

Universidade de Trás-os-Montes e Alto Douro

**Valores de referência ecocardiográficos bidimensionais, em modo-M e em modo Doppler em gatos de raça Persa**

**- Versão Definitiva-**

Dissertação de Mestrado em Medicina Veterinária

Teresa de Jesus Cordeiro Valente dos Santos Sargo

Orientadores:

Professora Doutora Felisbina Luisa Queiroga, UTAD

Professora Doutora Maria João Miranda Pires, UTAD



Vila Real, 2015

Universidade de Trás-os-Montes e Alto Douro

**Valores de referência ecocardiográficos bidimensionais, em modo-M e em modo Doppler em gatos de raça Persa**

Dissertação de Mestrado em Medicina Veterinária

Teresa de Jesus Cordeiro Valente dos Santos Sargo

Orientadores:

Professora Doutora Felisbina Luisa Queiroga, UTAD

Professora Doutora Maria João Miranda Pires, UTAD

Composição do Júri:

---

---

---

Vila Real, 2015

As ideias apresentadas neste trabalho são da inteira responsabilidade da candidata



## AGRADECIMENTOS

Agradeço ao Magnífico Senhor Reitor da Universidade de Trás-os-Montes e Alto Douro, Professor Doutor António Augusto Fontainhas Fernandes, pela oportunidade que me deu para a realização deste trabalho.

Agradeço à Direção do Hospital Veterinário da Universidade de Trás-os-Montes, no nome da Professora Doutora Maria Isabel Dias, pela cedência do equipamento e material necessário, sem os quais este trabalho teria sido impraticável.

Agradeço às minhas orientadoras, Professora Doutora Felisbina Luísa Queiroga e Professora Doutora Maria João Pires, pelo apoio em todas as fases deste trabalho, pela total disponibilidade demonstrada e pela persistência na otimização da dissertação.

Agradeço ao Professor Mário Silvestre pela preciosa ajuda na interpretação dos dados estatísticos e pela disponibilidade que manifestou.

Agradeço a todos os proprietários dos gatos que foram admitidos no estudo por terem permitido que os seus animais de companhia fizessem parte deste e, sobretudo, pela paciência demonstrada durante a realização dos diversos exames.

Ao Roberto, meu marido e melhor amigo por fazer de mim uma melhor pessoa todos os dias. Aos meus filhos, Gil e Lucas, por serem a razão da minha existência e o sol dos meus dias.

Aos meus pais, Vina e Nando, pelo enorme amor que sempre me deram, e continuam a dar, por estarem sempre incondicionalmente presentes e pelas oportunidades de educação que, juntos, me conduziram a este momento. Ao meu irmão, Nandito, que me ensinou que é sempre necessário haver sensatez e ponderação. À minha avó Teresa, sei que sentirias orgulho de mim.

À minha irmã, Nocas, por me ter ensinado que a bondade compensa sempre e que, querendo, tudo é possível (por vezes demoramos é um pouco mais). Aos meus amigos do coração: Bárbara, Maurino, Joaninha, Luís, Ana, Sandrinha e João, por encherem de alegria os meus dias, por me fazerem ver o lado positivo de tudo e por estarem sempre presentes e a torcer por mim (mesmo estando a milhares de quilómetros). Ao Chico e à Teresinha por me fazerem sorrir todos os dias.

A todos os meus colegas de trabalho e amigos do Hospital Veterinário UTAD, por me ensinarem a ser melhor pessoa e melhor profissional nos momentos bons e nos menos bons.

Aos antigos colegas que fizeram parte da minha construção como médica veterinária.

Aos colegas que, ao longo de 9 anos, realizaram internato no HVUTAD, contribuindo para o meu crescimento profissional.

Aos meus mentores da cardiologia, com os quais tive o enorme prazer de aprender: Luis Lobo, Patrícia Sousa, Manuel Monzo, German Santamarina, Laín Garcia, Jordi Manubens e J. Dukes McEwan.



## RESUMO

A ecocardiografia é um exame não invasivo que permite a visualização e mensuração das estruturas cardíacas internas, a avaliação da função cardíaca, a detecção de defeitos cardíacos (lesões valvulares, comunicações, anomalias do miocárdio, presença de massas, derrames, estenose), a avaliação do fluxo sanguíneo e do movimento e função do miocárdio.

A realização de uma técnica correta passa por uma abordagem metódica, desde a preparação e colocação do paciente, a seleção e orientação do transdutor, a altura da mesa e a localização do equipamento em relação ao paciente.

A necessidade de informação quantitativa determinou que rapidamente se descrevessem valores de referência nos diferentes modos ecocardiográficos para cada espécie e, mais concretamente, para cada raça.

Vinte gatos de raça Persa, adultos, saudáveis e não sedados foram submetidos a um exame ecocardiográfico de forma a obter valores de referência para os diferentes parâmetros ecocardiográficos realizados em modo bidimensional, modo-M e modo Doppler espectral pulsátil e contínuo. Os resultados obtidos foram comparados com os dados existentes na literatura para gatos adultos e não sedados de outras raças e foi analisada uma possível correlação entre os valores para os parâmetros ecocardiográficos avaliados no plano longitudinal e no plano transversal em modo-M e modo bidimensional.

Concluiu-se que a mensuração dos diferentes parâmetros ecocardiográficos é dependente da raça do animal e que a medição dos diferentes parâmetros obtidos através do plano longitudinal e transversal não deve ser feita de forma indistinta.

Palavras-chave: Persa, ecocardiografia, valores de referência, plano longitudinal, plano transversal



## **ABSTRACT**

Echocardiography is a non-invasive exam that enables the visualization of internal cardiac structures, evaluation of cardiac function, detection of structural cardiac defects (valve lesions, septal abnormalities, myocardial anomalies, masses, fluid accumulations and stenosis) and, both the assessment of blood flow and myocardial movement and function.

A correct technic, consist in a methodical approach, from the patient preparation and positioning, transducer selection and placement orientation, table height to the location of the equipment in relation to the patient.

The need for quantitative information rapidly drove the early determination of reference ranges, in different echocardiographic modes, for several species as well as for individual breeds within these species.

Twenty adult, healthy, non-sedated, Persian cats were submitted to an echocardiographic exam, in order to obtain its reference ranges, within the different echocardiography parameters, performed in a Two-dimensional mode, M-mode and Doppler mode, both in pulse and continuous wave form.

The obtained results were compared to the existing data, in current literature for non-sedated, adult cats and a possible correlation was investigated for the measured echocardiographic parameters found both in the two-dimensional mode and in the M-mode's longitudinal and transverse planes.

It was concluded that, the measurement of different echocardiographic parameters is indeed breed-dependent and that the quantification of different longitudinal and transverse plane echocardiographic parameters should not be done indistinctly.

Key words: Persian, echocardiography, reference ranges, longitudinal plane, transversal plane.

## ÍNDICE GERAL

<b>CAPITULO I – REVISAO BIBLIOGRÁFICA</b>	<b>1</b>	
<b>1.</b>	<b>A Física da ecografia</b>	<b>1</b>
<b>1.1.</b>	<b>Transdutores</b>	<b>4</b>
<b>1.2.</b>	<b>Física do Doppler</b>	<b>5</b>
<b>1.3.</b>	<b>Artefatos</b>	<b>10</b>
<b>2.</b>	<b>Exame ecocardiográfico</b>	<b>11</b>
<b>2.1.</b>	<b>Preparação do animal</b>	<b>12</b>
<b>2.2.</b>	<b>Exame ecocardiográfico bidimensional</b>	<b>14</b>
<b>2.2.1.</b>	<b>Plano longitudinal paraesternal direito</b>	<b>17</b>
<b>2.2.1.1.</b>	<b>Projeção de saída de fluxo ventricular esquerdo – projeção de entrada-saída de fluxo</b>	<b>17</b>
<b>2.2.1.2.</b>	<b>Projeção de quatro câmaras</b>	<b>22</b>
<b>2.2.2.</b>	<b>Plano transversal paraesternal direito</b>	<b>23</b>
<b>2.2.2.1.</b>	<b>Projeção do ventrículo esquerdo com músculos papilares e cordas tendinosas</b>	<b>24</b>
<b>2.2.2.2.</b>	<b>Projeção da valva mitral</b>	<b>27</b>
<b>2.2.2.3.</b>	<b>Base do coração: projeção da aorta</b>	<b>28</b>
<b>2.2.2.4.</b>	<b>Base do coração: projeção da artéria pulmonar</b>	<b>30</b>
<b>2.2.3.</b>	<b>Plano apical paraesternal esquerdo</b>	<b>32</b>
<b>2.2.3.1.</b>	<b>Projeção apical de cinco câmaras</b>	<b>32</b>
<b>2.3.</b>	<b>Exame ecocardiográfico em modo-M</b>	<b>35</b>
<b>2.3.1.</b>	<b>Plano do miocárdio com imagens do ventrículo esquerdo</b>	<b>37</b>
<b>2.3.2.</b>	<b>Imagem da valva mitral</b>	<b>38</b>
<b>2.3.3.</b>	<b>Imagem da raiz aórtica e átrio esquerdo</b>	<b>41</b>
<b>2.3.4.</b>	<b>Movimento anular mitral</b>	<b>44</b>
<b>2.4.</b>	<b>Exame ecocardiográfico em modo Doppler espectral</b>	<b>44</b>
<b>2.4.1.</b>	<b>Fluxo aórtico</b>	<b>45</b>
<b>2.4.2.</b>	<b>Trajetória do fluxo de saída do ventrículo esquerdo</b>	<b>46</b>
<b>2.4.3.</b>	<b>Fluxo da artéria pulmonar</b>	<b>46</b>
<b>2.4.4.</b>	<b>Trajetória do fluxo de saída do ventrículo direito</b>	<b>48</b>
<b>2.4.5.</b>	<b>Fluxo transmitral</b>	<b>48</b>
<b>2.4.6.</b>	<b>Fluxo transtricúspide</b>	<b>50</b>
<b>2.4.7.</b>	<b>Tempo de relaxamento isovolumétrico</b>	<b>51</b>
<b>2.5.</b>	<b>Testes da função sistólica</b>	<b>51</b>

2.6.	Testes da função diastólica	53
<b>CAPITULO II – OBJETIVOS</b>		55
<b>CAPITULO III – MATERIAIS E MÉTODOS</b>		57
1.	Caracterização da amostra	57
2.	Critérios de inclusão	57
3.	Critérios de exclusão	57
4.	Exame ecocardiográfico	58
5.	Análise de dados	59
<b>CAPITULO IV – RESULTADOS</b>		61
1.	Caracterização da população em estudo	61
2.	Dados ecocardiográficos	66
<b>CAPITULO V – DISCUSSÃO</b>		79
<b>CAPITULO VI – CONCLUSÃO</b>		83
<b>CAPITULO VII – REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS</b>		85
<b>CAPITULO VIII – ANEXOS</b>		93



## ÍNDICE DE FIGURAS

<b>Figura 1</b>	Representação esquemática de um ciclo de onda sonora	1
<b>Figura 2</b>	Representação esquemática do perfil de fluxo sobre valva mitral e valva aórtica	6
<b>Figura 3</b>	Imagem ecográfica de fluxo laminar obtida através de Doppler espectral	8
<b>Figura 4</b>	Posicionamento do animal para realização de exame ecográfico	13
<b>Figura 5</b>	Representação esquemática de projeções longitudinais cardíacas	16
<b>Figura 6</b>	Representação esquemática de projeções transversais cardíacas	16
<b>Figura 7</b>	Orientação espacial do plano longitudinal paraesternal direito do ventrículo esquerdo	18
<b>Figura 8</b>	Imagem ecográfica bidimensional do plano longitudinal paraesternal direito do ventrículo esquerdo, projeção de cinco câmaras	19
<b>Figura 9</b>	Medição da câmara ventricular esquerda, septo interventricular e parede livre ventricular esquerda a partir da projeção longitudinal paraesternal direita do fluxo de saída ventricular esquerdo	20
<b>Figura 10</b>	Imagem bidimensional em representação do plano longitudinal paraesternal direito do ventrículo esquerdo, projeção de saída do fluxo ventricular esquerdo	20
<b>Figura 11</b>	Orientação espacial do plano de som para o plano longitudinal paraesternal direito, projeção de quatro câmaras do coração	22
<b>Figura 12</b>	Imagem bidimensional em representação do plano longitudinal paraesternal direito, projeção de quatro câmaras do coração	23
<b>Figura 13</b>	Representação das seis imagens transversais padrão do coração, obtidas a partir da mesma posição do transdutor no hemitórax direito	24
<b>Figura 14</b>	Orientação espacial do plano de som para o plano transversal paraesternal direito do ventrículo esquerdo com os músculos papilares e da base do coração	25

<b>Figura 15</b>	Imagem bidimensional em representação do plano transversal paraesternal direito do ventrículo esquerdo ao nível dos músculos papilares	26
<b>Figura 16</b>	Dimensão ventricular esquerda, septal e de parede ventricular esquerda livre medidas a partir de imagens transversais ao nível das cordas tendinosas	27
<b>Figura 17</b>	Orientação espacial do plano de som para o plano transversal paraesternal direito do ventrículo esquerdo com a valva mitral	28
<b>Figura 18</b>	Orientação espacial do plano de som para o plano transversal paraesternal direito da base do coração, com a artéria aorta	29
<b>Figura 19</b>	Imagem bidimensional em representação do plano transversal paraesternal direito da base do coração, com a artéria aorta	30
<b>Figura 20</b>	Orientação espacial do plano de som para o plano transversal paraesternal direito da base do coração, com a artéria pulmonar	31
<b>Figura 21</b>	Imagem bidimensional em representação do plano transversal paraesternal direito da base do coração, com a artéria pulmonar	31
<b>Figura 22</b>	Ilustração da imagem bidimensional do coração a partir de uma localização paraesternal esquerda	33
<b>Figura 23</b>	Ilustração da imagem bidimensional do coração a partir de uma localização paraesternal esquerda	33
<b>Figura 24</b>	Imagem bidimensional em representação da projeção apical de quatro câmaras do coração obtido a partir de uma localização caudal paraesternal esquerda	34
<b>Figura 25</b>	Representação esquemática da projeção apical de quatro câmaras a partir de uma localização paraesternal esquerda, utilizada para a medição da longitude ventricular	35
<b>Figura 26</b>	Representação esquemática em modo-M ao nível dos ventrículos	37
<b>Figura 27</b>	Representação esquemática em modo-M ao nível da valva mitral	39
<b>Figura 28</b>	Imagem em modo-M da janela paraesternal direita, eixo transversal	40
<b>Figura 29</b>	Representação esquemática em modo-M ao nível da valva aórtica	42
<b>Figura 30</b>	Imagem em modo-M da janela paraesternal direita, eixo longitudinal, projeção de saída do ventrículo esquerdo	43

<b>Figura 31</b>	Imagem ecográfica da janela paraesternal esquerda, plano apical de cinco câmaras	45
<b>Figura 32</b>	Imagem ecográfica da janela paraesternal esquerda, plano apical de cinco câmaras	46
<b>Figura 33</b>	Imagem ecográfica da janela paraesternal direita, eixo transversal na base do coração	47
<b>Figura 34</b>	Imagem ecográfica da janela paraesternal direita, em eixo transversal na base do coração	47
<b>Figura 35</b>	Imagem ecográfica da janela paraesternal esquerda, plano apical de quatro câmaras	48
<b>Figura 36</b>	Imagem ecográfica da janela paraesternal esquerda, plano apical de quatro câmaras	50
<b>Figura 37</b>	Imagem de aparelho ecográfico	58



## ÍNDICE DE TABELAS

<b>Tabela 1</b>	Frequências e respectivos comprimentos de onda de ultrassons mais utilizados em Medicina Veterinária	2
<b>Tabela 2</b>	Velocidade do som nos tecidos moles	2
<b>Tabela 3</b>	Descrição dos animais incluídos no estudo de acordo com o gênero, o peso, a superfície corporal e a idade	63
<b>Tabela 4</b>	Valores de pressão arterial sistólica e de frequência cardíaca obtidos através do método de Doppler em gatos de raça Persa incluídos no estudo	64
<b>Tabela 5</b>	Valores de hematócrito, proteínas totais e T4 obtidos por avaliação sérica nos gatos de raça Persa incluídos no estudo e intervalo de confiança	65
<b>Tabela 6</b>	Estatística descritiva (valores médios e desvio-padrão) e intervalo de referência para os parâmetros ecocardiográficos em modo bidimensional e em modo-M obtidos no plano longitudinal e no plano transversal de gatos de raça Persa incluídos no estudo (nível de confiança de 95%)	66
<b>Tabela 7</b>	Estatística descritiva (valores médios e desvio-padrão) e intervalo de referência para os parâmetros ecocardiográficos em modo Doppler espectral pulsátil e contínuo de gatos de raça Persa incluídos no estudo	67
<b>Tabela 8</b>	Estatística descritiva (valores médios e desvio-padrão) para os parâmetros ecocardiográficos em modo bidimensional e em modo-M obtidos no plano longitudinal e no plano transversal de gatos de raça Persa incluídos no estudo (nível de confiança de 95%) e Genérico	68
<b>Tabela 9</b>	Teste <i>t</i> de dupla amostra para comparação de valores de parâmetros ecocardiográficos entre diferentes raças Persa e Genérico	69
<b>Tabela 10</b>	Estatística descritiva (valores médios e desvio-padrão) para os parâmetros ecocardiográficos obtidos através de mensurações em modo Doppler espectral pulsátil e contínuo em gatos de raça Persa incluídos no estudo, raça Doméstico de Pêlo Curto e raça Maine Coon	70

<b>Tabela 11</b>	Teste <i>t</i> de dupla amostra para comparação de valores de parâmetros ecocardiográficos entre diferentes raças de gatos	71
<b>Tabela 12</b>	Correlação entre os valores obtidos em plano longitudinal e em plano transversal para os diferentes parâmetros estudados em modo bidimensional e modo-M nos gatos de raça Persa incluídos no estudo	75

## ÍNDICE DE GRÁFICOS

<b>Gráfico 1</b>	Distribuição dos animais por grupo etário	61
<b>Gráfico 2</b>	Distribuição dos animais por género	61
<b>Gráfico 3</b>	Distribuição dos animais por estado reprodutivo	62
<b>Gráfico 4</b>	Análise de regressão linear simples para o parâmetro átrio esquerdo	72
<b>Gráfico 5</b>	Análise de regressão linear simples para o parâmetro aorta	72
<b>Gráfico 6</b>	Análise de regressão linear simples para o parâmetro rácio entre átrio esquerdo e aorta	72
<b>Gráfico 7</b>	Análise de regressão linear simples para o parâmetro septo interventricular em diástole	72
<b>Gráfico 8</b>	Análise de regressão linear simples para o parâmetro septo interventricular em sístole	73
<b>Gráfico 9</b>	Análise de regressão linear simples para o parâmetro diâmetro interno ventricular esquerdo em diástole	73
<b>Gráfico 10</b>	Análise de regressão linear simples para o parâmetro diâmetro interno ventricular esquerdo em sístole	73
<b>Gráfico 11</b>	Análise de regressão linear simples para o parâmetro parede ventricular esquerda livre em diástole	73
<b>Gráfico 12</b>	Análise de regressão linear simples para o parâmetro parede ventricular esquerda livre em sístole	74
<b>Gráfico 13</b>	Análise de regressão linear simples para o parâmetro fração de encurtamento	74
<b>Gráfico 14</b>	Diferença de medição em função da média de medição para o parâmetro átrio esquerdo	76
<b>Gráfico 15</b>	Diferença de medição em função da média de medição para o parâmetro aorta	76
<b>Gráfico 16</b>	Diferença de medição em função da média de medição para o parâmetro rácio entre átrio esquerdo e aorta	76
<b>Gráfico 17</b>	Diferença de medição em função da média de medição para o parâmetro septo interventricular em diástole	76
<b>Gráfico 18</b>	Diferença de medição em função da média de medição para o parâmetro septo interventricular em sístole	77

<b>Gráfico 19</b>	Diferença de medição em função da média de medição para o parâmetro diâmetro interno ventricular esquerdo em diástole	77
<b>Gráfico 20</b>	Diferença de medição em função da média de medição para o parâmetro diâmetro interno ventricular esquerdo em sístole	77
<b>Gráfico 21</b>	Diferença de medição em função da média de medição para o parâmetro parede ventricular esquerda livre em diástole	77
<b>Gráfico 22</b>	Diferença de medição em função da média de medição para o parâmetro parede ventricular esquerda livre em sístole	78
<b>Gráfico 23</b>	Diferença de medição em função da média de medição para o parâmetro fração de encurtamento	78

## LISTA DE ACRÓNIMOS, ABREVIATURAS E SÍMBOLOS

**ACTH** = Hormona adrenocorticotrópica

**AD** = Átrio direito

**AE** = Átrio esquerdo

**Ao** = Aorta

**AE/Ao** = Rácio entre átrio esquerdo e aorta

**ASE** = American Society of Echocardiography

**ATPase** = Adenosine trifosfato

**Bpm** = Batimentos por minuto

**BSA** = Body Surface Area (Área de superfície corporal)

**c** = Constante

**cm<sup>2</sup>** = centímetro quadrado

**CW** = Doppler espectral de onda contínua

**d** = Diástole

**DM** = Diabetes mellitus

**DNA** = Ácido deoxiribonucleico

**DPC** = Doméstico de Pêlo Curto

**EDD** = Dimensão ventricular esquerda no final da diástole

**EPSS** = E point to septal separation (Distância entre o pico E e o septo interventricular)

**ESD** = Dimensão ventricular esquerda no final da sístole

**ETE** = Ecocardiografia transesofágica

**ETT** = Ecocardiografia transtorácica

**f<sub>0</sub>** = Frequência de transmissão do transdutor

**FE** = Fração de ejeção

**fd** = Frequência do transdutor em KHz

**FRP** = Frequência de repetição pulsátil

**FS** = Fração de encurtamento

**GH** = Somatotropina ou hormona de crescimento

**HS** = Hipertensão sistémica

**HVUTAD** = Hospital Veterinário da Universidade de Trás-os-Montes e Alto Douro

**Hz** = Hertz; unidade derivada do sistema internacional para frequência

**ICC** = Insuficiência cardíaca congestiva

**IECA** = Inibidor da enzima de conversão da angiotensina

**IGF-I** = Fator de crescimento semelhante à insulina tipo 1, somatomedina C ou IGF-1

**KHz** = Kilohertz

**LES** = Lupus eritematoso sistémico

**LVd** = Dimensão diastólica ventricular esquerda

**LVET** = Tempo de ejeção ventricular esquerda

**LVET/PEP** = Rácio entre o tempo de ejeção ventricular esquerda e o periodo de pré-ejeção ventricular esquerda

**LVs** = Dimensão sistólica ventricular esquerda

**m/seg** = Metros por segundo

**MAM** = Movimento anular mitral

**mg/dl** = Miligrama por decilitro

**MHz** = Megahertz

**ml/m<sup>2</sup>** = Mililitro por metro quadrado

**mm** = milímetro

**mm/seg** = Milímetro por segundo

**mmol/L** = Milimol por litro

**Modo-2D** = Modo bidimensional

**Modo-M** = Modo movimento  
**Na<sup>+</sup>K<sup>-</sup>ATPase** = Bomba de sódio-potássio  
**O<sub>2</sub>** = Oxigénio  
**o,p-DDD** = mitotano ou  
o,p,diclorodifenildicloroetano  
**PEP** = Período de pré-ejeção ventricular  
esquerda  
**PKD** = Polycyst Kidney Disease (Doença  
dos rins poliquísticos)  
**PVD** = Parede livre do ventrículo direito  
**PVE** = Parede livre do ventrículo esquerdo  
**PW** = Doppler espectral de onda pulsátil  
**PZI** = Titanato zirconato de chumbo  
**s** = Sístole  
**SIA** = Septo interatrial  
**SIV** = Septo interventricular  
**SNC** = Sistema nervoso central  
**T3** = Triiodotironina  
**T4** = Tiroxina  
**<sup>99</sup>Tc<sup>04</sup>** = Tecnécio 99m radioativo  
**TDI** = Doppler tecidual  
**TRH** = Thyrotropin-releasing hormone  
(Hormona libertadora de tireotropina)  
**TSH** = Thyroid-stimulating hormone  
(Hormona estimuladora da tiróide ou  
tirotropina)  
**UTAD** = Universidade de Trás-os-Montes  
e Alto Douro  
**V** = Velocidade  
**Vcf** = Velocidade de encurtamento  
circunferencial  
**VD** = Ventrículo direito  
**VE** = Ventrículo esquerdo  
**2D** = Bidimensional  
**3D** = Tridimensional  
**4D** = Quatro dimensões

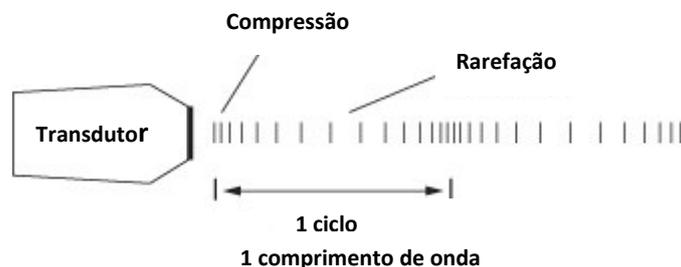


## CAPÍTULO I - REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

### 1. A física da ecografia

A ecografia é o método de estudo e diagnóstico que se serve da reflexão, ou eco, produzida pelos ultrassons, de forma a permitir a visualização, em tempo real, das estruturas e órgãos. O ultrassom corresponde ao fenómeno ondulatório elástico, de frequência superior ao limite dos sons audíveis (mais de 20 000 hertz) (*in* Dicionário da Língua Portuguesa).

As ondas sonoras são ondas de energia mecânica radiante, de propagação longitudinal dentro de um meio e provocam compressão e rarefação (expansão) das moléculas ao longo da sua trajetória (Boon, 2011a; Gorgas, 2011; Simões, 2008). As ondas longitudinais são formadas quando as partículas do meio se movem na mesma direção da propagação da energia e as ondas transversais são formadas quando as partículas do meio apresentam um movimento perpendicular em relação à direção da propagação da onda (Simões, 2008). O tempo necessário para completar a compressão e a rarefação/expansão das moléculas denomina-se de ciclo e a distância que viaja a onda sonora durante um ciclo é o comprimento de onda, expressa em milímetros (Figura 1) (Bélanger, 2010; Boon, 2011a).



**Figura 1.** Representação esquemática de um ciclo de onda sonora. A distância que percorre o som durante um ciclo é o comprimento de onda (adaptado de Boon, 2011a).

O comprimento de onda corresponde à distância percorrida durante um ciclo. O número de ciclos por segundo constitui a frequência de onda sonora, expressa em Hertz (Hz), ou seja, um Hz equivale a um ciclo por segundo (Bélanger, 2010; Boon, 2011a; Gorgas, 2011; Simões, 2008).

Uma vez que a frequência de onda sonora corresponde ao número completo de ciclos por segundo, quanto maior a frequência, mais curto deve ser o comprimento de onda (Tabela 1) (Bélanger, 2010; Boon, 2011a).

**Tabela 1:** Frequências e respectivos comprimentos de onda de ultrassons mais utilizados em Medicina Veterinária (adaptado de Nyland *et al.*, 1995)

Frequência (MHz)	Comprimento de onda (mm)
2.0	0.77
3.0	0.51
5.0	0.31
7.5	0.21
10.0	0.15

MHz, megahertz; mm, milímetro.

A velocidade do som depende da densidade e da elasticidade do meio através do qual viaja (por exemplo, a velocidade do som através do ar é muito baixa devido à sua baixa densidade, enquanto que no osso o som viaja a velocidade relativamente alta), não se altera dentro de uma substância homogênea (Boon, 2011a; Gorgas, 2011; Simões, 2008).

A velocidade média de uma onda sonora no tecido mole é de 1540 metros por segundo, independentemente da frequência do transdutor. Apesar de, num exame ecocardiográfico, o som viajar através de vários tecidos com velocidades ligeiramente diferentes, o equipamento calibra-se à velocidade média do som nos tecidos moles criando, no monitor, uma imagem das estruturas à profundidade calculada (Tabela 2) (Boon, 2011a).

**Tabela 2.** Velocidade do som nos tecidos moles (adaptado de Boon, 2011a).

Tecido	Velocidade (m/seg)
Ar	330
Gordura	1440
Cérebro	1510
Fígado	1560
Rim	1560
Músculo	1570
Sangue	1570
Osso	4080

m/seg, metros por segundo.

A capacidade auditiva humana deteta os sons com uma frequência entre 10 e 20.000 ciclos por segundo ou Hz (Cartee, 1995). Os ultrassons têm frequências superiores aos 20.000 Hz (Simões, 2008).

A amplitude da onda é a intensidade do som que, por sua vez, é proporcional à energia da onda ( $\text{Watt/cm}^2$ ), sendo avaliada em decibéis (1 decíbel = 0,1 Bel) (Simões, 2008).

A impedância acústica corresponde à resistência ao fluxo de som através de um meio, depende da densidade e elasticidade do mesmo e é independente da frequência (Boon, 2011a). Quanto maior é a densidade e a velocidade do som através de um meio, maior é a resistência à transmissão do som (Boon, 2011a). Assim, o osso, devido à rigidez e à incapacidade de compressão e rarefação/expansão das moléculas, tem uma impedância elevada, enquanto o ar, pela facilidade de compressão e rarefação/expansão das suas moléculas, tem uma impedância baixa (Boon, 2011a; Gorgas, 2011).

Um feixe de ultrassonografia, ao ser emitido, percorre um pequeno trajeto paralelo, (campo proximal ou “zona de Fresnel”), após o qual tem tendência a divergir (campo distal ou “zona de Fraunhofer”) (Simões, 2008). A ecogenicidade é a capacidade própria de um tecido ou de uma substância de refletir ondas ultrassônicas e de produzir eco (*in* Dicionário da Língua Portuguesa)

A atenuação corresponde à diminuição de intensidade (à razão de 1débél/cm/mHz) das ondas de ultrassons à medida que estas se propagam nos tecidos, constituindo a principal limitação do uso da ecografia em tecidos ou órgãos profundos. O som que viaja através de um meio é condicionado pela reflexão, refração, dispersão e absorção de calor por parte dos tecidos. O elevado grau de atenuação com o som de alta frequência deixa menos energia disponível para a transmissão contínua através do meio, assim como as ondas sonoras de baixa frequência são capazes de penetrar tecidos mais profundos. Por exemplo, o gel é utilizado para eliminar o ar entre o transdutor e a pele, atenuando consideravelmente o som (Bélanger, 2010; Boon, 2011a; Simões, 2008).

A absorção corresponde à conversão da energia mecânica do impulso dos ultrassons, criada pelos movimentos de vibração das moléculas do tecido transmissor, em calor (Simões, 2008; Rantanen *et al.*, 1981)

A reflexão é o fenómeno que se verifica quando a onda sonora incide sobre uma superfície de separação entre dois meios diferentes e é reenviada para o meio de onde partiu (*in* Dicionário da Língua Portuguesa). O ângulo de reflexão corresponde ao ângulo de incidência. Quando o som se dirige perpendicularmente a uma estrutura o ângulo de incidência é zero e o som reflete-se diretamente até ao transdutor e, de acordo com este princípio, colocando o transdutor para que o som se dirija perpendicularmente aos tecidos, obtêm-se as melhores imagens bidimensionais e em modo-M (Bélanger, 2010; Boon, 2011a; Fish, 1990; Simões, 2008). A reflexão do som também depende do tamanho da estrutura sendo que esta deverá possuir, pelo menos, um quarto do tamanho da longitude de onda para que possa ocorrer reflexão. Assim, os transdutores de alta frequência proporcionam imagens de alta resolução uma vez que as estruturas mais pequenas refletem as suas ondas de som (Boon, 2011a). Quando se alcança uma interface entre dois tecidos com diferentes

impedâncias acústicas, uma parte do som reflete-se, de novo, no transdutor, criando ecos refletidos que se denominam de ecos especulares (Boon, 2011a; Côté, 2011).. Assim, quanto maior é a diferença na impedância acústica, maior é o grau de reflexão e, por essa razão, as interfaces entre o músculo e o fluido, como no coração, refletirão o som a diferentes intensidades. A interface entre o tecido e o ar tem uma maior diferença na impedância acústica e, por essa razão, o saco pericárdico é uma das estruturas mais hiperecóticas na imagem ecográfica (Boon, 2011a; Côté, 2011).

O fenómeno de dispersão corresponde à reflexão dos ecos em várias direções quando as ondas de propagação encontram uma interface acústica irregular ou de espessura menor que o seu comprimento de onda (Fish, 1990; Simões, 2008).

No entanto, nem todo o som se reflete e uma parte continua-se através dos tecidos e a esta mudança na direção do som quando este viaja entre dois meios diferentes, dá-se o nome de refração. Quanto maior é a diferença de propriedades acústicas entre dois tecidos, maior será o grau de refração, podendo criar erros posicionais (Boon, 2011a; Gorgas, 2011).

A resolução acústica (axial e lateral) é a capacidade de diferenciação de duas interfaces situadas próximas uma da outra (Simões, 2008). Uma má qualidade de imagem ocorre, geralmente, como resultado de gordura, músculo e fibrose. De forma a reduzir a criação de artefactos, a aumentar a definição dos bordos endocárdicos, a melhorar a resolução do contraste e a diminuir o ruído, podem utilizar-se imagens tissulares harmónicas, que correspondem a ondas não sinusoidais que contêm frequências adicionais em múltiplos da frequência básica ou original (Boon, 2011a).

### **1.1. Transdutores**

Os transdutores constituem a fonte do som no diagnóstico ecográfico (Boon, 2011). Estes contêm cristais piezoelétricos, descritos pela primeira vez por Pierre e Jacques Curie em 1880, que se deformam pelo efeito da voltagem elétrica gerando som, sendo igualmente capazes de o receber e converter novamente em energia elétrica (Bélanger, 2010; Boon, 2011a; Gorgas, 2011; Tobias *et al.*, 2012). Hoje em dia são utilizadas cerâmicas piezoelétricas sintéticas de titanato zirconato de chumbo (PZI) que permitem a emissão de ultrassons a partir da agitação instantânea das moléculas de cristais (Gorgas, 2011; Simões, 2008). A capacidade de transformação de energia elétrica em energia radiante mecânica e vice-versa denomina-se efeito piezoelétrico (Simões, 2008). A frequência básica original do transdutor é determinada pelo diâmetro dos cristais que o constituem, numa relação inversamente proporcional (Boon, 2011, Kircher, 2011), no entanto, esta pode ser

eletronicamente alterada num determinado intervalo (transdutores de multifrequência) (Kircher, 2011).

Os transdutores utilizados em ecografia podem ser setoriais (mecânicos ou eletrônicos) ou lineares (Cartee, 1995).

Os transdutores utilizados em aplicações de ecografia pulsátil enviam ondas sonoras em pulsos curtos e recebem o som no restante tempo, criando o ultrassom pulsátil. O número de pulsos por segundo corresponde à frequência de repetição pulsátil (FRP), expressa em Hz. O número de ciclos por pulso é controlado por materiais dentro do transdutor mas, geralmente, são dois a três ciclos por pulso. As imagens ecográficas precisas só se formam se todos os ecos refletidos e dispersos forem recebidos pelo transdutor antes que se gere o pulso seguinte (Boon, 2011a; Gorgas, 2011).

Os transdutores de alta frequência permitem melhor resolução das estruturas, no entanto, têm menor profundidade de penetração (comprimento de onda mais curta). No cão e no gato dever-se-iam utilizar transdutores de alta frequência no exame ecocardiográfico (7,0 MHz no gato e cão pequeno, 5,0 MHz na maioria dos cães e 3,5 MHz no cão de raça gigante) (Bélanger, 2010; Boon, 2011a; Kircher, 2011).

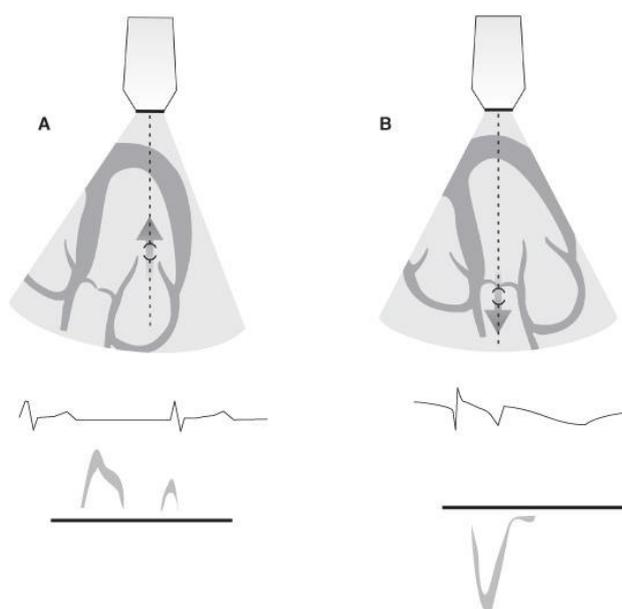
Contudo, os transdutores de baixa frequência proporcionam um sinal mais forte a profundidades maiores, reduzindo o *aliasing* durante o exame com o método de Doppler de onda pulsátil e de fluxo de cor. Na realidade, a maioria dos equipamentos muda automaticamente para uma frequência mais baixa quando se utiliza o método Doppler (Boon, 2011a).

As mais recentes tecnologias de transdutores variam desde elementos simples, que oferecem uma resolução espacial única, a sondas de matriz que permitem a obtenção de imagens 3D e 4D (Schafers *et al.*, 2011). Os transdutores de alta frequência (superior a 1,000 Hz) permitem uma adequada avaliação das dimensões das câmaras e espessura das paredes cardíacas, bem como uma avaliação da função ventricular global e regional (Collins *et al.*, 2003; Gao *et al.*, 2000), permitindo, ainda, a avaliação da morfologia e função ventricular esquerda (Gui *et al.*, 1996; Yu *et al.*, 2008).

## **1.2. Física do Doppler**

O efeito Doppler foi descoberto pelo físico e matemático austríaco Christian Johann Doppler (1803-1853) (Bélanger, 2010; Gorgas, 2011). Ele observou que todos os tipos de ondas (luz, som, etc.) alteram a sua longitude de onda (grau e frequência) quando existe uma alteração na posição entre a fonte e o recetor de onda (Tobias *et al.*, 2012; Boon, 2011a).

Na ecocardiografia, quando as células se movem em direção ao transdutor refletem um maior número de ondas sonoras de forma que a frequência recebida é maior do que a frequência transmitida (desvio de frequência positiva) (Figura 2 A). Contrariamente, as células que se afastam do transdutor refletem menos ondas sonoras e a frequência recebida é menor do que a frequência transmitida (desvio de frequência negativa) (Figura 2 B). Assim, o desvio de frequência Doppler corresponde à diferença entre a frequência transmitida pelo transdutor e a recebida, refletida pelas células sanguíneas (Bélanger, 2010; Boon, 2011a; Fuentes, 2010; Tobias *et al.*, 2012).



**Figura 2.** Representação esquemática do perfil de fluxo sobre valva mitral e valva aórtica. A linha basal no Doppler de onda pulsátil representa a janela de imagem. O fluxo que se move até ao transdutor cria uma alteração de frequência positiva e a velocidade dispersa-se-á acima da linha basal. **(A)** O perfil de fluxo da valva mitral no plano apical de cinco câmaras observa-se acima da linha basal. **(B)** O fluxo aórtico, que se afasta do transdutor no plano apical de cinco câmaras, cria uma alteração de frequência negativa e o perfil de fluxo observa-se abaixo da linha basal (adaptado de Boon, 2011a).

sanguíneo ou movimento muscular, sendo a velocidade exibida como um gráfico de velocidade-tempo. Esta informação hemodinâmica permite diagnósticos definitivos durante o exame ecocardiográfico (Boon, 2011a; Côté, 2011; Foster *et al.*, 2011; Fuentes, 2010; Tobias *et al.*, 2012), permitindo uma contínua atualização da velocidade sanguínea durante um ciclo cardíaco (Bonagura *et al.*, 1998b).

O Doppler de onda pulsátil permite a avaliação do fluxo em zonas específicas dentro do coração, no entanto, a sua capacidade é limitada na deteção de alterações a frequências altas (Bélanger, 2010; Boon, 2011a; Gorgas, 2011). Esta limitação é ultrapassada

pela utilização do Doppler de onda contínua. Este tem capacidade de registrar velocidades altas de fluxo, virtualmente sem limites de velocidade máxima (Boon, 2011a; Gorgas, 2011). Com o Doppler de onda pulsátil, o transdutor regista as alterações de frequência apenas durante o intervalo de tempo ditado pela profundidade na região de interesse (Côté, 2011). O Doppler de onda contínua utiliza cristais duplos, transmitindo e rececionando simultaneamente o sinal Doppler, detetando as alterações de frequência ao longo do feixe ecográfico sem capacidade de medição da velocidade dentro de uma célula a uma profundidade determinada ao longo do feixe de som (intervalo de resolução), ao contrário do que ocorre no Doppler de onda pulsátil (Bélanger, 2010; Boon, 2011a; Gorgas, 2011).

Os padrões de fluxo das diferentes valvas e vasos no coração são muito característicos e, normalmente obtêm-se facilmente utilizando o Doppler pulsátil ou o Doppler contínuo (Bélanger, 2010; Boon, 2011a). Contudo, estas técnicas são criticamente ângulo-dependentes, necessitando a manutenção de um alinhamento paralelo do cursor ao fluxo sanguíneo, de forma a não subestimar a velocidade do mesmo (Fuentes, 2010).

Utilizando o método Doppler, é possível determinar a velocidade das células sanguíneas dentro do coração ou nos vasos periféricos através da equação Doppler (Bélanger, 2010; Boon, 2011a; Côté, 2011; Tobias *et al.*, 2012):

$$V = C * fd / 2 (f_0) * \cos\Theta$$

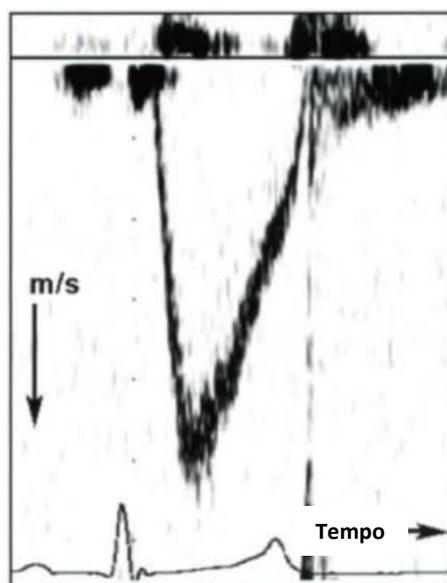
onde **V** corresponde à velocidade das células sanguíneas; **C** à velocidade do som nos tecidos (constante = 1540 m/seg); **fd** à alteração da frequência em KHz; **f<sub>0</sub>** à frequência de transmissão do transdutor; e **Θ** ao ângulo de interceção do feixe ecográfico em relação ao fluxo sanguíneo.

Assim, o ângulo de exame e a frequência do transdutor são as únicas variáveis controláveis. Quanto mais paralela for a onda transmitida em relação à direção do fluxo sanguíneo a avaliar, mais precisa será a medição da velocidade, considerando inaceitáveis os ângulos de exame superiores a 15-20° (Boon, 2011a; Fuentes, 2010; Tobias *et al.*, 2012). Da mesma forma, diminuindo a frequência de transmissão do transdutor, a informação é perdida. O intervalo de tempo entre dois pulsos (FRP) deve ser duas vezes a profundidade da zona de exame, de forma a obter uma informação de fluxo não ambígua (Boon, 2011a; Gorgas, 2011). Assim, os melhores registos Doppler a qualquer profundidade obtêm-se com transdutores de frequência mais baixa de modo a aumentar a capacidade de avaliação de altas velocidades, contrariamente ao que ocorre nos exames em modo-M ou 2D onde os transdutores de maior potência dão lugar a melhores imagens (Bélanger, 2010; Boon, 2011a).

O limite de *Nyquist* corresponde a metade da PRF (Limite de Nyquist =  $FRF \geq 2$  fd). Quando este limite é excedido surge ambiguidade nos sinais, denominada de *aliasing* (Bélanger, 2010; Boon, 2011; Bushberg *et al.*, 2002; Gorgas, 2011).

O fenómeno de *aliasing* é um dos artefatos mais importantes nos exames Doppler. Quando o sinal é processado a menos do que o dobro da sua frequência o resultado final é ambíguo (Gorgas, 2011). Este fenómeno de *aliasing* é contrariado movimentando a linha basal através de um plano de imagem com menor profundidade, utilizando uma frequência de transdutor mais baixa ou o modo Doppler contínuo (Bélanger, 2010; Boon, 2011a; Tobias *et al.*, 2012).

O fluxo sanguíneo normal é tipicamente laminar uma vez que todas as células sanguíneas dentro de um vaso, numa trajetória de fluxo de saída ou numa câmara se movem na mesma direção com velocidades de fluxo muito semelhantes. As velocidades são, geralmente, mais lentas ao longo da periferia da corrente de fluxo em relação ao centro devido a fricção próximo da parede do vaso, no entanto, a variabilidade é pequena (Figura 3) (Bélanger, 2010; Boon, 2011a; Fuentes, 2010).



**Figura 3.** Imagem ecográfica de fluxo laminar obtida através de Doppler espectral. O Doppler espectral de onda pulsátil registra o fluxo sanguíneo aórtico. A velocidade (m/s) é exibida no eixo y e o tempo é exibido no eixo x. O ECG é mostrado como referência (adaptado de Fuentes, 2010).

Quando o fluxo sanguíneo é turbulento (ex.: estenose, comunicação, regurgitação valvular) as células sanguíneas movem-se em diferentes direções e a velocidades variáveis, criando um elevado bordo espectral (Bélanger, 2010; Boon, 2011a; Fuentes, 2010).

O Doppler de fluxo de cor é uma forma de Doppler de onda pulsátil, no qual as diferentes velocidades e direções de fluxo são codificadas com diferentes cores e

intensidades, não possibilitando, no entanto, uma informação quantitativa (Boon, 2011a; Fuentes, 2010; Gorgas, 2011). Este método documenta padrões normais de fluxo sanguíneo e permite a identificação de áreas de fluxo anômalo no coração e grandes vasos, baseando-se numa representação espacial extensa dos sinais de cor na imagem de tempo real (Bonagura *et al.*, 1998a; Tobias *et al.*, 2012). Assim, o mapa de cor do fluxo sanguíneo é percebido pelo aparelho seja pelo movimento de aproximação ao transdutor ou de afastamento do mesmo, com uma alteração de frequência negativa ou positiva (Boon, 2011a; Gorgas, 2011).

Por acordo geral, o fluxo que se move até à fonte de som dispersa-se em tons de vermelho e o fluxo que se afasta do transdutor dispersa-se em tons de azul (Bélanger, 2010; Boon, 2011a; Côté, 2011; Fuentes, 2010). A ausência de fluxo não gera alterações de frequência e, portanto, não se assinala nenhuma cor (Boon, 2011a). A qualidade do Doppler de fluxo de cor depende da FRP e da frequência do transdutor. A cor não simboliza a saturação de oxigênio no sangue (Tobias *et al.*, 2012). O modo Doppler de cor é utilizado no diagnóstico de comunicações (Schafers *et al.*, 2011).

A morfologia dos vasos sanguíneos, a avaliação da espessura das suas paredes, a propagação da onda de pulso e o fluxo sanguíneo nas artérias pode ser avaliado através de qualquer um dos modos acima descritos, modo bidimensional, modo Doppler de cor ou modo Doppler de onda pulsátil (Côté, 2011; Schafers *et al.*, 2011).

O Doppler de tecidos (TDI) utiliza ondas pulsáteis para avaliar o movimento e a velocidade do miocárdio, sendo particularmente útil na avaliação da função miocárdica sistólica e diastólica e a sincronicidade (Boon, 2011; Fuentes, 2010). O movimento miocárdico reflete sinais de grande amplitude e baixa velocidade, contrariamente ao que ocorre com as células sanguíneas. O TDI pode utilizar sinais de onda pulsátil, proporcionando maior resolução temporal e de intervalo de velocidade, ou em combinação com o Doppler de fluxo de cor (Boon, 2011a; Tobias *et al.*, 2012). Este método é particularmente útil na avaliação da função diastólica porque a velocidade diastólica do músculo cardíaco é muito menos dependente da pré-carga do que o fluxo transmitral, tendo a vantagem adicional de permitir a deteção precoce de lesões miocárdica subtis que possam estar presentes nos estádios iniciais de cardiomiopatia hipertrófica no gato (Bélanger, 2010; Côté, 2011; Nagueh *et al.*, 2003).

O TDI utiliza imagens apicais, esternais, paraesternais e transversas do coração. Um TDI normal mostra o movimento miocárdico sistólico dirigido centralmente em direção à câmara ventricular, e o movimento miocárdico diastólico afastado do centro da câmara, em imagens transversais ou longitudinais (Bélanger, 2010; Boon, 2011a).

Os estudos de *speckle tracking* mostraram que métodos de imagem de alta resolução permitem a deteção de dissincronias cardíacas em regiões não enfartadas nas

paredes do ventrículo esquerdo, identificando a disparidade temporal e espacial da contração miocárdica regional (Li *et al.*, 2007; Li *et al.*, 2008).

A elastografia baseada em reconstruções completas de radiofrequência demonstraram a capacidade de caracterizar a normal função miocárdica durante um ciclo cardíaco, em alta resolução, detetando e localizando enfartes do miocárdio *in vivo* (Luo *et al.*, 2007; Luo *et al.*, 2008).

### **1.3. Artefatos**

Um artefato é algo que se vê na imagem ecográfica, que se apresenta num local errado, possui um tamanho ou forma errônea ou que simplesmente não aparece (Boon, 2011a) e é causado por erros técnicos ou por distorções do eco provocadas por interações onda/matéria (Gorgas, 2011; Park *et al.*, 1981; Rubens *et al.*, 2006).

O movimento do animal sobre a mesa de ecografia durante a realização do exame constitui, muitas vezes, um problema. Deve investir-se alguns minutos, previamente ao exame, para tranquilizar o animal, criando uma atmosfera relaxante, numa sala tranquila e escura, com mínimas distrações (Boon, 2011a; Lang *et al.*, 2006).

A respiração promove o movimento do transdutor aproximando-se e afastando-se das estruturas cardíacas, criando um excessivo e falso movimento cardíaco. Este artefato temporal, como consequência do movimento respiratório, constitui uma descoordenação da informação do Doppler de fluxo e, como tal, um artefato (Boon, 2011a).

O artefato de sombra acústica é criado pela diminuição ou completo bloqueio de transmissão de feixes acústicos posteriormente a interfaces acústicas altamente refletoras (Simões, 2008).

O reforço posterior surge como hiperecogenicidade, distalmente a uma estrutura de fraca atenuação, como o líquido. Este artefato contribui para a diferenciação de estruturas quísticas e massas sólidas (Simões, 2008).

Todos os transdutores produzem feixes periféricos que se dirigem lateralmente em relação ao feixe central. Quando estes intercetam as estruturas e se refletem de volta ao transdutor, o equipamento não tem a capacidade de reconhecimento da informação apresentada e cria os denominados artefatos de lóbulo lateral (Barthez *et al.*, 1997; Gorgas, 2011; Rubens *et al.*, 2006). As câmaras atrial e ventricular esquerdas constituem os locais mais frequentes para visualização destes artefatos pois nestes espaços surgem os ecos mais débeis (Boon, 2011a; Gorgas, 2011).

O artefato de reverberação em espelho surge quando existem reflexos fortes dentro do tórax, criando imagens múltiplas das mesmas estruturas. Este artefato é minimizado

assegurando-se que as características de profundidade são adequadas para o tamanho do coração (Boon, 2011a; Gorgas, 2011; Rubens *et al.*, 2006).

## 2. Exame ecocardiográfico

Desde a sua introdução na Suécia em 1953 e em particular, ao longo dos últimos 15 anos, a ecocardiografia tornou-se um dos meios complementares no diagnóstico de doença cardíaca canina e felina mais importante, substituindo técnicas de diagnóstico invasivas como cateterização cardíaca não permitindo, contudo, a avaliação pulmonar ou pleural (Bélanger, 2010; Côté, 2011). Esta técnica não invasiva, segura e versátil, por interação entre as ondas sonoras de alta frequência e o coração, permite a descrição da morfologia cardíaca, a forma e geometria ventricular, a dinâmica das valvas cardíacas e fluxo de sangue e os movimentos do miocárdio (Fuentes, 2009; Schafers *et al.*, 2011; Tobias *et al.*, 2012).

Os dados ecocardiográficos devem ser sempre interpretados complementarmente com os dados do exame físico, radiográfico e eletrocardiográfico (Fuentes, 2009; Tobias *et al.*, 2012).

A Thomas (1984) se deve o estabelecimento de planos padronizados, aceites mundialmente (Tobias *et al.*, 2012). Estão estabelecidas recomendações para uniformização de projeções e nomenclatura, adaptando a terminologia e a orientação da imagem da ecocardiografia humana (Comité Ecocardiográfico de Especialidade em Cardiologia, *American College of Veterinary Internal Medicine*) (Boon, 2011b; Thomas *et al.*, 1993). Chetboul *et al.* (2005) mostraram que, em cães, os coeficientes de variação dos parâmetros ecocardiográficos variam entre 3% a 26% (média de 10% a 15%).

A ecocardiografia transtorácica (ETT) não invasiva constitui a aplicação mais frequente em medicina. A ecocardiografia transesofágica (ETE) semi-invasiva utiliza uma sonda colocada no esófago do animal, sob anestesia e é utilizada para obter informações complementares ao exame ecocardiográfico não invasivo no que respeita a defeitos de septo, ducto arterioso persistente, neoplasia/trombos atriais ou auriculares, presença de derrame pericárdico (Lang *et al.*, 2006; Schafers *et al.*, 2011; Tobias *et al.*, 2012). Apesar de esta técnica ter aplicação limitada em cardiologia felina, permite a obtenção de imagens melhoradas dos átrios e veias pulmonares (Bélanger, 2010). Suprimindo o tecido pulmonar, é direto o contacto do coração com o esófago, podendo utilizar-se transdutores de 7,5 e 5 MHz de alta resolução (Tobias *et al.*, 2012). Kienle *et al.* (1997) demonstraram que a qualidade das imagens na base do coração, utilizando esta técnica, não era consistentemente superior às imagens transtorácica em gatos, ao contrário do que ocorre no cão. As arritmias cardíacas, o

laringospasmo e o agravamento da insuficiência cardíaca constituem complicações inerentes a este meio complementar de diagnóstico. Qualquer alteração esofágica pré-existente constitui uma contraindicação à realização desta técnica (Tobias *et al.*, 2012).

Na ecocardiografia tridimensional as estruturas cardíacas são mostradas em relação umas com as outras nas três dimensões espaciais, permitindo uma melhor avaliação estrutural, sendo particularmente importante como exame complementar pré-cirurgia cardíaca. Contudo, atualmente esta técnica permanece indisponível em muitos aparelhos de ecocardiografia (Bélanger, 2010; Côté, 2011).

A utilização de ecocardiografia de contraste, quer através da utilização de microbolhas criadas a partir de solução salina, quer através da administração de agentes que promovem opacificação das câmaras cardíacas e aumentam a ecodensidade do miocárdio (gás fluorocarbono de baixa solubilidade em microbolhas encapsuladas em albumina desnaturada) permitem a deteção de comunicações intracardíacas, promovendo uma melhoria dos sinais Doppler, opacificação ventricular esquerda e perfusão do miocárdio (Bélanger, 2010; Côté, 2011).

## **2.1. Preparação do animal**

É importante, durante a realização do exame ecocardiográfico, uma correta obtenção das imagens, utilizando uma abordagem metódica, correta colocação do animal, orientação do transdutor, localização do equipamento em relação ao animal e altura da mesa (Boon, 2011a; Lang *et al.*, 2006).

De forma a minimizar os efeitos do ar na transmissão do som, é necessário realizar tricotomia entre os espaços intercostais 4<sup>o</sup> e 6<sup>o</sup> no cão e 3<sup>o</sup> e 5<sup>o</sup> no gato, em ambos os hemitórax, desde a união costo-condral até ao esterno (Boon, 2011a; Fuentes, 2010; Pariaut, 2011). A aplicação de álcool, previamente à colocação de gel, ajuda à eliminação do efeito de ar, melhorando o contacto com a pele quando não é realizada tricotomia (Bélanger, 2010; Boon, 2011a; Ohlerth, 2011).

Existem mesas de ecocardiografia, que devem possuir suficiente longitude e ausência de inclinação, nas quais o animal é colocado em decúbito lateral direito, com os espaços intercostais, anteriormente referidos, colocados sobre a secção recortada da mesa (Boon, 2011a; Pariaut, 2011). Os animais devem ser delicadamente contidos, sujeitando-os sobre o bordo caudal da escápula e colocando os braços do ajudante sobre a região cervical e a bacia do animal de forma a sujeitar os membros (Figura 4) (Bélanger, 2010; Boon, 2011a).



**Figura 4.** Posicionamento do animal para a realização de exame ecocardiográfico (fotografia gentilmente cedida por HVUTAD).

imagens ecocardiográficas é reduzida, permitindo a utilização de um transdutor de alta frequência e menor profundidade de penetração (Boon, 2011a; Tobias *et al.*, 2012).

Ocasionalmente, por dispnéia ou desconforto, alguns animais não toleram o decúbito lateral e, nestes casos, o exame deve ser realizado em estação, colocando-se o ecografista no lado esquerdo com o braço colocado sob o animal para permitir a avaliação a partir do lado direito (Bélanger, 2010; Boon, 2011a; Fuentes, 2010; Pariaut, 2011). Nesta posição, as diferenças interespecíficas e intraespecíficas são muito menores do que as registadas com os animais em decúbito (Chetboul *et al.*, 2004; Tobias *et al.*, 2012). Estão determinados diferentes protocolos de sedação para cães e gatos submetidos a exame ecocardiográfico (hidromorfona + midazolam, acepromazina + hidromorfona/buprenorfina, butorfanol + midazolam, dexmedetomidina + diazepam/midazolam, ketamina + diazepam/acepromazina) (Bélanger, 2010; Côté, 2011). Os animais com sinais clínicos de insuficiência cardíaca congestiva beneficiam de terapia diurética previamente à realização do exame (Bélanger, 2010).

A escolha do transdutor constitui um passo importante na realização do exame ecocardiográfico uma vez que a sua frequência afeta a profundidade de penetração e a resolução da imagem, como já foi referido anteriormente (Bélanger, 2010; Boon, 2011; Kircher, 2011).

O ecografista deve possuir competências, uma boa compreensão da fisiopatologia cardíaca e vascular, bem como dos efeitos hemodinâmicos das diferentes doenças (Côté, 2011; Fuentes, 2010). Existem vários estudos que documentam os efeitos da variabilidade inter-observador e intra-observador nas medições ecocardiográficas no cão e no gato.

Chetboul *et al.* (2003) documenta uma grande variabilidade inter-observador nas medições de parâmetros ecocardiográficos em gatos. Dukes Mc-Ewan *et al.* (2002) descrevem diferenças significativas num grande número de parâmetros avaliados para as categorias intra-operador, inter-operador e observação entre dias, constatando uma melhor reprodutibilidade para as medições em modo-M e dados volumétricos do VE e uma pior reprodutibilidade para as medições do fluxo transtricúspide e fluxo venoso pulmonar, demonstrando, ainda, que existe uma melhoria na variabilidade e reprodutibilidade se os vários exames forem realizados por um único ecografista experiente. Ainda Simpson *et al.* (2007) descreve uma grande variabilidade inter-observador para medições efetuadas por convenção em modo 2D, modo-M e modo Doppler espectral.

## **2.2. Exame ecocardiográfico bidimensional**

A técnica de ultrassonografia em modo bidimensional baseia-se na emissão de impulsos sonoros de alta frequência. Estes, após interação com os tecidos ou órgãos, são processados num conjunto de pontos de brilho de diferentes intensidades para formar uma imagem bidimensional (Simões, 2008).

A ecocardiografia 2D utiliza transdutores que permitem a transmissão de múltiplos feixes de som em forma sectorial com uma determinada amplitude, profundidade e grossura (Boon, 2011b). As imagens em modo 2D são o resultado de um corte através de um objeto tridimensional, permitindo a obtenção de numerosos planos de imagem diferentes (Fuentes, 2010). A resolução espacial caracteriza-se pela capacidade em distinguir objetos em contacto próximo, enquanto a resolução axial é determinada pela capacidade do transdutor em detetar dois ecos refletidos separadamente sem sobreposição e a resolução lateral corresponde à capacidade de separar dois objetos adjacentes perpendiculares à direção (Bushberg *et al.*, 2002; Gorgas, 2011).

Na ecocardiografia 2D o coração é representado em tempo real permitindo a avaliação do movimento, da morfologia dos músculos e das valvas cardíacas, identificação de massas cardíacas (trombos ou neoplasias), identificação de líquidos extra-cardíacos permitindo, ainda, a quantificação das dimensões das câmaras cardíacas (Fuentes, 2009; Schafers *et al.*, 2011; Tobias *et al.*, 2012). As imagens em tempo real facilitam o posicionamento do cursor de forma a permitir o exame em modo-M e modo Doppler (Bélanger, 2010; Gorgas, 2011; Messonnier, 2003).

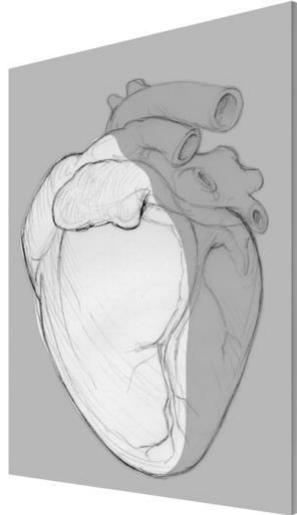
A estimativa das medições de câmaras cardíacas deve ser sempre interpretada no contexto da informação qualitativa e sempre associada à anamnese e ao exame físico. Neste sentido, uma alteração no estado de hidratação em gatos normais promove alterações

nas mensurações ecocardiográficas do ventrículo esquerdo e átrio esquerdo. Da mesma forma, existe uma pseudohipertrofia no animal hipovolêmico, enquanto a administração endovenosa de fluidos resulta num aumento das dimensões diastólicas ventricular esquerda e atrial esquerda (Campbell *et al.*, 2007). Gatos com cardiomiopatia podem apresentar-se clinicamente normais e, contrariamente, uma grande percentagem de gatos (25-69%) com presença de sopro ao exame físico apresenta parâmetros ecocardiográficos nos limites normais (Bonagura, 2000; Paige, 2009; Wagner *et al.*, 2010).

Como regra geral, deve ser feita uma média das medições obtidas em três ciclos cardíacos. As medições quantitativas obtidas a partir de imagens bidimensionais implicam a obtenção de uma imagem congelada no final da diástole (maior dimensão ventricular esquerda antes do encerramento da valva mitral) e no final da sístole (menor tamanho da câmara ventricular esquerda, antes da abertura da valva mitral) (Bélanger, 2010; Boon, 2011b; Fuentes, 2010).

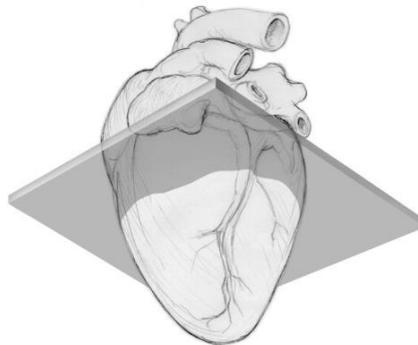
No cão, todos os parâmetros de avaliação do tamanho ventricular correlacionam-se com a área corporal, com a exceção do rácio AE/Ao e da relação entre a espessura da parede e o tamanho da câmara (Boon, 2011b). No gato, os valores médios obtidos a partir dos planos longitudinais e transversais não são significativamente diferentes. Não existe nenhuma correlação significativa entre a superfície corporal ou o peso e os parâmetros de tamanho cardíaco, muito possivelmente pelo reduzido intervalo de peso registado entre indivíduos na população de gatos adultos. As medições bidimensionais e de modo-M são muito semelhantes, no entanto, a relação mais próxima ocorre nas medições transversais (Boon, 2011b). A medição da parede ventricular esquerda é muito importante no gato e a utilização do modo bidimensional, ao contrário do modo M que reflete uma baixa sensibilidade para a deteção de hipertrofia ventricular esquerda, evita a inclusão de “falsos tendões” e dos músculos papilares que, de outra forma, resultaria numa sobrestimação da espessura da mesma (Fuentes, 2010). Paige *et al.* (2009) desenvolveram um método utilizando três medições da espessura do septo interventricular (duas no eixo transversal e uma no eixo longitudinal), juntamente com as medições em modo M. Concluíram que esta técnica confere uma melhoria substancial à avaliação do parâmetro referido, pois permite a identificação de doença assimétrica e anomalias regionais em gatos, como presença de espessamento focal ventricular esquerdo que, de outra forma, no estudo em modo M, passaria despercebido.

As imagens longitudinais (sagittais) são aquelas nas quais os planos seguem a longitude do coração desde a base até ao ápex cardíaco, denominando-se de projeções longitudinais (Figura 5) (Boon, 2011b).



**Figura 5.** Representação esquemática de projeções longitudinais cardíacas. As imagens longitudinais seguem o comprimento do coração desde a base até ao ápex cardíaco (adaptado de Boon, 2011b).

As imagens transversais são aquelas nas quais o plano mostra a amplitude do coração da direita para a esquerda, denominando-se de projeções transversais (Figura 6) (Boon, 2011b).



**Figura 6.** Representação esquemática de projeções transversais cardíacas. As imagens transversais seguem a amplitude do coração, do lado direito ao lado esquerdo (adaptado de Boon, 2011b).

observação de estruturas na sua longitude ou num plano entre o eixo longitudinal e transversal (Bélanger, 2010; Boon, 2011b; Fuentes, 2010).

As projeções longitudinais na janela paraesternal direita e esquerda do coração projetam-se com a base do coração do lado direito do monitor e o ápex do lado esquerdo. Os planos apicais de quatro e cinco câmaras, obtidos desde o lado esquerdo do tórax, estão orientados com o lado direito do coração no lado esquerdo da imagem setorial (Bélanger, 2010; Boon, 2011b; Pariaut, 2011).

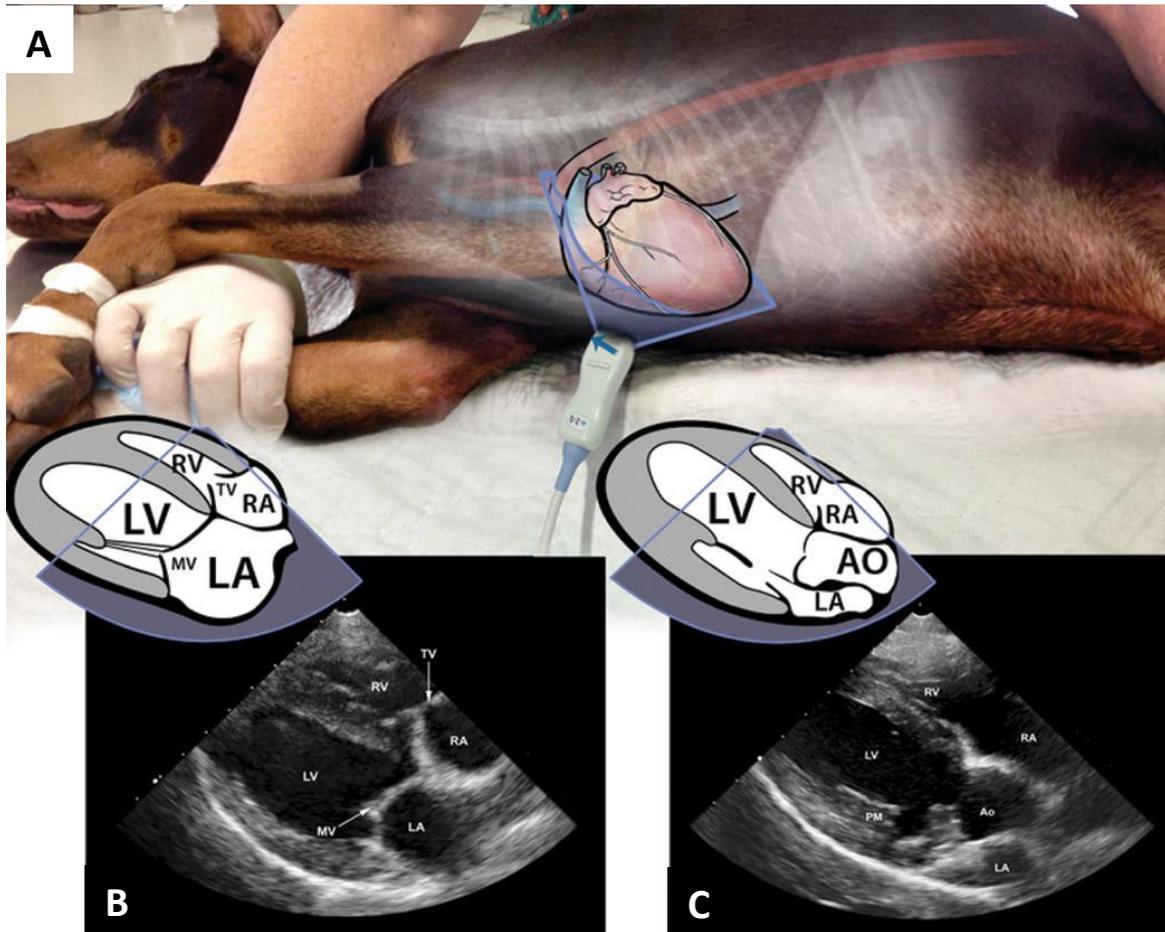
As imagens apicais de duas, quatro e cinco câmaras obtêm-se a partir do lado esquerdo do tórax (posição paraesternal esquerda ou subcostal do transdutor) (Bélanger, 2010; Boon, 2011b; Pariaut, 2011).

## **2.2.1. Plano longitudinal paraesternal direito**

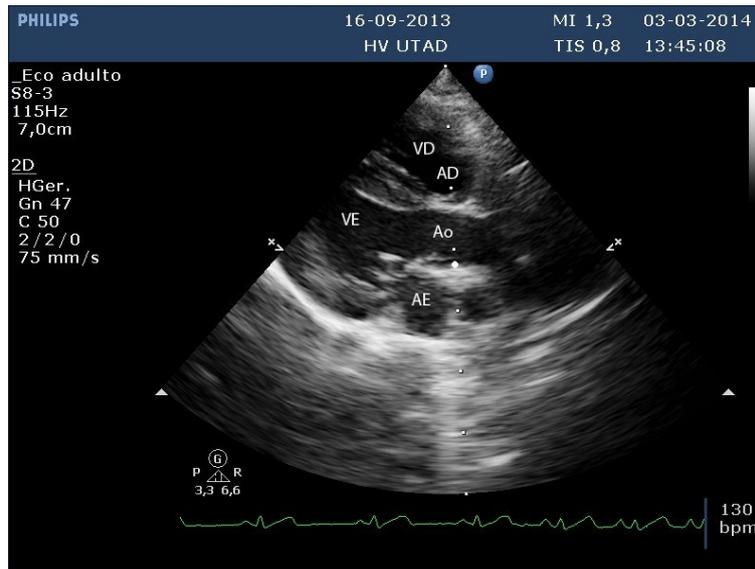
### **2.2.1.1. Projeção de saída de fluxo ventricular esquerdo -projeção de entrada-saída de fluxo**

Este plano longitudinal obtém-se colocando o transdutor entre o 3º e o 6º espaços intercostais, permanecendo o transdutor próximo do esterno em gatos de forma a formar um ângulo de 35º entre o transdutor e o animal (Boon, 2011b; Pariaut, 2011).

As imagens longitudinais paraesternais direitas mostram sempre o ventrículo direito na parte superior da imagem (Thomas *et al.*, 1993). A projeção do fluxo de saída ventricular esquerdo evidencia uma porção do átrio direito na parte superior direita da imagem, sendo visível a valva tricúspide entre as duas câmaras do lado direito. Abaixo do ventrículo direito encontra-se o septo interventricular (SIV) e a aorta (Ao) no lado direito da imagem. A câmara ventricular esquerda (VE) e a parede ventricular esquerda livre (PVE) observam-se na parte inferior esquerda da imagem, encontrando-se o átrio esquerdo (AE) abaixo da aorta (Ao) do lado direito (Figura 7 A, B e C e Figura 8) (Boon, 2011b; Pariaut, 2011).



**Figura 7.** (A) Orientação espacial do plano de som para o plano longitudinal paraesternal direito do ventrículo esquerdo. (B) Ilustração das estruturas cardíacas na projeção de quatro câmaras. (C) Ilustração das estruturas cardíacas na projeção de saída do fluxo ventricular esquerdo. RV, ventrículo direito. RA, átrio direito. LV, ventrículo esquerdo. LA, átrio esquerdo. AO, aorta. AOV, valva aórtica. MV, valva mitral. LVW, parede livre ventricular esquerda. RMPA, artéria pulmonar direita principal (adaptado de DeFrancesco, 2014).

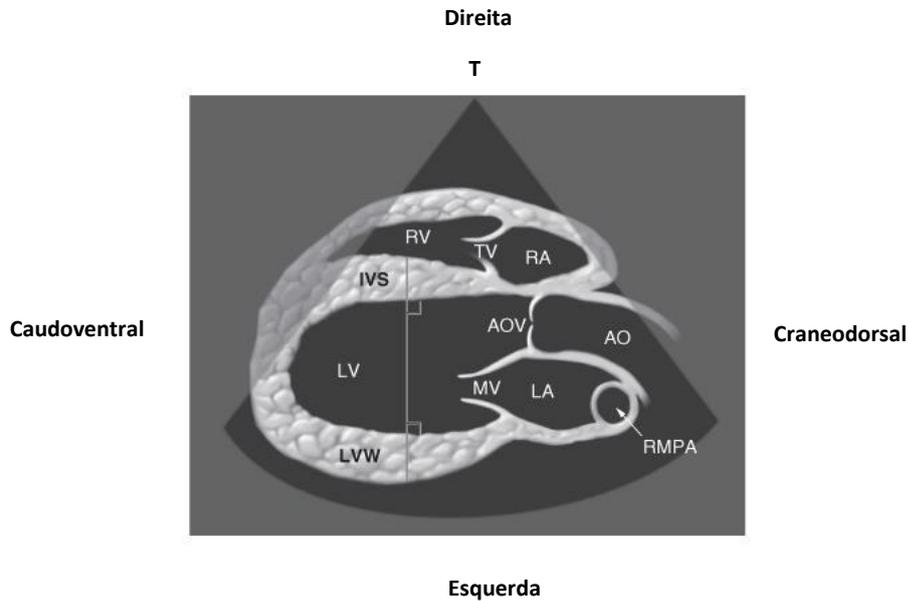


**Figura 8.** Imagem bidimensional em representação do plano longitudinal paraesternal direito do ventrículo esquerdo, projeção de cinco câmaras. AD, átrio direito; AE, átrio esquerdo; Ao, aorta; VD, ventrículo direito; VE, ventrículo esquerdo (fotografia gentilmente cedida por HVUTAD).

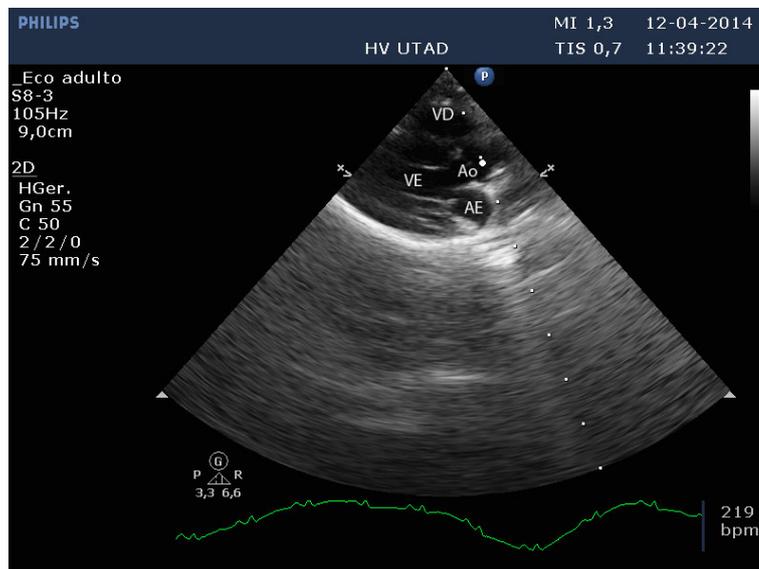
O pericárdio surge como uma linha brilhante hiperecótica em torno do coração. Esta hiperecogenicidade está associada à grande diferença na impedância acústica entre o tecido pericárdico e os pulmões. A valva aórtica é percebida sob a forma de linhas semilunares côncavas em relação à aorta. A válvula anterior (septal) da valva mitral estende-se até à câmara ventricular esquerda, constituindo uma continuidade da parede aórtica posterior, enquanto a válvula posterior (mural) da valva mitral, mais curta, surge na união entre a PVE muscular e a parede atrial esquerda (Boon, 2011b).

Nesta projeção é possível avaliar, qualitativamente, a espessura da parede ventricular direita e esquerda (Fuentes, 2010; Pariat, 2011). Esta corresponde a aproximadamente um terço a metade da espessura da parede ventricular esquerda livre. Um aumento na espessura da PVD sugere a presença de hipertrofia ventricular direita (Boon, 2011b).

As espessuras da parede ventricular esquerda livre e do septo interventricular medem-se a partir de planos longitudinais (Figura 9 e 10).



**Figura 9.** Medição da câmara ventricular esquerda, septo interventricular e parede livre ventricular esquerda a partir da projeção longitudinal paraesternal direita do fluxo de saída ventricular esquerdo. É desenhada uma linha perpendicular à parede e ao septo que se utiliza como ponto de referência de medição para a diástole e para a sístole. RV, ventrículo direito. TV, válvula tricúspide. RA, átrio direito. IVS, septo interventricular. AOV, válvula aórtica. Ao, aorta. MV, válvula mitral. LA, átrio esquerdo. LVW, parede ventricular esquerda livre. RMPA, artéria pulmonar direita. T, transdutor (adaptado de Boon, 2011b).



**Figura 10.** Imagem bidimensional em representação do plano longitudinal paraesternal direito do ventrículo esquerdo, projeção de saída do fluxo ventricular esquerdo, num gato. AE, átrio esquerdo; Ao, aorta; VD, ventrículo direito; VE, ventrículo esquerdo (fotografia gentilmente cedida por HVUTAD).

É ainda possível, nesta projeção, a identificação de defeitos do septo interventricular, bem como a avaliação do movimento sistólico anterior da valva mitral (Fuentes, 2010).

O SIV tem, geralmente, maior espessura do que a PVE em cães e gatos e deveria apresentar-se de forma reta, sem curvaturas. O deslocamento do septo para o lado direito do coração indica sobrecarga de volume ventricular esquerdo e o deslocamento para o lado esquerdo indica sobrecarga de volume ou de pressão ventricular direita. Muitos gatos normais apresentam uma ligeira curvatura na base do SIV e este tende a estender-se para além da trajetória do fluxo de saída, promovendo um aumento da sua amplitude em cerca de três quartos do tamanho da raiz aórtica. A relação normal entre o tamanho do VD e do VE deveria ser de um a três (Boon, 2011b).

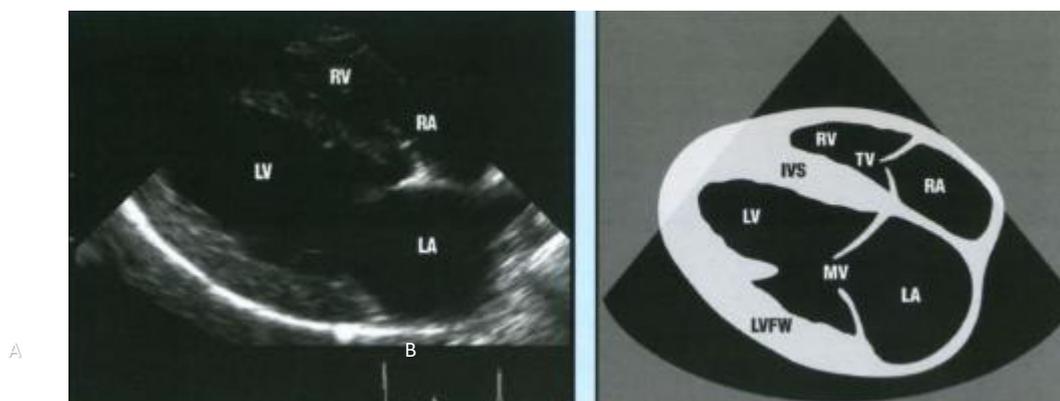
Ainda nesta projeção é possível a avaliação do tamanho atrial esquerdo, utilizando o rácio AE/Ao descrito por Rishniw (Figura 10). Nesta avaliação, as válvulas da valva aórtica devem estar encerradas e a mensuração do diâmetro aórtico deve ser feita ao longo da comissura entre as válvulas não coronária e coronária direita da valva aórtica (Bélanger, 2010; Boon, 2011b; Fuentes, 2010; Pariaut, 2011). O tamanho atrial reflete a pressão de enchimento ventricular e, como tal, corresponde a uma medida de stresse hemodinâmico e uma variável ecocardiográfica de importante avaliação. O aumento das dimensões atriais esquerdas está associado a mau prognóstico em gatos com cardiomiopatia hipertrófica (Côté, 2011). Em gatos saudáveis, o rácio varia entre 1 a 1,6. Se o tamanho atrial esquerdo é normal, a função diastólica é aproximadamente normal, sugerindo que qualquer mensuração anómala da parede ventricular esquerda é artefactual ou que existe uma eventual cardiomiopatia hipertrófica ligeira (Côté, 2011).

Abbott *et al.* (2006) apresentaram um estudo comparativo entre mensurações do rácio AE/Ao obtidas em modo bidimensional e em modo M. Concluíram que, apesar dos resultados serem semelhantes, não existe concordância entre as dimensões atriais esquerdas obtidas em modo 2D e em modo M e que o fator mais importante é a consistência da técnica de mensuração.

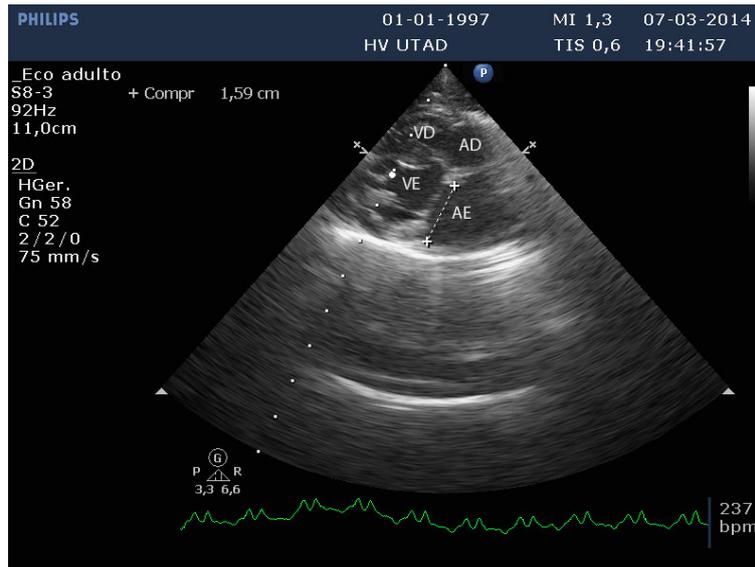
Utilizando o Doppler de cor é possível identificar obstrução do trato de saída do ventrículo esquerdo e regurgitação aórtica e mitral (Fuentes, 2010).

### 2.2.1.2. Projeção de quatro câmaras

Uma ligeira rotação do transdutor permite a obtenção do plano paraesternal direito, projeção de quatro câmaras, facilitando a visualização da valva tricúspide e do átrio direito (Figura 11 A e B). O átrio direito está dividido na câmara principal e no apêndice auricular e a sua avaliação qualitativa é feita por comparação com as dimensões do átrio esquerdo (Pariaut, 2011). Assim, se a área do AD for 100% a 150% a área do AE, a dilatação atrial direita é ligeira; se a área for 150% a 200% a área do AE, a dilatação é moderada; se esta diferença for superior ao dobro da área do AE, a dilatação é grave (Pariaut, 2011). É possível a observação do septo interatrial (SIA) no lado direito da imagem, separando o AD, na parte superior da imagem sectorial, do AE na parte inferior direita da imagem. O VE e o SIV são visíveis no lado esquerdo da imagem (Figura 12) (Boon, 2011b; Pariaut, 2011).



**Figura 11.** Orientação espacial do plano de som para o plano longitudinal paraesternal direito, projeção de quatro câmaras do coração. **(A)** Imagem bidimensional do plano apical de quatro câmaras. **(B)** Ilustração bidimensional do plano apical de quatro câmaras. IVS, septo interventricular. LA, átrio esquerdo. LV, ventrículo esquerdo. LVFW, parede ventricular esquerda livre. MV, valva mitral. RA, átrio direito. RV, ventrículo direito. TV, valva tricúspide (adaptado de Seiler *et al.*, 2008).



**Figura 12.** Imagem bidimensional em representação do plano longitudinal paraesternal direito, projeção de quatro câmaras do coração, num gato. AD, átrio direito; AE, átrio esquerdo; VD, ventrículo direito; VE, ventrículo esquerdo (fotografia gentilmente cedida por HVUTAD).

Os septos interatrial e interventricular são contínuos um com o outro e as valvas mitral e tricúspide encontram-se na união dos respetivos septos. Geralmente, o anel da valva tricúspide está localizado ligeiramente mais craneal em relação ao ápex e à valva mitral (Boon, 2011b).

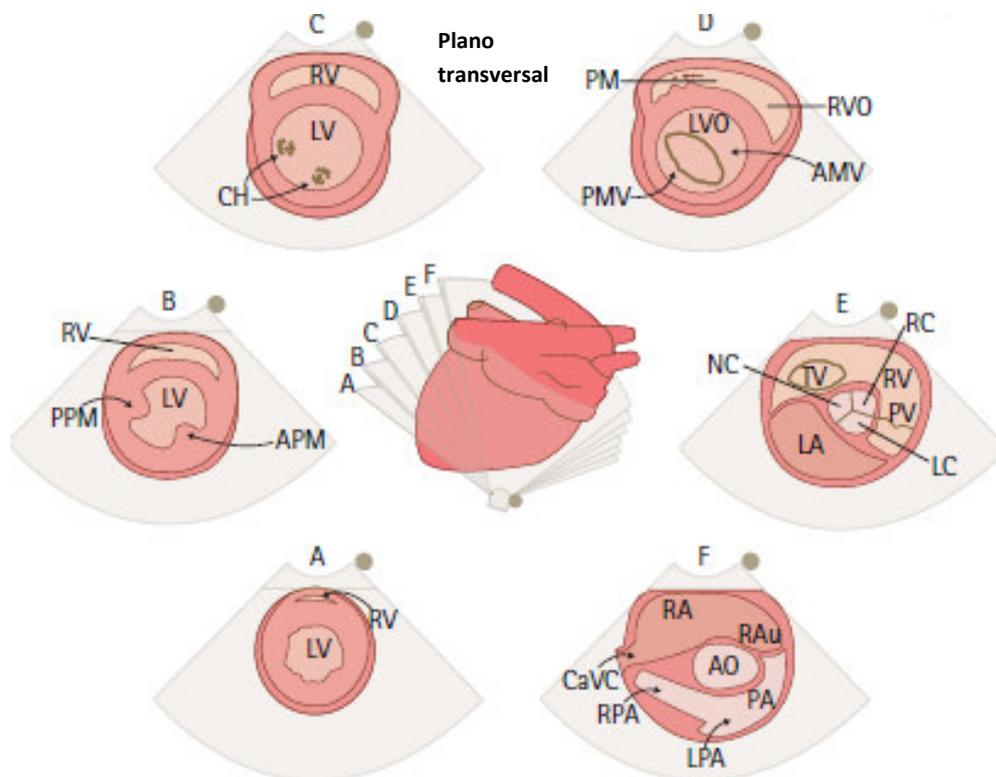
Nesta projeção é possível a avaliação do tamanho da câmara ventricular direita, predominando uma relação de um a três entre esta e a câmara ventricular esquerda. É, ainda, possível avaliar o SIV, o SIA, o rácio entre o espessamento do VD e o espessamento da PVEL (normal, 0,5-1) e as valvas atrioventriculares que, quando encerradas, formam uma curvatura côncava até à câmara ventricular (Boon, 2011b; Fuentes, 2010).

Utilizando o Doppler de cor, nesta projeção, é possível identificar regurgitação mitral e/ou regurgitação tricúspide (Fuentes, 2010).

### 2.2.2. Plano transversal paraesternal direito

As imagens transversais do coração podem ser obtidas a qualquer nível desde a base até ao ápex cardíaco, rodando o transdutor até ao esterno, com a marca de referência colocada a 90° desde a sua localização no plano longitudinal. As imagens obtidas formam cortes do coração em lâminas em forma de leque, seguindo a longitude, a amplitude ou qualquer ângulo entre estes planos (Figura 13) (Boon, 2011b). Neste plano visualizam-se cinco imagens padrão: VE, cordas tendinosas, valva mitral, base do coração com a aorta e

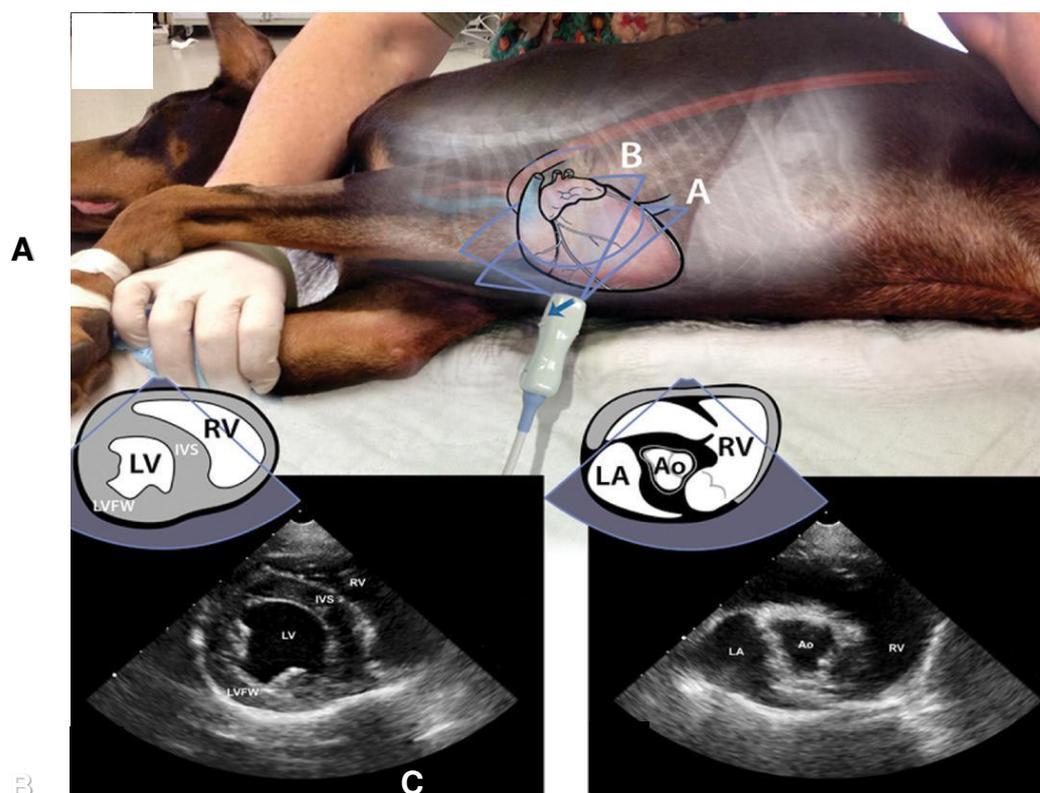
base do coração com a artéria pulmonar (AP) (Boon, 2011b; Pariaut, 2011; Thomas *et al.*, 1993).



**Figura 13.** Representação das seis imagens transversais padrão do coração, obtidas a partir da mesma posição do transdutor no hemitórax direito. (A) Ápex do ventrículo esquerdo, (B) Ventrículo esquerdo com músculos papilares, (C) ventrículo esquerdo ao nível das cordas tendinosas, (D) ventrículo esquerdo ao nível da valva mitral, (E) base do coração-aorta, (F) base do coração-artéria pulmonar. AO, aorta. AMV, válvula mitral anterior. CaVC, veia cava caudal. CH, cordas tendinosas. RAu, aurícula direita. RA, átrio direito. LC, cúspide coronária esquerda. NC, cúspide não coronária. RC, cúspide coronária direita. LA, átrio esquerdo. PA, artéria pulmonar. PV, válvula pulmonar. RV, ventrículo direito. TV, válvula tricúspide. PMV, valva mitral posterior. LVO, trato de saída do ventrículo esquerdo. RVO, trato de saída do ventrículo direito. LV, ventrículo esquerdo (adaptado de Ware, 2011).

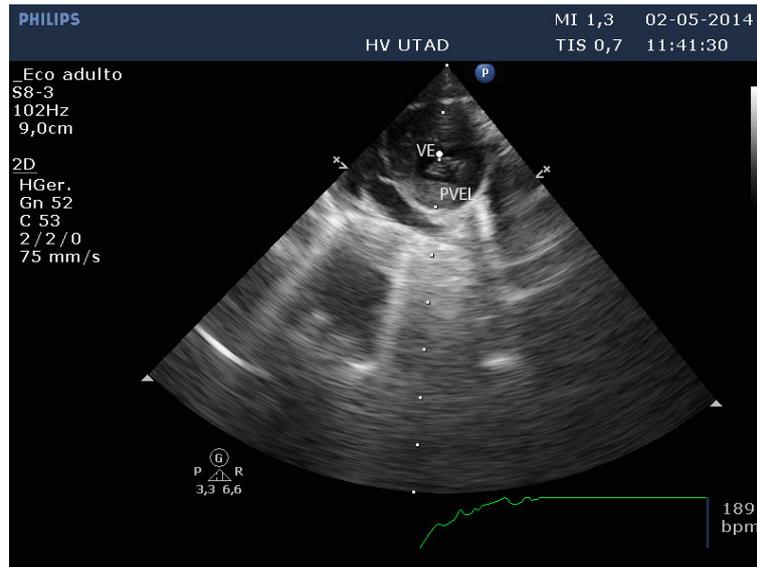
### 2.2.2.1. Projeção do ventrículo esquerdo com músculos papilares e cordas tendinosas

Nesta projeção é possível visualizar a câmara ventricular direita em forma de semilua na parte superior da imagem sectorial, o VE em forma circular abaixo do SIV e os músculos papilares simétricos dentro da cavidade ventricular esquerda. O músculo papilar no lado esquerdo da imagem transversal corresponde ao músculo papilar subatrial e o músculo papilar do lado direito ao músculo papilar subauricular (Figura 14 A, B e C) (Boon, 2011b; Pariaut, 2011).



**Figura 14.** (A) Orientação espacial do plano de som para o plano transversal paraesternal direito do ventrículo esquerdo com os músculos papilares e da base do coração. (B) Ilustração bidimensional do ventrículo esquerdo ao nível das cordas tendinosas. (C) Ilustração bidimensional da base do coração. RV, ventrículo direito. IVS, septo interventricular. LV, ventrículo esquerdo. LVPW, parede livre ventricular esquerda. Ao, aorta. LA, átrio esquerdo (adaptado de DeFrancesco, 2014).

O lúmen ventricular esquerdo assume uma forma de cogumelo, com os músculos papilares semelhantes em tamanho e o septo não aplanado (Figura 15). As medições do tamanho da câmara obtêm-se a partir da superfície endocárdica do SIV até à parede ventricular esquerda (Figura 15). As medições desta última fazem-se a partir da porção superior da parede, incluindo a superfície endocárdica até à porção superior do pericárdio. As medições septais fazem-se a partir do bordo de saída do lado direito do septo até ao bordo de saída do lado ventricular esquerdo do septo (Boon, 2011b; Fuentes, 2010).

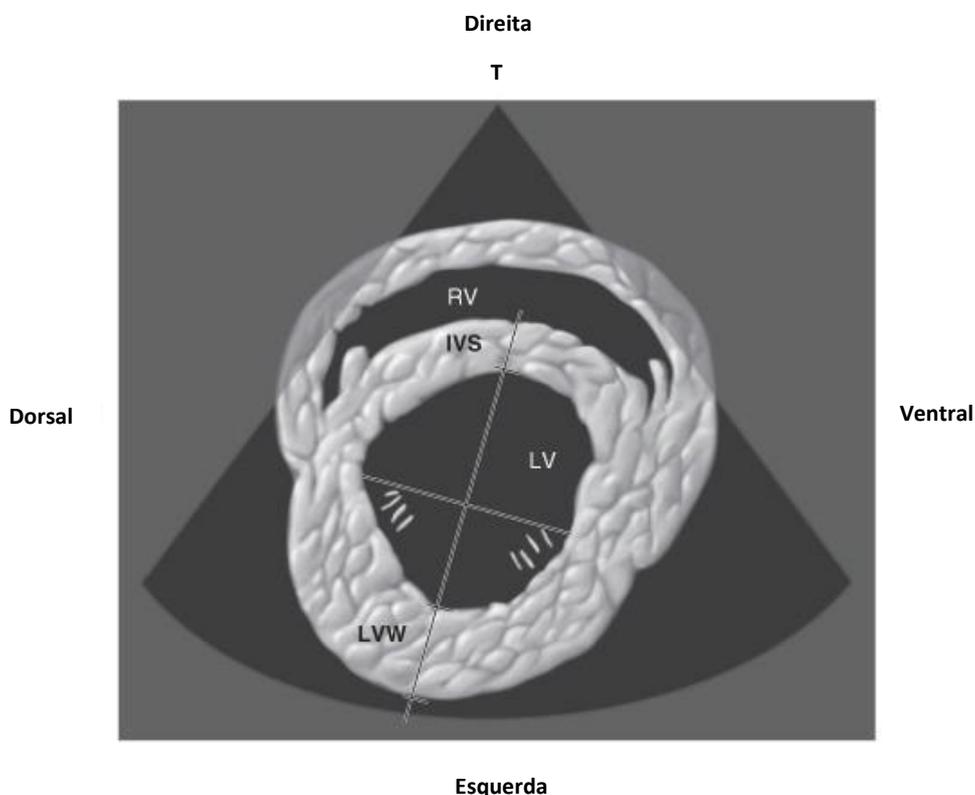


**Figura 15.** Imagem bidimensional em representação do plano transversal paraesternal direito do ventrículo esquerdo ao nível dos músculos papilares, num gato. PVEL, parede ventricular esquerda livre; VE, ventrículo esquerdo (fotografia gentilmente cedida por HVUTAD).

As espessuras da parede ventricular esquerda livre e do septo interventricular podem ser igualmente medidas a partir de planos transversais ao longo das mesmas linhas utilizadas na medição da câmara ventricular (Figura 16) (Boon, 2011b; Fuentes, 2010).

A avaliação da parede ventricular esquerda é importantíssima em gatos onde a doença miocárdica, particularmente a cardiomiopatia hipertrófica, é uma causa comum de doença cardíaca. A cardiomiopatia hipertrófica caracteriza-se por hipertrofia ventricular concêntrica difusa ou localizada. A hipertrofia dos músculos papilares é, muitas vezes, o primeiro indicador de doença do miocárdio em gatos com cardiomiopatia hipertrófica. Menos frequentemente, uma diminuição do espessamento regional da parede ventricular pode ocorrer secundariamente a enfarte crónico ou aneurisma. Assim, as medições da parede em diástole devem ser obtidas no início do QRS (final de diástole). Um espessamento ventricular esquerdo superior a 0,6 cm é anómalo em gatos normovolémicos, sugerindo a presença de cardiomiopatia hipertrófica ou hipertrofia ventricular esquerda secundária a hipertensão sistémica (Adin *et al.*, 2007; Côté, 2011). Wagner *et al.* (2010) consideram que existe hipertrofia ventricular a partir de um valor de 0,55 cm.

A câmara ventricular esquerda assume uma forma triangular, pelo aplanamento do SIV, se existe sobrecarga de pressão e/ou de volume no VD (Bélanger, 2010; Boon, 2011b).

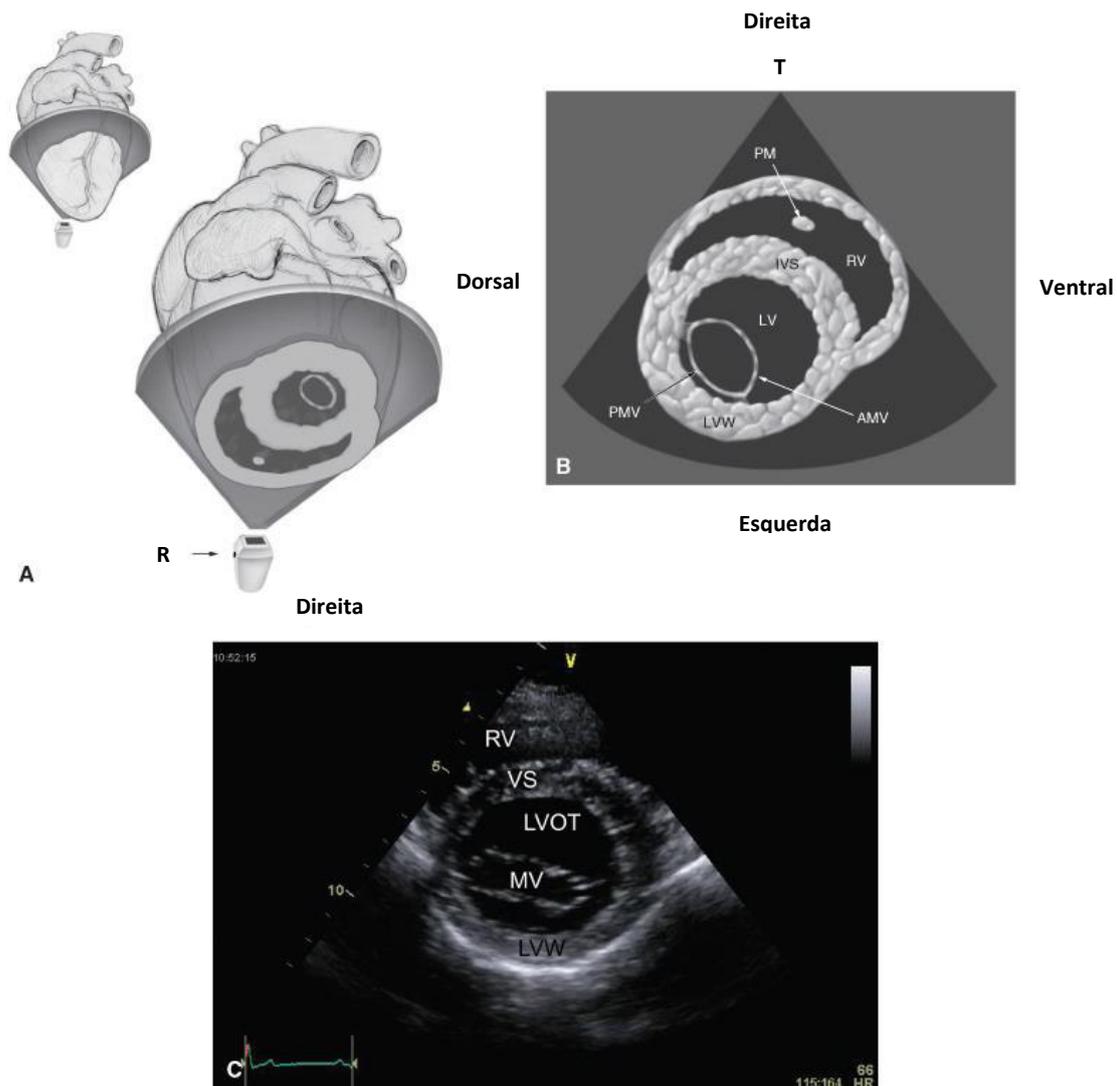


**Figura 16.** Dimensão ventricular esquerda, septal e de parede ventricular esquerda livre medidas a partir de imagens transversais ao nível das cordas tendinosas. É desenhada uma linha de referência para as medições. RV, ventrículo direito. IVS, septo interventricular. LV, ventrículo esquerdo. LVW, parede livre ventricular esquerda. T, transdutor (adaptado de Boon, 2011b).

#### 2.2.2.2. Projeção da valva mitral

Orientando os cristais do transdutor no sentido da base do coração é possível a visualização da morfologia da valva mitral em forma oval dentro da câmara ventricular esquerda quando as cúspides se abrem e em forma de linhas em contacto quando estão fechadas durante a sístole. A válvula superior na imagem sectorial corresponde à válvula septal e a válvula próxima da PVE corresponde à válvula mural (Figura 17 A, B e C) (Boon, 2011b; Fuentes, 2010).

Utilizando o modo-M nesta projeção é possível a realização da medida EPSS e, utilizando o Doppler de cor, a identificação de regurgitação da valva mitral (Fuentes, 2010).

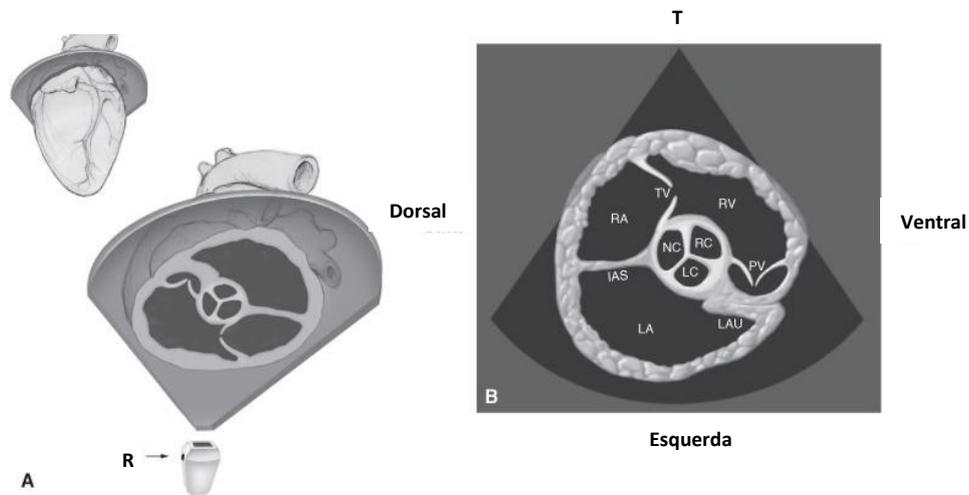


**Figura 17.** (A) Orientação espacial do plano de som para o plano transversal paraesternal direito do ventrículo esquerdo com a valva mitral. (B) Ilustração bidimensional das posições relativas das estruturas cardíacas. (C) Imagem bidimensional do plano referido. RV, ventrículo direito. IVS, septo interventricular. LV, ventrículo esquerdo. LVW, parede livre ventricular esquerda. PM, músculo papilar. MV, valva mitral. LVOT, trato de saída do ventrículo esquerdo. AMV, válvula mitral anterior. PMV, válvula mitral posterior. R = marca de referência. T = transdutor (adaptado de Boon, 2011b).

### 2.2.2.3 Base do coração: projeção da aorta

Na base do coração a aorta é visível como uma estrutura em forma circular na metade da imagem sectorial, com as três válvulas (válvula não coronária, válvula coronária direita e válvula coronária esquerda) (Figura 18 A e B) (Boon, 2011b; Thomas *et al.*, 1993).

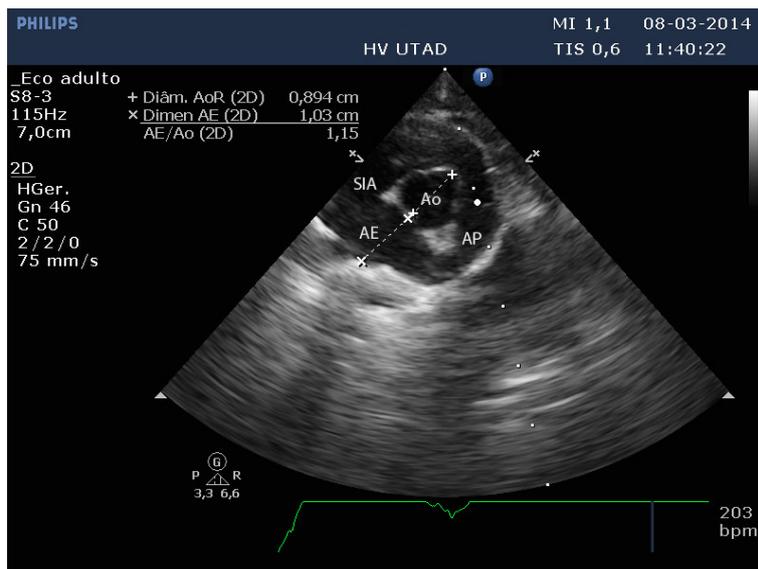
Nesta projeção, o VD é visível sobre a aorta na parte superior do sector, estendendo-se desde as 11 horas, onde se visualiza a valva tricúspide, até à AP, situada no lado direito da imagem sectorial (entre as 3 e as 5 horas). O SIA é visível no lado esquerdo da imagem, separando o AD do AE (Boon, 2011b; Fuentes, 2010).



**Figura 18.** (A) Orientação espacial do plano de som para o plano transversal paraesternal direito da base do coração, com a artéria aorta. (B) Ilustração da imagem bidimensional em representação das posições relativas das estruturas cardíacas. RV, ventrículo direito. RA, átrio direito. IAS, septo interatrial. NC, RC, LC, válvula não coronária aórtica, coronária direita e coronária esquerda. PV, valva pulmonar. LA, átrio esquerdo. LAA, LAU, aurícula esquerda. R = marca de referência. T = transdutor (adaptado de Boon, 2011b).

Os diâmetros da aorta e do átrio esquerdo são passíveis de serem avaliados nesta projeção. Ambos os diâmetros devem ser semelhantes, no entanto, no gato, o AE apresenta, normalmente, um diâmetro maior em relação à aorta (Figura 19) (Boon, 2011b; Fuentes, 2010).

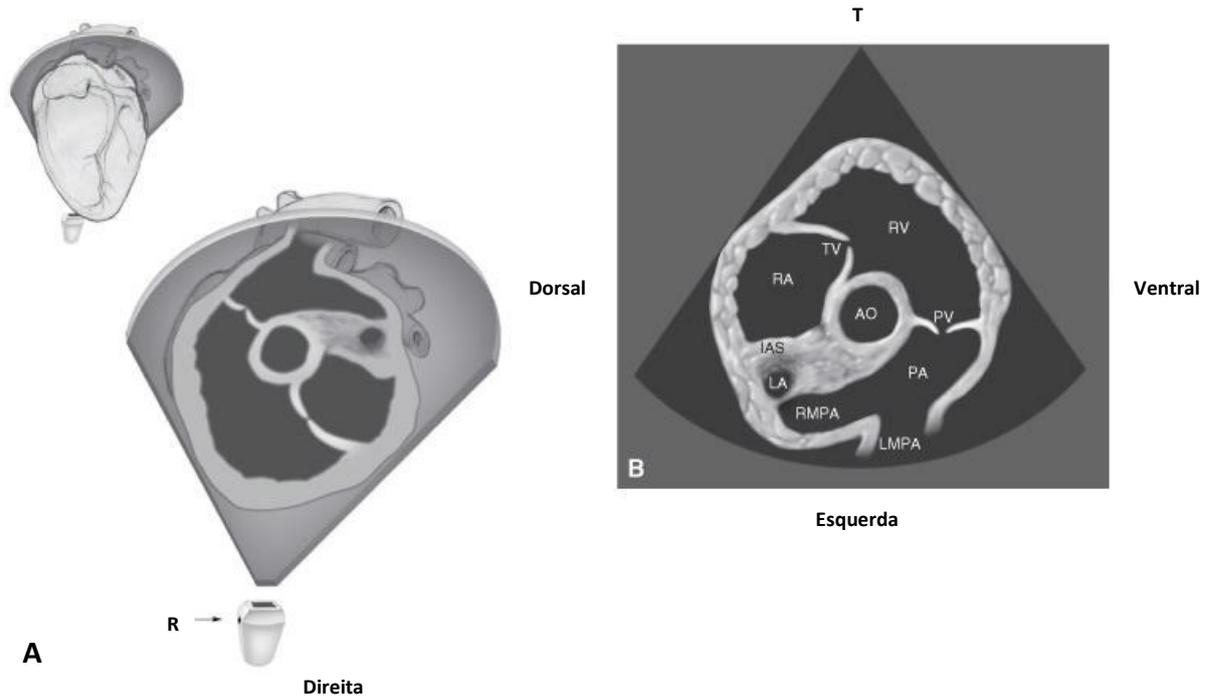
É ainda possível a avaliação da morfologia da valva aórtica, do SAI, do SIV e da valva tricúspide (Fuentes, 2010).



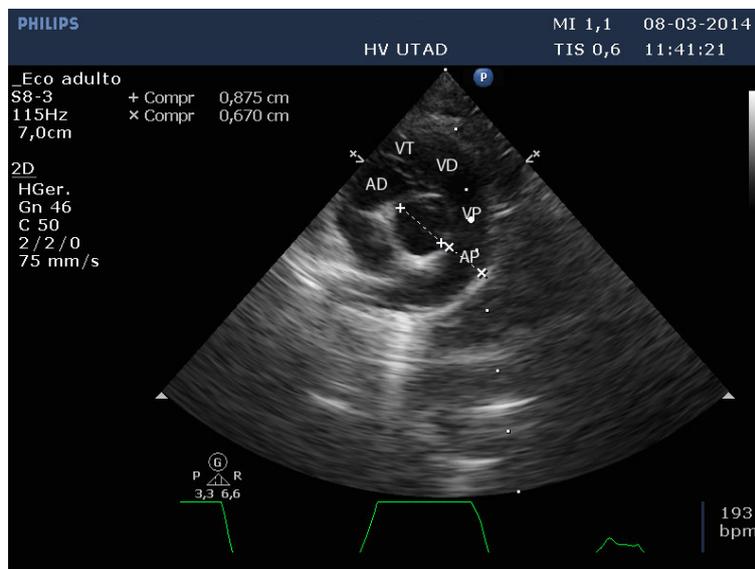
**Figura 19.** Imagem bidimensional em representação do plano transversal paraesternal direito da base do coração, com a artéria aorta, num gato. AE, átrio esquerdo; Ao, aorta; AP, artéria pulmonar; SAI, septo interatrial (fotografia gentilmente cedida por HVUTAD).

#### 2.2.2.4. Base do coração: projeção da artéria pulmonar

Cranealmente à base do coração é possível observar a artéria pulmonar na sua longitude, localizada à direita na imagem sectorial (entre as 2 e as 4 horas), incluindo a sua bifurcação nas artérias pulmonar direita e esquerda (entre as 5 e as 6 horas) (Figura 20 A e B e Figura 21). A artéria pulmonar direita estende-se desde a direita até à esquerda abaixo da aorta ascendente, enquanto a artéria pulmonar esquerda se estende até ao campo pulmonar, não sendo visível em toda a sua longitude (Boon, 2011b; Thomas *et al.*, 1993). Utilizando o modo 2D é possível a avaliação morfológica da valva pulmonar. O Doppler de cor permite a identificação, nesta projeção, de regurgitação da valva tricúspide e da presença de ducto arterioso persistente. Através do Doppler espectral é possível a avaliação das velocidades de fluxo sanguíneo sobre a artéria pulmonar (Fuentes, 2010).



**Figura 20.** (A) Orientação espacial do plano de som para o plano transversal paraesternal direito da base do coração, com a artéria pulmonar. (B) Ilustração da imagem bidimensional em representação das posições relativas das estruturas cardíacas. RV, ventrículo direito. RA, átrio direito. TV, valva tricúspide. IAS, septo interatrial. PA, artéria pulmonar. PV, valva pulmonar. RMPA, ramo direito da artéria pulmonar. LMPA, ramo esquerdo da artéria pulmonar. AO, aorta. LA, átrio esquerdo. R = marca de referência. T = transdutor (adaptado de Boon, 2011b).



**Figura 21.** Imagem bidimensional em representação do plano transversal paraesternal direito da base do coração, com a artéria pulmonar, num gato. AD, átrio direito; AP, artéria pulmonar; VD, ventrículo direito; VP, valva pulmonar; VT, valva tricúspide (fotografia gentilmente cedida por HVUTAD).

Se existe dilatação pós-estenótica (estenose pulmonar), hipertensão pulmonar ou sobrecarga de volume por defeito do septo interventricular ou persistência de ducto arterioso (comunicação esquerda-direita), a artéria pulmonar apresenta-se dilatada (Boon, 2011b; Fuentes, 2010).

### **2.2.3. Plano apical paraesternal esquerdo**

As imagens obtidas através deste plano utilizam-se para estudos quantitativos bidimensionais de função cardíaca e para estudos Doppler das valvas mitral, tricúspide e aorta (Boon, 2011b; Thomas *et al.*, 1993).

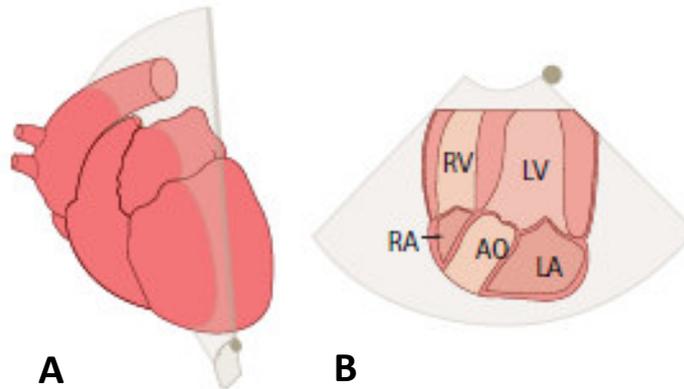
#### **2.2.3.1. Projeção apical de cinco câmaras**

A imagem longitudinal apical de cinco câmaras obtém-se colocando o transdutor próximo do ápex cardíaco, junto ao esterno, promovendo uma direção dorsal e craneal do som ao longo da longitude do coração. O ápex do VE é visível na parte superior do lado direito da imagem, o AE na parte inferior do lado direito da imagem, com a valva mitral entre ambas as câmaras, o VD no lado esquerdo na parte superior do setor e o AD na parte inferior da imagem, com a valva tricúspide entre ambas as câmaras (Figura 22 A e B) (Boon, 2011b; Thomas *et al.*, 1993; Ware, 2011).

A aorta encontra-se localizada centralmente e estende-se abaixo na imagem setorial (Figura 22 A e B) (Boon, 2011b; Ware, 2011).

Nesta projeção, utilizando o Doppler de cor é possível a identificação de obstrução do trato de saída do ventrículo esquerdo e regurgitação sobre a valva aórtica. Através do Doppler espectral é possível avaliar a velocidade de fluxo sanguíneo sobre valva aórtica (Fuentes, 2010).

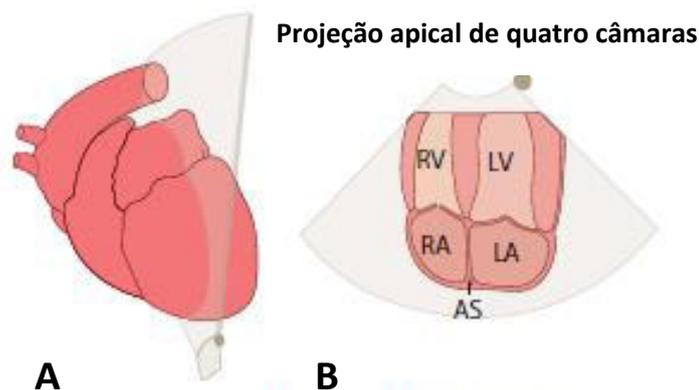
### Projeção apical de cinco câmaras



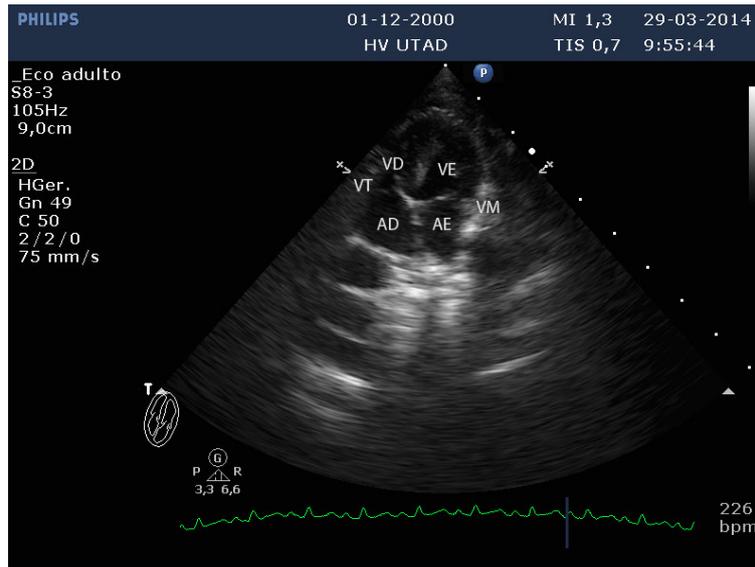
**Figura 22.** (A) Ilustração da imagem bidimensional do coração a partir de uma localização paraesternal esquerda. (B) Ilustração da imagem bidimensional para a projeção apical de cinco câmaras. RV, ventrículo direito. RA, átrio direito. LV, ventrículo esquerdo. AO, aorta (adaptado de Ware, 2011).

Esta projeção permite a melhor visualização das câmaras cardíacas direitas, otimizando as valvas mitral e tricúspide, bem como os septos interatrial e interventricular (Figura 23 A e B e Figura 24) (Boon, 2011b; Thomas *et al.*, 1993; Ware, 2011).

Nesta projeção, utilizando o modo 2D é possível a avaliação morfológica e funcional da valva mitral. O Doppler de cor permite a identificação de regurgitação mitral e/ou tricúspide e o Doppler espectral permite a avaliação do fluxo transmitral (Fuentes, 2010).



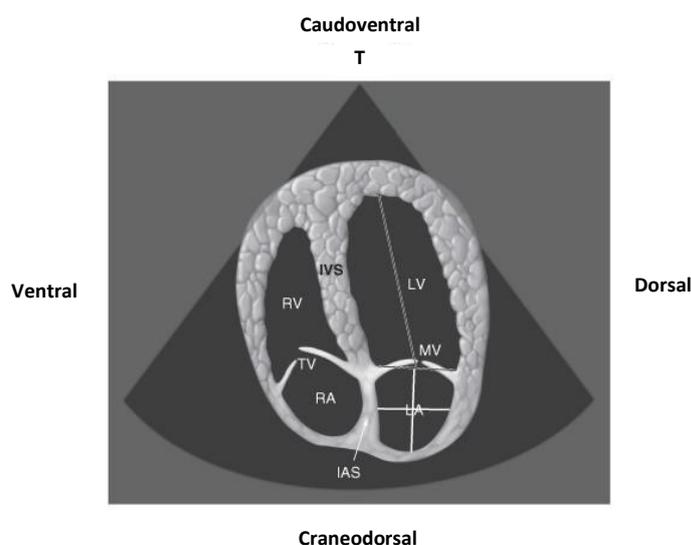
**Figura 23.** (A) Ilustração da imagem bidimensional do coração a partir de uma localização paraesternal esquerda. (B) Ilustração da imagem bidimensional para o plano apical de quatro câmaras. RV, ventrículo direito. RA, átrio direito. LA, átrio esquerdo. LV, ventrículo; AS, septo interatrial (adaptado de Ware, 2011).



**Figura 24.** Imagem bidimensional em representação da projeção apical de quatro câmaras do coração obtido a partir de uma localização caudal paraesternal esquerda, num gato. AD, átrio direito; AE, átrio esquerdo; VD, ventrículo direito; VE, ventrículo esquerdo; VM, valva mitral; VT, valva tricúspide (fotografia gentilmente cedida por HVUTAD).

Permite, ainda, a medição da longitude do VE através do desenho de uma linha que se estende desde o ápex cardíaco até ao ponto que divide em metade uma linha de referência desenhada, por sua vez, ao longo do lado ventricular do anel mitral. O tamanho atrial esquerdo mede-se desde a base do anel perpendicular até à linha que define o anel mitral. A amplitude atrial esquerda mede-se ao longo de uma linha perpendicular até à medição da base do anel na amplitude atrial esquerda superior (Figura 25) (Boon, 2011b; Tobias *et al.*, 2012).

O volume e a fração de ejeção (FE), de acordo com Simpson, são parâmetros determinados através do método de superfícies-longitudes que consiste numa estimativa da área do endocárdio do VE para o cálculo do volume ventricular esquerdo (Tobias *et al.*, 2012). A estimativa do tamanho dos músculos papilares e da contratilidade do miocárdio é subjetiva, estando registados desvios globais e locais à normalidade como aquinésia, hipoquinésia, disquinésia e movimentos paradoxais ou bifásicos da parede (Tobias *et al.*, 2012).



**Figura 25.** Representação esquemática da projeção apical de quatro câmaras a partir de uma localização paraesternal esquerda, utilizada para a medição do comprimento ventricular. LV, ventrículo esquerdo. RV, ventrículo direito. IVS, septo interventricular. MV, valva mitral. TV, valva tricúspide. LA, átrio esquerdo. RA, átrio direito. IAS, septo interatrial. T = transdutor (adaptado de Boon, 2011b).

### 2.3. Exame ecocardiográfico em modo-M

A ecocardiografia em modo M, descrita pela primeira vez por Pipers em 1977, permite a obtenção de imagens de estruturas cardíacas num plano monodimensional, a partir de planos longitudinais de entrada e saída de fluxo do VE em tempo real, ou a partir de planos transversos do VE, colocando o cursor sobre as estruturas que se pretendem observar (Boon, 2011c; Gorgas, 2011; Tobias *et al.*, 2012). O tempo de resolução é superior 40 a 200 vezes por segundo ao obtido no exame 2D (Fuentes, 2009).

As recomendações para as medições em modo-M em medicina veterinária seguem as já estabelecidas em medicina humana pela *American Society of Echocardiography* (ASE), com o objetivo de gerar menor variabilidade entre ecocardiografistas. A ASE recomenda que todas as medições diastólicas se façam no início do complexo QRS e que todas as medições se façam a partir do bordo ou extremo anterior de uma estrutura até ao bordo anterior da seguinte estrutura (Bélanger, 2010; Boon, 2011c). A ASE também recomenda fazer medições no final da respiração devendo utilizar-se, pelo menos, entre três a cinco ciclos cardíacos, com um cálculo médio para cada medição de forma a anular qualquer efeito da respiração e alterações no enchimento secundárias a arritmias sinusais, respetivamente (Boon, 2011c; Fuentes, 2010). As dimensões da raiz aórtica devem ser feitas no final da diástole e no final da sístole e do átrio esquerdo no final da sístole (Tobias *et al.*, 2012).

A obtenção de imagens em modo-M com o animal em estação ou em decúbito lateral não afeta a fiabilidade e repetição da maioria das medições. Os coeficientes de variabilidade revelaram-se inferiores a 15% na maioria das variáveis (Boon, 2011c).

Estão estudados valores de referência para raças de gatos, como Maine Coon e Doméstico de Pêlo Curto (Boon, 2011c; Chetboul *et al.*, 2005; Chetboul *et al.*, 2006; Drourr *et al.*, 2005; Fuentes, 2010).

As dimensões cardíacas devem aumentar à medida que o animal cresce. Apenas o espessamento da parede ventricular esquerda livre aumenta com a idade após o amadurecimento, sendo que os restantes parâmetros permanecem constantes ao longo dos anos, em animais saudáveis. Existem, igualmente, estudos que determinam os efeitos da frequência cardíaca e outras variáveis sobre os parâmetros ecográficos referentes ao tamanho (relações inversas para a frequência cardíaca e o peso, dimensões sistólicas e diastólicas do VE e tamanho AE). O efeito da frequência cardíaca sobre a dimensão ventricular é nominal (Boon, 2011c; Chetboul *et al.* 2005, Disatian *et al.*, 2007; Disatian *et al.*, 2008; Jacobs *et al.*, 1985).

O cursor representa um feixe de som e a imagem em modo M resultante tem a profundidade representada no eixo y e o tempo no eixo x. Pela grande resolução temporal que apresenta, a ecocardiografia em modo-M permite a medição do tamanho das câmaras cardíacas, bem como o registo das alterações no movimento da parede e da valva (imagens obtidas a nível do VE, valva mitral e raiz aórtica) (Boon, 2011c; Fuentes, 2009; Tobias *et al.*, 2012). A partir dos dados obtidos através das medições feitas em modo-M podem calcular-se magnitudes funcionais como a fração de encurtamento, a massa ventricular esquerda, o volume de ejeção e os índices de volume sistólicos e assistólicos finais (Messonnier, 2003; Tobias *et al.*, 2012).

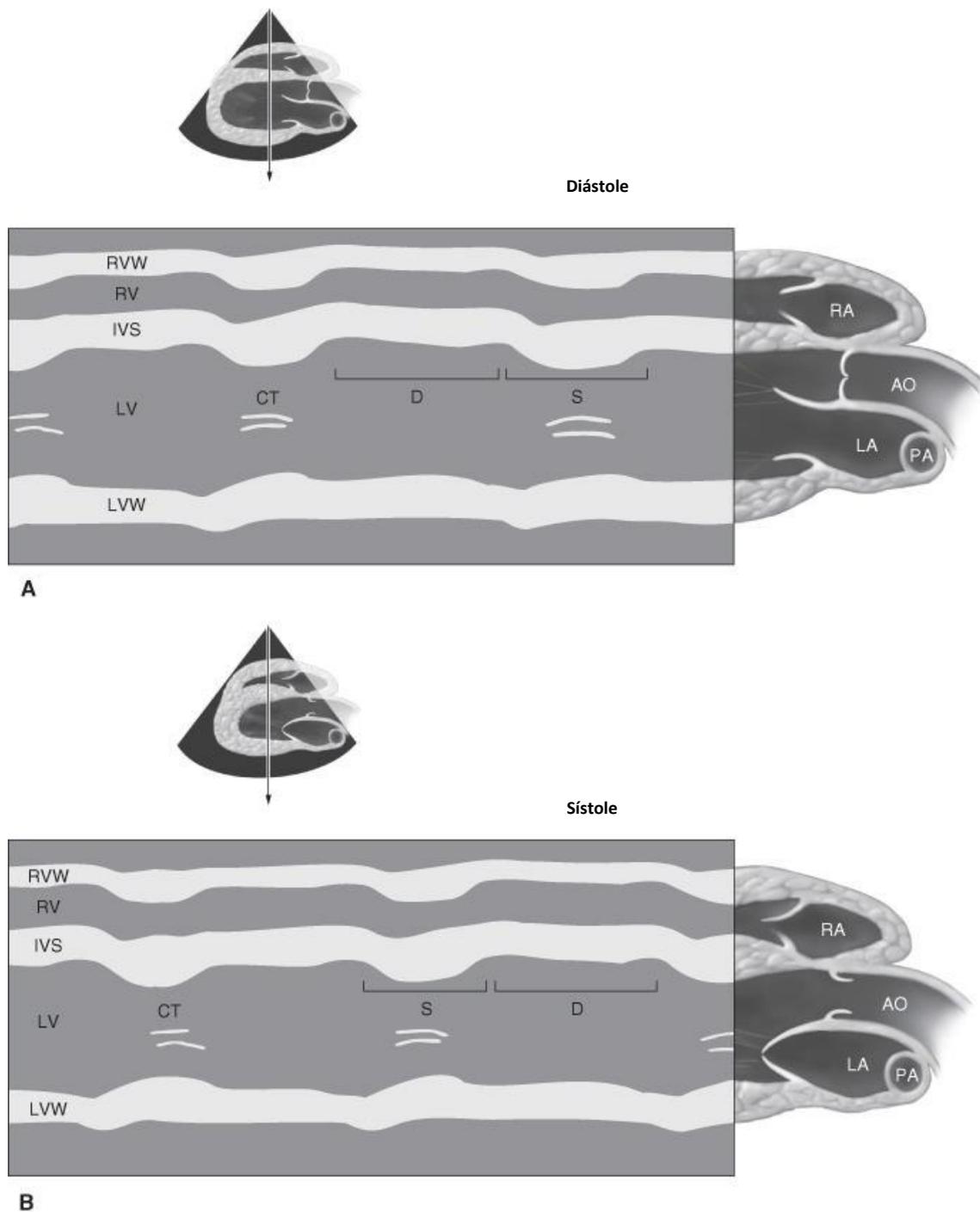
A grande desvantagem do modo-M é a limitação de área, fornecendo pouca informação no que respeita a alterações no tamanho e forma cardíaca (Fuentes, 2010).

A velocidade de varrimento controla a velocidade de movimento. Uma velocidade de 50 a 100 mm/seg é, normalmente, necessária na ecocardiografia de gatos pela elevada frequência cardíaca dos mesmos, de forma a permitir uma boa separação dos ciclos de diástole e sístole (Boon, 2011c).

Existem três planos de corte definidos: plano do miocárdio com imagem do ventrículo esquerdo, plano da valva mitral e plano da raiz aórtica e átrio esquerdo (Boon, 2011c; Tobias *et al.*, 2012).

### 2.3.1. Plano do miocárdio com imagem do ventrículo esquerdo

As imagens do VE obtêm-se através da colocação do cursor de forma perpendicular ao SIV e à PVE, ao nível das cordas tendinosas, entre a extremidade das válvulas da valva mitral e os músculos papilares do VE (Figura 26) (Boon, 2011c; Tobias *et al.*, 2012).



**Figura 26.** (legenda na página seguinte)

**Figura 26.** Representação esquemática em modo-M ao nível dos ventrículos. O cursor encontra-se colocado sobre os ventrículos direito e esquerdo; as estruturas surgem abaixo do cursor ao longo do tempo (eixo x). Representação de 3 ciclos. **(A)** Diástole. **(B)** Sístole. RVW, parede livre ventricular direita. RV, ventrículo direito. IVS, septo interventricular. LV, ventrículo esquerdo. LVW, parede livre ventricular esquerda. CT, cordas tendinosas. D, diástole. S, sístole. RA, átrio direito. AO, aorta. LA, átrio esquerdo. PA, artéria pulmonar (adaptado de Boon, 2011c).

O plano longitudinal e o plano transversal não são idênticos no que respeita ao resultado dos dados das medições, portanto, há que ter em conta, aquando da apresentação dos mesmos, o eixo utilizado (Tobias *et al.*, 2012).

Utilizando o plano longitudinal é possível avaliar a dimensão diastólica ventricular esquerda. Este método utiliza-se para determinar a presença ou ausência de sobrecarga de volume ventricular esquerdo, refletindo o enchimento ventricular máximo quando o coração está relaxado. As dimensões sistólicas são um reflexo da função sistólica no coração e não deveriam utilizar-se para avaliar a presença ou ausência de dilatação (Boon, 2011c).

O VD deveria visualizar-se na parte superior da imagem setorial, seguido do SIV, o VE e a PVE na parte inferior da imagem. Existe uma grande variabilidade nas medições do espessamento da parede e tamanho da câmara ventricular direita entre animais, devido a diferentes conformações do VD (Boon, 2011c; Fuentes, 2010).

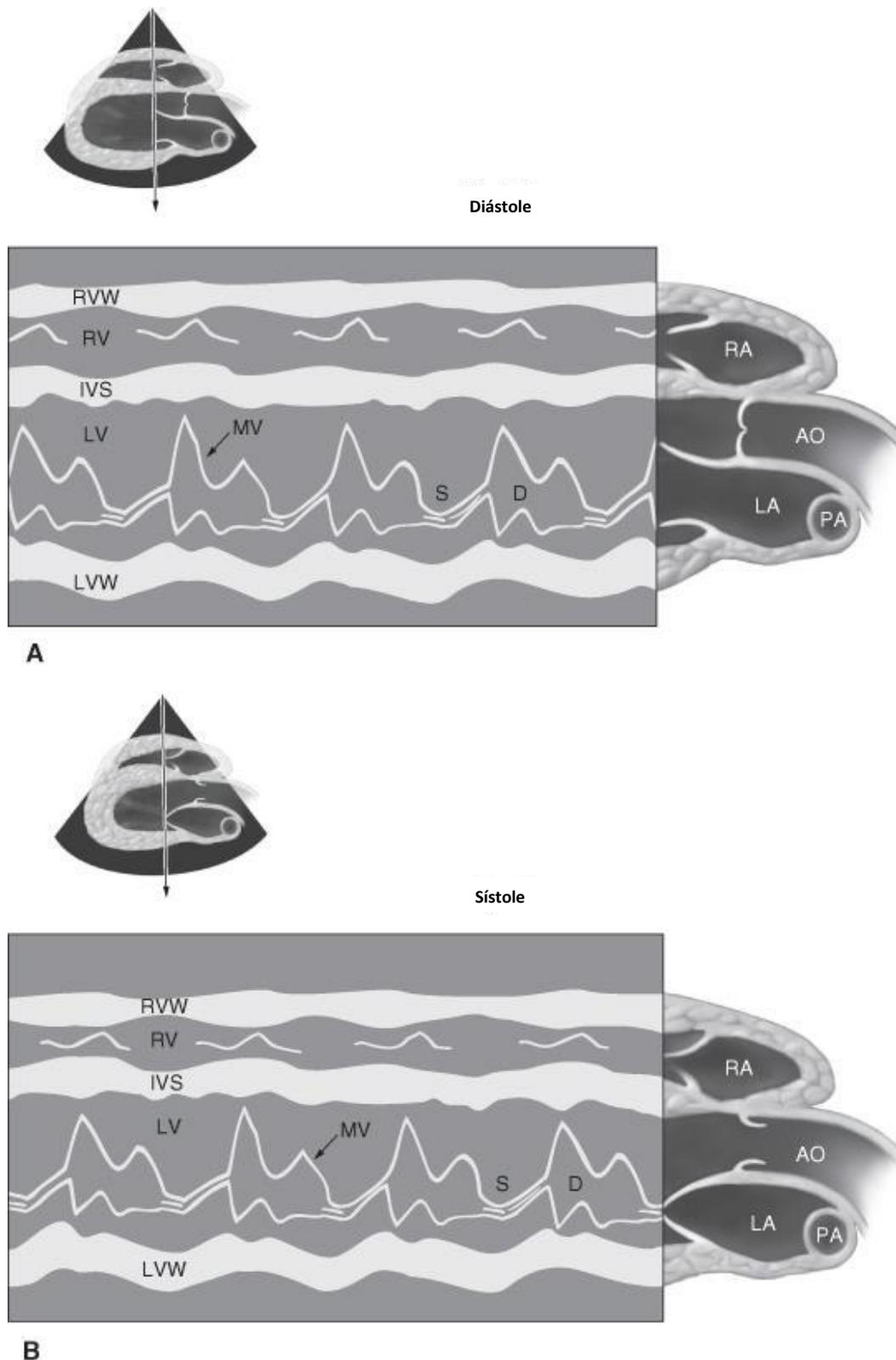
O pericárdio é visível como uma linha brilhante abaixo da PVE (Boon, 2011c).

O SIV e a PVE distanciam-se um do outro durante a diástole e aproximam-se durante a sístole. De igual forma, a espessura do SIV e da PVE é maior durante a contração ventricular e menor à medida que ocorre relaxamento durante o enchimento ventricular (Boon, 2011c).

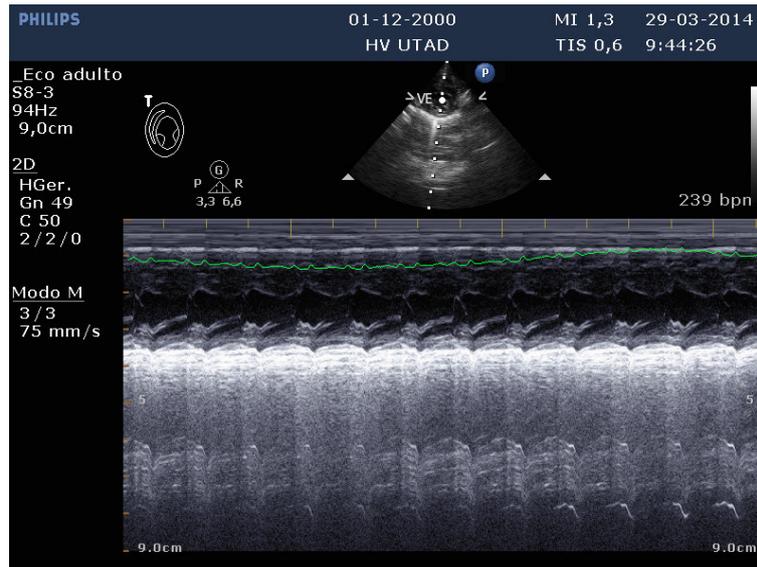
O coração normal tem um espessamento de parede suficiente para manter o stresse sistólico normal. O aumento da relação entre o tamanho da câmara e o espessamento da parede sugere uma hipertrofia inadequada e um aumento do stresse na parede, enquanto a diminuição sugere hipertrofia excessiva (Bélanger, 2010; Boon, 2011c; Fuentes, 2010).

### **2.3.2. Imagem da valva mitral**

O cursor colocado perpendicularmente ao septo e às válvulas da valva mitral, acima das extremidades das mesmas, permite a visualização de uma estrutura em forma de M na imagem em modo-M (Figura 27 e 28). De forma a obter esta imagem podem utilizar-se as projeções longitudinal paraesternal direita de saída e entrada de fluxo do VE e a transversal a nível da valva mitral (Boon, 2011c; Tobias *et al.*, 2012).



**Figura 27.** Representação esquemática em modo-M ao nível da valva mitral. A valva mitral apresenta-se em forma de M quando o cursor é colocado sobre as extremidades da valva mitral. Representam-se quatro períodos de enchimento diastólico. O tempo surge no eixo x e a profundidade no eixo y. **(A)** Diástole. **(B)** Sístole. RVW, parede livre ventricular direita. RV, ventrículo direito. IVS, septo interventricular. LV, ventrículo esquerdo. LVW, parede livre ventricular esquerda. MV, valva mitral. D, diástole. S, sístole. RA, átrio direito. AO, aorta. LA, átrio esquerdo. PA, artéria pulmonar (adaptado de Boon. 2011c).



**Figura 28.** Imagem em modo-M da janela paraesternal direita, eixo transversal, num gato. VE, ventrículo esquerdo (fotografia gentilmente cedida por HVUTAD).

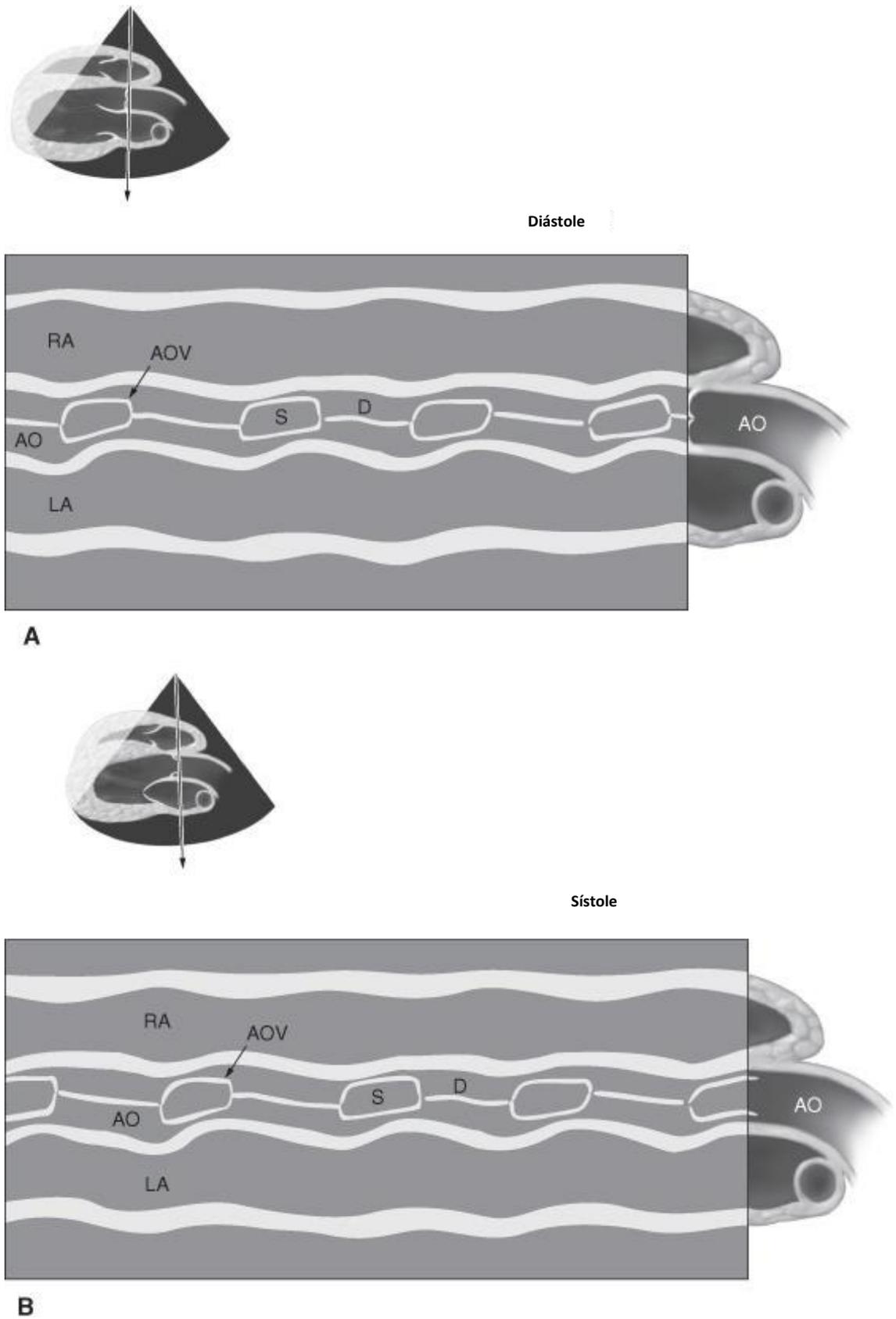
O movimento inicial da valva reflete o início da diástole e o enchimento ventricular rápido, conduzido por um gradiente de pressão, correspondendo ao 1º pico que surge na linha de base, o pico E. À medida que ocorre o enchimento ventricular esquerdo, diminui a diferença de pressão entre o AE e o VE diminuindo o fluxo sanguíneo através da valva mitral. Isto cria o movimento para baixo que se observa após a formação do pico E, à medida que a valva permanece parcialmente aberta durante a diástole média. Até ao final da diástole, à medida que se contrai o AE, as válvulas da valva mitral são forçadas contra o SIV e a PVE devido ao fluxo de sangue que passa ao VE associado à sístole atrial (Bélanger, 2010; Boon, 2011c).

O volume de fluxo associado à contração atrial é menor durante esta fase e, portanto, a amplitude do 2º pico, o pico A, é menor do que a do pico E no coração normal. Em ritmos cardíacos rápidos, as fases de enchimento ventricular rápido e de contração atrial coincidem, dando lugar a uma valva com um movimento diferente (Bélanger, 2010; Boon, 2011c).

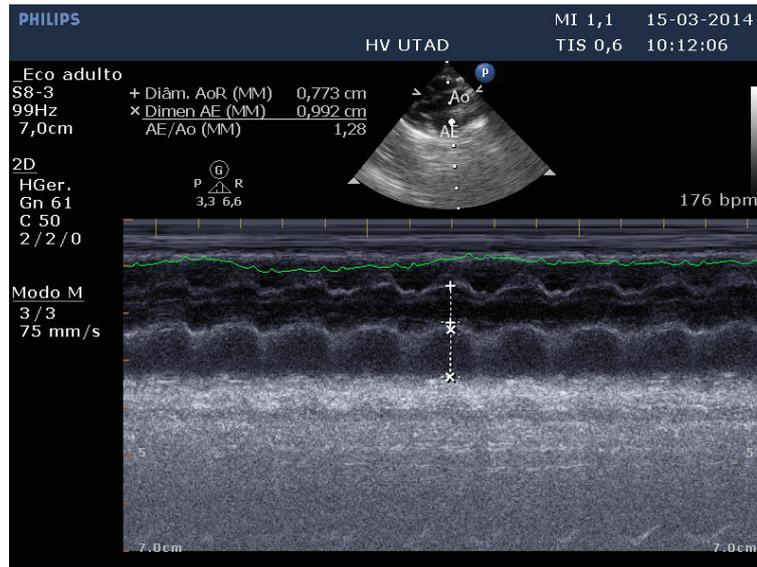
Uma medição consistente da valva mitral, obtida através do modo M, é a distância desde o ponto de máxima abertura da valva mitral (ponto E) e a superfície endocárdica do SIV, no início da sístole ventricular (EPSS, distância da separação entre o septo e o ponto E) e constitui um indicador de enchimento do VE e da sua função, mostrando relação débil com a BSA, o peso e a frequência cardíaca. A distância está aumentada na disfunção sistólica (Bélanger, 2010; Boon, 2011c; Fuentes, 2010).

### **2.3.3. Imagem de raiz aórtica e átrio esquerdo**

Esta imagem obtém-se utilizando a projeção longitudinal paraesternal direita de saída e entrada de fluxo do VE ou a projeção transversal da aorta e VE (Boon, 2011c). Na projeção longitudinal, o cursor é colocado perpendicularmente às paredes aórticas, com a PVE e o SIV perpendiculares um ao outro (Figura 29 e 30) (Bélanger, 2010; Boon, 2011c).



**Figura 29.** Representação esquemática em modo-M ao nível da valva aórtica. O cursor colocado sobre a aorta representa uma imagem da mesma como duas linhas paralelas. O tempo surge no eixo x e a profundidade no eixo y. **(A)** Diástole. **(B)** Sístole. RA, átrio direito. AO, aorta. AOV, valva aórtica. S sístole D diástole (adaptado de Roon, 2011c)



**Figura 30.** Imagem em modo-M da janela paraesternal direita, eixo longitudinal, projeção de saída do ventrículo esquerdo, num gato. AE, átrio esquerdo; Ao, aorta (fotografia gentilmente cedida por HVUTAD).

Na projeção transversal, as três cúspides da valva aórtica devem observar-se de forma simétrica e o cursor deve ser colocado perpendicularmente às paredes aórticas sobre as cúspides, visíveis como uma linha no centro da aorta durante a diástole (Boon, 2011c). Durante a sístole, as cúspides da valva aórtica movem-se rapidamente em direção à respetiva parede, até à ejeção ventricular, criando uma forma de caixa em modo-M (Boon, 2011c; Tobias *et al.*, 2012).

O método mais habitual de medição do AE baseia-se na obtenção de imagens em modo-M na maior medida atrial esquerda, no final da sístole, desde a porção superior da parede aórtica posterior até à porção superior do pericárdio (Bélanger, 2010; Boon, 2011c; Tobias *et al.*, 2012).

As medições bidimensionais do tamanho atrial esquerdo proporcionam informação adicional de valor diagnóstico. Existe uma correlação positiva entre as dimensões aórtica e atrial esquerda em relação ao peso e ao BSA em cães e gatos e é possível utilizar o rácio AE/Ao como indicador do grau de gravidade da dilatação atrial. Este valor é, geralmente, fiável, uma vez que a aorta mantém, normalmente, uma relação fixa com as câmaras. No gato, o intervalo do rácio AE/Ao é entre 0,88 e 1,7 (Bélanger, 2010; Boon, 2011c).

#### 2.3.4. Movimento anular mitral

Este movimento regista-se a partir da projeção apical paraesternal esquerda de quatro câmaras, localizando o cursor de modo-M ao longo do SIV, de forma a permitir a caracterização do movimento do anel (Boon, 2011c).

#### 2.4. Exame ecocardiográfico em modo Doppler espectral

O exame em modo Doppler espectral utiliza planos de imagem que alinham o feixe de som com a direção do fluxo, sendo essencial que este feixe Doppler seja colocado o mais paralelo possível em relação à direção do fluxo (método ângulo-dependente), de forma a obter informação quantitativa precisa em relação à gravidade da regurgitação, bem como obter uma correta medição de pressões (Bélanger, 2010; Boon, 2011c; Fuentes, 2010; Gorgas, 2011).

No Doppler espectral a velocidade é representada num gráfico velocidade-tempo, onde o fluxo sanguíneo que se afasta da sonda é representado abaixo da *baseline* e o que se aproxima acima da *baseline* (Fuentes, 2010).

As projeções apicais permitem a obtenção de informação acerca do fluxo sobre as valvas mitral e aórtica, enquanto os planos longitudinais paraesternais são úteis na avaliação do fluxo sobre a valva pulmonar e tricúspide. Este método permite a determinação de fluxo regurgitante ou presença de lesão estenótica (Bélanger, 2010; Boon, 2011).

O exame Doppler deveria realizar-se no máximo de planos possível assumindo, obrigatoriamente, que é utilizado um aparelho que possua uma sonda de onda pulsátil ou de onda contínua, otimizando o sinal Doppler para a velocidade mais alta (Boon, 2011; Gorgas, 2011). No Doppler de onda pulsátil é obtida uma área de fluxo sanguíneo muito limitada, restringindo a velocidade máxima. Assim, fluxos de elevada velocidade resultam em *aliasing*. No Doppler de onda contínua o fluxo sanguíneo é captado ao longo de todo o comprimento do cursor, permitindo a captação de fluxos de elevada velocidade aumentando, desta forma, a ambiguidade (Bélanger, 2010; Fuentes, 2010).

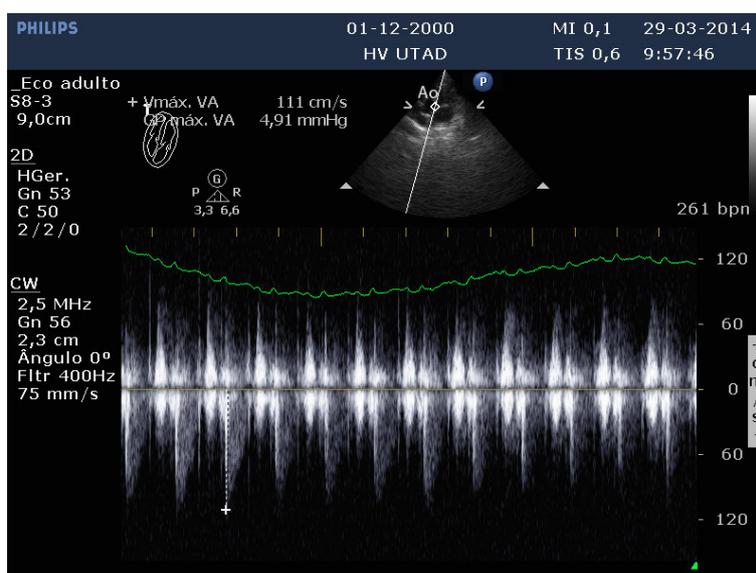
Os intervalos de tempo sistólico medem-se a partir dos perfis de fluxo aórtico e pulmonar. O tempo de fluxo, ou tempo de ejeção dos ventrículos esquerdo e direito mede-se desde o início até ao final do fluxo na linha basal. O tempo de aceleração mede-se desde o início do fluxo até ao ponto de máxima velocidade. O intervalo de relaxamento isovolumétrico mede-se desde o final do fluxo aórtico até ao início do fluxo transmitral (Boon, 2011).



avaliar a valva mitral e o trato de saída ventricular esquerda de forma a detetar presença de movimento sistólico anterior (Côté, 2011).

### 2.4.2. Trajetória do fluxo de saída do ventrículo esquerdo

Para obter este fluxo utiliza-se o plano apical de cinco câmaras. A janela é colocada proximamente à valva aórtica entre o SIV e a abertura anterior da válvula da valva mitral (Figura 32) (Boon, 2011c).



**Figura 32.** Imagem ecográfica da janela paraesternal esquerda, plano apical de cinco câmaras. Utilização do modo Doppler de onda contínua para avaliação do fluxo de saída do ventrículo esquerdo, num gato. Ao, aorta (fotografia gentilmente cedida por HVUTAD).

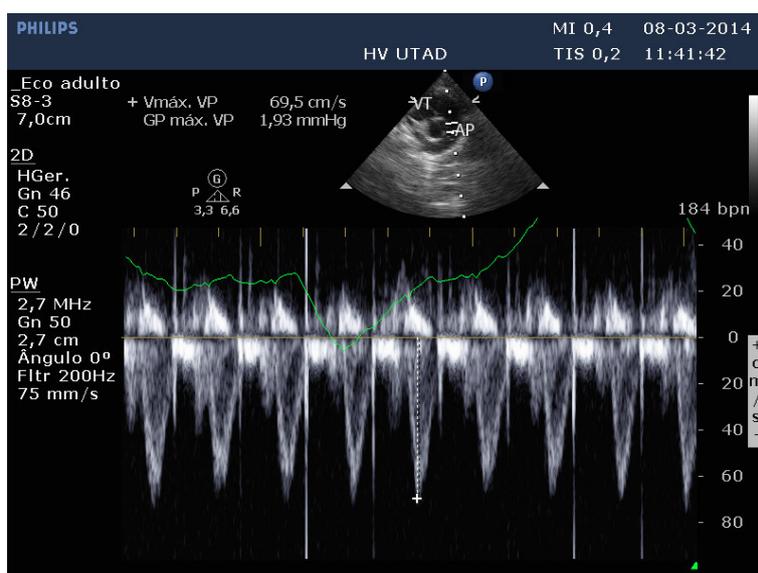
O perfil da trajetória de saída de fluxo é negativo e similar ao fluxo aórtico, com a exceção de que as velocidades são mais lentas (Bélanger, 2010; Boon, 2011c).

### 2.4.3. Fluxo da artéria pulmonar

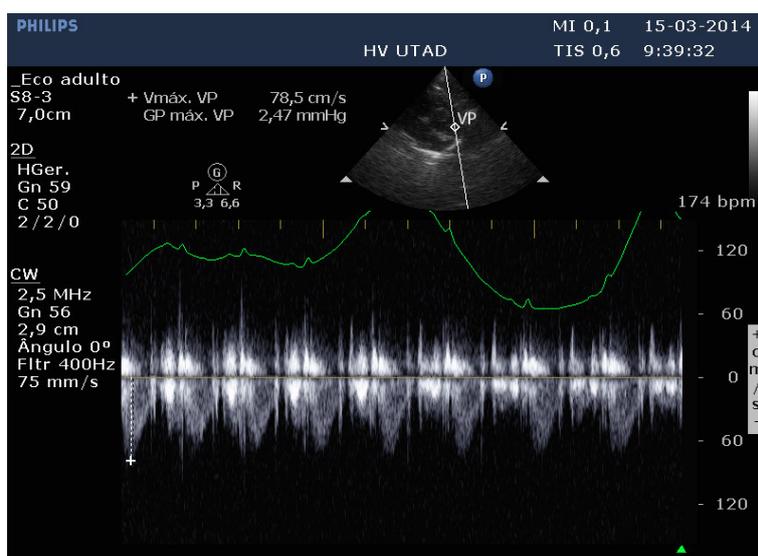
O fluxo pulmonar pode ser obtido a partir da projeção paraesternal direita do VE, visualizando a artéria pulmonar (Figura 33), o plano transversal paraesternal esquerdo, visualizando a aorta e a artéria pulmonar, ou a projeção longitudinal paraesternal esquerda de fluxo de saída do VD. O cursor PW deve ser colocado sobre a artéria pulmonar, distalmente à valva (Figura 34) (Bélanger, 2010; Boon, 2011c).

O perfil de fluxo é negativo e começa a surgir no final do complexo QRS, continuando-se ao longo da onda T. O tempo de aceleração é mais lento em relação à aorta, devido à reduzida resistência valvular, e a velocidade máxima é alcançada a meio da ejeção, dando um aspeto simétrico ao perfil de fluxo (Bélanger, 2010; Boon, 2011c).

A presença de regurgitação pulmonar é normal em cães e, geralmente, não tem significado hemodinâmico. Contudo, a velocidade do jato de regurgitação pode ser útil para avaliação de hipertensão pulmonar, uma vez que o gradiente de pressão ao longo da valva pulmonar dá indicação das pressões arteriais pulmonares diastólicas (Fuentes, 2010).



**Figura 33.** Imagem ecográfica da janela paraesternal direita, eixo transversal na base do coração. Utilização do modo Doppler de onda pulsátil para avaliação do fluxo sobre a valva da artéria pulmonar, num gato. AP, artéria pulmonar; VT, valva tricúspide (fotografia gentilmente cedida por HVUTAD).



**Figura 34.** Imagem ecográfica da janela paraesternal direita, eixo transversal na base do coração. Utilização do modo Doppler de onda contínua para avaliação do fluxo sobre a valva da artéria pulmonar, num gato. VP, valva pulmonar (fotografia gentilmente cedida por HVUTAD).

#### 2.4.4. Trajetória do fluxo de saída do ventrículo direito

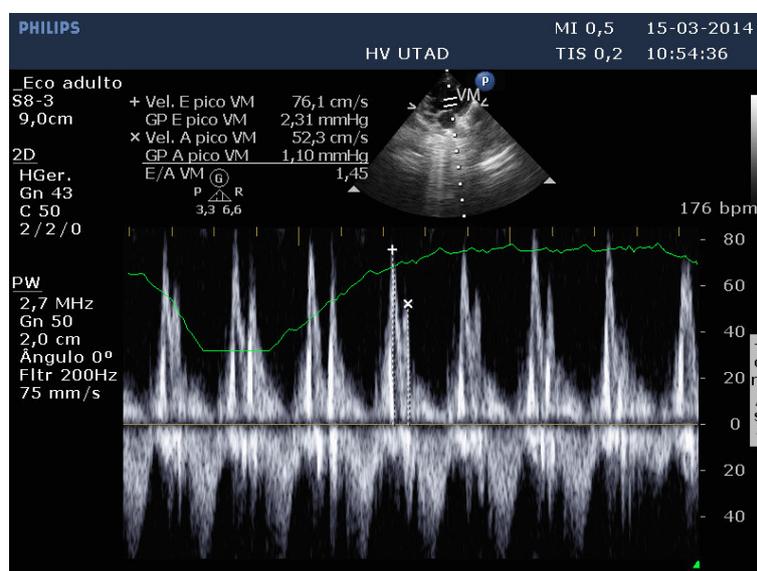
As velocidades do fluxo de saída do VD registam-se a partir de qualquer uma das três projeções utilizadas na avaliação do fluxo da artéria pulmonar. A janela deve ser colocada proximamente à valva pulmonar com a trajetória do fluxo de saída entre a parede ventricular direita e o septo, alinhando o feixe de Doppler com a trajetória de saída, na projeção oblíqua paraesternal direita com o VE e a artéria pulmonar (Boon, 2011c).

O perfil de fluxo de saída do VD é semelhante ao fluxo da artéria pulmonar com a exceção de que no primeiro as velocidades são mais baixas (Boon, 2011c).

#### 2.4.5. Fluxo transmitral

O fluxo de entrada no VE é melhor registado utilizando planos paraesternais esquerdos apicais de quatro e cinco câmaras (Bélanger, 2010; Boon, 2011c; Côté, 2011; Fuentes, 2010).

A janela deve ser colocada nas extremidades das válvulas da valva mitral, quando estas estão abertas (Figura 35) (Boon, 2011c).



**Figura 35.** Imagem ecográfica da janela paraesternal esquerda, plano apical de quatro câmaras. Utilização do modo Doppler de onda pulsátil para avaliação do fluxo transmitral, num gato. VM, valva mitral (fotografia gentilmente cedida por HVUTAD).

O enchimento ventricular rápido corresponde ao pico de velocidade diastólica inicial (pico E). O segundo pico (pico A) ocorre secundariamente à contração atrial e o movimento ascendente ocorre logo após a formação da onda P no traçado eletrocardiográfico.

O fluxo de entrada no VE termina no início da sístole, logo após o início do complexo QRS (Bélanger, 2010; Boon, 2011c; Fuentes, 2010).

A proximidade dos picos E e A depende da frequência cardíaca. Assim, frequências mais altas criam picos mais próximos, podendo mesmo sobrepor-se a frequências superiores a 125 bpm, ocorrendo uma total perda de separação dos picos quando as frequências cardíacas excedem os 200 bpm (Boon, 2011c; Côté, 2011).

O fluxo transmitral reflete o gradiente de pressão instantâneo ao longo da valva mitral. No coração normal, o pico E é normalmente maior que o pico A, criando um rácio E/A superior a 1 (Bélanger, 2010; Boon, 2011c; Fuentes, 2010).

O fluxo transmitral é afetado pela pré-carga, pelo relaxamento miocárdico e pela frequência cardíaca. As alterações de relaxamento afetam o enchimento inicial da câmara ventricular esquerda, enquanto as alterações na elasticidade afetam o enchimento diastólico final do ventrículo (Bélanger, 2010; Boon, 2011c).

Normalmente, o gradiente de pressão (avaliado através da equação de Bernoulli) entre o átrio e o ventrículo ou entre o ventrículo e um grande vaso devia ser aproximadamente zero quando a valva que separa as duas estruturas está aberta. Um aumento no valor do gradiente de pressão sugere obstrução (estenose) entre as duas estruturas (Côté, 2011).

A velocidade do pico E encontra-se aumentada com o aumento da pressão atrial esquerda, com a diminuição da pressão ventricular esquerda, associada a ritmos de relaxamento aumentados e a uma reduzida área valvular mitral. Quanto maior for o volume regurgitante sistólico, maior é o fluxo sanguíneo através da valva mitral durante a diástole. Assim, em regurgitações graves da valva mitral, a velocidade do pico E está aumentada ( $> 1,2$  m/s) (Fuentes, 2010). O enchimento inicial encontra-se diminuído devido a uma baixa pressão atrial, a um ritmo de relaxamento diminuído a uma elasticidade aumentada ou à presença de uma grande área valvular (Boon, 2011c; Fuentes, 2010).

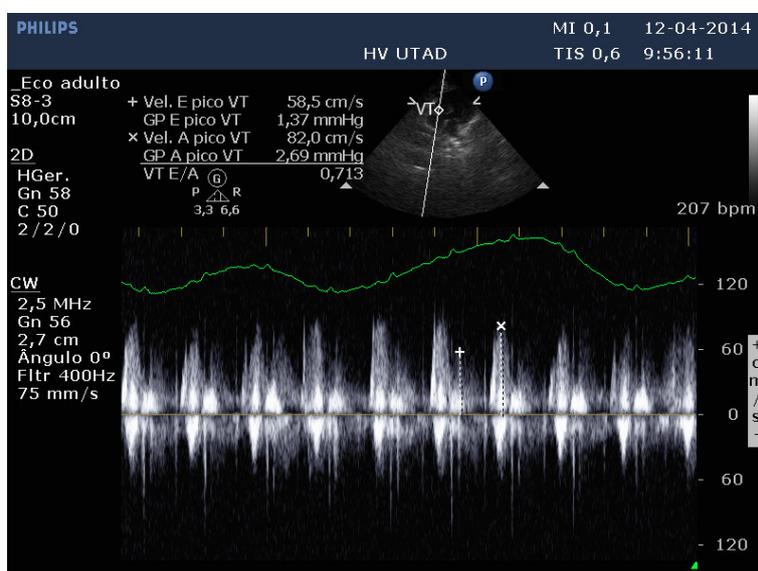
O tempo de desaceleração, no gato, não se altera com a idade, ao contrário do que ocorre no homem onde a velocidade do pico E da valva mitral diminui e a velocidade do pico A aumenta (diminuição do rácio E/A) com a idade. O tempo de desaceleração do pico E da valva mitral e a duração do pico A aumentam com o peso corporal. O género não tem efeito sobre a velocidade do fluxo da valva mitral ou os intervalos de tempo (Boon, 2011c).

### 2.4.6. Fluxo transtricúspide

Uma correta avaliação do fluxo transtricúspide obtém-se utilizando o plano paraesternal esquerdo entre a projeção apical de quatro câmaras e a transversa, ou o plano transversal paraesternal esquerdo da base do coração (Bélanger, 2010; Boon, 2011c).

A janela deve ser colocada na extremidade das válvulas da valva tricúspide quando estas se encontram abertas (Figura 36) (Boon, 2011c).

O perfil do fluxo de entrada do VD é semelhante ao perfil de fluxo de entrada mitral, ocorrendo uma fase de enchimento ventricular rápido (pico E) e uma fase de enchimento associada a contração atrial (pico A) (Figura 37) (Boon, 2011c; Fuentes, 2010).



**Figura 36.** Imagem ecográfica da janela paraesternal esquerda, plano apical de quatro câmaras. Utilização do modo Doppler de onda contínua para avaliação do fluxo transtricúspide, num gato. VT, valva tricúspide (fotografia gentilmente cedida por HVUTAD).

A velocidade de ponta do pico E da valva tricúspide varia com a respiração. A inspiração promove aumento das velocidades máximas de fluxo, sobretudo do pico E, de forma que o rácio E/A aumenta com a inspiração e diminui com a expiração (Boon, 2011c).

As velocidades de fluxo transtricúspide são mais baixas do que as velocidades de fluxo transmitral, devido à reduzida diminuição de pressão entre o AD e o VD quando comparada com a diferença de pressão entre o AE e o VE (Bélanger, 2010; Boon, 2011c; Fuentes, 2010).

A principal importância clínica da regurgitação sobre a valva tricúspide consiste no diagnóstico de hipertensão pulmonar. Apesar de nem sempre estar presente na hipertensão pulmonar, a velocidade do fluxo sanguíneo regurgitante tricúspide permite uma

estimativa da pressão ventricular direita, que é equivalente à pressão arterial pulmonar na ausência de estenose pulmonar (Fuentes, 2010).

#### **2.4.7. Tempo de relaxamento isovolumétrico**

Esta medida, já anteriormente referida, corresponde ao tempo desde o final da ejeção ventricular até à abertura das válvulas da valva mitral e o início do fluxo diastólico ventricular. Durante este período, não há nenhuma alteração no volume, todas as válvulas encontram-se fechadas, a pressão decresce e o miocárdio relaxa. Este tempo é registado através da colocação da janela PW ou cursor CW, nas projeções apicais esquerdas oblíquas modificadas de quatro ou cinco câmaras, na trajetória do fluxo de saída do VE proximamente às válvulas da valva mitral, captando uma porção da ejeção aórtica e do fluxo transmitral (Boon, 2011d).

### **2.5. Testes da função sistólica**

A função sistólica do coração depende de fatores como a pré-carga, a pós-carga, a contratilidade, a distensibilidade, a contração coordenada e a frequência cardíaca. A excitação, o hipertiroidismo, a administração de fármacos, as alterações no estado de hidratação, a viscosidade sanguínea e a pressão sanguínea afetam a função sistólica (Boon, 2011d; Côté, 2011).

A pré-carga corresponde à força de estiramento do miocárdio e depende da quantidade de sangue que permite a distensão dos ventrículos no final da diástole. Assim, quanto maior o estiramento, maior é a força de contração (Lei de Starling) (Boon, 2011d; Pariaut, 2011).

A pós-carga é a força que o ventrículo tem de exercer para contrariar a resistência vascular periférica. Normalmente, o coração hipertrofia-se em resposta ao aumento da pré-carga para normalizar o stresse da parede (Boon, 2011d; Pariaut, 2011). O aumento da pressão sistémica ou pulmonar, a vasoconstrição e a obstrução do fluxo ventricular, promovem o aumento da pós-carga no lado esquerdo ou lado direito do coração, respetivamente. O padrão de hipertrofia compensatória é concêntrico (Boon, 2011d).

A fração de encurtamento (FS) do VE, calculada utilizando o modo-M a partir do plano transversal paraesternal direito entre os músculos papilares ou do eixo longo paraesternal direito abaixo da valva mitral, corresponde à medição ecocardiográfica mais habitual da função ventricular esquerda. Esta é uma medida de função, não de contratilidade

e é afetada pela pré-carga, pós-carga e contratilidade (Boon, 2011d; Pariaut, 2011; Tobias *et al.*, 2012).

A FS calcula-se a partir da dimensão sistólica e dimensão diastólica ventricular esquerda (Boon, 2011d; Tobias *et al.*, 2012):

$$FS = \frac{LVd - LVs}{LVd} \times 100$$

onde LVd é a dimensão diastólica ventricular esquerda e LVs a dimensão sistólica ventricular esquerda.

A FS não está relacionada com o género, com a superfície corporal nem com o peso, no entanto, varia em função da espécie e da raça. No gato, é considerado normal um valor de FS compreendido entre 40% e 60% (Tobias *et al.*, 2012). Os gatos com cardiomiopatia hipertrófica apresentam valores de FS aumentados. No entanto, em muitos casos de hipertrofia moderada e/ou regional, não difusa, as frações de encurtamento podem apresentar-se normais (Côté, 2011).

A fração de ejeção e o índice de volume endosistólico ou o índice de volume diastólico final são determinações realizadas a partir do modo-M, como valores de correlação. Existem estudos que demonstram uma elevada correlação entre os volumes derivados do modo-M e o rendimento cardíaco quando se utiliza o método Teicholz em humanos e em cães normais (Anexo 1) (Lang *et al.*, 2006). No entanto, este método baseia-se na aceitação de que a câmara ventricular esquerda é uma elipse tornando-o, assim, impreciso quando existe sobrecarga de volume com consequente alteração na geometria da câmara ventricular esquerda, pois sobrestima o volume em comparação com os métodos que utilizam imagens bidimensionais (Boon, 2011d; Ghanem *et al.*, 2006; Lang *et al.*, 2006; Tobias *et al.*, 2012). Foram propostas ecocardiografias 2D e 3D como a tecnologia ideal para avaliação da massa e função ventricular esquerda em modelos com ventrículos de forma assimétrica e modelos com enfarte cardíaco no cão (Gao *et al.*, 2000; Dawson *et al.*, 2004; Ghanem *et al.*, 2008), nomeadamente a ecografia de alta resolução que permite a caracterização dos bordos de cicatriz nos modelos com enfarte cardíaco e avaliação da função ventricular regional (Ghanem *et al.*, 2008). As reduzidas dimensões do coração felino proporcionam pouca margem de erro no que respeita à correlação entre o método de Teicholz (modo-M) e o método de avaliação do volume ventricular utilizando imagens bidimensionais (Boon, 2011d).

Os intervalos de tempo sistólico, correspondentes ao período de pré-ejeção ventricular esquerda (PEP), ao tempo de ejeção ventricular esquerda (LVET), à velocidade de encurtamento circunferencial (VCF) e ao rácio LVET/PEP, são melhores indicadores da função sistólica ventricular esquerda do que a FS. No entanto, estes são indicadores de função e não de contratilidade esquerda, encontrando-se afetados pela pré-carga, pós-carga

e contratilidade. Assim, uma pós-carga aumentada causa um aumento do rendimento cardíaco, promovendo aumento do PEP e do LVET e, no caso de aumento da pré-carga, ocorre redução do PEP e aumento do LVET pelo aumento da contratilidade (Boon, 2011d; Côté, 2011; Tobias *et al.*, 2012). A avaliação destes parâmetros não é frequente em cardiologia felina, uma vez que não está ainda provado que forneçam informação clínica importante (Côté, 2011).

O índice de atividade miocárdica, ou índice de Tei, é um índice de função miocárdica global e inclui os intervalos de tempo sistólico e diastólico. Este índice está correlacionado com a função sistólica e diastólica do ventrículo direito e esquerdo em cães e gatos (Boon, 2011d).

## **2.6. Testes da função diastólica**

A função diastólica normal permite um apropriado enchimento cardíaco com uma pressão de enchimento normal. O aumento da resistência ao enchimento e o aumento da pressão de enchimento do ventrículo esquerdo promovem disfunção diastólica (Boon, 2011d; Tobias *et al.*, 2012). No gato a maioria das doenças promove disfunção diastólica (Côté, 2011).

Os parâmetros de avaliação da função diastólica são o relaxamento muscular, a contração atrial, a fase de enchimento e a elasticidade das estruturas cardíacas, incluindo o saco pericárdico (Boon, 2011d; Tobias *et al.*, 2012).

Um relaxamento miocárdico anómalo, que ocorre nos animais com hipertensão ou com cardiomiopatia hipertrófica, promove diminuição na velocidade do pico E, aumento da velocidade do pico A, diminuição do rácio E:A e aumento do tempo de desaceleração e do tempo de relaxamento isovolumétrico (disfunção diastólica de grau 1). A presença de pressão atrial esquerda elevada conduz ao padrão de enchimento restritivo (velocidade de onda E mais elevada e aumento do rácio E:A) constituindo este parâmetro um dos indicadores mais específicos de elevação da pressão de enchimento ventricular e permitindo categorizar a disfunção diastólica em grau 2, 3 ou 4. O enchimento ventricular esquerdo numa câmara rígida não elástica, como nos casos de hipertrofia restritiva ou cardiomiopatia isquémica, produz um grande aumento da pressão ventricular esquerda por unidade de volume (Boon, 2011d; Bright *et al.*, 1999).

A utilização do modo Doppler de onda pulsátil, TDI ou as curvas volume-tempo derivadas de ecocardiografia em 4D permitem a avaliação da função diastólica (Côté, 2011; Schafers *et al.*, 2011).



## **CAPÍTULO II – OBJETIVOS**

A crescente procura de exames de avaliação cardíaca médico-veterinários para o diagnóstico e o controlo de doença cardíaca, e para o despiste precoce de doenças cardiovasculares nos animais de companhia, conduz à necessidade de um melhor conhecimento e formação especializada por parte dos profissionais de saúde animal. É emergente a uniformização de protocolos de técnicas complementares de diagnóstico e a obtenção de valores de referência fidedignos para cada espécie e, sobretudo, para cada raça, relativamente aos mais variados exames, nomeadamente a ecocardiografia.

Assim, o objetivo principal deste trabalho é a obtenção de valores de referência para os parâmetros ecocardiográficos realizados em modo bidimensional, modo-M e modo Doppler espectral e contínuo, na raça Persa. Para isso, estabeleceram-se objetivos mais específicos:

- Determinar os valores de referência para os parâmetros ecocardiográficos em modo bidimensional, modo-M e modo Doppler espectral pulsátil e contínuo em gatos adultos, da raça Persa, saudáveis e não sedados;
- Comparar os valores obtidos para os diferentes parâmetros ecocardiográficos estudados com os dados existentes na literatura para gatos adultos e não sedados de outras raças de gatos;
- Estabelecer uma correlação entre os valores para os parâmetros ecocardiográficos avaliados no plano longitudinal e no plano transversal, em modo-M e em modo bidimensional.



## **CAPÍTULO III - MATERIAIS E MÉTODOS**

### **1. Caracterização da amostra**

A população em estudo é constituída por vinte gatos de raça Persa (Tabela 1), exclusivamente *indoor* e com alimentação comercial. Quinze dos gatos representados foram testados para PKD – Doença Renal Poliquística (*Animal DNA Laboratory – Australia*), com resultados negativos. Os restantes cinco gatos não foram testados.

Os gatos foram observados no Hospital Veterinário da Universidade de Trás-os-Montes e Alto Douro. Em primeiro lugar foi realizada a anamnese, tendo-se constatado que nenhum animal apresentava história de doença cardíaca ou sistémica e nenhum estava a ser submetido a medicação com potencial cardiotoxico (ex. doxorrubicina). Além disso, apenas um gato apresentava doença concorrente (doença degenerativa neurológica) sem sinais de manifestação sistémica e estava a ser medicado com vitaminas E, de complexo B e selénio.

Em seguida, foram submetidos, sem sedação, a medição de pressão arterial sistólica, a um exame físico (estado mental, estado de hidratação, avaliação das membranas mucosas, temperatura retal, avaliação ganglionar, auscultação pulmonar e cardíaca, medição da frequência cardíaca e frequência respiratória, avaliação da frequência e qualidade do pulso femoral e palpação abdominal para pesquisa de organomegalia e presença de massas intracavitárias), a uma avaliação da condição corporal de acordo com o Sistema de Condição Corporal (Mawby *et al.*, 2001), a uma avaliação ecocardiográfica, a colheita de sangue para avaliação de hematócrito, proteínas totais e mensuração sérica da hormona T4 e a avaliação radiográfica torácica (projeção latero-lateral direita e projeção ventro-dorsal).

### **2. Critérios de inclusão**

Foram incluídos no estudo gatos de raça Persa, machos e fêmeas, com idade superior a 1 ano e inferior a 12 anos, saudáveis e de interior.

### **3. Critérios de exclusão**

Foram considerados critérios de exclusão a presença de sinais óbvios de stresse, a deteção de alterações no ritmo cardíaco, nomeadamente a presença de bloqueios atrioventriculares, a presença de doença respiratória (vias aéreas e/ou pulmonares) detetável à auscultação e exame radiográfico torácico (projeção lateral direita e ventro-dorsal), a deteção de alterações morfológicas valvulares, de insuficiência valvular hemodinamicamente

significativa ou de doença cardíaca congênita, a presença de doença endócrina (hipertireoidismo), de feocromocitoma, de insuficiência renal crônica, de obesidade, de neoplasia, de manifestações clínicas de doença sistêmica (animais com anemia ou em estado de desidratação podem apresentar alterações ao exame ecocardiográfico, nomeadamente diminuição do tamanho das câmaras cardíacas) e dos casos com historial de administração de medicamentos com potencial cardiotoxico.

Tendo em conta os critérios de exclusão acima referidos, foram excluídos do estudo três gatos. Dois gatos foram excluídos por deteção, durante o exame ecocardiográfico, de doença cardíaca (cardiomiopatia hipertrófica e defeito do septo interventricular) e um foi excluído por se apresentar em stresse, tornando impossível a realização do exame físico e dos exames complementares.

#### 4. Exame ecocardiográfico

Os exames ecocardiográficos foram realizados com o aparelho Koninklijke Philips Electronics N.V. (modelo 2012 e sistema de US Cx – 30) e com o transdutor S8-3 (Figura 38). Foram feitas mensurações em modo 2-D, modo-M e modo Doppler de acordo com as orientações da *American Society of Echocardiography* e incluíram a avaliação do diâmetro interno do ventrículo esquerdo, espessura do septo interventricular e espessura da parede ventricular esquerda livre em diástole (DVE<sub>d</sub>, SIV<sub>d</sub>, PVE<sub>d</sub>) e em sístole (DVE<sub>s</sub>, SIV<sub>s</sub>, PVE<sub>s</sub>), dimensão da aorta e do átrio esquerdo, dimensão do tronco pulmonar, avaliação do fluxo transmitral, transtricúspide, pulmonar e aórtico e avaliação do volume de ejeção.



**Figura 37.** Imagem de aparelho ecográfico (fotografia gentilmente cedida por HVUTAD).

## 5. Análise de dados

Após a realização do exame físico, exames analíticos e ecocardiográficos, os animais foram numerados de 1 a 20 e procedeu-se à análise dos dados.

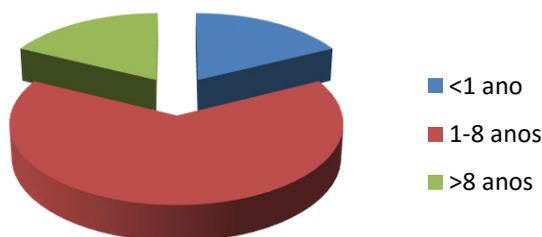
Para a análise e interpretação dos dados foi realizado um estudo estatístico descritivo (frequência absoluta, frequência relativa e média) através do programa Microsoft Excel 2010 (Vittinghoff *et al.*, 2005; Daniel, 2009; Samuels *et al.*, 2012). O teste *t* de dupla amostra foi utilizado para estabelecer uma comparação entre os valores obtidos para os diferentes parâmetros ecocardiográficos estudados com os dados existentes na literatura para gatos adultos e não sedados de outras raças de gatos (Samuels *et al.*, 2012). O teste pareado (teste Wilcoxon) e a análise de regressão linear com análise gráfica foram realizados para avaliar a correlação entre os valores para os parâmetros ecocardiográficos avaliados no eixo longitudinal e no eixo transversal, em modo-M e em modo bidimensional, sendo estabelecido um nível de confiança de  $p < 0,05$  (Samuels *et al.*, 2012).



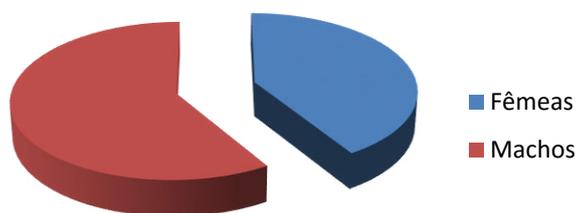
## CAPÍTULO IV – RESULTADOS

### 1. Caracterização da população em estudo

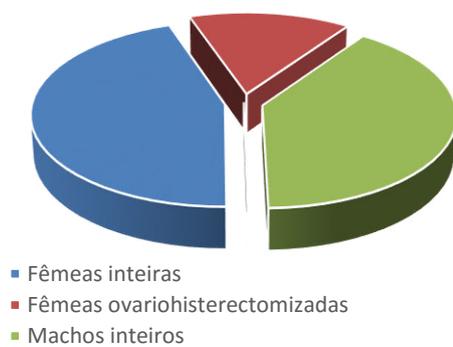
A população em estudo é constituída por vinte gatos de raça Persa, com idades compreendidas entre um e doze anos (Gráfico 1), dos quais oito são machos e doze são fêmeas (Gráfico 2). Todos os machos são inteiros e três das fêmeas representadas foram submetidas a ovariosterectomia (Gráfico 3). Foi feita uma descrição dos animais incluídos no estudo de acordo com o género, o peso, a superfície corporal e a idade (Tabela 3). Três gatos foram excluídos do estudo. Dois por deteção, durante o exame ecocardiográfico, de doença cardíaca (cardiomiopatia hipertrófica e defeito de septo interventricular) e um por stress. Foram incluídos no estudo dezassete gatos.



**Gráfico 1.** Distribuição dos animais por grupo etário.



**Gráfico 2.** Distribuição dos animais por género.



**Gráfico 3.** Distribuição dos animais por estado reprodutivo.

**Tabela 3.** Descrição dos animais incluídos no estudo, de acordo com o género, o peso, a superfície corporal e a idade.

<b>Animal</b>	<b>Género</b>	<b>Peso (Kg)</b>	<b>Superfície corporal (m<sup>2</sup>)</b>	<b>Idade (anos)</b>
<b>1</b>	Masculino	3,65	0,231	1
<b>2</b>	Masculino	4,95	0,292	1
<b>3</b>	Feminino	2,9	0,208	1
<b>4</b>	Masculino	3,4	0,231	4
<b>5</b>	Feminino	2,25	0,184	3
<b>6</b>	Feminino	2,35	0,184	2
<b>7</b>	Masculino	3,25	0,231	1
<b>9</b>	Masculino	3,8	0,252	3
<b>10</b>	Feminino	3,6	0,231	4
<b>11</b>	Feminino	3,65	0,231	13
<b>12</b>	Feminino	2,75	0,208	9
<b>13</b>	Feminino	3,1	0,208	7
<b>14</b>	Feminino	2,2	0,163	6
<b>15</b>	Masculino	2,5	0,184	1
<b>16</b>	Feminino	2,2	0,163	4
<b>17</b>	Masculino	2,9	0,208	3
<b>20</b>	Feminino	2,7	0,208	3

Avaliação da superfície corporal de acordo com Mawby *et al.* (2001). Kg, quilogramas; m<sup>2</sup>, metro ao quadrado.

A pressão arterial sistólica foi aferida através do método de Doppler, não invasivo (Huntleigh Vettex Duo) de acordo com a Declaração de Consenso ACVIM (2007). O manguito foi selecionado de acordo com a largura do mesmo (Trimline Medical Products Tempa-Kuff nº 2), correspondendo a aproximadamente 40% da circunferência do membro na região do terço médio rádio cúbito (Brown *et al.*, 1998). Foi aplicado gel condutor e o transdutor foi posicionado entre o carpo e o metacarpo sobre a artéria palmar. Foram realizadas cinco mensurações consecutivas, excluindo-se a de valor mais alto e a de valor mais baixo para o cálculo de média aritmética dos restantes valores, considerada como valor final (Tabela 4).

**Tabela 4.** Valores de pressão arterial sistólica e de frequência cardíaca obtidos através do método de Doppler em gatos de raça Persa incluídos no estudo. Todos os valores obtidos encontram-se dentro do intervalo de referência para a espécie.

<b>Animal</b>	<b>PAS (mmHg) Valores obtidos</b>	<b>Frequência cardíaca (bpm)</b>
<b>1</b>	105	170
<b>2</b>	148	160
<b>3</b>	118	160
<b>4</b>	160	240
<b>5</b>	160	160
<b>6</b>	118	200
<b>7</b>	136	200
<b>9</b>	125	200
<b>10</b>	115	240
<b>11</b>	160	200
<b>12</b>	155	240
<b>13</b>	120	160
<b>14</b>	130	160
<b>15</b>	150	160
<b>16</b>	85	140
<b>17</b>	160	200
<b>20</b>	100	240

PAS, pressão arterial sistólica; bpm, batimentos por minuto; mmHg, milímetros de mercúrio. Valores de referência: 162±19 mmHg (Sparkes *et al.*,1999).

A colheita de sangue foi realizada por punção da veia cefálica (direita ou esquerda) sendo obtidos dois mililitros de sangue, dos quais zero vírgula cinco foram colocados em tubo de heparina para avaliação de hematócrito e de sólidos totais, e os restantes um vírgula cinco mililitros foram colocados em tubo seco com gel catalisador para mensuração sérica da hormona T4 (Tabela 5). Os exames analíticos (hematócrito e sólidos totais) foram realizados no Laboratório de Análises Clínicas do Hospital Veterinário da UTAD. Os exames analíticos de mensuração sérica da hormona T4 foram realizados no Laboratório INNO.

Os exames radiográficos foram realizados no aparelho Philips Optimus Rad. A avaliação da silhueta cardíaca foi feita através do método *Vertebral Heart Size* (VHS), descrito por Buchanan (2000).

**Tabela 5.** Valores de hematócrito, proteínas totais e T4 obtidos por avaliação sérica nos gatos de raça Persa incluídos no estudo e intervalo de confiança.

Animal	Hematócrito (%)		Proteínas totais (g/dl)		Concentração sérica T4 (ug/dl)	
	Valores obtidos	Valores referência	Valores obtidos	Valores referência	Valores obtidos	Valores referência
1	35	37-55	7	5,0-7,5	1,7	0,8-4,0
2	52,8	37-55	8,4	5,0-7,5	1,1	0,8-4,0
3	38,9	37-55	7,2	5,0-7,5	1,4	0,8-4,0
4	45,9	37-55	7,2	5,0-7,5	1,8	0,8-4,0
5	44,7	37-55	8,8	5,0-7,5	2,1	0,8-4,0
6	44,3	37-55	7,4	5,0-7,5	2,2	0,8-4,0
7	47,3	37-55	8	5,0-7,5	2,1	0,8-4,0
9	41,6	37-55	7,2	5,0-7,5	1,5	0,8-4,0
10	37,8	37-55	6,8	5,0-7,5	1,6	0,8-4,0
11	33,3	37-55	7,4	5,0-7,5	1,7	0,8-4,0
12	29,5	37-55	7,6	5,0-7,5	1,1	0,8-4,0
13	35,7	37-55	7,8	5,0-7,5	1,8	0,8-4,0
14	33	37-55	6,4	5,0-7,5	2,0	0,8-4,0
15	40,7	37-55	6,4	5,0-7,5	1,9	0,8-4,0
16	38,4	37-55	7,2	5,0-7,5	2,2	0,8-4,0
17	40,3	37-55	6,8	5,0-7,5	2,6	0,8-4,0
20	40	37-55	6,4	5,0-7,5	2,0	0,8-4,0

%, percentagem; g/dl, gramas por decilitro; ug/dl, microgramas por decilitro; T4, tiroxina.

## 2. Dados ecocardiográficos

Na tabela 6 são apresentados a média, o desvio-padrão e o intervalo de referência dos parâmetros ecocardiográficos estudados em modo bidimensional e modo-M, no plano longitudinal e transversal.

**Tabela 6.** Estatística descritiva (valores médios e desvio-padrão) e intervalo de referência para os parâmetros ecocardiográficos em modo bidimensional e em modo-M obtidos no plano longitudinal e no plano transversal de gatos de raça Persa incluídos no estudo (nível de confiança de 95%).

Parâmetro	Plano longitudinal			Plano transversal		
	n	Média ± DP	Intervalo referência	n	Média ± DP	Intervalo referência
<b>AE (cm)</b>	15	0,96±0,07	0,81-1,12	15	0,94±0,1	0,78-1,12
<b>Ao (cm)</b>	15	0,7±0,11	0,46-0,85	15	0,82±0,1	0,62-1,01
<b>AE:Ao</b>	15	1,4±0,25	1,14-2,11	15	1,17±0,23	0,87-1,81
<b>SIVd (cm)</b>	14	0,57±0,15	0,33-0,84	14	0,62±0,18	0,4-0,91
<b>SIVs (cm)</b>	14	0,7±0,14	0,46-1,0	14	0,68±0,18	0,44-1,0
<b>DVED (cm)</b>	14	1,24±0,14	0,1-1,4	14	1,35±0,23	1,05-1,71
<b>DVEs (cm)</b>	14	0,56±0,2	0,31-1,0	14	0,69±0,20	0,43-1,03
<b>PVEd (cm)</b>	14	0,5±0,11	0,3-0,72	14	0,44±0,1	0,28-0,65
<b>PVEs (cm)</b>	14	0,74±0,18	0,34-1,05	15	0,66±0,14	0,48-0,94
<b>FS (%)</b>	13	55,7±14,1	30,4-75	13	48,3±15,4	14,6-70,7

AE, átrio esquerdo; Ao, aorta; AE/Ao, rácio átrio esquerdo e aorta; SIV, espessura do septo interventricular; DVE, diâmetro do ventrículo esquerdo; PVE, espessura da parede ventricular esquerda livre; d, diástole; s, sístole; FS, fração de encurtamento; DP, desvio-padrão; n, número de indivíduos; Kg, quilogramas; FC, frequência cardíaca; bpm, batimentos por minuto.

A média e o desvio-padrão para os parâmetros ecocardiográficos em modo Doppler espectral pulsátil e contínuo são apresentados na tabela 7.

**Tabela 7.** Estatística descritiva (valores médios e desvio-padrão) e intervalo de referência para os parâmetros ecocardiográficos em modo Doppler espectral pulsátil e contínuo de gatos de raça Persa incluídos no estudo (nível de confiança de 95%).

<b>Parâmetro</b>	<b>n</b>	<b>Persa Média±DP n = 17</b>	<b>Intervalo referência</b>
<b>AoV (m/seg)</b>	17	0,96±0,28	1,1±0,2
<b>APV (m/seg)</b>	17	0,87±0,22	0,9±0,2
<b>MVE (m/seg)</b>	17	0,68±0,19	0,7±0,1
<b>MVA (m/seg)</b>	17	0,65±0,28	0,5±0,1
<b>E:A</b>	17	1,18±0,38	1,5±0,3
<b>Peso (Kg)</b>	3,03±0,7		
<b>Idade</b>	1 ano - 12 anos		

AoV, velocidade máxima de fluxo sobre valva da artéria aorta; APV, velocidade máxima de fluxo sobre valva da artéria pulmonar; MV, valva mitral; E, velocidade máxima de pico E; A, velocidade máxima de pico A; DP, desvio-padrão; n, número de indivíduos; Kg, quilogramas; m/seg, metros por segundo.

A média e o desvio-padrão para os parâmetros ecocardiográficos em modo bidimensional e modo-M em gatos adultos, no plano longitudinal e transversal, da raça Persa foram comparados com valores de referência para os mesmos parâmetros em gatos adultos saudáveis e não sedados de outras raças (Genérico) (Tabela 8). Não foram comparados os parâmetros diâmetro atrial esquerdo e diâmetro da aorta em eixo transversal.

**Tabela 8.** Estatística descritiva (valores médios e desvio-padrão) para os parâmetros ecocardiográficos em modo bidimensional e em modo-M obtidos no plano longitudinal e no plano transversal de gatos de raça Persa incluídos no estudo (nível de confiança de 95%) e Genérico (DeMadron *et al.*, 1985).

Parâmetro	Persa				Genérico		
	n	Longitudinal Média±DP	n	Transversal Média±DP	n	Longitudinal Média±DP	Transversal Média±DP
<b>AE (cm)</b>	15	0,96±0,07	15	0,94±0,1	7	1,21±0,1	-----
<b>Ao (cm)</b>	15	0,7±0,11	15	0,82±0,1	7	0,75±0,08	-----
<b>SIVd (cm)</b>	14	0,57±0,15	14	0,62±0,18	7	0,34±0,05	0,36±0,06
<b>SIVs (cm)</b>	14	0,7±0,14	14	0,68±0,18	7	0,56±0,05	0,56±0,07
<b>DVEd (cm)</b>	14	1,24±0,14	14	1,35±0,23	7	1,21±0,12	1,37±0,15
<b>DVEs (cm)</b>	14	0,56±0,2	14	0,69±0,2	7	0,77±0,16	0,82±0,16
<b>PVEd (cm)</b>	14	0,5±0,11	14	0,44±0,1	7	0,36±0,05	0,32±0,04
<b>PVEs (cm)</b>	14	0,74±0,18	15	0,66±0,14	7	0,6±0,06	0,52±0,07
<b>FS (%)</b>	13	55,7±14,1	14	48,3±15,4	7	30±10	40±8
<b>Peso (Kg)</b>	17	3,03±0,7	7	3,03±0,7	7	3,2±0,64	3,2±0,64
<b>FC (bpm)</b>	17	193,5±35,5	7	193,5±35,5	7	188,6±30	188,6±30

AE, átrio esquerdo; Ao, aorta; AE/Ao, rácio átrio esquerdo e aorta; SIV, espessura do septo interventricular; DVE, diâmetro do ventrículo esquerdo; PVE, espessura da parede ventricular esquerda livre; FS, fração de encurtamento; d, diástole; s, sístole; DP, desvio-padrão; L, longitudinal; T, transversal; n, número de indivíduos; Kg, quilogramas; cm, centímetros; FC, frequência cardíaca; bpm, batimentos por minuto.

Foi feito um estudo da relação entre os valores obtidos em modo bidimensional e em modo-M para os diferentes parâmetros ecocardiográficos estudados em gatos de raça Persa com os dados existentes na literatura para gatos adultos e não sedados de outras raças (Genérico), utilizando o teste *t* de dupla amostra. Os resultados encontram-se expressos na Tabela 9.

**Tabela 9.** Teste *t* de dupla amostra para comparação de valores de parâmetros ecocardiográficos entre diferentes raças: Persa e Genérico. Os valores que se encontram entre o intervalo -2,2281 e 2,2281 indicam que a hipótese nula foi aceita para os parâmetros correspondentes. Os valores que se encontram entre o intervalo -3,1693 e -2,2281 e entre o intervalo 2,2281 e 3,1693 indicam que a hipótese nula foi rejeitada com probabilidade inferior a 0,05. Os valores inferiores a -3,1693 ou superiores a 3,1693 indicam que a hipótese nula foi rejeitada com probabilidade inferior a 0,01.

Parâmetro	t			
	Persa/Genérico			
	Longitudinal		Transversal	
	p	Valor obtido	p	Valor obtido
<b>AE (cm)</b>	p <0,01	-6,811	-----	-----
<b>Ao (cm)</b>	p >0,05	-1,072	-----	-----
<b>SIVd (cm)</b>	p <0,01	3,906	p <0,01	3,679
<b>SIVs (cm)</b>	p <0,05	2,538	p >0,05	1,683
<b>DVEd (cm)</b>	p >0,05	0,484	p >0,05	-0,208
<b>DVEs (cm)</b>	p <0,05	-2,409	p >0,05	-1,491
<b>PVEd (cm)</b>	p <0,01	3,176	p <0,01	3,024
<b>PVEs (cm)</b>	p >0,05	1,981	p <0,05	2,482
<b>FS (%)</b>	p <0,05	2,766	p >0,05	1,327

AE, átrio esquerdo; Ao, aorta; AE/Ao, rácio átrio esquerdo e aorta; SIV, espessura do septo interventricular; DVE, diâmetro do ventrículo esquerdo; PVE, espessura da parede ventricular esquerda livre; FS, fração de encurtamento; d, diástole; s, sístole.

A análise dos valores indica diferenças significativas ( $p < 0,05$ ) entre os valores obtidos de gatos de raça Persa e Genérico para os parâmetros diâmetro do átrio esquerdo em plano longitudinal, septo interventricular em diástole em plano longitudinal, septo interventricular em diástole em plano transversal, parede ventricular esquerda livre em diástole em plano longitudinal, parede ventricular esquerda livre em diástole em plano transversal, septo interventricular em sístole em plano longitudinal, parede ventricular esquerda livre em sístole em plano transversal, diâmetro interno ventricular esquerdo em sístole em plano longitudinal e fração de encurtamento em plano longitudinal.

Os valores para os parâmetros ecocardiográficos em modo espectral pulsátil e contínuo em gatos adultos da raça Persa, saudáveis e não sedados são apresentados em comparação com valores de referência para os mesmos parâmetros em gatos adultos saudáveis e não sedados de outras raças (Doméstico de Pêlo Curto e Maine Coon) (Tabela 10). Não foram comparados os parâmetros velocidade de pico E e de pico A da valva tricúspide (E:A (T)), volume do ventrículo esquerdo em diástole (VEd) e em sístole (VEs), fração de ejeção (FE) e rácio entre velocidade de fluxo sobre valva pulmonar e valva aórtica (AP/Ao).

**Tabela 10.** Estatística descritiva (valores médios e desvio-padrão) para os parâmetros ecocardiográficos obtidos através de mensurações em modo Doppler espectral pulsátil e contínuo em gatos de raça Persa incluídos no estudo, raça Doméstico de Pêlo Curto e raça Maine Coon (Chetboul *et al.*, 2006).

Parâmetro	Persa	Genérico	DPC	Maine Coon
	Média±DP (n = 17)	Média±DP (n = 100)	Média±DP (n = 31)	Média±DP (n = 51)
<b>AoV (m/seg)</b>	0,96±0,28	1,1±0,2	1,1±0,2	1,1±0,2
<b>APV (m/seg)</b>	0,87±0,22	0,9±0,2	0,8±0,2	1,0±0,2
<b>MVE (m/seg)</b>	0,68±0,19	0,7±0,1	0,7±0,1	0,7±0,1
<b>MVA (m/seg)</b>	0,65±0,28	0,5±0,1	0,5±0,1	0,5±0,1
<b>E:A</b>	1,18±0,38	1,5±0,3	1,4±0,3	1,5±0,4

AoV, velocidade máxima de fluxo sobre valva da artéria aorta; PAV, velocidade máxima de fluxo sobre valva da artéria pulmonar; MV, valva mitral; E, velocidade máxima de pico E; A, velocidade máxima de pico A; DP, desvio-padrão; n, número de indivíduos; Kg, quilogramas; m/seg, metros por segundo.

Foi feito um estudo da relação entre os valores obtidos em modo Doppler espectral pulsátil e contínuo para os diferentes parâmetros ecocardiográficos estudados em gatos de raça Persa com os dados existentes na literatura para gatos adultos e não sedados de outras raças (Doméstico de Pêlo Curto e Maine Coon), utilizando o teste *t* de dupla amostra (Tabela 11).

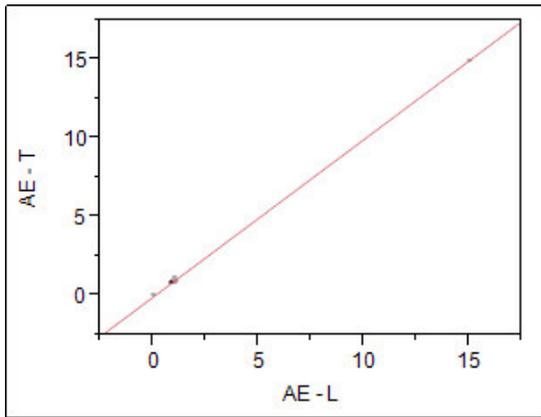
**Tabela 11.** Teste *t* de dupla amostra para comparação de valores de parâmetros ecocardiográficos entre diferentes raças de gatos. Os valores que se encontram entre o intervalo -2,2281 e 2,2281 indicam que a hipótese nula foi aceite para os parâmetros correspondentes. Os valores que se encontram entre o intervalo -3,1693 e -2,2281 e entre o intervalo 2,2281 e 3,1693 indicam que a hipótese nula foi rejeitada com probabilidade inferior a 0,05. Os valores inferiores a -3,1693 ou superiores a 3,1693 indicam que a hipótese nula foi rejeitada com probabilidade inferior a 0,01.

Parâmetro	t Persa/Genérico		t Persa/DPC		t Persa/Maine Coon	
	p	Valor obtido	p	Valor obtido	p	Valor obtido
<b>AoV</b> (m/seg)	p <0,05	- 2,506	p >0,05	- 2,008	p <0,05	- 2,251
<b>APV</b> (m/seg)	p >0,05	- 0,564	p >0,05	1,120	p <0,05	- 2,264
<b>MVE</b> (m/seg)	p >0,05	- 0,653	p >0,05	- 0,480	p >0,05	- 0,559
<b>MVA</b> (m/seg)	p <0,01	4,093	p <0,05	2,704	p <0,01	3,285
<b>E:A</b>	p <0,01	- 3,905	p >0,05	- 2,209	p <0,05	- 2,891

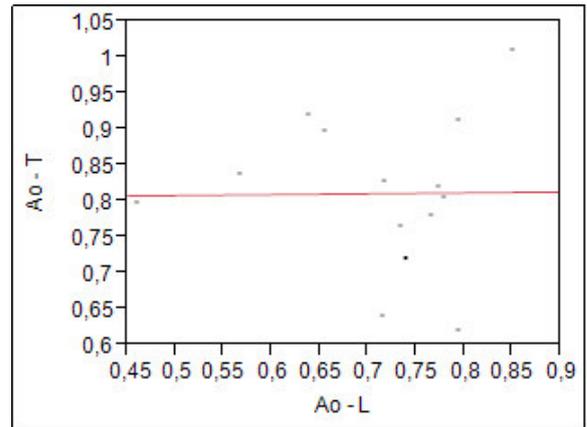
AoV, velocidade máxima de fluxo sobre valva da artéria aorta; APV, velocidade máxima de fluxo sobre valva da artéria pulmonar; MV, valva mitral; E, velocidade máxima de pico E; A, velocidade máxima de pico A; m/seg, metros por segundo; DPC, Doméstico de Pelo Curto.

A análise dos valores indica diferenças significativas ( $p < 0,05$ ) entre valores de gatos de raça Persa e Genérico para os parâmetros velocidade de fluxo sobre valva da artéria aorta, velocidade de fluxo de pico A da valva mitral e rácio E:A da valva mitral. A mesma análise indica diferenças significativas ( $p < 0,05$ ) entre valores de gatos de raça Persa e gatos de raça DPC para o parâmetro velocidade de fluxo de pico A da valva mitral. A análise dos resultados mostra diferenças significativas ( $p < 0,05$ ) entre valores de gatos de raça Persa e gatos de raça Maine Coon (MC) para os parâmetros velocidade de fluxo sobre valva da artéria aorta, velocidade de fluxo sobre valva da artéria pulmonar, velocidade de fluxo de pico A da valva mitral e rácio E:A da valva mitral.

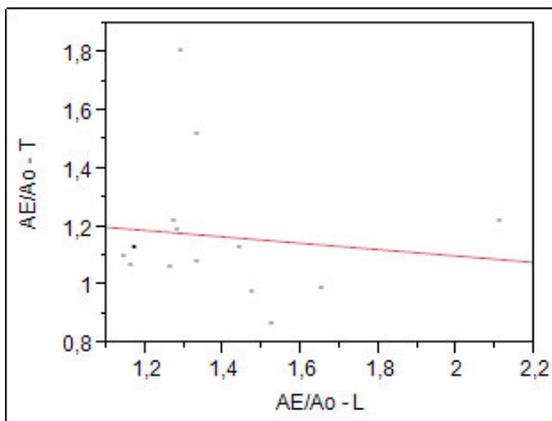
Os valores médios de dez variáveis contínuas obtidas por avaliação em plano longitudinal e plano transversal em modo-M e modo-2D foram avaliados utilizando uma análise de regressão linear simples, de forma a estudar a correlação entre as duas variáveis referidas (Gráficos de 4 a 13).



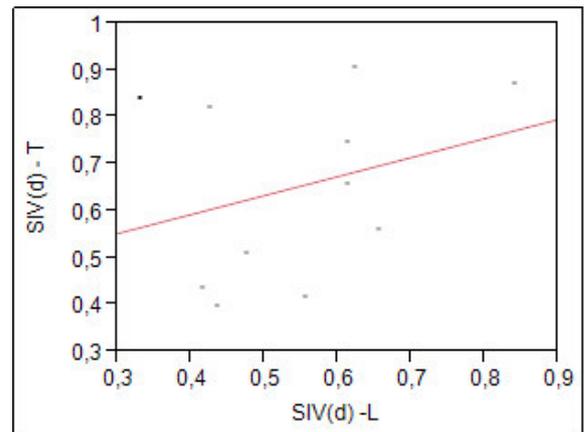
**Gráfico 4.** Análise de regressão linear simples para o parâmetro átrio esquerdo. Correlação altamente significativa ( $p < 0,001$ ). L, longitudinal; T, transversal; AE, átrio esquerdo.



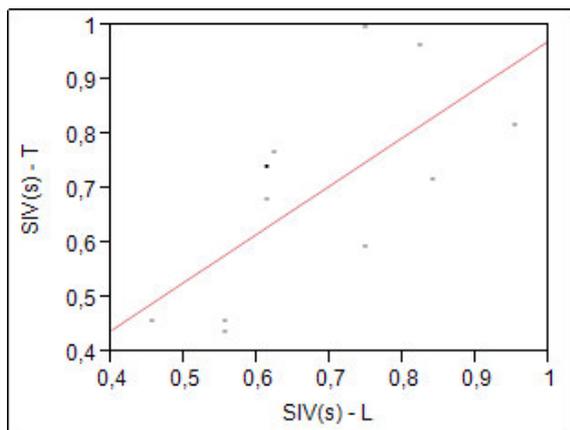
**Gráfico 5.** Análise de regressão linear simples para o parâmetro aorta. Correlação não significativa. L, longitudinal; T, transversal; Ao, aorta.



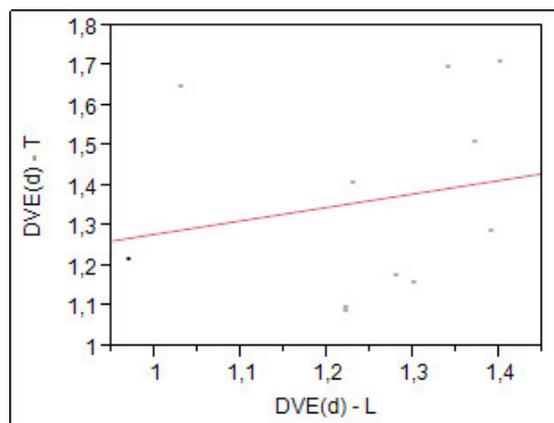
**Gráfico 6.** Análise de regressão linear simples para o parâmetro rácio entre átrio esquerdo e aorta. Correlação não significativa L, longitudinal; T, transversal; AE/Ao, rácio entre átrio esquerdo e aorta.



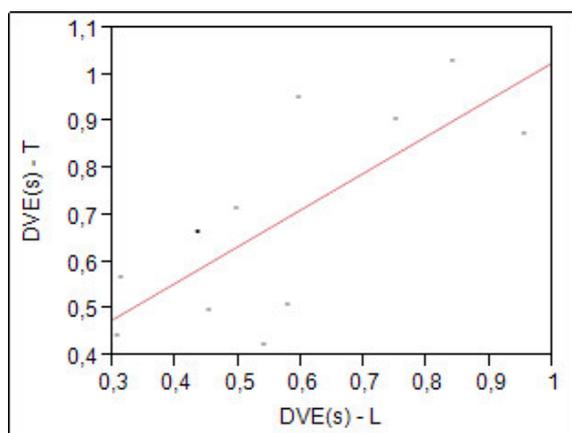
**Gráfico 7.** Análise de regressão linear simples para o parâmetro septo interventricular em diástole. Correlação não significativa. L, longitudinal; T, transversal; SIV(d), septo interventricular em diástole.



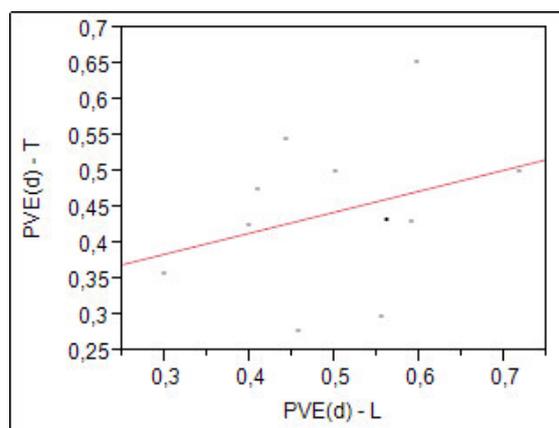
**Gráfico 8.** Análise de regressão linear simples para o parâmetro septo interventricular em sístole. Correlação significativa ( $p = 0,0209$ ). L, longitudinal; T, transversal; SIV(s), septo interventricular em sístole.



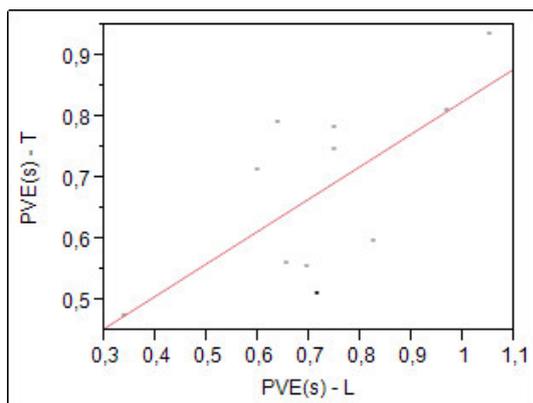
**Gráfico 9.** Análise de regressão linear simples para o parâmetro diâmetro interno do ventrículo esquerdo em diástole. Correlação não significativa. L, longitudinal; T, transversal; DVE(d), diâmetro interno do ventrículo esquerdo em diástole.



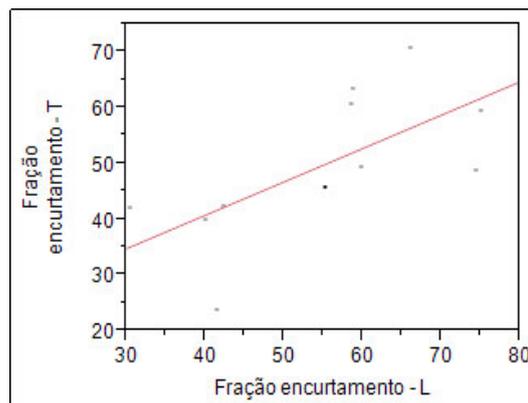
**Gráfico 10.** Análise de regressão linear simples para o parâmetro diâmetro interno do ventrículo esquerdo em sístole. Correlação muito significativa ( $p = 0,0092$ ). L, longitudinal; T, transversal; DVE(s), diâmetro interno do ventrículo esquerdo em sístole.



**Gráfico 11.** Análise de regressão linear simples para o parâmetro parede ventricular esquerda livre em diástole. Correlação não significativa. L, longitudinal; T, transversal; PVE(d), parede ventricular esquerda livre em diástole.



**Gráfico 12.** Análise de regressão linear simples para o parâmetro parede ventricular esquerda livre em sístole. Correlação significativa ( $p = 0,0217$ ). L, longitudinal; T, transversal; PVE(s), parede ventricular esquerda livre em sístole.



**Gráfico 13.** Análise de regressão linear simples para o parâmetro fração de encurtamento. Correlação significativa ( $p = 0,0265$ ). L, longitudinal; T, transversal; FS, fração de encurtamento.

Na tabela 10, existe uma correlação altamente significativa ( $p < 0,001$ ) entre os valores obtidos através de mensuração em plano longitudinal e em plano transversal para o parâmetro diâmetro do átrio esquerdo ( $p = 0,0001$ ;  $r^2 = 0,999$ ), uma correlação muito significativa ( $p < 0,01$ ) para o parâmetro diâmetro interno ventricular esquerdo em sístole ( $p = 0,0092$ ;  $r^2 = 0,5476$ ) e uma correlação significativa ( $p < 0,05$ ) para os parâmetros septo interventricular em sístole ( $p = 0,0209$ ;  $r^2 = 0,4645$ ), parede ventricular esquerda livre em sístole ( $p = 0,0217$ ;  $r^2 = 0,4603$ ) e fração de encurtamento ( $p = 0,0265$ ;  $r^2 = 0,4382$ ) (Tabela 10). Não existe correlação significativa ( $p > 0,05$ ) entre os valores obtidos através de mensuração em plano longitudinal e em plano transversal para os parâmetros aorta ( $p = 0,9679$ ;  $r^2 = 0,0001$ ), rácio entre átrio esquerdo e aorta ( $p = 0,6901$ ;  $r^2 = 0,0137$ ), septo interventricular em diástole ( $p = 0,3722$ ;  $r^2 = 0,089$ ), diâmetro interno ventricular esquerdo em diástole ( $p = 0,5650$ ;  $r^2 = 0,03813$ ) e parede ventricular esquerda livre em diástole ( $p = 0,3456$ ;  $r^2 = 0,0992$ ) (Tabela 12).

**Tabela 12.** Correlação entre os valores obtidos em plano longitudinal e em plano transversal para os diferentes parâmetros estudados em modo bidimensional e modo-M nos gatos de raça Persa incluídos no estudo

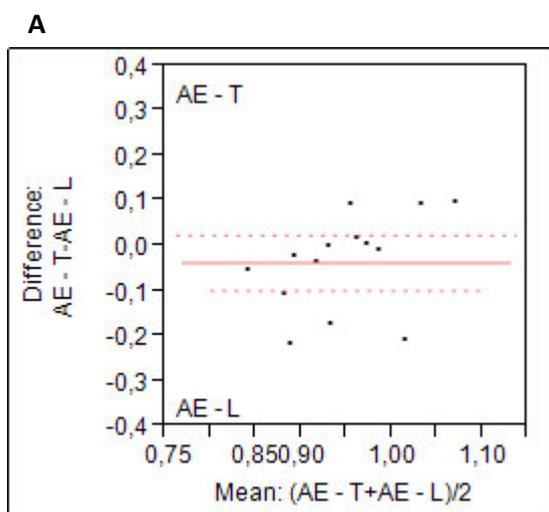
<b>Parâmetro</b>	<b>Correlação</b>
<b>AE</b>	p< 0,001
<b>Ao</b>	p> 0,05
<b>AE/Ao</b>	p> 0,05
<b>SIVd</b>	p> 0,05
<b>SIVs</b>	p< 0,05
<b>DVEd</b>	p> 0,05
<b>DVEs</b>	p< 0,01
<b>PVEd</b>	p> 0,05
<b>PVEs</b>	p< 0,05
<b>FS</b>	p< 0,05

AE, átrio esquerdo; Ao, aorta; SIV, espessura do septo interventricular; DVE, diâmetro do ventrículo esquerdo; PVE, espessura da parede ventricular esquerda livre; FS, fração de encurtamento; d, diástole; s, sístole.

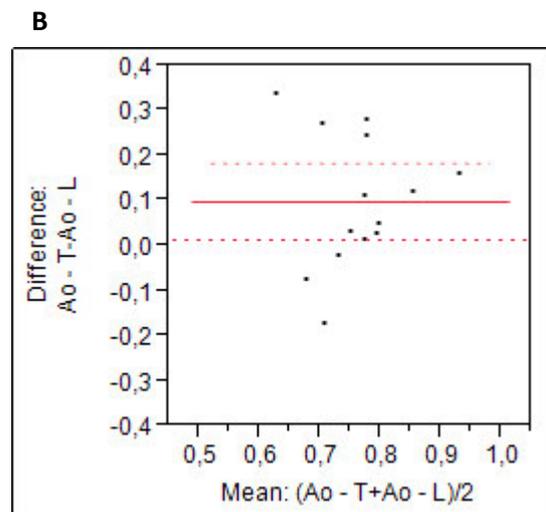
Os mesmos valores foram analisados utilizando um teste pareado (ou teste Wilcoxon), comparando a diferença entre as duas técnicas (longitudinal e transversal).

No gráfico 14 foram analisados os parâmetros AE (14A), Ao (14B), AE/Ao (14C), SIVd (14D), SIVs (14E), DVEd (14F), DVEs (14G), PVEd (14H), PVEs (14I) e FS (14J). Em cada gráfico é representada a diferença de medição em função da média de medição para cada um dos parâmetros. As linhas horizontais contínuas no centro de cada gráfico representam a diferença média entre os dois métodos (plano longitudinal e plano transversal) e as linhas pontilhadas representam os limites de concordância entre ambos os métodos.

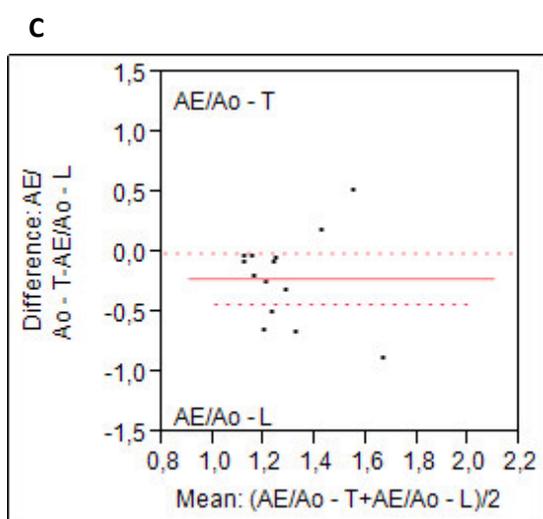
A análise dos gráficos indica que existe concordância entre os valores obtidos através do plano transversal e plano longitudinal para os parâmetros átrio esquerdo e rácio entre átrio esquerdo e aorta. A mesma análise indica que não existe concordância entre os valores obtidos através do plano transversal e plano longitudinal para os parâmetros aorta, septo interventricular em diástole, septo interventricular em sístole, diâmetro interno ventricular esquerdo em sístole e em diástole, parede ventricular esquerda livre em sístole e em diástole e fração de encurtamento.



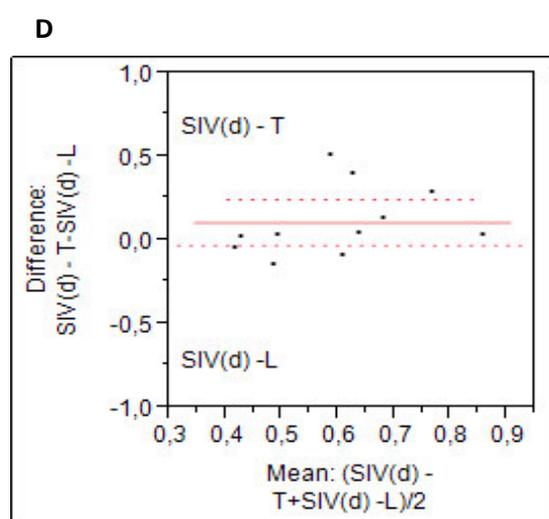
**Gráfico 14.** Diferença de medição em função da média de medição para o parâmetro AE. As linhas horizontais contínuas no centro de cada gráfico representam a diferença média entre os dois métodos (eixo longitudinal e eixo transversal) e as linhas pontilhadas representam os limites de concordância entre ambos os métodos. AE, átrio esquerdo; L, longitudinal; T, transversal.



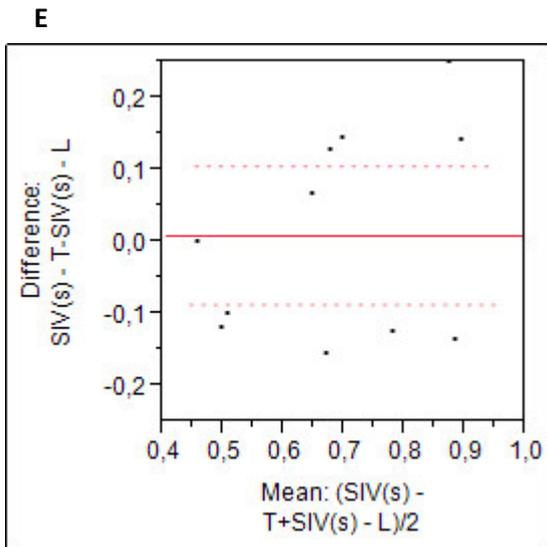
**Gráfico 15.** Diferença de medição em função da média de medição para o parâmetro Ao. As linhas horizontais contínuas no centro de cada gráfico representam a diferença média entre os dois métodos (eixo longitudinal e eixo transversal) e as linhas pontilhadas representam os limites de concordância entre ambos os métodos. Ao, aorta; L, longitudinal; T, transversal.



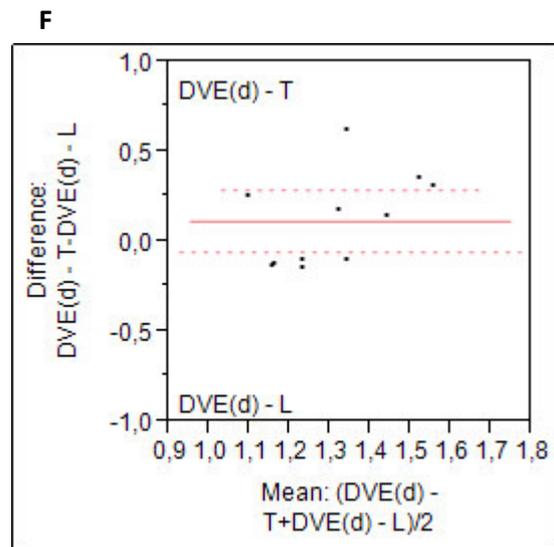
**Gráfico 16.** Diferença de medição em função da média de medição para o parâmetro AE/Ao. As linhas horizontais contínuas no centro de cada gráfico representam a diferença média entre os dois métodos (eixo longitudinal e eixo transversal) e as linhas pontilhadas representam os limites de concordância entre ambos os métodos. AE/Ao, rácio entre átrio esquerdo e aorta; L, longitudinal; T, transversal.



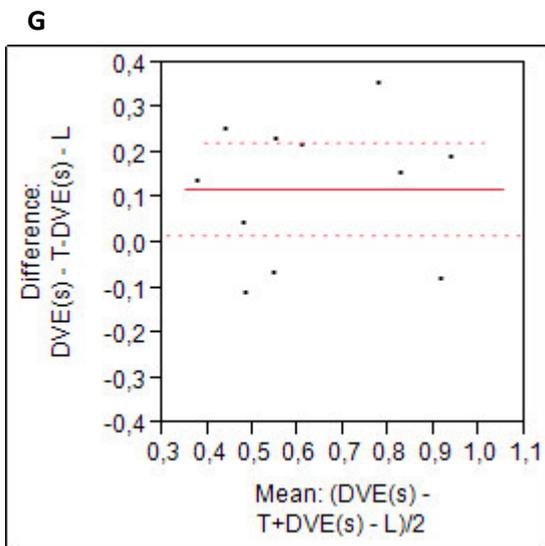
**Gráfico 17.** Diferença de medição em função da média de medição para o parâmetro SIVd. As linhas horizontais contínuas no centro de cada gráfico representam a diferença média entre os dois métodos (eixo longitudinal e eixo transversal) e as linhas pontilhadas representam os limites de concordância entre ambos os métodos. SIV, espessura do septo interventricular; d, diástole; L, longitudinal; T, transversal.



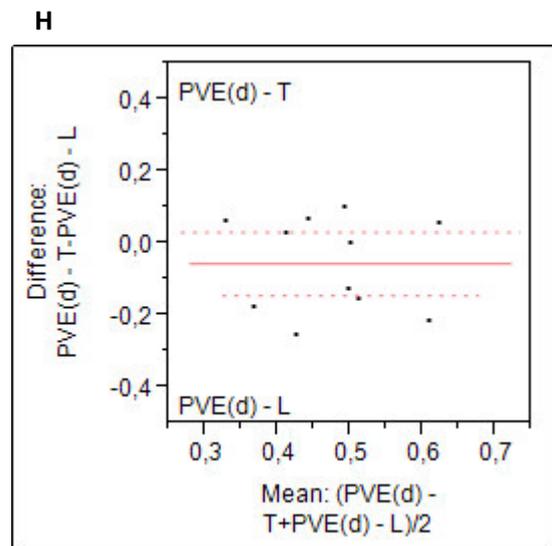
**Gráfico 18.** Diferença de medição em função da média de medição para o parâmetro SIVs. As linhas horizontais contínuas no centro de cada gráfico representam a diferença média entre os dois métodos (eixo longitudinal e eixo transversal) e as linhas pontilhadas representam os limites de concordância entre ambos os métodos. SIV, espessura do septo interventricular; s, sístole; L, longitudinal; T, transversal.



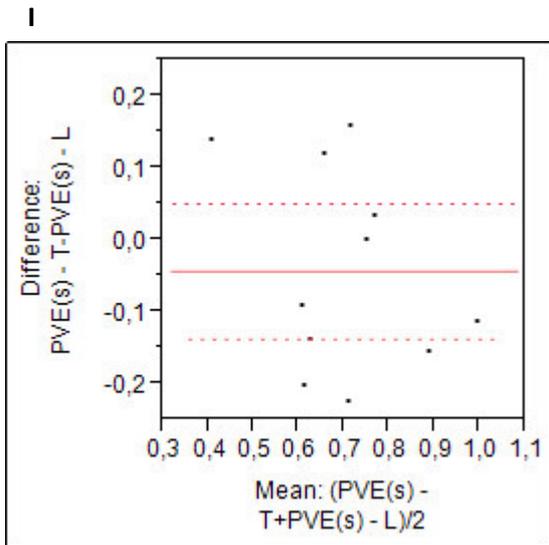
**Gráfico 19.** Diferença de medição em função da média de medição para o parâmetro DVEd. As linhas horizontais contínuas no centro de cada gráfico representam a diferença média entre os dois métodos (eixo longitudinal e eixo transversal) e as linhas pontilhadas representam os limites de concordância entre ambos os métodos. DVE, diâmetro do ventrículo esquerdo. d, diástole; L, longitudinal; T, transversal.



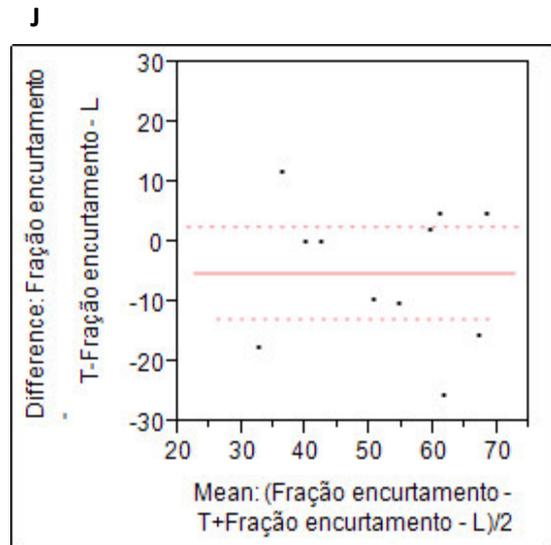
**Gráfico 20.** Diferença de medição em função da média de medição para o parâmetro DVEs. As linhas horizontais contínuas no centro de cada gráfico representam a diferença média entre os dois métodos (eixo longitudinal e eixo transversal) e as linhas pontilhadas representam os limites de concordância entre ambos os métodos. DVE, diâmetro do ventrículo esquerdo. s, sístole; L, longitudinal; T, transversal.



**Gráfico 21.** Diferença de medição em função da média de medição para o parâmetro PVEd. As linhas horizontais contínuas no centro de cada gráfico representam a diferença média entre os dois métodos (eixo longitudinal e eixo transversal) e as linhas pontilhadas representam os limites de concordância entre ambos os métodos. PVE, espessura da parede ventricular esquerda livre; d, diástole; L, longitudinal; T, transversal.



**Gráfico 22.** Diferença de medição em função da média de medição para o parâmetro PVEs. As linhas horizontais contínuas no centro de cada gráfico representam a diferença média entre os dois métodos (eixo longitudinal e eixo transversal) e as linhas pontilhadas representam os limites de concordância entre ambos os métodos. PVE, espessura da parede ventricular esquerda livre. s, sístole; L, longitudinal; T, transversal.



**Gráfico 23.** Diferença de medição em função da média de medição para o parâmetro FS. As linhas horizontais contínuas no centro de cada gráfico representam a diferença média entre os dois métodos (eixo longitudinal e eixo transversal) e as linhas pontilhadas representam os limites de concordância entre ambos os métodos. FS, fração de encurtamento; L, longitudinal; T, transversal.

## CAPÍTULO V – DISCUSSÃO

O exame ecocardiográfico, como método não invasivo, constitui, hoje em dia, um meio complementar de diagnóstico cada vez mais utilizado na prática clínica de animais de companhia (Fuentes, 2009 Schafers *et al.*, 2011 Tobias *et al.*, 2012)

Um correto posicionamento do animal, a utilização de uma mesa adequada ao exame e ao animal, uma correta utilização dos transdutores e o cumprimento das regras de segurança e de bem-estar animal (correta contenção, diminuição do stresse animal) permite a obtenção de um resultado mais fiável, reduzindo o erro humano associado. A necessidade de uniformização das técnicas utilizadas pelos ecografistas na medição dos diferentes parâmetros torna-se imprescindível para a correta realização do exame (Bélanger, 2010; Boon, 2011a; Ohlerth, 2011; Pariaut, 2011).

A criação de linhas orientativas para o exame ecocardiográfico permite que o ecografista uniformize a técnica entre os diferentes exames. Apenas desta forma é possível realizar uma correta comparação entre valores obtidos no exame ecocardiográfico e os valores de referência estabelecidos para a espécie e/ou raça referentes aos variados parâmetros. Em concreto, os intervalos de referência para cada parâmetro ecocardiográfico são variáveis de acordo com a raça (Boon, 2011b; Chetboul *et al.*, 2005; Thomas *et al.*, 1993; Tobias *et al.*, 2012).

Neste sentido, foram estabelecidos valores de referência para a raça Persa referentes a diferentes parâmetros ecocardiográficos em modo bidimensional, modo/M e modo Doppler espectral pulsátil e contínuo. De seguida, foi estudada uma relação entre os valores obtidos em modo-2D e modo-M no plano longitudinal e no plano transversal e em modo Doppler espectral pulsátil e contínuo para gatos de raça persa e gatos de outras raças (Genérico, Doméstico de Pelo Curto e Maine Coon) saudáveis e não sedados, utilizando um estudo estatístico descritivo e o teste *t* de dupla amostra. Por fim, foi avaliada a correlação e a concordância entre valores ecocardiográficos obtidos em plano longitudinal e em plano transversal nos gatos Persa.

A análise dos valores indica diferenças significativas ( $p < 0,05$ ) entre os valores obtidos de gatos de raça Persa e gatos Genérico para os parâmetros diâmetro atrial esquerdo em plano longitudinal, espessura do septo interventricular em sístole em plano longitudinal, espessura do septo interventricular em diástole em plano longitudinal e transversal, espessura da parede ventricular esquerda livre em sístole em plano transversal, espessura da parede ventricular esquerda livre em diástole em plano longitudinal e transversal, diâmetro interno do ventrículo esquerdo em sístole em plano longitudinal e fração de encurtamento em plano longitudinal. A mesma análise indica diferenças significativas ( $p < 0,05$ ) entre valores de gatos

de raça Persa e gatos de raça DPC para o parâmetro velocidade de fluxo de pico A da valva mitral. A análise dos resultados mostra diferenças significativas ( $p < 0,05$ ) entre valores de gatos de raça Persa e gatos de raça Maine Coon para os parâmetros velocidade de fluxo sobre valva da artéria aorta, velocidade de fluxo sobre valva da artéria, velocidade de fluxo de pico A da valva mitral e rácio E:A da valva mitral.

No nosso estudo, verificámos que existem diferenças significativas nos parâmetros avaliados (em modo Doppler espectral) entre gatos de raça Persa e DPC e gatos de raça Persa e Maine Coon. O estudo de Dourr *et al.* (2005) conclui que diferenças entre raças não aparentam ser significativas em gatos, exceto num grupo de gatos de raça Maine Coon. Neste estudo de Dourr *et al.* (2005) são apresentadas dimensões em modo M maiores na raça Maine Coon, evidência esta provavelmente relacionada com o maior porte físico dos animais desta raça.

De forma a poder definir uma relação linear entre duas variáveis (plano longitudinal e plano transversal) e prever os valores da variável dependente a partir dos preditores, foi realizada, neste trabalho, uma análise de regressão linear simples. Os resultados mostram uma correlação altamente significativa entre as duas variáveis estudadas (plano longitudinal e plano transversal) para o parâmetro AE ( $p < 0,001$ ), uma correlação muito significativa para o DVEs e uma correlação significativa para os parâmetros SIVs, PVEs e FS. O mesmo estudo permitiu a obtenção de resultados que mostram uma correlação não significativa entre as duas variáveis avaliadas para os parâmetros Ao, AE/Ao, SIVd, DVEd e PVEd, corroborando a bibliografia (Hall DJ *et al.*, 2008) que estabelece uma correlação não significativa para o parâmetro AE/Ao. Abbott *et al.* (2006) descrevem a utilização do modo 2D e modo-M para o cálculo do rácio entre átrio esquerdo e aorta e concluem que não existe correlação entre ambos os métodos na avaliação do referido parâmetro, contudo, a correlação não foi estudada entre o plano transversal e o plano longitudinal, uma vez que para cada um dos planos descritos foram feitas avaliações em modo 2D e modo-M.

Costa de Oliveira *et al* (2014) compararam as dimensões do ventrículo esquerdo e a fração de encurtamento a partir de estudos em modo 2D e modo-M em plano transversal e longitudinal em cães de raça Pastor Alemão e encontraram uma correlação significativa para o parâmetro diâmetro interno do ventrículo esquerdo em diástole entre os dois métodos, em oposto ao documentado no presente estudo onde se observou uma correlação não significativa. Os mesmos autores documentaram, ainda, uma média de valores para o parâmetro fração de encurtamento maior no modo 2D em relação ao modo-M, tendo concluído que a utilização dos dois métodos para avaliação da dimensão do ventrículo esquerdo não se deve fazer indistintamente. No nosso trabalho não foi estabelecida uma correlação entre

valores obtidos em modo 2D e em modo-M, mas sim entre valores obtidos em modo-M em plano longitudinal e em modo-M em plano transversal.

De forma a poder estabelecer uma concordância entre os valores obtidos em plano longitudinal e em plano transversal foi realizado, neste trabalho, um teste de Wilcoxon. Os resultados mostram que existe concordância entre os valores obtidos através do plano transversal e plano longitudinal para os parâmetros AE e AE/Ao. A mesma análise indica que não existe concordância entre os valores obtidos através do plano transversal e plano longitudinal para os parâmetros Ao, SIVd, SIVs, DVEd, DVEs, PVEd, PVEs e FS. Schober *et al.* (2000) utilizaram o teste *t*-pareado e a análise gráfica das médias dos parâmetros diâmetro interno ventricular esquerdo em sístole e em diástole e espessura do septo interventricular em sístole, avaliados em modo-M no plano transversal e longitudinal em cães e constataram valores significativamente maiores no plano transversal em relação ao plano longitudinal apesar das diferenças entre os dois métodos serem consideradas clinicamente aceitáveis em cães normais. Não existe correlação entre os dois métodos de avaliação em animais com doença cardíaca. Não existem estudos que utilizem a mesma análise estatística em gatos saudáveis, pelo que não é possível realizar a comparação dos nossos resultados com a literatura referida.

Existem limitações no presente estudo. A população do estudo é limitada em relação ao número de indivíduos e não foram comparados grupos específicos como a idade e o género. De igual forma, não foram avaliados os parâmetros velocidade de pico E e de pico A da valva tricúspide (E:A (T)), volume do ventrículo esquerdo em diástole (VEd) e em sístole (VEs), fração de ejeção (FE) e rácio entre velocidade de fluxo sobre valva pulmonar e valva aórtica (AP/Ao), não permitindo a comparação destes com a bibliografia existente.



## CAPÍTULO VI – CONCLUSÃO

A realização deste trabalho permitiu a obtenção de valores de referência para os parâmetros ecocardiográficos obtidos em modo bidimensional, modo-M e modo Doppler espectral e contínuo, em gatos adultos, da raça Persa, saudáveis e não sedados, permitindo, desta forma, o cumprimento do objetivo principal a que nos propúnhamos.

Foi estabelecida uma comparação entre os valores obtidos para os diferentes parâmetros ecocardiográficos estudados com os dados existentes na literatura para gatos adultos e não sedados de outras raças de gatos (Genérico), tendo sido comprovada a existência de concordância entre os valores obtidos no plano transversal de gatos de raça Persa e gatos de outras raças para os parâmetros SIVs, DVE<sub>d</sub>, DVE<sub>s</sub> e FS, não existindo concordância para os parâmetros SIV<sub>d</sub>, PVE<sub>d</sub> e PVE<sub>s</sub>. Concluiu-se que existe concordância entre os valores obtidos no plano longitudinal de gatos de raça Persa e gatos de outras raças para os parâmetros Ao, DVE<sub>d</sub> e PVE<sub>s</sub>, não revelando concordância para os parâmetros AE, SIV<sub>d</sub>, SIV<sub>s</sub>, DVE<sub>s</sub>, PVE<sub>d</sub> e FS. Foi, ainda, possível concluir a existência de concordância entre os valores obtidos em gatos de raça Persa e gatos de outras raças (Genérico) para os parâmetros velocidade máxima de fluxo sobre valva da artéria pulmonar e velocidade máxima de pico E da valva mitral, bem como concordância entre os valores obtidos em gatos de raça Persa e gatos de raça Doméstico de Pêlo Curto para os parâmetros velocidade máxima de fluxo sobre valva aórtica, velocidade máxima de fluxo sobre valva da artéria pulmonar, velocidade máxima de pico E da valva mitral e rácio entre velocidade máxima de pico E e pico A da valva mitral e concordância entre os valores obtidos em gatos de raça Persa e gatos de raça Maine Coon para o parâmetro velocidade máxima de pico E da valva mitral. Inversamente, conclui-se que não existe concordância entre os valores obtidos em gatos de raça Persa e gatos de outras raças (Genérico) para os parâmetros velocidade máxima de fluxo sobre valva aórtica, velocidade máxima de pico A da valva mitral e rácio entre velocidade máxima de pico E e pico A da valva mitral, não existindo, de igual forma, concordância entre os valores obtidos em gatos de raça Persa e gatos de raça Doméstico de Pêlo Curto para o parâmetro velocidade máxima de pico A da valva mitral nem entre os valores obtidos em gatos de raça Persa e gatos de raça Maine Coon para os parâmetros velocidade máxima de fluxo sobre valva aórtica, velocidade máxima de fluxo sobre valva da artéria pulmonar, velocidade máxima de pico A da valva mitral e rácio entre velocidade máxima de pico E e pico A da valva mitral.

Foi ainda possível, da realização deste trabalho, estabelecer uma correlação entre os valores para os parâmetros ecocardiográficos avaliados no plano longitudinal e no plano transversal, em modo-M e em modo bidimensional. Podemos concluir, da análise de

regressão linear simples realizada, que é possível estimar o valor no plano transversal a partir do valor no plano longitudinal, e vice-versa, para os parâmetros AE, SIVs, DVEs, PVEs e FS, não sendo possível estimar o valor em plano transversal a partir do valor em plano longitudinal, e vice-versa, para os parâmetros Ao, AE/Ao, SIVd, DVEd e PVEd.

Concluiu-se, ainda, da análise estatística utilizando o teste *t* pareado, que não existe concordância entre os valores obtidos através do plano transversal e plano longitudinal para os parâmetros Ao, SIVd, SIVs, DVEd, DVEs, PVEd, PVEs e FS. De igual forma, concluiu-se que existe concordância entre os valores obtidos através do plano transversal e plano longitudinal para os parâmetros AE e AE/Ao.

Em conclusão geral, a avaliação dos diferentes parâmetros ecocardiográficos deve ser feita tendo em conta a raça do animal, e a medição dos diferentes parâmetros obtidos através do plano transversal e longitudinal não se deve fazer indistintamente.

## CAPÍTULO VII – REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

Abbott JA, MacLean HN (2006). Two-dimensional echocardiographic assessment of the feline left atrium. *Journal of Veterinary Internal Medicine*; 20: 111-119.

Adin DB, Diley-Poston L (2007). Papillary muscle measurements in cats with normal echocardiograms and cats with concentric left ventricular hypertrophy. *Journal of Veterinary Internal Medicine*; 21: 737-741.

Barthez PY, Léveillé R, Scrivani PV (1997). Side lobes and grating lobes artifacts in ultrasound imaging. *Veterinary Radiology*; 38: 387-393.

Bélanger MC (2010). Capítulo 110. Echocardiography. In *Textbook of Veterinary Internal Medicine. Diseases of the Dog and the Cat Volume 1*. Sétima edição. Ettinger SJ, Feldman EC (eds). Saunder Elsevier; pp: 1282-1318.

Bonagura JD (2000). Feline echocardiography. *Journal of Feline Medicine and Surgery*; 2: 147-151.

Bonagura JD, Miller MW (1998a). Doppler echocardiography II. Color Doppler imaging. *Veterinary Clinics of North America: Small Animal Practice*; 28: 1361-1389.

Bonagura JD, Miller MW, Darke PG (1998b). Doppler echocardiography I. Pulsed-wave and continuous-wave examinations. *Veterinary Clinics of North America: Small Animal Practice*; 28: 1325-1359.

Boon J (2011a). Capítulo 1. La física de la ecografía. In *Ecocardiografía Veterinária*. Segunda Edição. Boon J (ed). Multimédica Ediciones Veterinarias; pp: 1-28.

Boon J (2011b). Capítulo 2. El examen ecocardiográfico bidimensional. In *Ecocardiografía Veterinária*. Segunda Edição. Boon J (ed). Multimédica Ediciones Veterinarias; pp: 29-72.

Boon J (2011c). Capítulo 3. El examen en modo M y Doppler. In *Ecocardiografía Veterinária*. Segunda Edição. Boon J (ed). Multimédica Ediciones Veterinarias; pp: 73-105.

Boon J (2011d). Capítulo 4. Evaluación del tamaño, la función y la hemodinámica. In *Ecocardiografía Veterinária*. Segunda Edição. Boon J (ed). Multimédica Ediciones Veterinarias; pp: 107-174.

Bright JM, Herrtage ME, Scheider JF (1999). Pulsed Doppler assessment of left ventricular diastolic function in normal and cardiomyopathic cats. *Journal of American Animal Hospital Association*; 35: 285-291.

Brown S et al. (2007). Guidelines for the Identification, Evaluation, and Management of Systemic Hypertension in Dogs and Cats. ACVIM Consensus Statement. *Journal of Veterinary Internal Medicine*; 21: 542-558.

Brown S, Henik R (1998). Diagnosis and Treatment of Systemic Hypertension. *Veterinary Clinics of North America: Small Animal Practice*; 28 (6): 1481-1494.

Brown DJ, Knight DH, King RR (1991). Use of pulsed-wave Doppler echocardiography to determine aortic and pulmonary velocity and flow variables in clinically normal dogs. *American Journal of Veterinary Research*; 52: 543-550.

Buchanan JW (2000). Vertebral scale system to measure heart size in radiographs. *Veterinary Clinic North Small Animal Practice* 30(2): 379-93, vii.

Bushberg JT, Seibert JA, Leidholdt EM, Boone JM (2002). Ultrasound. In *The Essential Physics of Medical Imaging*. Segunda Edição. JT Bushberg *et al.* (eds). Lippincott Williams and Wilkins, Sacramento; pp: 469-553.

Campbell FE, Kittleson MD (2007). The effect of hydration status on the echocardiographic measurements of normal cats. *Journal of Veterinary Internal Medicine*; 21: 1008-1015.

Cartee RE (1995). The physics of ultrasound. In *Practical Veterinary Ultrasound*. Lea & Febiger, Philadelphia (ed); pp: 1-8.

Chetboul V, Concordet D, Pouchelon JL *et al.* (2003). Effects of inter and intra-observer variability on echocardiographic measurements in awake cats. *Journal of Veterinary Medicine: Series A – Physiology, Pathology, Clinical Medicine*; 50: 326-331.

Chetboul V, Sampedrano CC, Tissier R, *et al.* (2006). Quantitative assessment of velocities of the annulus of the left atrioventricular valve and left ventricular free wall in healthy cats by use of two-dimensional color tissue Doppler imaging. *American Journal of Veterinary Research*; 67: 250-258.

Chetboul V, Sampedrano CC, Tissier R, *et al.* (2005). Reference range values of regional left ventricular myocardial velocities and time intervals assessed by tissue Doppler imaging in young nonsedated Maine Coon cats. *American Journal of Veterinary Research*; 66: 1936-1942.

Chetboul V, Tidholm A, Nicolle A *et al.* (2005). Effects of animal position and number of repeated measurements on selected two-dimensional and M-mode echocardiographic variables in healthy dogs. *Journal of the American Medical Association*; 227: 743-747.

Collins KA, Korcarz CE, Lang RM (2003). Use of echocardiography for the phenotypic assessment of genetically altered mice. *Physiol Genomics*; 13 (3): 227-239.

Cornell CC, Kittleson MD, Della Torre P *et al.* (2004). Allometric scaling of M-mode cardiac measurements in normal adult dogs. *Journal of Veterinary Internal Medicine*; 18: 311-321.

Costa de Oliveira VM, Chamas P, Goldfeder GT, Larsson M (2014). Comparative study of 4 echocardiographic methods of left ventricular measurement in German Shepherd dogs. *Journal of veterinary Cardiology*; 16(1): 1-8.

Côté E (2011). Diagnostic Testing – Echocardiography. In *Feline Cardiology*. Côté E, MacDonald KA, Meurs KM, Sleeper M (eds). Wiley-Blackwell; pp: 51-68.

Daniel W (2009). Hypothesis Testing. In *Biostatistics. A Foundation for Analysis in the Health Sciences*. 9ª edição. John Wiley & Sons, Inc; pp: 216-283.

Daniel W (2009). Simple Linear Regression and Correlation. In *Biostatistics. A Foundation for Analysis in the Health Sciences*. 9ª edição. John Wiley & Sons, Inc; pp: 410-460.

Dawson D, Lygate CA, Saunders J, Schneider JE, Ye X, Hulbert K, Noble JA, Neubauers S (2004). Quantitative 3-dimensional echocardiography for accurate and rapid cardiac phenotype characterization in mice. *Circulation*; 110 (12): 1632-1637.

DeFrancesco T (2014). Capítulo 11. Focused or COAST 3 – ECHO (Heart). In *Focused Ultrasound Techniques for Small Animal Practitioner*. Primeira Edição. Lisciandro G (ed). John Wiley & Sons, Inc; pp: 189-205.

DeMadron, E., Bonagura, J. D. and Herring, D. S. (1985). Two dimensional echocardiography in the normal cat. *Veterinary Radiology*; 26: 149–158.

Dicionário da Língua Portuguesa com Acordo Ortográfico. *Ecografia*. Porto: Porto Editora, 2003-2015. [consult. 2015-11-04 10:49:47].

Disatian S, Bright J, Boon J (2007). The effects of age and heart rate on tricuspid annular motion velocities in healthy nonsedated cats. *Journal of Veterinary Internal Medicine*; 21: 731-736.

Disatian S, Bright JM, Boon J. (2008). Association of age and heart rate with pulsed-wave Doppler measurements in healthy, nonsedated cats. *Journal of Veterinary Internal Medicine*; 22: 351-356.

Dourr L, Lefbom BK, Rosenthal SL, Tyrrell WD (2005). Measurement of M-mode echocardiographic parameters in healthy adult Maine coon cats. *Journal of American Veterinary Medicine Association*; 226: 734-737.

Dukes Mc-Ewan J, French AT, Corcoran BM (2002). Doppler echocardiography in the dog: measurement variability and reproducibility. *Veterinary Radiology and Ultrasound*; 43: 144-152.

Fish P (1990). In *Physics and instrumentation of diagnostic medical ultrasound*. John Wiley & Sons Ltd. Chichester, West Sussex; pp: 1-26.

Foster S, Theodoropoulos C (2011). Capítulo 15. Ultrasound Small Animal Imaging. In *Basics and Practical Guide*. Springer, Kiessling F, Pichler Bernd J. (eds). Germany; pp: 207-217.

Fuentes VL (2009). Capítulo 4. Diagnóstico de la Enfermedad Cardíaca. Ecocardiografía e Ecografía Doppler. In *Manual de Cardiología Canina e Felina*. Quarta Edição. Tilley LP, Smith, Jr F, Oyama MA, Sleeper MM (eds). Multimédica Ediciones Veterinarias; pp: 69-84.

Fuentes VL (2010). Capítulo 11. Echocardiography. In *Manual of Canine and Feline Cardiorespiratory Medicine*. Segunda Edição. Fuentes VL, Johnson LR, Dennis S (eds); pp: 79-92.

Gao XM, Dart AM, Dewar E, Jennings G, Du XJ (2000). Serial echocardiographic assessment of left ventricular dimensions and function after myocardial infarction in mice. *Cardiovasc Res*; 45(2): 330-338.

Ghanem A, Roll W, Hashemi T, Dewald O, Djoufack PC, Fink KB, Schrickel J, Lewalter T, Luderitz B, Tiemann K (2006). Echocardiographic assessment of left ventricular mass in neonatal and adult mice: accuracy of different echocardiographic methods. *Echocardiography*; 23(10): 900-907.

Ghanem A, Troatz C, Elhafi N, Dewald O, Heeschen C, Nickenig G, Stypmann J, Tiemann K (2008). Quantitation of myocardial border zone using reconstructive 3-D echocardiography after chronic infarction in rats: incremental value of low-dose dobutamine. *Ultrasound Med Biol*; 34(4): 559-566.

Gorgas D (2011). Capítulo 1. Physical Principles. In *BSAVA Manual of Canine and Feline Ultrasonography*. Barr F, Gaschen L (eds). British Small Animal Veterinary Association; pp: 1-14.

Gui YH, Linask KK, Khowsathit P, Huhta JC (1996). Doppler echocardiography of normal and abnormal embryonic mouse heart. *Pediatr Res*; 40(4): 633-642.

Hall DJ, Cornell CC, Crawford S, Brown DJ (2008). Meta-analysis of normal canine echocardiographic dimensional data using ratio indices. *Journal of Veterinary Cardiology*; 10: 11-23.

Jacobs G, Knight D (1985). M-mode echocardiographic measurements in nonanesthetized healthy cats: Effects of body weight, heart rate, and other variables. *American Journal of Veterinary Research*; 46: 1705-1711.

Kienle RD, Thomas WP, Rishniw M (1997). Biplane transesophageal echocardiography in the normal cat. *Veterinary Radiology Ultrasound*; 38: 288-298.

Kircher PR (2011). Capítulo 2. Equipment. In *BSAVA Manual of Canine and Feline Ultrasonography*. Barr F, Gaschen L (eds). British Small Animal Veterinary Association; pp: 15-20.

Lang R, Bierig M, Devereux RB, Flachskampf FA, Foster E, Pellikka PA, Picard MH, Roman MJ, Seward J, Shanewise J, Solomon S, Spencer KT, Sutton M, Stewart W (2006). Recommendations for chamber quantification. DOI: <http://dx.doi.org/10.1016/j.euje.2005.12.014> 79-108.

Li Y, Garson CD, Xu Y, Beyers RJ, Epstein FH, French BA, Hossack JA (2007). Quantification and MRI validation of regional contractile dysfunction in mice post myocardial infarction using high resolution ultrasound. *Ultrasound Med Biol*; 33: 894-904.

Li Y, Garson CD, Xu Y, French BA, Hossack JA (2008). High frequency ultrasound imaging detects cardiac dyssynchrony in noninfarcted regions of the murine left ventricle late after reperfused myocardial infarction. *Ultrasound Med Biol*; 34: 1063-1075.

Luo J, Konofagou EE (2008). High-frame rate full view myocardial elastography with automated contour tracking in murine left ventricles in vivo. *IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control*; 55: 240-248.

Luo J, Fujikura K, Homma S, Konofagou EE (2007). Myocardial elastography at both high temporal and spatial resolution for the detection of infarcts. *Ultrasound Med Biol*; 33: 1206-1223.

Missionnier SP (2003). Capítulo 3. Diagnostic Methods for the Cardiovascular System In *Small Animal Cardiology*. Elsevier Science; pp: 44-51.

Moise N, Dietze A, Mezza L, et al. (1986). Echocardiography, electrocardiography, and radiography of cats with dilation cardiomyopathy, hypertrophic cardiomyopathy, and hyperthyroidism. *American Journal of veterinary Research*; 47: 1476-1486.

Nagueh SF, McFalls J, Meyer D, Hill R, Zoghbi WA, Tam JW, Quinones MA, Roberts R, Marian AJ (2003). Tissue Doppler imaging predicts the development of hypertrophic cardiomyopathy in subjects with subclinical disease. *Circulation*; 108: 395-398.

Nyland TG et al. (1995). Physical Principles, Instrumentation, and Safety of diagnostic Ultrasound. In *Veterinary diagnostic Ultrasound*. W.B. Saunders Company, Philadelphia; pp: 3-18.

Ohlerth S (2011). Capítulo 3. Principles of the Ultrasound Examination. In *BSAVA Manual of Canine and Feline Ultrasonography*. Barr F, Gaschen L (eds). British Small Animal Veterinary Association; pp: 21-23.

Paige CF, Abbott JA, Elvinger F, Pyle RL (2009). Prevalence of Cardiomyopathy in apparently healthy cats. *Journal of American Veterinary Medicine association*; 234: 1398-1403.

Pariat R (2011). Capítulo 6. Heart. In *BSAVA Manual of Canine and Feline Ultrasonography*. Barr F, Gaschen L (eds). British Small Animal Veterinary Association; pp: 37-71.

Park RD, Nyland TG, Lattimer JC et al. (1981). B-mode gray-scale ultrasound: imaging artifacts and interpretation principles. *Veterinary Radiology*; 22: 204-210.

Pipers F, Reef V, Hamlin R (1979). Echocardiography in the domestic cat. *American Journal of Veterinary Research*; 40: 882-886.

Rantanen NW, Ewing RL (1981). Principles of ultrasound application in animals. *Veterinary Radiology*; 22(5): 196-203.

Rishniw M, Erb HN (2000). Evaluation of four 2-dimensional echocardiographic methods of assessing left atrial size in dogs. *Journal of Veterinary Internal Medicine*; 14: 429-435.

Rubens DJ, Bhatt S, Nedelka S et al. (2006). Doppler artifacts and pitfalls. *Ultrasound Clinics*; 1: 79-109.

Samuels M, Witmer J, Schaffner A (2012). Comparison of paired samples. In *Statistics for the Life Sciences*. 4ª edição. Pearson; pp: 299-326.

Schafers M, Tiemann K, Kuhlmann M, Stegger L, Schafers K, Hermann S (2011). Capítulo 31. Imaging in Cardiovascular Research Small Animal Imaging. In *Basics and Practical Guide*. Springer. Kiessling F, Pichler Bernd J. (eds).Germany. pp: 453-457.

Schober KE (2005). Doppler echocardiographic assessment of left atrial appendage flow velocities in normal cats. *Journal of Veterinary Cardiology*; 7(1): 15-25.

Schober KE et al. (2000). Comparability of left ventricular M-mode echocardiography in dogs performed in long-axis and short-axis. *Veterinary Radiology and Ultrasound*; 41: 543-549.

Simões J (2008). Os Princípios físicos, a imagem e os artefactos na ecografia em modo B. *Veterinária.com.pt* 2009; Vol.1 N° 1: e22.

Simpson KE, Devine BC, Gunn-Moore DA *et al.* (2007). Assessment of the repeatability of feline echocardiography using conventional echocardiography and spectral pulse-wave Doppler tissue imaging techniques. *Veterinary Radiology and Ultrasound*; 48: 58-68.

Simpson KE, Gunn-Moore DA, Shaw DJ, French AT, Dukes-McEwan J, Moran CM, Corcoran BM (2009). Pulsed-wave Doppler tissue imaging velocities in normal geriatric cats and cats with primary or systemic diseases linked to specific cardiomyopathies in humans, and the influence of age and heart rate upon these velocities. *Journal of Feline Medicine and Surgery*; 11(4): 293-304.

Sisson D, Knight D, Helinski C, *et al.* (1991). Plasma taurine concentrations and m-mode echocardiographic measures in healthy cats and in cats with dilated cardiomyopathy. *Journal of Veterinary Internal Medicine*; 5: 232-238.

Smith F, Schrope DP, Sammarco CD (2009). Capítulo 13 Enfermedades Cardiovasculares. Efectos Cardiovasculares de las Enfermedades Sistémicas. In *Manual de Cardiología Canina e Felina*. Cuarta Edición. Tilley LP, Smith, Jr F, Oyama MA, Sleeper MM (eds). Multimédica Ediciones Veterinarias; pp: 211-245.

Sparkes AH, Caney SM, King MC, *et al.* (1999). Inter- and intraindividual variation in Doppler Ultrasonic indirect blood pressure measurements in healthy cats. *Journal of Veterinary Internal Medicine*; 13: 314-318.

Spotswood TC (2007). Echocardiographic changes of left ventricular size and function in a canine normovolaemic anaemia model. Dissertation (MMedVet (Diagnostic Imaging)). University of Pretoria.

Thomas WP, Gaber CE, Jacobs GJ *et al.* (1993). Recommendations for standards in transthoracic two-dimensional echocardiography in the dog and cat. Echocardiography Committee of the Specialty of Cardiology. American College of Veterinary Internal Medicine. *Journal of Veterinary Internal Medicine*; 7: 247-252.

Tobias R (2012). Capítulo 6. Ecocardiografía. El corazón en acción. In *Cardiología Práctica del Perro y del Gato*. Tobias R, Skrodzki M, Schneider (eds). Temis Medical, SL; pp: 83-111.

Vittinghoff E, Shiboski S, Glidden D, McCulloch C (2005). Basic Statistical Methods. In *Regression Methods in Biostatistics. Linear, Logistic, Survival, and Repeated Measures Models*. Dietz K, Gail M, Krickeberg K, Samet J, Tsiatis A (eds). Springer; pp: 29-38.

Wagner T, Fuentes VL, Payne JR, McDermott N, Brodbelt D (2010). Comparison of auscultatory and echocardiographic findings in healthy adult cats. *Journal of Veterinary Cardiology*; 12: 171-182.

Ware W (2011). Capítulo 5. Overview of Echocardiography. In *Cardiovascular Disease in Small Animal Medicine*. Northcott J, Bennett J, Beynon P (eds). Manson Publishing/The Veterinary Press; pp: 68-88.

Yu Q, Leatherbury L, Tian X, Lo CW (2008). Cardiovascular assessment of fetal mice by in utero echocardiography. *Ultrasound Med Biol*; 34(5): 741-752.



## CAPÍTULO VIII – ANEXOS

### Anexo 1.

Equação de Teicholz (adaptado de Boon, 2011)

Equação 1.

Volume diastólico LV (LVVd) =  $(7x[LVd]^3)/(2,4+LVd)$

Equação 2.

Volume sistólico LV (LVVs) =  $((7x[LVs]^3)/(2,4+LVs)$

Equação 3.

Volume ponta LV (SV) = LVVd-LVVs

Equação 4.

Fração de ejeção LV (FE) =  $(LVVd-LVVs)/LVVd \times 100$