÏSE; FOX, 1999; MORCERF, 1996). O cristal é excitado por pouco tempo, emitindo energia ultra-sônica, permanecendo, logo a seguir, em estado de escuta dos ecos. Controlando-se o momento, após a emissão, em que se fará a análise da variação da freqüência do eco, pode-se saber a que distância do transdutor está a região da amostra (MORCERF, 1996). A grande vantagem do Doppler pulsátil é a possibilidade de estudar uma região pequena e específica, de localização e profundidade variáveis. A desvantagem é que ela não é capaz de captar fluxos com alta velocidade (ABDUCH, 2004; BONAGURA, 1994; BONAGURA et al., 1998; GABER, 1991; KIENLE, 1998; MOÏSE; FOX, 1999; MORCERF, 1996) - o pulso de ultra-som deve ser emitido e voltar antes que o próximo pulso chegue ao coração, para evitar ambigüidade na análise (ABDUCH, 2004).

O pulso é transmitido a uma profundidade determinada, numa razão conhecida como freqüência de repetição de pulso (PRF, do inglês *pulse repetition frequency*). A freqüência do Doppler no retorno pode ser determinada por um intervalo de tempo, que se inicia após a emissão do pulso. Este intervalo de tempo é chamado de volume de amostra e tem um tamanho definido. Sua largura é a mesma do feixe de ultra-som e seu comprimento igual ao tempo selecionado para receber os ecos refletidos (ABDUCH, 2004; MORCERF, 1996).

A freqüência de repetição de pulso é limitada para cada profundidade e o limite máximo que pode ser detectado pelo sistema é conhecido como limite de Nyquist, que é definido como sendo a metade da freqüência de repetição de pulso. Sempre que esse limite é ultrapassado, o sistema não consegue reconhecer a direção ou a velocidade do fluxo, causando o fenômeno conhecido como *aliasing* (ABDUCH, 2004; BONAGURA et al., 1998; GABER, 1991; KIENLE, 1998; MOÏSE; FOX, 1999).

#### A.2 Doppler colorido

O Doppler colorido é a codificação em cores da direção do sangue, verificado por um sistema pulsátil, de tal modo que, quando o fluxo sangüíneo se aproxima do transdutor ele é codificado em vermelho e, quando se afasta, em azul (ABDUCH, 2004; GABER, 1991; KIENLE, 1998; MORCERF, 1996). Fluxos turbulentos, em que a velocidade e a direção das hemácias variam, aparecem como um mosaico em cores (ABDUCH, 2004; GABER, 1991). O aparelho realiza simultaneamente um ecocardiograma bidimensional e um fluxograma colorido em diversos pontos vistos na imagem bidimensional, superpondo as duas informações em uma só imagem (KIENLE, 1998; MORCERF, 1996). O Doppler colorido recebe os ecos de uma determinada área, envia essas informações para um circuito de modo bidimensional e de Doppler pulsátil, que analisará a direção e a velocidade dos ecos e codificará essa região com uma determinada cor (MORCERF, 1996). Com isso, pode-se ter uma orientação espacial do fluxo de sangue, obtendo-se assim um melhor mapeamento das áreas de fluxo anormal (GABER, 1991).

# A.3. Doppler tecidual

Os aparelhos convencionais, providos de recurso Doppler, dispõem de um filtro que elimina os sinais de baixa freqüência e alta amplitude, provenientes da movimentação do miocárdio e das valvas, porque quando comparado com o movimento do fluxo sangüíneo, o movimento miocárdico tem como característica uma menor velocidade, normalmente menor que 10 centímetros por segundo (cm/s), e uma maior amplitude de sinal Doppler, em torno de 40 decibéis (dB). Recentemente, uma nova técnica ultra-sonográfica, denominada Doppler tecidual, possibilitou a quantificação do movimento miocárdico. Nos sistemas de imagem Doppler tecidual, os sinais captados não passam por este filtro, tornando possível a mensuração de baixas velocidades, sendo a mais baixa ao redor de 0,2 cm/s, o que é compatível com a velocidade apresentada pelo miocárdio (MIYATAKE et al., 1995). A formação da imagem tissular Doppler é um modo ecocardiográfico relativamente recente que pode provar utilidade na avaliação da função diastólica. A formação da imagem tissular Doppler é usada para interrogar a velocidade e a direção da parede do ventrículo esquerdo ou do ânulo da valva mitral, ao contrário do movimento e da direção do fluxo sangüíneo, avaliados na ecocardiografia Doppler convencional (BONAGURA; FUENTES, 2004).

# B) AVALIAÇÃO DA FUNÇÃO DIASTÓLICA PELA ECOCARDIOGRAFIA DOPPLER PULSÁTIL

As valvas atrioventriculares abrem-se durante a diástole, momento no qual é registrado um fluxo bifásico. A primeira onda denomina-se onda E, a qual representa o enchimento diastólico máximo do ventrículo correspondente e, em condições normais, tem velocidade maior que a onda A (que representa a sístole atrial e participa com cerca de 25% do enchimento ventricular) (ABDUCH, 2004; GABER, 1991; KIENLE, 1998). Durante a sístole, as valvas estão fechadas e não deve haver fluxo (ABDUCH, 2004; KIENLE, 1998). Muitos fatores , incluindo a complacência ventricular e a taxa de relaxamento diastólico (lusitropia), podem afetar a relação entre a onda E e a onda A. As velocidades de pico, através das valvas atrioventriculares, são geralmente menores que 1 metro por segundo e são geralmente menores que a velocidade através das valvas semilunares no mesmo paciente (KIENLE, 1998). Pode-se, ainda, avaliar os tempos de aceleração e desaceleração da onda E, que é um índice para estimar a função diastólica ventricular (BONAGURA et al., 1998). A regurgitação tricúspide

fisiológica é relativamente comum (50%), enquanto que a regurgitação fisiológica da valva mitral é relativamente incomum (KIENLE, 1998).

Quando o relaxamento ventricular está prejudicado, a velocidade da onda E torna-se menor que a da onda A, indicando, como dito anteriormente, déficit de complacência ventricular esquerda. Em geral, esta situação ocorre em pacientes com hipertrofia ventricular e também naqueles em que há sobrecarga ventricular direita (em virtude de o septo interventricular se pronunciar em direção ao ventrículo esquerdo durante a diástole). Outro indicativo de disfunção diastólica é a presença de onda E com velocidade muito superior à da onda A. Isso representa um aumento da rigidez miocárdica e é observado nas síndromes restritivas (ABDUCH, 2004).

Outra forma de avaliar a função diastólica é através da avaliação do fluxo venoso pulmonar. Um volume de amostra de onda pulsátil é colocado na veia pulmonar direita ou esquerda. O fluxo venoso pulmonar normalmente consiste de duas ondas positivas indicando fluxo em direção ao transdutor, sendo uma sistólica e a outra diastólica, e com uma onda de fluxo inverso após a contração atrial. Estudos em pacientes humanos demonstraram que a análise do fluxo venoso pulmonar pode fornecer informações que se correlacionam com as pressões médias do átrio esquerdo e do ventrículo esquerdo no final da diástole (BONAGURA; FUENTES, 2004).

# C. AVALIAÇÃO DOS ÍNDICES DE EJEÇÃO VENTRICULAR PELA ECOCARDIOGRAFIA DOPPLER PULSÁTIL

Os fluxos da valva aórtica e pulmonar são os responsáveis pelos índices de ejeção ventricular, apresentando espectros unifásicos, negativos e triangulares (BONAGURA et al., 1998). O fluxo aórtico é de rápida ascensão, com uma rápida aceleração e, portanto, uma onda não simétrica, com o pico máximo ocorrendo precocemente, que caracteriza um fluxo sangüíneo de alta resistência. O espectro da valva pulmonar demora mais a acelerar, é um pouco mais arredondado e, portanto, mais simétrico e com velocidades mais baixas do que no fluxo aórtico, o que é característico do fluxo de baixa resistência (Figura 1) (BONAGURA et al., 1998; GABER, 1991; MORCERF, 1996).



Fluxo Pulmonar

Fluxo Aórtico

Figura 1 - Comparação entre os fluxos pulmonar e aórtico, sendo o primeiro um espectro mais simétrico, com aceleração mais lenta do que o especto do fluxo aórtico, o qual tem uma rápida ascensão em decorrência de sua rápida aceleração. Fonte: Serviço de Cardiologia do Hospital Veterinário da Universidade de São Paulo A área sob o sinal do fluxo aórtico ou pulmonar (a integral velocidade-tempo ou integral de velocidade ou VTI, do inglês *velocity time integral*) está diretamente relacionada ao volume sistólico, o qual pode ser calculado multiplicando-se a integral de velocidade pela área de corte transversal do vaso (BONAGURA; FUENTES, 2004; BOON, 1998a; FEIGENBAUM, 1994; MORCERF, 1996). Aumentos na integral de velocidade podem representar restrição ao fluxo ou aumento no volume, como num "shunt", enquanto que diminuição na integral de velocidade representa baixo fluxo (BOON, 1998a).

A velocidade máxima aórtica anormal é observada em cães com cardiomiopatia dilatada, mas em geral a disfunção miocárdica deve ser grave para que os índices de fluxo sejam afetados. A ativação neuro-humoral e a lei de Starling do coração geralmente auxiliam a manter o débito cardíaco no coração insuficiente, até que esses mecanismos compensatórios sejam superados, de forma que uma queda detectável no débito cardíaco é a última alteração na maior parte dos casos de insuficiência miocárdica (BONAGURA; FUENTES, 2004). Estudo realizado em humanos com cardiomiopatia dilatada mostrou uma ótima correlação entre a fração de encurtamento do ventrículo esquerdo medida, pelo modo unidimensional, com as medidas de velocidade de pico do fluxo aórtico e integral de velocidade (r= 0,83), medidos pelo método Doppler (GARDIN et al., 1983). Tanto o modo unidimensional como Doppler são métodos não invasivos, porém a ecocardiografia Doppler tem a vantagem de refletir, quantitativamente, a função de todo o ventrículo esquerdo, enquanto o modo unidimensional reflete o valor da função de uma área específica do coração (GARDIN et al., 1993). Em estudo realizado em pacientes humanos com infarto agudo do miocárdio, a avaliação com Doppler pulsátil mostrou diminuição da velocidade de pico e da aceleração máxima do fluxo de ejeção ventricular esquerda, quando comparado com o grupo normal. Esses pacientes apresentaram uma melhora significativa, principalmente da aceleração máxima do fluxo, cerca de três dias após a angioplastia coronária transmural percutânea, mostrando que este é um bom índice de avaliação da função sistólica global do ventrículo esquerdo, nos casos de infarto agudo do miocárdio (IMAMURA et al., 1993).

Como o fluxo aórtico é aquele que perfunde a circulação sistêmica, ele é capaz de fornecer a medida do débito cardíaco (FEIGENBAUM, 1994). A ecocardiografia permite a avaliação da função cardíaca e mensuração do débito cardíaco aórtico pelo modo unidimensional assim como pelo método Doppler, havendo uma correlação, relativamente alta, entre esses métodos e o método de termodiluição por cateterismo (FAST et al., 1988; MIZUNO et al., 1994; UEHARA; KOGA; TAKAHASHI, 1995), que é realizado por meio de um procedimento invasivo e cuja utilização é extremamente difícil na avaliação de doenças circulatórias, em decorrência de seu alto risco (UEHARA; KOGA; TAKAHASHI, 1995). Porém, segundo Fast et al. (1988), apesar da alta correlação entre os dois métodos, a ecocardiografia pode subestimar o débito cardíaco quando comparado à termodiluição, principalmente por erros na medida da área valvar, angulação do feixe de ultra-som com o fluxo de sangue e, ainda, a movimentação do coração durante a respiração. Entretanto, em virtude da ecocardiografia ser um técnica não invasiva, ela pode ser considerada mais útil do que a termodiluição como método de avaliação clínica (UEHARA; KOGA; TAKAHASHI, 1995).

A mensuração do débito cardíaco do lado direito é variável e tem uma baixa correlação com as medidas obtidas por procedimentos invasivos, como demonstrado por Uehara, Koga e Takahashi. (1995). Isto ocorre principalmente devido à variabilidade

55

das medidas do diâmetro da artéria pulmonar, pois a baixa resolução das paredes laterais no modo bidimensional pode afetar as medidas do diâmetro do vaso (BOON, 1998a; FEIGENBAUM, 1994).

A avaliação da velocidade da artéria pulmonar pode também dar uma estimativa da pressão da artéria pulmonar e da resistência vascular pulmonar. Podem ser avaliados com este intuito: o período de pré-ejeção, que corresponde ao início do complexo QSR eletrocardiográfico e o início do fluxo sistólico pulmonar; o tempo de aceleração, que é o tempo entre o início do fluxo e o pico do fluxo sistólico; e o tempo de ejeção, que é o intervalo do início ao fim do fluxo. Uma das medidas consideradas como mais importantes é o tempo de aceleração, que se encontra diminuído na hipertensão pulmonar, podendo-se utilizar, também, a relação entre tempo de préejeção e tempo de aceleração ou a relação tempo de ejeção e tempo de aceleração (FEIGENBAUM, 1994).

O fluxo da artéria pulmonar tem o formato de uma abóbada, com o pico na metade da sístole, sendo conhecido como modelo tipo-I do fluxo pulmonar. Quando a pressão da artéria pulmonar aumenta, o pico se torna mais agudo, conhecido como modelo tipo-II. À medida que aumenta ainda mais a pressão, o padrão muda, com o pico de velocidade acontecendo mais cedo ou, algumas vezes, com um segundo pico ou "entalhe" no final do período de ejeção (tipo-III). Caso a pressão da artéria pulmonar aumente ainda mais, a velocidade de fluxo da artéria pulmonar desacelera e a metade final da onda é perdida ou se torna reversa (Figura 2) (UEHARA, 1993). Entre outros fatores, presume-se que a diminuição da distensibilidade das paredes da artéria pulmonar, além da reflexão precoce de ondas pulsáteis e o fluxo reverso, no interior da artéria pulmonar dilatada e recurvada, possam ser responsáveis por este

comportamento anormal da curva, não só na hipertensão pulmonar, como também na dilatação idiopática da artéria pulmonar, em humanos com pressão arterial pulmonar normal (CAMPOS FILHO et al., 1991). Estudos em humanos (CAMPOS FILHO et al., 1991; KITABAKE et al., 1983; MIGUÉRES et al., 1990 MIYAHARA et al., 2001) e cães (UEHARA, 1993) mostraram que a ecocardiografia Doppler pulsátil é um método nãoinvasivo útil na análise do fluxo sistólico de ejeção do ventrículo direito. Nos trabalhos em humanos, a análise quantitativa mostrou ótima correlação entre o tempo de aceleração da artéria pulmonar, medida pelo Doppler pulsátil, e os métodos invasivos de mensuração da pressão da artéria pulmonar (CAMPOS FILHO et al., 1991; MIGUÉRES et al., 1990), mesmo em baixos níveis de hipertensão pulmonar (MIGUÉRES, 1990). O trabalho realizado em cães obteve resultados semelhantes, porém uma melhor correlação foi observada quando comparada a relação tempo de aceleração/ tempo de ejeção da artéria pulmonar, medida também pelo Doppler pulsátil, com métodos invasivos (UEHARA, 1993). Além disso, o "entalhe" encontrado no final da sístole pode ser considerado um achado muito específico, mas pouco sensível para hipertensão pulmonar (MIGUÉRES, 1990).



Figura 2 - quatro tipos de padrão de fluxo da artéria pulmonar. O fluxo da artéria pulmonar tem o formato de uma abóbada, com o pico na metade da sístole, sendo conhecido como modelo tipo-I. Quando a pressão da artéria pulmonar aumenta, o pico se torna mais agudo, conhecido como modelo tipo- II. À medida que aumenta ainda mais a pressão, o padrão muda, com o pico de velocidade acontecendo mais cedo ou, algumas vezes, com um segundo pico ou "entalhe" no final do período de ejeção (tipo- III). Caso a pressão da artéria pulmonar aumente ainda mais, a velocidade de fluxo da artéria pulmonar desacelera, e a metade final da onda é perdida ou se torna reversa, conhecido como modelo tipo IV. Fonte: UEHERA. 1993

A regurgitação tricúspide pode ser detectada pelo método de Doppler contínuo, por onde se calcula a diferença entre a pressão do átrio e ventrículo direitos, a partir da velocidade máxima do fluxo de regurgitação de acordo com a fórmula de Bernoulli (FEIGENBAUM, 1994; UEHARA, 1993;). Este valor é então somado ao valor presumido de pressão atrial direita para se obter a pressão sistólica ventricular direita e, conseqüentemente, a pressão sistólica da artéria pulmonar. Este método tem uma sensibilidade muita alta e uma ótima correlação com a pressão da artéria pulmonar, porém, para detectar hipertensão pulmonar há necessidade da detecção de insuficiência tricúspide. Já a determinação dos parâmetros de fluxo da artéria pulmonar pelo Doppler pulsátil (como tempo de aceleração, tempo de ejeção, relação tempo de aceleração/ tempo de ejeção, entre outros) permite a detecção precoce de hipertensão pulmonar, mesmo sem regurgitação tricúspide (UEHARA, 1993).

# 3 MATERIAIS E MÉTODOS

# **3 MATERIAIS E MÉTODOS**

Neste ítem estão relacionados todos os procedimentos realizados para considerar o cão como sadio, e por fim a avaliação ecocardiográfica, modos uni e bidimensional, bem como a avaliação com Doppler dos fluxos das valvas aórtica e pulmonar, que é o objetivo deste estudo.

#### 3.1 MATERIAIS

Foram incluídos neste estudo os resultados de 30 animais da espécie canina (Quadro 1), de raças diferentes, clinicamente sadios, sendo 13 machos e 17 fêmeas, com idades entre dois e sete anos e peso corpóreo variando de 4,4 a 33,3 quilos (Kg) (média 16,07 <u>+</u> 8,829 Kg), selecionados pelo Serviço de Cardiologia do Hospital Veterinário da Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia da Universidade de São Paulo (FMVZ/ USP).

Animal	Sexo	Raça	Idade (anos)	Peso (Kg) <sup>(1)</sup>
1	macho	Yorkshire	05	4,4
2	fêmea	Yorkshire	05	5,1
3	macho	Lhasa-apso	02	6,3
4	macho	Lhasa-apso	03	6,5
5	fêmea	Fox Paulistinha	02	7,9
6	fêmea	SDR <sup>(2)</sup>	02	9,4
7	fêmea	Beagle	02	9,8
8	fêmea	Schnauzer	03	9,8
9	fêmea	Schnauzer	03	5,3
10	fêmea	SDR <sup>(2)</sup>	05	10,0
11	fêmea	SDR <sup>(2)</sup>	05	10,1
12	macho	SDR <sup>(2)</sup>	04	11,1
13	fêmea	SDR <sup>(2)</sup>	03	11,8
14	macho	SDR <sup>(2)</sup>	02	12,0
15	fêmea	SDR <sup>(2)</sup>	05	12,6
16	fêmea	Cocker Spaniel	04	15,4
17	fêmea	SDR <sup>(2)</sup>	04	16,1
18	macho	SDR <sup>(2)</sup>	02	16,9
19	macho	SDR <sup>(2)</sup>	02	17,7
20	macho	Cocker Spaniel	05	18,0
21	macho	SDR <sup>(2)</sup>	04	18,7
22	macho	Springer Spaniel	07	20,0
23	fêmea	SDR <sup>(2)</sup>	05	22,3
24	fêmea	SDR <sup>(2)</sup>	02	24,3
25	fêmea	SDR <sup>(2)</sup>	02	25,5
26	fêmea	Boxer	06	27,3
27	fêmea	Pastor Canadense	02	30,7
28	macho	Golden Retriever	03	31,4
29	macho	SDR <sup>(2)</sup>	04	32,5
30	macho	Labrador	05	33,3

<sup>(1)</sup> Kg= kilogramas; <sup>(2)</sup> Sem definição racial

Quadro 1 - Descrição dos cães submetidos à avaliação dos fluxos das valvas aórtica e pulmonar com Doppler pulsátil, segundo sexo, definição racial, idade e peso - São Paulo - 2005 O exame ecocardiográfico foi realizado em aparelho HITACHI<sup>®</sup> modelo EUB 515-A, equipamento compacto com recursos para estudo em modo B, modo M e Doppler (pulsátil, colorido e contínuo) e transdutor de alta densidade multi-freqüencial (3,5 e 5 Mhz).

Vídeo *Graphic printer* preto e branco, marca Sony<sup>®</sup> modelo UP 890CE foi utilizado para o registro das imagens ecocardiográficas, devidamente identificadas, para análise detalhada, posteriormente ao exame.

# 3.2 MÉTODOS

Os animais selecionados foram previamente submetidos aos exames físico, radiográfico e eletrocardiográfico, e à mensuração da pressão arterial sistêmica. Realizou-se também avaliação renal (exame de urina tipo I, uréia e creatinina séricas), avaliação hepática (dosagens séricas de alanina aminotransferase, fosfatase alcalina, proteína total, albumina e bilirrubinas), hemograma completo e pesquisa de antígeno de *Dirofilaria immitis*.

Após esta avaliação, os animais considerados hígidos foram submetidos ao exame ecocardiográfico.

#### 3.2.1 Anamnese

Inquiriu-se a respeito dos antecedentes mórbidos remotos e recentes, funcionamento de todos os sistemas orgânicos, manejo higiênico-dietético e procedência do animal.

# 3.3.2 Exame físico

O exame físico dos animais consistiu na tomada da temperatura corpórea através da ampola retal, pulso arterial por meio de palpação da artéria femoral, freqüências cardíaca e respiratória e avaliação de mucosas (oculares, orais e genitais). Realizou-se, também, o exame do tórax e abdômen por meio de auscultação indireta, inspeção, palpação e percussão dígito-digital.

#### 3.2.3 Exames laboratoriais

Foram realizados como exames laboratoriais: hemograma completo, bioquímica sérica, exame de urina tipo I e pesquisa de antígenos de *Dirofilaria immitis*.

3.2.3.1 Hemograma

Após anti-sepsia do local foram colhidos 2 mL de sangue, por punção da veia jugular ou cefálica, acondicionando-os, imediatamente, em tubos para colheita a vácuo Becton Dickinson<sup>®</sup> com EDTA-K<sub>2</sub> (3,6 mg), como anticoagulante. A contagem global de hemácias bem como a dosagem de hemoglobina foram efetuadas em contador eletrônico marca SERONO<sup>®</sup> modelo 9020 AX. A contagem diferencial de leucócitos foi realizada por microscopia óptica, em microscópio marca CARL ZEISS JENA<sup>®</sup> modelo Jenamed 2, em esfregaços de sangue corados por Rosenfeld. O volume globular foi determinado pela técnica do microhematócrito em centrífuga (Celm<sup>®</sup> modelo MH).

#### 3.2.3.2 Bioquímica sérica

O soro destinado à realização do perfil bioquímico foi obtido por punção da veia jugular ou cefálica e processado em analisador bioquímico automático da marca TECHNICON<sup>®</sup> modelo RS-100.

A avaliação hepática foi realizada pela dosagem sérica de:

a) fosfatase alcalina: método cinético colorimétrico, segundo Cerotti et al. (2002) e recomendação do Comitê Escandinavo para Enzimas (SCE);

b) aspartato aminotransferase e alanina aminotransferase: método cinético em ultravioleta, segundo Schumann et al. (2002) e recomendação da *International Federation of Clinical Chemistry* (IFCC);

c) proteína total: método do biureto, segundo Gornall e colaboradores (1949);

d) albumina: método de verde de bromocresol, segundo Corcoran e Duran (1977).

O perfil renal foi avaliada pela realização das dosagens séricas de:

a) uréia: método da urease/GDLH, em ultravioleta, segundo Talke (1972);

b) creatinina: método de Jaffe modificado, segundo Lustgarten e Wenk (1972).

#### 3.2.3.3 Exame de urina tipo I

A urina foi coletada por cateterização vesical ou micção espontânea ou cistocentese e processada segundo Larsson (1982).

#### 3.2.3.4 Pesquisa de antígenos de Dirofilaria immitis

O soro destinado à realização de pesquisa de antígenos de *Dirofilaria immitis* foi obtido por punção da veia jugular ou cefálica, e analisado pelo kit de teste comercial Snap\* 3Dx\* do Laboratório IDEXX<sup>®</sup>, segundo instruções do fabricante.

#### 3.2.4 Exame radiográfico

Os exames radiográficos de tórax foram realizados, segundo a técnica radiográfica que relaciona miliamperagem/segundo e quilovoltagem à espessura da região torácica (SCHELLING, 1995), em aparelho de radiodiagnóstico CGR, modelo Chenonceaux, de 600 mA e 130 KV, equipado com mesa radiológica com grade e sistema *Potter-Buck* recipromático, tipo *Par Speed*, e ampola de Raios-X de ânodo giratório. Os filmes radiográficos utilizados foram da marca Kodak<sup>®</sup>, com tamanho de acordo com o porte do animal, colocados em chassi metálico portando telas intensificadoras CRONEX HI plus. Os filmes foram revelados e fixados em processadora automática RP-OMAT Processor<sup>®</sup>, após identificação luminosa apropriada.

Para proceder à avaliação da silhueta cardíaca, todos os animais foram submetidos ao exame radiográfico da região torácica. Para tanto, foram posicionados em decúbito lateral direito e esquerdo para a projeção látero-lateral e em decúbito

dorsal, para a projeção ventro-dorsal, com ajuda dos proprietários e auxiliares disponíveis no Setor de Radiologia do Hospital Veterinário da FMVZ-USP.

As radiografias foram analisadas de forma qualitativa, com a avaliação subjetiva da silhueta cardíaca e campos pulmonares, bem como de forma quantitativa, pelo método de mensuração "Vertebral Heart Size" (VHS) descrito por Buchanan e Bücheler (1995). Para tanto, em radiografia látero-lateral direita, considerou-se a distância entre a margem ventral da traquéia (próxima à bifurcação da traquéia) e o contorno ventral mais distante do ápice cardíaco, que corresponde ao eixo maior do coração. Esta medida foi transportada para a coluna vertebral torácica, colocando-se a régua junto à margem cranial da quarta vértebra torácica e estimando-se o valor deste eixo, numa escala vertebral com aproximação de 0,1 vértebra.

Para obtenção do eixo menor do coração, posicionava-se a régua junto ao terço superior do coração, de forma que se obtinha uma linha perpendicular ao eixo maior, e realizava-se o mesmo procedimento para a obtenção de seu tamanho, transformando em unidade de vértebra torácica.

As medidas do eixo maior e menor eram somadas, a fim de se obter uma expressão do tamanho do coração, com relação ao tipo de tórax . Foram considerados normais os animais que apresentaram os valores dentro dos limites estabelecidos por Buchanan e Bücheler (1995) para cada tipo de tórax (profundo, intermediário e largo). O tamanho total do coração foi expresso em unidades de vértebras, com aproximação de 0,1 vértebra, ao qual se designou "VHS".

Foram incluídos, no presente trabalho, animais sem alterações radiográficas em campos pulmonares, e aqueles que revelaram silhueta cardíaca dentro dos limites de normalidade.

#### 3.2.5 Avaliação da pressão arterial

A pressão arterial foi avaliada indiretamente com aparelho "Doppler" vascular da marca Medmega<sup>®</sup>, modelo DV-610 e esfignomanômetro da marca Taycos<sup>®</sup> modelo CE 0050. O animal foi posicionado em decúbito lateral e o "cuff", da marca Dixtal<sup>®</sup>, colocado logo abaixo da articulação úmero-rádio-ulnar, com o transdutor sobre a artéria palmar na região metacarpiana. A largura e o número do "cuff" foram selecionados segundo recomendação de Brown e Henik (1998).

Considerou-se como valor normal a pressão sistólica menor que 170 mmHg (BROWN; HENIK, 1998).

# 3.2.6 Exame eletrocardiográfico

O exame eletrocardiográfico foi realizado utilizando-se eletrocardiógrafo da marca ECAFIX<sup>®</sup> modelo 6, com os animais em decúbito lateral direito, registrando-se as derivações bipolares I, II, e III, as unipolares aumentadas aVR, aVL e aVF e as derivações pré-cordiais  $CV_5RL$ ,  $CV_6LL$ ,  $CV_6LU$  e  $V_{10}$  (EDWARDS, 1987; TILLEY, 1995).

Foram analisados ritmo, freqüência cardíaca, eixo do complexo QRS e presença de qualquer anormalidade de condução. Foram também avaliados amplitude e duração da onda P, duração do intervalo PR, amplitude da onda R, duração do complexo QRS,

duração do intervalo QT e amplitude da onda T na derivação DII, velocidade de 50 milímetros por segundo (mm/s), sensibilidade 1 milivolt (mV) igual a 1 centímetro (cm).

As derivações pré- cordiais foram analisadas na velocidade de 25 mm/s com sensibilidade 1 mV igual a 1 cm, sendo determinada a amplitude das ondas Q, R e S e a polaridade da onda T (positiva ou negativa) nas derivações CV<sub>5</sub>RL, CV<sub>6</sub>LL e CV<sub>6</sub>LU, bem como a polaridade (positiva ou negativa), do complexo QRS e da onda T na derivação V<sub>10</sub> (TILLEY, 1995).

Foram considerados normais todos os animais com parâmetros eletrocardiográficos anteriormente estabelecidos por Edwards (1987) e Tilley (1995).

# 3.2.7 Exame ecocardiográfico

#### 3.2.7.1 Preparo do paciente

Os animais foram posicionados em decúbito lateral esquerdo, não sendo necessária a realização de tricotomia. Uma camada de gel foi aplicada entre o transdutor e a parede torácica do animal, com a finalidade de diminuir a interferência do ar que se interpõe entre os mesmos. Para animais de pequeno e médio porte foi utilizado o transdutor de 5,0 Mhz (megahertz) e para aqueles de grande porte utilizouse o transdutor de 3,5 Mhz.

#### 3.2.7.2 Exame ecocardiográfico

O exame ecocardiográfico foi realizado segundo as recomendações da *Echocardiography Committee of Specialty of Cardiology – American College of Veterinary Internal Medicine* (THOMAS et al., 1993), *American Society of Echocardiography* (BOON, 1998a) e autores consultados (BONAGURA, 1983; BONAGURA, 1994; BONAGURA; FUENTES, 2004; BOON, 1998c; MOÏSE; FOX, 1999).

Como referido anteriormente, o animal foi posicionado em decúbito lateral esquerdo com o transdutor sobre o tórax do animal (BONAGURA, 1983; BOON, 1998c; O'GRADY et al., 1986; THOMAS et al., 1993), posição em que foi realizada a análise de imagens, através da janela para-esternal direita, para-esternal esquerda cranial e caudal. Em alguns animais foi necessária a realização do exame em posição vertical (quadrupedal) ou em decúbito lateral direito, principalmente para mensurações dos parâmetros de ventrículo esquerdo em modo unidimensional, sem alteração significativa nos resultados (KIENLE, 1998; THOMAS et al., 1993)

Primeiramente, foi realizada uma análise qualitativa do coração em modo bidimensional, e assim foram descartados animais com alterações valvares ou miocárdicas importantes. Para triagem, também foi feita análise com Doppler pulsátil e colorido das valvas mitral e tricúspide, para detecção de fluxos anormais, e somente foram incluídos no estudo animais sem regurgitação ou alterações indicativas de deficiência de relaxamento ventricular nestes dois aparelhos valvares. Em seguida, foram realizadas todas as medidas em modo unidimensional, de acordo com a seqüência citada abaixo:

a) raiz da artéria aorta: medida realizada do topo da parede anterior até o topo da parede posterior da aorta, no final da diástole, em corte longitudinal da via de saída do ventrículo esquerdo, janela para-esternal esquerda;

 b) átrio esquerdo: medida realizada do topo da parede posterior da aorta até o pericárdio, no final da sístole ventricular (ponto máximo de movimento aórtico), na mesma janela da avaliação da aorta;

c) ventrículo esquerdo (VE): avaliado pela janela para-esternal direita, corte transverso na altura dos músculos papilares e cordoalhas tendíneas, e realizando as seguintes medidas:

c<sub>1</sub>) diâmetro interno da cavidade de VE na diástole (DVEd): é a medida da face ventricular esquerda do septo interventricular até o topo da parede livre de VE, na diástole;

c<sub>2</sub>) diâmetro interno da cavidade de VE na sístole (DVEs): medida da face ventricular esquerda do septo interventricular até o topo da parede livre de VE, na sístole;

c<sub>3</sub>) espessura do septo interventricular na diástole: medida da face ventricular esquerda até a face ventricular direita do septo interventricular, na diástole;

c<sub>4</sub>) espessura do septo interventricular na sístole: medida da face ventricular esquerda até a face ventricular direita do septo interventricular, na sístole;

c<sub>5</sub>) espessura da parede livre de ventrículo esquerdo na diástole: medida do topo da parede livre de ventrículo esquerdo até o topo de pericárdio, na diástole;

c<sub>6</sub>) espessura da parede livre de ventrículo esquerdo na sístole: medida do topo da parede livre de VE até o topo do pericárdio, na sístole;

c<sub>7</sub>) fração de encurtamento: medida calculada por meio do *software* instalado no aparelho ecocardiográfico HITACHI EUB 515-A e obtido pela fórmula:

#### $FE(\%) = [(DVEd-DVEs)/DVEd] \times 100$

c<sub>8</sub>) freqüência cardíaca: medida obtida pela distância entre dois ciclos cardíacos e calculada por meio de *software* instalado no aparelho ecocardiográfico HITACHI EUB 515-A;

d) cavidade de ventrículo direito na diástole: medida da face interna da parede livre de ventrículo direito até a face ventricular direita do septo interventricular, na diástole.

Foram incluídos no estudo todos os animais com parâmetros ecocardiográficos dentro dos limites estabelecidos para a espécie em questão (BOON et al., 1983; LOMBARD, 1984).

3.2.7.3 Avaliação com Doppler pulsátil dos fluxos das valvas aórtica e pulmonar

A) Valva pulmonar

A avaliação do fluxo da valva pulmonar foi realizada colocando-se o transdutor no 3º espaço intercostal do hemitórax esquerdo, janela para-esternal esquerda, corte longitudinal da via de saída de ventrículo direito. Primeiramente, foi realizada uma avaliação com Doppler colorido para detecção de regurgitação da valva pulmonar, sendo confirmada a presença ou ausência de insuficiência, posteriormente com Doppler
pulsátil. Em seguida, o volume de amostragem do Doppler pulsátil foi posicionado dentro da artéria pulmonar, perto das cúspides valvares, para obter o fluxograma do local analisado.

B) Valva aórtica

A avaliação do fluxo da valva aórtica foi realizada colocando-se o transdutor no 5º espaço intercostal do hemitórax esquerdo, janela para-esternal esquerda corte apical cinco câmaras, com o volume de amostragem posicionado o mais perto possível das cúspides valvares, no interior da aorta ascendente. Anteriormente a isso, foi realizada a avaliação com Doppler colorido para detecção de regurgitação aórtica, sendo confirmada a presença ou ausência de insuficiência, posteriormente com Doppler pulsátil.

C) Parâmetros avaliados

Os parâmetros avaliados nos fluxos das valvas aórtica e pulmonar foram: C<sub>1</sub>) velocidade máxima (em metros por segundo): medida colocando-se o cursor no pico máximo do fluxo analisado e calculado pelo *software* instalado no aparelho ecocardiográfico HITACHI EUB 515-A; C<sub>2</sub>) velocidade média (em metros por segundo): é a velocidade principal durante o período de fluxo;

C<sub>3</sub>) integral de velocidade (em metros) (*Velocity Time Integral* ou VTI): área abaixo do fluxo avaliado que representa a distância que o volume de sangue percorre;

C<sub>4</sub>) tempo de aceleração (em milissegundos): tempo do início do fluxo até o pico máximo do fluxo avaliado;

C<sub>5</sub>) tempo de ejeção (em milissegundos): tempo que vai do início até o final do fluxo;

C<sub>6</sub>) volume sistólico (em mililitros): foi medido multiplicando-se o VTI pela área do vaso avaliado. Neste caso, foi utilizada a medida do diâmetro do vaso para obtenção da área valvar, pela fórmula:

## área= $\pi$ (raio)<sup>2</sup>

C<sub>7</sub>) débito cardíaco (em litros por minuto): foi obtido multiplicando-se o valor obtido de volume sistólico pela freqüência cardíaca;

C<sub>8</sub>) freqüência cardíaca: medida pela distância entre dois ciclos cardíacos, e calculado por meio de *software* instalado no aparelho ecocardiográfico HITACHI EUB 515-A .

As medidas foram feitas para cada animal e cada valva, a partir de 3 a 5 ciclos cardíacos consecutivos e o resultado considerado foi a média dos valores obtidos. Quando necessário, realizou-se a correção do ângulo do feixe de ultra-som. Os índices avaliados foram obtidos eletronicamente após traçar, manualmente com o cursor, o contorno do espectro analisado e calculado pelo *software* instalado no aparelho ecocardiográfico HITACHI EUB 515-A. O valor de área valvar para obtenção do volume sistólico foi feita medindo-se a distância do ponto de inserção das cúspides valvares e calculado automaticamente pelo aparelho ecocardiográfico.

## 3.2.8 Análise estatística

Os valores dos parâmetros ecocardiográficos obtidos neste estudo foram submetidos à análise estatística descritiva, para o cálculo do valor médio e do desvio padrão, utilizando-se programa estatístico computadorizado (MINITAB<sup>®</sup>, 1992).

Os dados foram submetidos à avaliação de normalidade (distribuição gaussiana) pelo método de Kolmogorov e Smirnov. A partir daí, foi realizado o cálculo do coeficiente de correlação entre as variáveis peso e freqüência cardíaca com os parâmetros avaliados, além do coeficiente de correlação entre os volumes sistólicos dos dois fluxos valvares e entre o débito cardíaco obtido dos fluxos valvares analisados. Os dados paramétricos foram avaliados pelo coeficiente de correlação de Pearson (r<sub>P</sub>) e os dados não paramétricos pelo coeficiente de correlação de Spearman (r<sub>S</sub>).

Foi também realizada a comparação entre as médias de todos os parâmetros avaliados nos dois fluxos valvares, bem como a comparação das médias de machos e fêmea dos fluxos aórtico e pulmonar. Os dados paramétricos foram avaliados pelo teste t de Student (levando-se em consideração desvios padrões diferentes) e os dados não paramétricos avaliados pelo teste U de Mann- Whitney (BERQUÓ; SOUZA; GOTLIEB, 2003; DAWSON; TRAPP, 2001).

# 4 Resultados

#### **4 RESULTADOS**

Serão apresentados os resultados dos exames realizados como triagem para considerar o animal sadio, bem como a avaliação do fluxo das valvas aórtica e pulmonar com Doppler pulsátil, que foi o objetivo do presente estudo.

## 4.1 EXAMES DE TRIAGEM

Os resultados dos exames laboratoriais (hemograma, perfil renal, perfil hepático e exame de urina tipo I), de todos os animais, estavam dentro dos limites de normalidade para a espécie e nenhum deles apresentou resultados positivos para detecção de antígenos circulantes de *Dirofilaria immitis*.

Os resultados dos outros exames realizados, para inclusão no presente estudo são apresentados sob a forma de quadros e tabelas: mensuração da pressão arterial sistêmica (Quadro 2), exames radiográficos de tórax (Quadro 3), eletrocardiograma (Quadro 4) e ecocardiograma (modos uni e bidimensional) (Quadro 5).

Animal	PAS <sup>(1)</sup>	PAD <sup>(2)</sup>
	(mmHg)	(mmHg)
1	150	107
2	140	100
3	127	90
4	122	82
5	153	103
6	154	110
7	126	96
8	130	100
9	130	100
10	100	60
11	127	97
12	140	100
13	164	104
14	152	84
15	130	90
16	165	107
17	150	123
18	107	87
19	120	80
20	103	70
21	152	100
22	170	100
23	170	120
24	150	120
25	130	90
26	130	90
27	140	80
28	133	97
29	153	100
30	160	100

<sup>(1)</sup> pressão arterial sistólica
<sup>(2)</sup> pressão arterial diastólica

Quadro 2 - Valores médios da mensuração indireta da pressão arterial sistólica e diastólica por "Doppler" (em milímetros de mercúrio) de 30 cães clinicamente sadios, submetidos à avaliação dos fluxos das valvas aórtica e pulmonar com Doppler pulsátil – São Paulo – 2005

Animal	VHS <sup>(1)</sup>	Relação profundidade/ largura do tórax	Análise qualitativa de silhueta cardíaca e campos pulmonares					
1	10,0	0,93	NDN <sup>(2)</sup>					
2	9,1	0,76	Discreto aumento de ventrículo direito					
3	9,3	0,79	NDN <sup>(2)</sup>					
4	9,5	0,73	NDN <sup>(2)</sup>					
5	10,8	0,94	NDN <sup>(2)</sup>					
6	9,9	0,82	NDN <sup>(2)</sup>					
7	10,9	0,77	Discreto aumento de ventrículo direito					
8	10,4	0,78	NDN <sup>(2)</sup>					
9	10,9	0,73	NDN <sup>(2)</sup>					
10			NDN <sup>(2)</sup>					
11	11,2	0,86	NDN <sup>(2)</sup>					
12	10,3	0,76	NDN <sup>(2)</sup>					
13*			NDN <sup>(2)</sup>					
14	10,8	0,74	NDN <sup>(2)</sup>					
15	9,7	0,85	NDN <sup>(2)</sup>					
16	10,4	0,84	NDN <sup>(2)</sup>					
17	9,6	0,87	NDN <sup>(2)</sup>					
18	11,3	0,93	NDN <sup>(2)</sup>					
19	9,2	1,02	NDN <sup>(2)</sup>					
20*			NDN <sup>(2)</sup>					
21	10,7	0,95	NDN <sup>(2)</sup>					
22	11,0	0,81	NDN <sup>(2)</sup>					
23	9,2	0,87	NDN <sup>(2)</sup>					
24*			NDN <sup>(2)</sup>					
25	9,6	0,81	NDN <sup>(2)</sup>					
26	11,0	0,98	NDN <sup>(2)</sup>					
27	9,6	0,81	NDN <sup>(2)</sup>					
28	10,4	0,93	NDN <sup>(2)</sup>					
29*	9,7		NDN <sup>(2)</sup>					
30	9,6	0,82	NDN <sup>(2)</sup>					

<sup>(1)</sup>Vertebral Heart Size, em vértebras (v)

<sup>(2)</sup> NDN= nada dogno de nota
 \* Impossibilidade de posicionamento correto, sendo por isso feita apenas a análise qualitativa.

Quadro 3 -Valores de mensuração da silhueta cardíaca pelo sistema VHS, relação profundidade/ largura do tórax e avaliação qualitativa da silhueta cardíaca e campos pulmonares de 30 cães clinicamente sadios, submetidos à avaliação dos fluxos das valvas aórtica e pulmonar com Doppler pulsátil -São Paulo – 2005

	FC <sup>(4)</sup>					(45)				
Animal	Ritmo	(bpm) <sup>(9)</sup>	Eixo	$P^{(6)}$	<b>PR</b> <sup>(8)</sup>	QRS <sup>(10)</sup>	ST <sup>(11)</sup>	QT <sup>(14)</sup>	Onda T	DPC
	1.0.1.1014(1)			(s x mV)"	(s) <sup>(6)</sup>	(s X mV)''		(s) <sup>(0)</sup>		···= • (16)
1	AS MPM''	80	+ 60 a + 90°	0,03 X 0,2	0,09	0,04 X 1,0	normal	0,20	Positiva	NDN(10)
2	AS MPM <sup>(1)</sup>	100 a 120	+60 a + 90°	até 0,04 X até 0,2	0,06	0,05 X 2,5	normal	0,16	Negativa	NDN <sup>(10)</sup>
3	AS MPM <sup>(1)</sup>	160 a 180	+ 60 a + 90°	até 0,04 X até 0,3	0,06	0,05 X 1,4	normal	0,18	Negativa	NDN <sup>(16)</sup>
4	AS MPM <sup>(1)</sup>	120 a 140	+ 60 a + 90°	0,04 X 0,2	0,08	0,04 X 1,1	normal	0,18	Negativa	NDN <sup>(16)</sup>
5	AS MPM <sup>(1)</sup>	140 a 160	+ 60 a + 90°	0,03 X 0,3	0,10	0,05 X 1,6	Infra <sup>(12)</sup> 0,1	0,16	Negativa	NDN <sup>(16)</sup>
6	AS <sup>(2)</sup>	120 a 140	+ 90°	0,03 X 0,2	0,08	0,04 X 1,3	Normal	0,16	Negativa	NDN <sup>(16)</sup>
7	RSN <sup>(3)</sup>	150	+ 30 a + 60°	0,04 x 0,2	0,09	0,04 X 1,5	Normal	0,16	Bifásica	NDN <sup>(16)</sup>
8	AS MPM <sup>(1)</sup>	140 a 160	+ 30 a + 60°	até 0,04 X até 0,3	0,08	0,04 X 1,2	Normal	0,18	Negativa	NDN <sup>(16)</sup>
9	AS MPM <sup>(1)</sup>	100 a 120	+ 30 a + 60°	0,04 X 0,3	0,09	0,04 X 2,3	Infra <sup>(12)</sup> 0,1	0,20	Bifásica	NDN <sup>(16)</sup>
10	AS MPM <sup>(1)</sup>	100 a 120	+ 60 a + 90°	até 0,04 X até 0,2	0,10	0,04 X 2,0	Normal	0,16	Negativa	NDN <sup>(16)</sup>
11	AS MPM <sup>(1)</sup>	120 a 140	+ 60 a + 90°	até 0,04 X até 0,4	0,08	0,05 X 2,1	Infra <sup>(12)</sup> 0,1	0,20	Negativa	NDN <sup>(16)</sup>
12	AS MPM <sup>(1)</sup>	100 a 120	+ 60 a + 90°	até 0,04 X até 0,3	0,08	0,04 X 2,0	Normal	0,16	Bifásica	NDN <sup>(16)</sup>
13	RSN <sup>(3)</sup>	140	+ 60 a + 90°	0,04 X 0,3	0,08	0,05 X 2,3	Normal	0,18	Negativa	NDN <sup>(16)</sup>
14	AS MPM <sup>(1)</sup>	140	+ 60 a + 90°	0,04 X 0,3	0,08	0,05 X 2,3	Normal	0,18	Positiva	NDN <sup>(16)</sup>
15	AS MPM <sup>(1)</sup>	80 a 100	+ 60 a + 90°	0,04 X até 0,4	0,10	0,04 X 1,6	Supra <sup>(13)</sup> 0,1	0,20	Positiva	NDN <sup>(16)</sup>
16	AS MPM <sup>(1)</sup>	100 a 120	+ 60 a + 90°	0,03 X 0,1	0,08	0,05 X 1,4	Infra <sup>(12)</sup> 0,1	0,18	Bifásica	NDN <sup>(16)</sup>
17	AS MPM <sup>(1)</sup>	80	+120 a+150°	até 0,04 X até 0,2	0,08	0,04 X 0,7	Normal	0,20	Negativa	NDN <sup>(16)</sup>
18	AS MPM <sup>(1)</sup>	120	+ 60 a + 90°	até 0,03 X 0,2	0,10	0,02 X 1,2	Normal	0,16	Negativa	NDN <sup>(16)</sup>
19	AS MPM <sup>(1)</sup>	140	+ 60 a + 90°	até 0,04 X até 0,2	0,10	0,06 X 1,6	Normal	0,16	Negativa	NDN <sup>(16)</sup>
20	AS MPM <sup>(1)</sup>	100	+ 60 a + 90 °	0,04 X 0,2	0,12	0,05 X 3,0	Normal	0,20	Positiva	NDN <sup>(16)</sup>
21	AS MPM <sup>(1)</sup>	140	+ 60 a + 90°	até 0,04 X até 0,2	0,10	0,05 X 1,2	Normal	0,16	Positiva	NDN <sup>(16)</sup>
22	AS MPM <sup>(1)</sup>	120 a 140	+ 30 a + 60°	até 0,04 X até 0,3	0,10	0,04 X 1,6	Normal	0,18	Negativa	NDN <sup>(16)</sup>
23	AS MPM <sup>(1)</sup>	100	+ 60 a + 90°	até 0,04 X 0,2	0,10	0,05 X 1,9	Normal	0,20	Negativa	NDN <sup>(16)</sup>
24	AS MPM <sup>(1)</sup>	120 a 140	+ 30 a + 60°	até 0,04 X até 0,30	0,10	0,05 X 1,0	Supra <sup>(13)</sup> 0,1	0,24	Positiva	NDN <sup>(16)</sup>
25	AS MPM <sup>(1)</sup>	100	+ 60 a + 90°	até 0,03 X 0,1	0,10	0,05 X 1,0	Normal	0,20	Negativa	NDN <sup>(16)</sup>
26	AS MPM <sup>(1)</sup>	120 a 140	+ 60 a + 90°	até 0,03s X até 0,2	0,08	0,04 X 2,0	Normal	0,18	Negativa	NDN <sup>(16)</sup>
27	RSN <sup>(3)</sup>	120	+60 a + 90°	0,04 X 0,1	0,10	0,05 X 1,7	Normal	0,20	Negativa	NDN <sup>(16)</sup>
28	AS MPM <sup>(1)</sup>	80 a 100	+ 60 a + 90°	0,04 X 0,3	0,12	0,05 X 2,3	Normal	0,22	Negativa	NDN <sup>(16)</sup>
29	AS MPM <sup>(1)</sup>	80 a 100	+ 30 a + 60°	0,04 X 0,1	0,09	0,04 X 0,6	Normal	0,19	Positiva	NDN <sup>(16)</sup>
30	AS MPM <sup>(1)</sup>	120 a 140	+ 60 a + 90°	0,04 X 0,4	0,09	0,05 X 2,2	Normal	0,20	Positiva	NDN <sup>(16)</sup>

<sup>(1)</sup>AS MPM= arritmia sinusal com marcapasso migratório; <sup>(2)</sup>AS= arritmia sinusal; <sup>(3)</sup>RSN= ritmo sinusal normal; <sup>(4)</sup>FC= freqüência cardíaca; <sup>(5)</sup>bpm= batimentos por minuto; <sup>(6)</sup>P= onda P; (7) s X mV= segundos por milivolts; <sup>(8)</sup>PR= intervalo PR; <sup>(9)</sup>s= segundos; <sup>(10)</sup>QRS= complexo QRS; <sup>(11)</sup>ST= segmento ST; <sup>(12)</sup>infra= infradesnível (em milivolts); <sup>(13)</sup>supra= supradesnível (em milivolts); <sup>(14)</sup>QT= intervalo QT; <sup>(15)</sup>DPC= derivações pré-cordiais; <sup>(16)</sup>NDN= nada digno de nota

Quadro 4 - Descrição e alguns parâmetros eletrocardiográficos de 30 cães normais, submetidos a avaliação ecocardiográfica dos fluxos das valvas aórtica e pulmonar com Doppler pulsátil – São Paulo – 2005

Animal	Ventrículo Esquerdo							A0 <sup>(9)</sup>	<b>AE</b> <sup>(10)</sup>	Ao/	DVDd <sup>(12)</sup>
	DVEd <sup>(1)</sup>	DVEs <sup>(3)</sup>	PLd <sup>(4)</sup>	PLs <sup>(5)</sup>	SIVd <sup>(6)</sup>	SIVs (7)	FE <sup>(8)</sup>	(cm)	(cm)	<b>AE</b> <sup>(11)</sup>	(cm)
	(cm) <sup>(2)</sup>	(cm)	(cm)	(cm)	(cm)	(cm)	(%)				
1	2,34	1,59	0,43	0,66	0,43	0,79	32,0	1,42	1,32	1,07	0,81
2	2,38	1,40	0,47	0,96	0,53	0,53	41,1	1,36	1,38	0,98	1,15
3	2,87	1,89	0,55	0,87	0,55	0,74	34,1	1,51	1,55	0,97	0,89
4	2,61	1,74	0,43	0,68	0,43	0,77	33,3	1,72	1,72	1,00	1,38
5	2,72	1,81	0,51	0,79	0,51	0,72	33,4	1,68	1,85	0,91	1,23
6	2,89	1,73	0,61	1,10	0,66	1,07	40,1	1,65	1,90	0,87	1,07
7	2,82	1,87	0,65	1,03	0,66	0,98	33,6	1,82	1,82	1,00	0,85
8	2,81	1,82	0,63	1,05	0,61	1,07	35,2	1,74	1,72	1,01	1,05
9	2,33	1,51	0,58	0,93	0,55	0,82	35,1	1,45	1,42	1,05	1,02
10	2,50	1,62	0,85	1,13	0,72	1,18	35,2	1,62	1,95	0,83	0,91
11	2,67	1,43	0,63	0,96	0,61	0,96	46,4	1,71	1,68	1,01	1,15
12	3,36	2,10	0,76	1,33	0,70	1,10	37,5	1,76	1,78	0,98	1,35
13	3,27	1,93	0,72	1,51	0,77	1,02	40,9	2,01	2,09	0,96	1,27
14	2,21	2,18	0,55	0,96	0,55	0,91	31,7	1,82	1,87	0,97	1,04
15	3,63	2,42	0,63	1,18	0,55	0,96	33,3	1,98	2,17	0,91	1,62
16	3,41	2,32	0,74	1,20	0,70	0,90	31,9	1,98	1,95	1,01	1,02
17	3,36	1,93	0,80	1,35	0,83	1,27	42,5	2,15	2,17	0,99	1,54
18	3,14	2,13	0,78	1,23	0,78	1,15	32,1	1,80	1,88	0,96	0,80
19	3,63	2,37	0,69	1,35	0,69	0,94	34,7	2,20	2,34	0,94	0,96
20	4,19	2,69	0,82	1,28	0,85	1,34	35,7	2,04	2,09	0,98	1,37
21	3,55	2,46	0,54	0,96	0,58	0,93	30,7	2,00	2,10	0,95	1,50
22	4,10	2,45	0,83	1,38	0,91	1,51	40,2	2,17	2,42	0,89	1,08
23	3,92	2,52	0,88	1,44	0,81	1,26	35,7	2,42	2,52	0,96	1,86
24	4,58	2,85	0,89	1,54	0,88	1,35	37,7	2,21	2,31	0,95	1,47
25	4,62	2,62	0,88	1,40	0,88	1,43	43,2	2,45	2,45	1,00	1,88
26	4,27	2,80	0,95	1,47	0,88	1,23	34,4	2,32	2,36	0,98	2,04
27	4,20	2,66	0,67	1,19	0,74	1,19	36,6	2,28	2,56	0,89	1,86
28	4,83	3,33	0,98	1,47	0,98	1,37	31,0	2,58	2,84	0,90	2,01
29	4,41	2,77	0,70	1,33	0,74	1,23	37,1	2,14	2,31	0,93	1,54
30	5,25	3,19	0,84	1,44	0,81	1,40	39,2	2,91	2,91	1,00	1,61

<sup>(1)</sup>DVEd= diâmetro do ventrículo esquerdo na diástole; <sup>(2)</sup>cm= centímetros; <sup>(3)</sup>DVEs= diâmetro do ventrículo esquerdo na sístole; <sup>(4)</sup>PLd= espessura da parede livre na diástole; <sup>(5)</sup>PLs= espessura da parede livre na sístole; <sup>(6)</sup>SIVd= septo interventricular na diástole; <sup>(7)</sup>SIVs= septo interventricular na sístole; <sup>(8)</sup>FE= fração de encurtamento; <sup>(9)</sup>Ao= diâmetro da aorta; <sup>(10)</sup>AE= diâmetro do átrio esquerdo; <sup>(11)</sup>Ao/AE relação aorta/ átrio esquerdo; <sup>(12)</sup>DVDd= diâmetro do ventrículo direito na diástole.

Quadro 5 - Descrição de alguns parâmetros ecocardiográficos avaliados em modo unidimensional de 30 cães clinicamente sadios, submetidos à avaliação ecocardiográfica dos fluxos das valvas aórtica e pulmonar com Doppler pulsátil – São Paulo – 2005

## 4.2 FLUXO DA VALVA AÓRTICA

Os valores de velocidade máxima, velocidade média, integral de velocidade, tempo de aceleração, tempo de ejeção, volume sistólico e débito cardíaco estão dispostos na Tabela 7. O fluxo observado era negativo, com uma aceleração rápida e desaceleração mais lenta. Não foi verificada regurgitação aórtica em nenhum dos animais avaliados.

Tabela 1 - Valores, média e desvio padrão dos parâmetros do fluxo da valva aórtica avaliados com Doppler pulsátil em 30 cães, clinicamente sadios- São Paulo-2005

Animal	V. Max. <sup>(1)</sup>	V. Me. <sup>(3)</sup>	VTI <sup>(4)</sup> (m) <sup>(5)</sup>	TA <sup>(6)</sup>	TE <sup>(8)</sup>	VS <sup>(9)</sup>	DC <sup>(11)</sup>	FC <sup>(13)</sup>
	(11//3)	0.75	0.14	(1113)	(113)		(L/1111.)	
1	1,28	0,75	0,14	28 10	182	14,0	1,33	89
2	1,02	0,60	0,09	19	100	0,07	0,00	100
3	1,20	0,00	0,13	20	107	10,1	1,00	100
4	1,29	0,70	0,13	44	170	10,7	2,01	02
5 6	1,32	0,03	0,12	10	100	19,1	2,00	14 I 00
0	1,41	0,04	0,19	30	176	32,3 32 5	3,10	02
0	0,99	0,00	0,10	24	170	23,3	2,00	122
0	1,24	0,75	0,13	3Z 20	170	10,0	1,09	120
9 10	0,85	0,55	0,09	30	101	12,5	1,51	123
10	1,29	0,72	0,14	47	191	20.2	2,10	77
10	1,24	0,70	0,10	47	220	20,3	1,37	111
12	1,40	0,79	0,14	24	107	20,0 22.1	2,30	114
10	1,30	0,75	0,13	32	209	25,1	3,10	97
14	1,20	0,70	0,10	39	200	20,0	2,22	77
10	1,14	0,04	0,13	40	214 107	23,0	1,02	111
10	1,10	0,00	0,12	49 51	210	20,0	3,30	01
10	1,30	0,00	0,17	21	219	31,0 25.2	2,01	04 125
10	1,20	0,71	0,13	52	109	20,2	2,14	100
19	1,55	0,70	0,14	55	207	20,1	2,02	100
20	1,14	0,09	0,14	31	207	32,0 42.4	3,35	103
21	0,90	0,57	0,13	40 51	220	42,4 27 4	4,10	95
22	1,12	0,00	0,14	29	213	21,4	3,01	80
23	1,20	0,72	0,15	20	209	51,5	2,52	80
24	1,29	0,00	0,10	29	234	54.8	4,39	90 68
20	1,19	0,75	0,17	44	234	J4,0 46.5	5,75	105
20	1,57	0,05	0,10	55	224	30.2	3,07	00
21	1,14	0,05	0,13	55	235	39,2 73.2	5,90	99
20	1,20	0,70	0,10	20 20	100	73,2 38.0	3,09	37 104
30	1 13	0,70	0,13	36	107	49 A	5,30	123
Mádia	4 245	0,71	0,14	20.00	407.0	20.62	2.040	402.0
Neola Doovio	1,213 0 4244	0,122	0,141	30,0U 11 20	191,9 24 77	29,03 14 50	2,940	102,9
Desvio	0,1344	0,00200	0,02420	11,29	24,11	14,39	1,200	19,30
raurao								

<sup>(1)</sup>V. Max.= velocidade máxima; <sup>(2)</sup>m/s= metros por segundo; <sup>(3)</sup>V. Me.= velocidade média; <sup>(4)</sup>VTI= integral de velocidade; <sup>(5)</sup>m= metros; <sup>(6)</sup>TA= tempo de aceleração; <sup>(7)</sup>ms= milisegundos; <sup>(8)</sup>TE= tempo de ejeção; <sup>(9)</sup>VS= volume sistólico; <sup>(10)</sup>mL= mililitros; <sup>(11)</sup>DC= débito cardíaco; <sup>(12)</sup>L/ min.= litros por minuto; <sup>(13)</sup>FC= freqüência cardíaca; <sup>(14)</sup>bpm= batimentos por minuto

## 4.2.1 Correlação com freqüência cardíaca

Não se observou correlação, estatisticamente significante, entre freqüência cardíaca e velocidade máxima aórtica ( $r_P$ = -0,1179; p= 0,5348); freqüência cardíaca e velocidade média aórtica ( $r_P$  = - 0,1142; p= 0,5480); freqüência cardíaca e tempo de aceleração aórtico ( $r_s$ = -0,2921; p= 0,1173); freqüência cardíaca e volume sistólico aórtico ( $r_s$  =-0,2723; p= 0,1455); freqüência cardíaca e débito cardíaco aórtico ( $r_s$  = 0,1340; p=0,4802).

Foi observada uma correlação negativa entre freqüência cardíaca e integral de velocidade aórtica ( $r_P = -0,5220$ ; p= 0,0031) (Gráfico 1) e freqüência cardíaca e tempo de ejeção aórtico ( $r_P = -0,5860$ ; p= 0,0007) (Gráfico 2).



Gráfico 1 - Correlação entre freqüência cardíaca (FC) e integral de velocidade (VTI) do fluxo da valva aórtica avaliado com Doppler pulsátil, em cães clinicamente sadios - São Paulo - 2005



Gráfico 2 - Correlação entre freqüência cardíaca (FC) e tempo de ejeção (TE) do fluxo da valva aórtica avaliado com Doppler pulsátil, em cães clinicamente sadios- São Paulo- 2005

## 4.2.2 Correlação com peso

Não se observou correlação, estatisticamente significante, entre peso e velocidade máxima aórtica ( $r_s = -0,08632$ ; p= 0,6501) e peso e velocidade média aórtica ( $r_s = 0,1461$ ; p= 0,4412).

Correlações positivas entre peso e integral de velocidade aórtica ( $r_s = 0,5442$ ; p= 0,0019) (Gráfico 3); peso e tempo de aceleração aórtica ( $r_s = 0,5104$ ; p= 0,0040) (Gráfico 4); peso e tempo de ejeção aórtico ( $r_s = 0,6494$ ; p= 0,0001) (Gráfico 5); peso e volume sistólico aórtico ( $r_s = 0,9039$ ; p< 0,0001) (Gráfico 6); e peso e débito cardíaco aórtico ( $r_s = 0,8268$ ; p< 0,0001) (Gráfico 7) foram observadas.



Gráfico 3 - Correlação entre peso e integral de velocidade (VTI) do fluxo da valva aórtica avaliado com Doppler pulsátil, em cães clinicamente sadios – São Paulo- 2005



Gráfico 4 - Correlação entre peso e tempo de aceleração (TA) do fluxo da valva aórtica avaliado com Doppler pulsátil, em cães clinicamente sadios – São Paulo- 2005



Gráfico 5 - Correlação entre peso e tempo de ejeção (TE) do fluxo da valva aórtica avaliado com Doppler pulsátil, em cães clinicamente sadios – São Paulo-2005



Gráfico 6 - Correlação entre peso e volume sistólico (VS) do fluxo da valva aórtica avaliado com Doppler pulsátil, em cães clinicamente sadios – São Paulo-2005



Gráfico 7 - Correlação entre peso e débito cardíaco (DC) do fluxo da artéria aorta avaliado com Doppler pulsátil, em cães clinicamente sadios – São Paulo-2005

## 4.2 FLUXO DA VALVA PULMONAR

Os valores de velocidade máxima, velocidade média, integral de velocidade, tempo de aceleração, tempo de ejeção, volume sistólico e débito cardíaco encontramse descritos na Tabela 2. Durante a sístole, o fluxo foi negativo, com aceleração um pouco mais lenta que a do fluxo aórtico, tornando o espectro mais simétrico. Em apenas três animais (10%) foi observada insuficiência valvar pulmonar, de grau discreto.

Tabela 2 - Valores, média e desvio padrão dos parâmetros do fluxo da valva aórtica avaliados com Doppler pulsátil, em 30 cães clinicamente sadios- São Paulo-2005

Animal	V. Max. <sup>(1)</sup>	V. Me. <sup>(3)</sup>	<b>VTI</b> <sup>(4)</sup>	<b>TA</b> <sup>(6)</sup>	<b>TE</b> <sup>(8)</sup>	<b>VS</b> <sup>(9)</sup>	<b>DC</b> <sup>(11)</sup>	FC <sup>(13)</sup>
	(m/s) <sup>(2)</sup>	( <i>m/s</i> ) <sup>(2)</sup>	( <i>m</i> ) <sup>(5)</sup>	(ms) <sup>(7)</sup>	(ms) <sup>(7)</sup>	( <i>mL</i> ) <sup>(10)</sup>	(L/min.) <sup>(12)</sup>	(bpm) <sup>(14)</sup>
1	1,16	0,70	0,13	62	185	16,9	1,48	70
2	0,88	0,58	0,11	85	198	11,2	1,09	100
3	0,92	0,65	0,12	54	190	13,6	1,80	127
4	1,21	0,84	0,11	62	140	13,4	1,48	121
5	1,17	0,68	0,12	53	166	20,5	2,62	128
6	0,81	0,58	0,14	120	254	23,0	1,89	82
7	0,75	0,54	0,11	79	150	19,4	2,32	119
8	0,97	0,64	0,13	95	204	14,8	1,79	121
9	0,81	0,56	0,11	47	201	11,9	1,65	123
10	1,06	0,67	0,12	66	192	15,5	2,01	129
11	0,72	0,42	0,05	53	142	8,93	1,24	151
12	1,26	0,75	0,12	37	169	25,5	3,11	114
13	1,22	0,79	0,15	56	190	24,0	3,31	138
14	1,20	0,74	0,15	62	210	30,6	2,71	87
15	0,82	0,55	0,13	48	214	23,8	1,82	77
16	0,67	0,50	0,09	89	187	22,5	2,59	114
17	0,79	0,56	0,12	86	229	25,6	2,50	97
18	0,87	0,61	0,13	62	213	26,3	3,52	135
19	1,18	0,78	0,15	69	199	32,6	3,82	118
20	0,79	0,56	0,12	70	221	36,0	3,69	103
21	0,73	0,56	0,14	111	244	34,8	3,25	95
22	0,77	0,57	0,11	68	205	19,6	2,33	118
23	1,03	0,67	0,15	98	226	35,2	3,23	92
24	0,75	0,52	0,11	78	215	46,9	4,51	96
25	0,96	0,67	0,15	67	224	53,0	3,74	72
26	1,09	0,65	0,14	61	223	31,5	6,11	105
27	0,82	0,50	0,12	71	244	39,2	4,51	116
28	0,93	0,65	0,14	85	224	63,2	4,83	97
29	1,09	0,75	0,17	63	231	52,6	4,69	104
30	0,94	0,72	0,16	72	220	63,5	8,05	123
Média	0,9457	0,632	0,1267	70,97	203,7	28,52	3,056	109,1
Desvio	0,1792	0,09960	0,02324	18,87	28,98	14,96	1,546	20,03
Padrão								

<sup>(1)</sup>V. Max.= velocidade máxima; <sup>(2)</sup>m/s= metros por segundo; <sup>(3)</sup>V. Me.= velocidade média; <sup>(4)</sup>VTI= integral de velocidade; <sup>(5)</sup>m= metros; <sup>(6)</sup>TA= tempo de aceleração; <sup>(7)</sup>ms= milisegundos; <sup>(8)</sup>TE= tempo de ejeção; <sup>(9)</sup>VS= volume sistólico; <sup>(10)</sup>mL= mililitros; <sup>(11)</sup>DC= débito cardíaco; <sup>(12)</sup> L/ min.= litros por minuto; <sup>(13)</sup>FC= freqüência cardíaca; <sup>(14)</sup>bpm= batimentos por minuto

## 4.3.1 Correlação com freqüência cardíaca

Não se observou correlação, estatisticamente significante, entre freqüência cardíaca e velocidade máxima pulmonar ( $r_s = 0,07127$ ; p= 0,7082); freqüência cardíaca e velocidade média pulmonar ( $r_P = -0,01597$ ; p= 0,9332); e freqüência cardíaca e débito cardíaco ( $r_P = -0,02485$ ; p= 0,8963).

Foi observada uma correlação negativa entre freqüência cardíaca e integral de velocidade pulmonar ( $r_P = -0.4173$ ; p = 0.0218) (Gráfico 8); freqüência cardíaca e tempo de aceleração pulmonar ( $r_S = -0.3736$ ; p = 0.0420) (Gráfico 9); freqüência cardíaca e tempo de ejeção pulmonar ( $r_P = -0.5232$ ; p = 0.0030) (Gráfico 10); e freqüência cardíaca e volume sistólico pulmonar ( $r_S = -0.4027$ ; p = 0.0274) (Gráfico 11).



Gráfico 8 - Correlação entre freqüência cardíaca (FC) e integral de velocidade (VTI) do fluxo da valva pulmonar avaliado com Doppler pulsátil, em cães clinicamente sadios – São Paulo- 2005



Gráfico 9 - Correlação entre freqüência cardíaca (FC) e tempo de aceleração (TA) do fluxo da valva pulmonar avaliado com Doppler pulsátil, em cães clinicamente sadios – São Paulo- 2005



Gráfico 10 - Correlação entre freqüência cardíaca (FC) e tempo de ejeção (TE) do fluxo da valva pulmonar avaliado com Doppler pulsátil, em cães clinicamente sadios – São Paulo- 2005



Gráfico 11 - Correlação entre freqüência cardíaca (FC) e volume sistólico (VS) do fluxo da valva pulmonar avaliado com Doppler pulsátil, em cães clinicamente sadios – São Paulo- 2005

## 4.3.2 Correlação com peso

Não foi observada correlação, estatisticamente significante, entre peso e velocidade máxima do fluxo da valva pulmonar ( $r_s = -0,1116$ ; p= 0,5570); peso e velocidade média do fluxo da valva pulmonar ( $r_s = -0,04081$ ; p= 0,8304); e peso e tempo de aceleração do fluxo da valva pulmonar ( $r_s = 0,2778$ ; p= 0,1372).

Observou-se correlação positiva entre peso e integral de velocidade do fluxo da valva pulmonar ( $r_s = 0,4665$ ; p= 0,0094) (Gráfico 12); peso e tempo de ejeção do fluxo da valva pulmonar ( $r_s = 0,6682$ ; p< 0,0001) (Gráfico 13); peso e volume sistólico do fluxo da valva pulmonar ( $r_s = 0,8860$ ; p< 0,0001) (Gráfico 14); e peso e débito cardíaco do fluxo da valva pulmonar ( $r_s = 0,8806$ ; p< 0,0001) (Gráfico 15).



Gráfico 12 - Correlação entre peso e integral de velocidade (VTI) do fluxo da artéria pulmonar avaliado com Doppler pulsátil, em cães clinicamente sadios – São Paulo- 2005



Gráfico 13 - Correlação entre peso e tempo de ejeção (TE) do fluxo da artéria pulmonar avaliado com Doppler pulsátil, em cães clinicamente sadios – São Paulo- 2005



Gráfico 14 - Correlação entre peso e volume sistólico (VS) do fluxo da artéria pulmonar avaliado com Doppler pulsátil, em cães clinicamente sadios – São Paulo-2005



Gráfico 15 - Correlação entre peso e débito cardíaco (DC) do fluxo da artéria pulmonar avaliado com Doppler pulsátil, em cães clinicamente sadios – São Paulo-2005

## 4.3 COMPARAÇÃO DOS PARÂMETROS DOS FLUXOS DAS VALVAS AÓRTICA E PULMONAR ENTRE MACHOS E FÊMEAS

Não foram observadas, neste estudo, diferenças estatisticamente significantes entre as médias das variáveis dos fluxos das valvas aórtica e pulmonar, entre machos e fêmeas, exceção feita às médias de velocidade média do fluxo da artéria pulmonar que foram estatisticamente menores em fêmeas do que em machos (p= 0,0120) (Quadros 6 e 7).

	V.max.Ao <sup>.(3)</sup>	V.Me.Ao. <sup>(4)</sup>	<b>VTI</b> <sup>(5)</sup>	<b>TA</b> <sup>(6)</sup>	<b>TE</b> <sup>(7)</sup>	<b>VS</b> <sup>(8)</sup>	<b>DC</b> <sup>(9)</sup>
<i>Ma</i> <sup>(1)</sup> <i>x Fé</i> <sup>(2)</sup>	0,8557*	0,8754*	0,7840*	0,3231*	0,7308*	0,5917**	0,4004*

<sup>(1)</sup>Ma= machos; <sup>(2)</sup> Fe= fêmeas; <sup>(3)</sup> V.Max.Ao.= velocidade máxima aórtica; <sup>(4)</sup> V.Me.Ao.= velocidade média aórtica; <sup>(5)</sup> VTI= integral de velocidade; <sup>(6)</sup> TA= tempo de aceleração; <sup>(7)</sup> TE tempo de ejeção; <sup>(8)</sup> VS= volume sistólico; <sup>(9)</sup> DC= débito cardíaco. \* teste t de Student; \*\* Teste U de Mann- Whitney.

Quadro 6 - Relação de probabilidades (p) obtidas na comparação entre machos e fêmeas dos parâmetros do fluxo da valva aórtica avaliado com Doppler pulsátil, em 30 cães clinicamente sadios – São Paulo - 2005

	V.max.Pul. <sup>(3)</sup>	V.me.Pul. <sup>(4)</sup>	<b>VTI</b> <sup>(5)</sup>	<b>TA</b> <sup>(6)</sup>	<b>TE</b> <sup>(7)</sup>	<b>VS</b> <sup>(8)</sup>	<b>DC</b> <sup>(9)</sup>
<i>Ma</i> <sup>(1)</sup> <i>x F</i> é <sup>(2)</sup>	0,1698*	0,01201*	0,0911*	0,5088**	0,9666*	0,1787*	0,2454**

<sup>(1)</sup> Ma= machos; <sup>(2)</sup> Fe= fêmeas; <sup>(3)</sup> V.max.Pul.= velocidade máxima pulmonar; <sup>(4)</sup> V.me.Pul.= velocidade média pulmonar; <sup>(5)</sup> VTI= integral de velocidade; <sup>(6)</sup> TA= tempo de aceleração; <sup>(7)</sup> TE tempo de ejeção; <sup>(8)</sup> VS= volume sistólico; <sup>(9)</sup> DC= débito cardíaco. \* teste t de Student; \*\* teste U de Mann- Whitney.

Quadro 7 - Relação de probabilidades (p) obtidas na comparação entre machos e fêmeas dos parâmetros do fluxo da valva pulmonar avaliado com Doppler pulsátil, em 30 cães clinicamente sadios – São Paulo - 2005

## 4.4 COMPARAÇÃO ENTRE FLUXO DA VALVA AÓRTICA E FLUXO DA VALVA

PULMONAR

## 4.5.1 Velocidade máxima

Os valores brutos individuais de velocidade máxima do fluxo da valva aórtica foram maiores que os valores de velocidade máxima do fluxo da valva pulmonar, em todos os animais (Gráfico 16). A média da velocidade máxima da artéria aorta foi estatisticamente maior que a média da velocidade máxima da artéria pulmonar (p< 0,0001).



Gráfico 16 - Distribuição dos valores de velocidade máxima dos fluxos das valvas aórtica (V. Max. Ao.) e pulmonar (V. Max. Pul.) obtidos com Doppler pulsátil, em cães clinicamente sadios- São Paulo- 2005

## 4.5.2 Velocidade média

Os valores brutos individuais de velocidade média do fluxo da valva aórtica foram maiores que os valores de velocidade média do fluxo da valva pulmonar, na maioria dos animais (Gráfico 17). A média da velocidade média da valva aórtica foi estatisticamente maior que a média da velocidade média da valva pulmonar (p= 0,0003).



Gráfico 17 - Distribuição dos valores de velocidade média dos fluxos das valvas aórtica (V. Me. Ao.) e pulmonar (V. Me. Pul.) obtidos com Doppler pulsátil, em cães clinicamente sadios- São Paulo- 2005

## 4.5.3 Integral de velocidade

Apesar de, à primeira vista, não parecer haver diferença entre os valores individuais de integral de velocidade entre os fluxos das valvas aórtica e pulmonar (Gráfico 18), estatisticamente, a média da integral de velocidade da valva aortica foi maior que a média da integral de velocidade da valva pulmonar (p= 0,0230).



Gráfico 18 - Distribuição dos valores de integral de velocidade dos fluxos das valvas aórtica (VTI Ao) e pulmonar (VTI Pul) obtidos com Doppler pulsátil, em cães clinicamente sadios- São Paulo- 2005

## 4.5.4 Tempo de aceleração

Os valores brutos individuais de tempo de aceleração do fluxo da valva aórtica foram menores que os valores de tempo de aceleração do fluxo da valva pulmonar, em todos os animais (gráfico 19). A média do tempo de aceleração da artéria pulmonar foi estatisticamente maior que a média do tempo de aceleração da artéria aorta (p< 0,0001).



Gráfico 19 - Distribuição dos valores de tempo de aceleração dos fluxos das valvas aórtica (TA Ao) e pulmonar (TA Pul) obtidos com Doppler pulsátil, em cães normais- São Paulo- 2005

## 4.5.5 Tempo de ejeção

O valor bruto da média do tempo de ejeção da valva aórtica foi menor que o valor bruto da média do tempo de ejeção da artéria pulmonar, porém não houve evidências estatísticas de diferença entre essas duas variáveis no presente estudo (p= 0,4110).

## 4.5.6 Volume sistólico

O valor bruto da média do volume sistólico da valva aórtica foi maior que o valor bruto da média do volume sistólico da valva pulmonar, porém, estatisticamente, não se observou diferença entre essas duas variáveis (p= 0,6735). Calculado o coeficiente de correlação entre volume sistólico da valva aórtica e volume sistólico da valva pulmonar, verificou-se uma correlação positiva entre essas duas variáveis (r<sub>S</sub> = 0,9000; p< 0,0001) (Gráfico 20).



Gráfico 20 - Correlação entre volume sistólico do fluxo da valva aórtica (VS Ao) e o volume sistólico do fluxo da valva pulmonar (VS Pul) avaliado com Doppler pulsátil, em cães clinicamente sadios – São Paulo- 2005

## 4.5.7 Débito Cardíaco

O valor bruto da média do débito cardíaco da valva aórtica foi menor que o valor bruto da média do débito cardíaco da valva pulmonar, porém sem evidências estatísticas de diferença entre essas duas variáveis neste estudo (p=0,9823). Calculado o coeficiente de correlação entre débito cardíaco da valva aórtica e débito cardíaco da valva pulmonar, verificou-se correlação positiva entre essas duas variáveis (r<sub>P</sub>= 0,8883; p< 0,0001) (gráfico 21).



Gráfico 21 - Correlação entre débito cardíaco do fluxo da valva aórtica (DC Ao) e o débito cardíaco do fluxo da valva pulmonar (DC Pul) avaliado com Doppler pulsátil, em cães clinicamente sadios – São Paulo- 2005

# 5 Discussão

## 5 DISCUSSÃO

A ecocardiografia vem se tornando a técnica mais importante de imagem para a avaliação de anormalidades cardíacas na Medicina Humana e Veterinária. A ecocardiografia unidimensional (modo M), seguida pela bidimensional (modo B), foram as primeiras a serem utilizadas para este fim. Porém, com o advento da ecocardiografia Doppler, pôde-se complementar as informações de função e dimensão cardíacas, obtidas pelos modos uni e bidimensional, por meio de dados sobre hemodinâmica que são importantes para avaliação clínica e que, anteriormente, eram obtidos apenas por angiografia e cateterização cardíaca.

Esta habilidade da ecocardiografia Doppler em estimar a velocidade do fluxo de sangue de forma não-invasiva abriu novas áreas de investigação para a detecção e quantificação de várias lesões cardíacas. Para tanto, há a necessidade do conhecimento dos valores normais para cada espécie estudada e da influência de diversos fatores, como sexo, peso e freqüência cardíaca em condições fisiológicas, e com isso entender o que acontece nas diferentes cardiopatias.

O presente estudo teve como finalidade avaliar o comportamento dos fluxos das valvas aórtica e pulmonar em cães clinicamente sadios. Na Medicina Veterinária alguns trabalhos já foram publicados com este propósito, como a avaliação dos valores de velocidade e as características dos fluxos (BROWN; KNIGHT; KING, 1991; KIRBERGER; VAN DER BERG; DARAZS, 1992; YULL; O'GRADY; 1991), a interação de variáveis fisiológicas como peso e freqüência cardíaca (BROWN; KNIGHT; KING, 1991; KIRBERGER; VAN DER BERG; GRIMBEEK, 1992), sexo, raça e idade (KIRBERGER; VAN DER BERG; GRIMBEEK, 1991b) com os valores obtidos.

Durante a avaliação qualitativa dos fluxos das valvas aórtica e pulmonar, foi observado, no presente estudo, um fluxo negativo. Sabendo que o feixe de ultra-som está paralelo ao movimento das hemácias e o valor da velocidade é negativo, concluise, através da equação Doppler, que o ângulo de interceptação entre feixe de ultra-som e hemácias ( $\theta$ ) é 180 graus (cos  $\theta$ = -1), e portanto são fluxos que se afastam do transdutor. A aceleração do fluxo aórtico é mais rápida que a do fluxo pulmonar, o que condiz com um sistema de alta pressão. Ainda na análise qualitativa, foi observada a presença de regurgitação pulmonar em apenas três animais (animais número 14, 21 e 24), o que não constitui uma alteração funcional importante, já que nenhum desses animais apresentou sopro audível à auscultação ou aumento de câmaras cardíacas direitas. Nenhum dos animais deste estudo apresentou regurgitação aórtica.

Em humanos, a presença de fluxo regurgitante já foi descrita nas quatro valvas cardíacas (KOSTUCKI et al., 1986; VAN DIJK et al., 1994). Estes fluxos regurgitantes nunca devem se estender mais do que um centímetro acima do fechamento da valva (KOSTUCKI et al., 1986) e , na ausência de lesões estruturais (VAN DIJK et al., 1994), podem ser considerados fisiológicos.Em cães clinicamente normais, alguns trabalhos foram publicados com resultados divergentes. Brown, Knight e King (1991) encontraram insuficiência da valva pulmonar em 54% dos animais avaliados, insuficiência aórtica em 11% e, em ambas as valvas, 1,4%. Porém, segundo Kirberger, Van Der Berg e Grimbeek (1992), numa avaliação das quatro valvas cardíacas, foi observada regurgitação leve apenas da valva mitral. Em outro estudo, também das quatro valvas cardíacas, foi observada insuficiência valvar pulmonar (70% dos casos) e tricúspide (50% dos casos), mas nenhum caso de regurgitação das valvas do lado esquerdo do coração (YULL; O'GRADY, 1991). Estas diferenças podem ser explicadas pois a

definição de regurgitação valvar varia muito de autor para autor: alguns acreditam que só pode ser considerada regurgitação quando o sinal ocupa toda a sístole ou diástole; outros acreditam que uma regurgitação leve ocupa apenas uma porção do ciclo cardíaco (YULL; O'GRADY, 1991). Outra provável causa da divergência de resultados pode ser as diferentes técnicas utilizadas para a detecção do fluxo regurgitante: Doppler pulsátil ou Doppler contínuo, sendo este último mais sensível na detecção dos fluxos regurgitantes.

Os valores individuais de velocidade máxima do fluxo da valva aórtica foram, durante o estudo, sempre maiores que os valores individuais de velocidade máxima do fluxo da valva pulmonar, sendo que a média destes valores, incluindo também a média dos valores obtidos para velocidade média, foram estatisticamente maiores no fluxo da valva aórtica do que no fluxo da valva pulmonar (p< 0,0001 e p= 0,0003, respectivamente). Este dados são semelhantes aos obtidos em pesquisas realizadas com cães (BROWN; KNIGHT; KING, 1991; KIRBERGER; VAN DER BERG; GRIMBEEK, 1992) bem como em humanos (GARDIN et al., 1984), decorrem do fato de que a resistência na circulação sistêmica é geralmente quatro a cinco vezes maior do que a resistência da circulação arterial pulmonar.

Os valores médios de velocidade máxima para cada fluxo foram próximos, porém aparentemente maiores do que aqueles encontrados por Brown e colaboradores (1991) e Yull e O'Grady (1991) (Quadro 8). Este fato pode ser explicado pela não realização da correção de ângulo, necessária para um melhor alinhamento do fluxo com o feixe de ultra-som (não citada pelos autores), e também pelo fato de ter sido utilizada acepromazina como sedativo em um dos estudos (BROWN; KNIGHT; KING, 1991). Já o estudo de Kirberger, Van Der Berg e Darazs (1991) revelou velocidades de fluxo maiores que neste estudo, provavelmente por ter sido utilizado um transdutor de menor freqüência (3,0 megahertz) que, por atingir maior profundidade, pode detectar fluxos mais velozes, principalmente em cães de grande porte (Quadro 8).

Não se observou, no presente estudo, correlação dos valores de velocidade de ambos os fluxos com freqüência cardíaca e peso do animal, corroborando observações anteriores de Brown, Knight e King (1991).

Conforme previsto na avaliação qualitativa, verificou-se que o tempo de aceleração do fluxo da valva aórtica é estatisticamente menor do que tempo de aceleração do fluxo da valva pulmonar (p< 0,0001). Não foram encontrados estudos com avaliação destes parâmetros em cães sadios. A grande importância, com relação ao tempo de aceleração do fluxo sistólico pulmonar está na avaliação da hipertensão pulmonar. Alguns trabalhos já foram publicados, tanto na Medicina Humana (CAMPOS FILHO et al., 1991; ISOBE et al., 1986; KITABAKE et al., 1983; MIGUÉRES et al., 1990; MIYAHARA et al., 2001) quanto na Medicina Veterinária (UEHARA, 1993), mostrando uma estreita correlação entre tempo de aceleração do fluxo pulmonar e pressão arterial pulmonar. Sabe-se que, à medida que ocorre incremento nos níveis de pressão arterial pulmonar média, há encurtamento gradual e proporcional ao tempo de aceleração (CAMPOS FILHO et al., 1991; ISOBE et al., 1986; UEHARA, 1993). Tais fatos sugerem aceleração anormalmente rápida da velocidade de fluxo sistólico pulmonar, devido principalmente à diminuição da capacitância da circulação pulmonar e, consequentemente, aumento da impedância ao livre fluxo sanguíneo (CAMPOS FILHO et al., 1991). Além disso, a relação entre tempo de aceleração e tempo de ejeção do fluxo da valva pulmonar apresenta-se bastante reduzida em pacientes humanos com hipertensão pulmonar e tem, também, uma ótima correlação com os níveis de pressão arterial pulmonar média (CAMPOS FILHO et al., 1991; ISOBE et al., 1986; KITABAKE et al., 1983; MIGUÉRES et al., 1990; MIYAHARA et al., 2001).

Foi observada uma correlação positiva entre peso e tempo de aceleração do fluxo aórtico (r<sub>S</sub>= 0,5104, p= 0,0040), o mesmo não ocorrendo com o fluxo pulmonar, que teve uma correlação com peso considerada inexistente ( $r_s$ = 0,2778; p= 0,1372). Porém, o valor do coeficiente de correlação para peso e tempo de aceleração do fluxo pulmonar encontra-se no limite entre presença ou inexistência de correlação (rlimite= 0,30), sendo considerado, por outros autores, como uma correlação de baixo grau (DAWSON; TRAPP, 2001). Com relação à freqüência cardíaca, verificou-se uma correlação negativa com o tempo de aceleração do fluxo pulmonar (r<sub>s</sub>= -0,3736; p= 0,0420), porém não foi observada correlação estatisticamente significante com o tempo de aceleração do fluxo aórtico ( $r_s$ = -0,2921; p= 0,1173). O coeficiente de correlação para tempo de aceleração do fluxo aórtico e freqüência cardíaca também encontra-se no limite entre presença ou inexistência de correlação, mas pode ser considerada uma correlação negativa de baixo grau, segundo Dawson e Trapp (2001). Acredita-se que a fregüência cardíaca influa minimamente sobre o tempo de aceleração do fluxo aórtico, por ser um sistema de alta pressão. O contrário pode acontecer também com o fluxo pulmonar; por se tratar de um fluxo com aceleração e desaceleração que ocorrem em valores de tempo semelhantes, alterações na fregüência cardíaca que levem à alteração no tempo de ejeção também atuarão sobre essas variáveis. Não foram encontrados trabalhos que comprovem estas suposições. Portanto, são necessários outros estudos sobre o assunto para que seja possível chegar a conclusões mais significativas.
Outro parâmetro avaliado no presente estudo foi o tempo de ejeção. Verificou-se que o aumento da freqüência cardíaca causa uma redução, estatisticamente significante, do tempo de ejeção do fluxo da valva aórtica ( $r_P$ = -0,5860; p= 0,0007) e do fluxo da valva pulmonar (r<sub>P</sub>= -0,5232; p= 0,0030). Esta observação é importante pois a redução do tempo de ejeção leva a uma redução da área abaixo do espectro do fluxo avaliado. Com isso, há também uma redução da integral de velocidade, que está diretamente relacionada com o volume sistólico, fato verificado, pois com o aumento da freqüência cardíaca há também redução na integral de velocidade aórtica ( $r_{P}$ = -0,5220; p= 0,0031) e na integral de velocidade pulmonar ( $r_P$ = -0,4173; p= 0,0218). Além disso foi observada uma correlação positiva entre peso e tempo de ejeção dos fluxos aórtico  $(r_s = 0.6494; p = 0.0001)$  e pulmonar  $(r_s = 0.6682; p = <0.0001)$  e entre peso e integral de velocidade aórtica ( $r_s$ = 0,5442; p= 0,0019) e pulmonar ( $r_s$ = 0,4665; p= 0,0094). Não foi realizada, no presente trabalho, a correlação entre fração de ejeção e integral de velocidade, por não ter sido o objetivo inicial do estudo, porém, pelos resultados observados, pôde-se perceber uma ótima interação entre esses parâmetros, muito importantes na avaliação da função sistólica ventricular.

Apesar destas considerações, não foi observada correlação, estatisticamente significante, entre freqüência cardíaca e volume sistólico aórtico ( $r_s$ = -0,2723; p= 0,1455); freqüência cardíaca e débito cardíaco aórtico ( $r_s$ = 0,1340; p= 0,4802); e freqüência cardíaca e débito cardíaco pulmonar ( $r_s$ = -0,02485; p= 0,8963), tendo-se verificado apenas uma correlação negativa entre freqüência cardíaca e volume sistólico pulmonar ( $r_s$ = -0,4027; p= 0,0274). Mesmo com coeficiente de correlação no limite entre estatisticamente significante e não significante (no caso do volume sistólico aórtico), e com valores alto de "p", estes resultados demonstram que, além da integral de

velocidade, a área do vaso analisado interfere bastante no valor obtido de volume sistólico. Como comentado anteriormente, a integral de velocidade tem uma correlação negativa com a freqüência cardíaca, sendo portanto esperado o mesmo resultado para o volume sistólico. Porém, no presente estudo, optou-se pela mensuração da área valvar pelo diâmetro do vaso, por meio da fórmula:

### Área valvar= $\pi$ (raio do vaso)<sup>2</sup>.

Com isso, pode-se perceber que pequenos erros na medida do diâmetro do vaso implicam em erros maiores de área valvar. Entretanto, como a única forma de se medir a área valvar pulmonar é por meio do diâmetro do vaso (UEHARA, 1995), decidiu-se usar a mesma técnica para mensuração da área valvar aórtica.

Mesmo com essas limitações, foi observada correlação positiva entre peso e volume sistólico aórtico ( $r_s$ = 0,9039; p< 0,0001) e pulmonar ( $r_s$ = 0,8860; p< 0,0001) e entre peso e débito cardíaco aórtico ( $r_s$ = 0,8268; p< 0,0001) e pulmonar ( $r_s$ =0,8806; p<0,0001), resultados semelhantes aos observados por Brown e colaboradores (1991).

Na comparação entre os fluxos aórtico e pulmonar, observou-se que a integral de velocidade do fluxo aórtico foi discretamente maior que a integral de velocidade do fluxo pulmonar (p= 0,0230). Já com relação ao tempo de ejeção, volume sistólico e débito cardíaco, não houve diferença entre os dois fluxos avaliados.

Há uma correlação excelente entre fluxo sistólico aórtico e pulmonar ( $r_s$ = 0,9000; p<0,0001) e entre débito cardíaco aórtico e débito cardíaco pulmonar ( $r_p$ = 0,8883; p<0,0001). Estes resultados são semelhantes àqueles obtidos por Brown, Knight e King (1991), sendo de grande valia na avaliação das cardiopatias, especialmente das comunicações entre o lado esquerdo e direito do coração (como defeito de septo atrial,

defeito de septo ventricular e persistência de ducto arterioso), quando o volume sangüíneo de um ventrículo pode estar muito diferente em relação ao outro e, portanto, extremamente importante na avaliação clínica e decisão terapêutica do paciente.

Foi ainda realizada uma comparação entre as médias dos valores de machos e fêmeas, não sendo encontrada nenhuma diferença estatisticamente significante entre as variáveis, exceção feita à média de velocidade média do fluxo da artéria pulmonar que foi menor em fêmeas do que em machos (p= 0,0120). Porém, devido à grande influência de outras variáveis como idade, raça e peso, pesquisas adicionais são necessárias para uma opinião mais definitiva.

Portanto, a ecocardiografia Doppler é de grande valia para complementar as informações obtidas pelas imagens ecocardiográficas e, mesmo com algumas limitações, ela pode fornecer dados muito importantes sobre hemodinâmica, de forma não-invasiva, facilitando com isso a avaliação clínica dos animais cardiopatas.

# 6 conclusões

#### 6 CONCLUSÕES

Na análise dos resultados obtidos, por meio da metodologia utilizada no presente estudo, fundamentam-se as seguintes conclusões:

1- as médias dos valores para os parâmetros de fluxo da valva aórtica são: freqüência cardíaca (FC)=  $102,9 \pm 19,38$  batimentos por minuto (bpm), velocidade máxima (V.Max.)=  $1,215 \pm 0,1344$  metros por segundo (m/s), velocidade média (V.Me.)=  $0,722 \pm 0,08206$  m/s, integral de velocidade (VTI)=  $0,141 \pm 0,02426$  metros (m), tempo de aceleração (TA)=  $38,80 \pm 11,29$  milissegundos (ms), tempo de ejeção (TE)=  $197,9 \pm 24,77$  ms, volume sistólico (VS)=  $29,63 \pm 14,59$  mililitros (mL) e débito cardíaco (DC)=  $2,940 \pm 1,260$  litros por minuto (L/min.);

2- as médias dos valores para os parâmetros de fluxo da valva pulmonar são: FC= 109,1 <u>+</u> 20,03 bpm, V.Max.= 0,9457 <u>+</u> 0,1792 m/s, V. Me.= 0,632 <u>+</u> 0,09960 m/s, VTI= 0,1267 <u>+</u> 0,02324 m, TA= 70,97 <u>+</u> 18,87 ms, TE= 203,7 <u>+</u> 28,98 ms, VS= 28,52 <u>+</u> 14,96 mL, DC= 3,056 <u>+</u> 1,546 L/min;

3- a variável freqüência cardíaca não influi nos valores de velocidade máxima, velocidade média e débito cardíaco de ambos os fluxos, volume sistólico e tempo de aceleração do fluxo da valva aórtica dos cães avaliados com Doppler pulsátil, porém exerce uma influência negativa e moderada na integral de velocidade e tempo de ejeção de ambos os fluxos valvares, tempo de aceleração e volume sistólico pulmonar;

4- a variável peso não influi nos valores de velocidade máxima e média de ambos os fluxos valvares e no valor de tempo de aceleração valvar pulmonar, enquanto que influi, positivamente e de forma moderada, na integral de velocidade e tempo de ejeção dos fluxos aórtico e pulmonar e tempo de aceleração do fluxo aórtico. Além disso, exerce

influência positiva e significativa no volume sistólico e débito cardíaco de ambos os fluxos valvares;

5- os valores de velocidade máxima, velocidade média e integral de velocidade são maiores na valva aórtica do que na pulmonar, diferentemente do tempo de aceleração, que é maior no fluxo da valva pulmonar do que da valva aórtica. Não há diferenças entre fluxos das valvas aórtica e pulmonar, levando-se em consideração os outros parâmetros. Há uma correlação positiva e significativa entre o volume sistólico aórtico e volume sistólico pulmonar e entre débito cardíaco aórtico e débito cardíaco pulmonar;
6- a variável sexo não influi na maioria dos parâmetros avaliados.

### Referênclas

### REFERÊNCIAS

ABDUCH, M. C. D. Ecocardiografia. In: CARVALHO, C. F. Ultra-sonografia em pequenos animais. São Paulo: Roca, 2004. p. 287-345.

BERQUÓ, E. S.; SOUZA, J. M. P.; GOTLIEB, S. L. D. **Bioestatística**. 2. ed. São Paulo: Editora Pedagógica e Universitária, 2003, 350 p.

BONAGURA, J. D. Echocardiography. Journal of American Veterinary Medical Association, v. 204, n. 4, p. 516-522, 1994.

BONAGURA, J. D. M- Mode echocardiography. Veterinary Clinics of North América. Small Animal Practice, v. 13, n. 2, p. 299-319, 1983.

BONAGURA, J. D.; FUENTES, V. L. Ecocardiografia. In: ETTINGER, S. J.; FELDMAN, E. C. **Tratado de medicina interna veterinária**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan S. A., 2004. p. 884- 925

BONAGURA, J. D.; MILLER, W. M.; DARKE, P. G. G. Doppler echocardiography I: pulsed wave and continuous – wave examinations. **Veterinary Clinics of North America. Small Animal Practice**, v. 28, n. 6, p. 1325-1359, 1998.

BONAGURA, J. D.; O'GRADY, M. R.; HERRING, D. S. Echocardiography. Principles of interpretation. **Veterinary Clinics of North America. Small animal Practice**, v. 15, n. 6, p. 1177-1194, 1985.

BOON, J. A. Evaluation of Size, function, and hemodynamics. In: BOON, J. A. **Manual** of veterinary echocardiography. Baltimore: Williams and Wilkins, 1998a. p. 151-260

BOON, J. A. Physics of ultrasound. In: BOON, J. A. **Manual of veterinary** echocardiography. Baltimore: Williams and Wilkins, 1998b. P. 1-34

BOON, J. A. The echocardiographic examination. In: BOON, J. A. **Manual of veterinary** echocardiography. Baltimore: Williams and Wilkins, 1998c. p. 35-150

BOON, J. A.; WINGFIELD, W. E.; MILLER, C. W. Echocardiography indices in the normal dog. **Veterinary Radiology**, v. 24, n. 5, p. 214-221, 1983.

BROWN, D. J.; KNIGHT, D. H.; KING, R. R. Use of pulsed-wave Doppler echocardiography to determine aortic and pulmonary velocity and flow variables in clinically normal dogs. **American Journal of Veterinary Research**, v. 52, n. 4, p. 543-550, 1991.

BROWN, S. A.; HENIK, R. A. Diagnosis and treatment of systemic hypertension. **Veterinary Clinics of North America. Small Animal Practice**, v. 28, n. 6, p. 1481-1494, 1998.

BUCHANAN, J. D. Prevalence of cardiovascular disorders. In: FOX, P. R.; SISSON, D.; MOÏSE, N. S. **Textbook of canine and feline cardiology:** principles and clinical practice. 2.ed. Philadelphia: W. B. Saunders, 1999. p. 457-470.

BUCHANAN, J. W.; BÜCHELER, J. Vertebral scale system to measure canine heart size in radiographs. **Journal of American Veterinary Medical Research**, v. 206, n. 2, p. 194-199, 1995.

CAMPOS FILHO, O.; ANDRADE, J. L.; CARVALHO, A. C. C.; LUNA FILHO, B.; PFEFERMAN, A.; ARROYO, J. B., LEÃO, L. E. V.; MARTINEZ FILHO, E. E. Avaliação da pressão arterial pulmonar em adultos pela ecodopplercardiografia. **Arquivos Brasileiros de Cardiologia**, v. 56, n. 4, p. 261-268, 1991.

CEROTI, F.; BONORA, R.; GUERRA, E.; FERRERO, C. A.; SERENA, C.; CARABENE, A.; PANTEGUINI, M. Amino-methyl-propanol (AMP) and N-methyl-glucamine (MEG) buffers for alkaline phosphatase (ALP) measurement: effects on human samples and control materials. **Clinical Chemistry and Laboratory Medicine**, v. 40, 2002.

CORCORAN, R. M.; DURAN, S. M. Albumin determination by a modified bromocresol green method. **Clinical Chemistry**, v. 23, p. 765, 1977.

DARKE, P. G. G.; BONAGURA, J. D.; KELLY, D. F. Ecocardiografia Doppler. In: DARKE, P. G. G.; BONAGURA, J. D.; KELLY, D. F. **Atlas ilustrado de cardiologia veterinária**. São Paulo: Manole, 2000. p. 47-51

DARKE, P. G. G.; BONAGURA, J. D.; MILLER, M. Transducer orientation for Doppler echocardiography in dogs. **Journal of Small Animal Practice**, v. 34, p. 2-8, 1993.

DAWSON, B.; TRAPP, R. G. **Bioestatística básica e clínica**. 3. ed. Rio de Janeiro: Mc Graw-Hill, 2001, 348p.

DUKES-MCEWAN, J.; FRENCH, A. T.; CORCORAN, B. M. Doppler echocardiography in the dog: measuremente variability and reproducibility. **Veterinary Radiology & Ultrasound**, v. 43, n. 2, p. 144-152, 2002.

EDWARDS, N. J. **Bolton's handbook of canine and feline electrocardiography**. 2.ed. Philadelphia: W. B. Saunders, 1987. 381 p.

FAST, J. H.; VAN DEN MERKHOF, L.; BLANS, W.; VAN LEEUWEN, K.; UIJEN, G. Determination of cardiac output by single gated pulsed Doppler echocardiography. International Journal of Cardiology, v. 21, n. 1, p. 33-42, 1988.

FEIGENBAUM, H. Hemodinamics information derived from echocardiography. In: FEIGENBAUM, H. **Echocardiography**. 5. ed. Baltimore: Williams and Wilkins, 1994. p. 181-211

GABER, C. Doppler echocardiography. **Problems in Veterinary Medicine**, v. 3, n. 4, p. 479-499, 1991.

GARDIN, J. M.; BURN, C. S.; CHILDS, W. J.; HENRY, W. L. Evaluation of blood flow velocity in the ascending aorta and main pulmonary artery of normal subjects by Doppler echocardiography. **American Heart Journal**, v. 107, n. 2, p. 310-319, 1984.

GARDIN, J. M.; ISERI, L. T.; ELKAYAM, U.; TOBIS, J.; CHILDS, W.; BURN, C. S.; HENRY, W. L. Evaluation of dilated cardiomyopathy by pulsed Doppler echocardiography. **American Heart Journal**, v. 106, n. 5, p. 1057-1065, 1983.

GORNALL, A. G.; BARDAWILL, C. J.; MAXIMA, M. D. Determination of serum proteins by means of biuret reaction. **Journal of Biological Chemistry**, v. 177. n. 2, p. 751-766, 1949.

IMAMURA, Y.; HIRAI, H.; HARADA, M.; TOKUYAMA, A.; YOSHINUMA, M.; DEGAWA, T.; NISHIZAWA, S.; YABUKI, S.; MACHII, K.; YAMAGUCHI, T. Evaluation of left ventricular systolic function by pulsed Doppler echocardiography in patients with acute myocardial infarction. **Journal of Cardiology**, v. 23, n. 3, p. 231-240, 1993.

KIENLE, R. D. Echocardiography. In: KITTELSON, M; D.; KIENLE, R. D. **Small animal** cardiovascular medicine. St. Louis: Mosby, 1998. p. 95-177

KIRBERGER, R. M.; VAN DER BERG, P. B.; DARAZS, B. Doppler echocardiography in the normal dog: part I. Velocity findings and flow patterns. **Veterinary Radiology & Ultrasound**, v. 33, n. 6, p. 370-379, 1992.

KIRBERGER, R. M.; VAN DER BERG, P. B.; GRIMBEEK, R. J. Doppler echocardiography in the normal dog: part II. Factors influencing blood flow velocities and a comparison between left and right heart blood flow. **Veterinary Radiology & Ultrasound**, v. 33, n. 6, p. 380-386, 1992.

KITABAKE, A.; INOUE, M., ASAO, M.; MASAYAMA, T.; TANOUCHE, J., MORITA, T.; MISHIMA, M.; UEMATSU, M.; SHIMAZU, T., HORI, M.; ABE, H. Noninvasive evaluation of pulmonary hypertension by a pulsed Doppler technique. **Circulation**, v. 68, n. 2, p. 302-309, 1983.

KOSTUCKI, W.; VANDENBOSSCHE, J. I.; FRIART, A.; ENGLERT, M. Pulsed Doppler regurgitant flow patterns of normal valves. **American Journal of Cardiology**, v. 58, n. 3, p. 309-313, 1986.

LARSSON, M. H. M. A.; BARBUSCI, L. O. D.; SOARES, E. C.; YAMATO, R. J. Estudo ecocardiográfico das cardiopatias mais freqüentemente diagnosticadas em espécimes caninas. **Revista Brasileira de Ciência Veterinária**, v. 7, p. 68, 2000. Suplemento. (Apresentado no 21. Congresso Brasileiro de Clínicos Veterinários de Pequenos animais, Rio de Janeiro, 2000).

LOMBARD, C. W. Normal values of the canine M- mode echocardiogram. **American Journal of Veterinary Research**, v. 45, n. 10, p. 2015-2018, 1984.

LUSTGARTEN, J. A.; WENIK, R. E. Simple, rapid, kinetic method for serum creatinine measurement. **Clinical Chemistry**, v. 23, n. 11, p. 1419-1422, 1972.

MIGUÉRES, M.; ESCAMILLA, R.; COCA, F.; DIDIER, A.; KREMPF, M. Pulsed Doppler echocardiography in the diagnosis of pulmonary hypertension in COPD. **Chest**, v. 98, n. 2, p. 280-285, 1990.

MIYAHARA, Y.; IKEDA, S.; YOSHINAGA, T.; YAMAGUCHI, K.; NISHIMURA-SHIRONO, E.; YAMASA, T.; HAMABE, S.; NAKAMURA, K.; KOHNO, S. Echocardiographic evaluation of right cardiac function in patients with chronic pulmonary diseases. **Japanese Heart Journal**, v. 42, n. 4, p. 483-493, 2001.

MIYATAKE, K., YAMAGISHI, M., TANAKA, N., UEMATSU, M., YAMAZAKI, N., MINE, Y., SANO, A., HIRAMA, M. New method for evaluating left ventricular wall motion by color-coded tissue Doppler imaging: in vitro and in vivo studies. **Journal of the American College Cardiology**, v. 25, n. 3, p. 717-724, 1995.

MIZUNO, Y.; AIDA, H.; HARA, H.; FUGINAGA, T.; HAGIO, M. Comparison of methods of cardiac output measurements determined by dye dilution, pulsed Doppler echocardiography and thermodilution in horses. **Journal of Veterinary Medical Science**, v. 56, n. 1, p. 1-5, 1994.

MOÏSE, N. S.; FOX, P. R. Echocardiography and Doppler imaging. In: Fox, P. R.; SISSON, D.; MOÏSE, N. S. **Textbook of canine and feline cardiology:** principles and clinical practice. Philadelphia: W. B. Sauders, 1999. p. 130-171

MORCERF, F. A. P. Princípios físicos e instrumentais. In: MORCERF, F. A. P. **Ecocardiografia uni-dimensional, transesofágica e Doppler**. Rio de Janeiro: Revinter, 1996. p. 1-44.

O'GRADY, M. R.; BONAGURA, J. D.; POWERS, J. D.; HERRING, D. S. Quantitative cross-sectional echocardiography in the normal dog. **Veterinary Radiology**, v. 27, n.2, p. 34-49, 1986.

SCHELLING, C. G. Radiology of the heart. In: MILLER, M. S.; TILLEY, L. P. **Manual of canine and feline cardiology**. 2. ed. Philadelphia: W. B. Saunders, 1995. p. 17-45.

SCHUMANN, G.; BONORA, R.; CEROTTI, F. C.; CLERC-RÉNAUD, P.; FÉRARD, G.; FERRERO, C. A.; FRANK, P. F.; JAVIER-GELLA, F.; HOEZEL, W.; JORGENSEN, P. J.; KANNO, T.; KESSNER, A.; KLAUKE, R.; KRISTIANSEN, N.; LESSINGER, L. M.; LISINGER, T. J. P.; MISAKI, H.; PANTEGUINI, M.; PAUWELS, J.; SCHIELE, F.; SCHIMMEL, H. G.; WEIDEMANN, G.; SIEKMANN, L. IFCC primary reference procedures for measurement of catalic activity concentrations of enzymes 37°C. **Clinical Chemistry and Laboratory Medicine**, v. 40, n. 7, p. 718-724, 2002.

TALK, H.; SCHUBERT, G. E. Enzymatsche harnstoff-bestimmung in blut und serum im optischen test nach Warburg. **Kiln Wochensch**, v. 43, p. 174, 1965.

THOMAS, W. P.; GABER, C. E.; JACOBS, G. J.; KAPLAN, P. M.; LOMBARD, C. W.; MOISE, N. S.; MOSES, B. L. Recommendations for standards in transthoracic twodimensional echocardiography in the dog and cat. **Journal of Veterinary Internal Medicine**, v. 7, n. 4, p. 247-252, 1993.

TILLEY, L. P. **Essentials of canine and feline eletrocardiography**. 3. ed. Philadelphia: Lea and Febiger, 1995, 484p.

UEHARA, Y. An attempt to estimate the pulmonary artery pressure in dogs by means of pulsed doppler echocardiography. **Journal of Veterinary Medical Science**, v. 55, n. 2, p. 307-312, 1993.

UEHARA, Y.; KOGA, M.; TAKAHASHI, M. Determination of cardiac output by echocardiography. **Journal of Veterinary Medical Science**, v. 57, n. 3, p. 401-407, 1995.

VAN DIJK, A. P.; VAN OORT, A. M.; DANIELS, O. Right-sided valvular regurgitation in normal children determined by combined colour –coded and continuous-wave Doppler echocardiography. **Acta Paediatrica**, v. 38, n. 2, p. 200-203, 1994.

YUILL, C. D. M.; O'GRADY, M. R. Doppler-derived velocity of blood flow across the cardiac valves in the normal dog. **Canadian Journal of Veterinary Research**, v. 55, n. 2, p. 185-192, 1991.

## ANEX05

	Petrus, 2005*	Brown, Knight e King, 1991**	Yuill e O´Grady, 1991**	Kirberger, Van Der Berg e Darazs, 1992**
Número de animais	30	28	20	50
Tipo de Doppler	pulsátil	pulsátil	Contínuo	pulsátil
V. Max. Ao. <sup>(1)</sup>	1,215 <u>+</u> 0,1344 m/s	1,06 <u>+</u> 0,21 m/s	118,1 <u>+</u> 10,8 cm/s	157 <u>+</u> 33 cm/s
V. Max. Pul. <sup>(2)</sup>	0,9457 <u>+</u> 0,1792 m/s	0,84 <u>+</u> 0,17 m/s	95,5 <u>+</u> 10,3 cm/s	120 <u>+</u> 20 cm/s

<sup>(1)</sup> V. Max. Ao.= velocidade máxima aórtica; <sup>(2)</sup> V. Max. Pul.= velocidade máxima pulmonar. \* mensurações realizadas em metros por segundo (m/s); \*\* mensurações realizadas em centímetros por segundo (cm/s)

Quadro 8 - Comparação entre os valores médios e desvio padrão de velocidade máxima dos fluxos das valvas aórtica e pulmonar, em cães sadios, obtidos por Petrus (2005), Brown, Knight e King (1991), Yuill e O'Grady (1991) e Kirberger, Van Der Berg e Darazs (1992) - São Paulo - 2005

Parâmetros	Petrus, 2005	Brown et al., 1991
V. Máx. Ao <sup>(1)</sup> (m/s) <sup>(13)</sup>	1,215 <u>+</u> 0,1344	1,06 <u>+</u> 0,21
V. Máx. Pul. <sup>(2)</sup> (m/s) <sup>(13)</sup>	0,9457 <u>+</u> 0,1792	0,84 <u>+</u> 0,17
TA A0 <sup>(3)</sup> (ms) <sup>(14)</sup>	38,8 <u>+</u> 11,29	
TA Pul <sup>(4)</sup> (ms) <sup>(14)</sup>	70,97 <u>+</u> 18,87	
TE A0 <sup>(5)</sup> (ms) <sup>(14)</sup>	197,9 <u>+</u> 24,77	205 <u>+</u> 15
TE Pul <sup>(6)</sup> (ms) <sup>(14)</sup>	203,7 <u>+</u> 28,98	219 <u>+</u> 18
VTI Ao <sup>(7)</sup> (m) <sup>(15)</sup>	0,141 <u>+</u> 0,02426	0,146 <u>+</u> 0,029
VTI Pul <sup>(8)</sup> (m) <sup>(15)</sup>	0,1267 <u>+</u> 0,02324	0,131 <u>+</u> 0,028
VS A0 <sup>(9)</sup> (mL) <sup>(16)</sup>	29,63 <u>+</u> 14,59	39,5 <u>+</u> 18,7
VS Pul <sup>(10)</sup> (mL) <sup>(16)</sup>	28,52 <u>+</u> 14,96	45,1 <u>+</u> 25,0
DC Ao <sup>(11)</sup> (L/min.) <sup>(17)</sup>	2,940 <u>+</u> 1,260	3,65 <u>+</u> 1,72
DC Pul <sup>(12)</sup> (L/min.) <sup>(17)</sup>	3,056 <u>+</u> 1,546	4,24 <u>+</u> 2,26

(1) V. Max. Ao.= velocidade máxima do fluxo aórtico; <sup>(2)</sup> V. Max. Pul.= velocidade máxima do fluxo pulmonar; <sup>(3)</sup> TA Ao= tempo de aceleração do fluxo aórtico; <sup>(4)</sup> TA Pul= tempo de aceleração do fluxo pulmonar; <sup>(5)</sup> TE Ao= tempo de ejeção do fluxo aórtico; <sup>(6)</sup> TE Pul= tempo de ejeção do fluxo pulmonar; <sup>(7)</sup> VTI Ao= integral de velocidade do fluxo aórtico; <sup>(8)</sup> VTI Pul= integral de velocidade do fluxo pulmonar; <sup>(9)</sup> VS Ao= volume sistólico do fluxo pulmonar; <sup>(11)</sup> DC Ao= débito cardíaco do fluxo aórtico; <sup>(12)</sup> DC Pul= débito cardíaco do fluxo pulmonar; <sup>(13)</sup> m/s= metros por segundo; <sup>(14)</sup> ms= milissegundos; <sup>(15)</sup> m= metros; <sup>(16)</sup> mL= mililitros; <sup>(17)</sup> L/min.= litros por minuto

Quadro 9 - Comparação de alguns parâmetros ecocardiográficos (média e desvio padrão) dos fluxos das valvas aórtica e pulmonar obtidos por Petrus (2005) e Brown, Knight e King (1991) por Doppler pulsátil, em cães sadios - São Paulo - 2005

## Apêndices



Figura 3 - Avaliação com Doppler pulsátil fluxo da valva pulmonar do animal 08, com o cortorno do espectro obtido e a mensuração da área valvar através do diâmetro do vaso



Figura 4 - Avaliação com Doppler pulsátil do fluxo da valva aórtica do animal 19, com o cortorno do espectro obtido e a mensuração da área valvar através do