

MAFALDA RAINHA NASCIMENTO

**SISTEMATIZAÇÃO DE ECOGRAFIAS CARDÍACAS
DE CAVALOS SEM SINAIS CLÍNICOS DE DOENÇA
CARDÍACA**

Orientador: Professor Doutor Manuel Pequito

**Universidade Lusófona de Humanidades e Tecnologias
Faculdade de Medicina Veterinária**

**Lisboa
2019**

MAFALDA RAINHA NASCIMENTO

**SISTEMATIZAÇÃO DE ECOGRAFIAS CARDÍACAS
DE CAVALOS SEM SINAIS CLÍNICOS DE DOENÇA
CARDÍACA**

Dissertação defendida em Provas Públicas na Universidade Lusófona de Humanidades e Tecnologias, para a obtenção do Grau de Mestre em Medicina Veterinária no curso de Mestrado Integrado em Medicina Veterinária, no dia 6 de Junho de 2019, perante o júri, nomeado pelo Despacho Reitoral nº161/2019, com a seguinte composição:

Presidente: Professora Doutora Laurentina Pedroso

Arguente: Professora Doutora Sofia Van Harten

Orientador: Professor Doutor Manuel Pequito

**Universidade Lusófona de Humanidades e Tecnologias
Faculdade de Medicina Veterinária**

**Lisboa
2019**

AGRADECIMENTOS

Ao meu orientador, Dr. Manuel Mário de Araújo Pequito, pela disponibilidade em ajudar-me a terminar esta etapa da minha vida, pelas horas dispensadas a auxiliar-me, pela partilha de conhecimentos e amizade.

Ao Dr. João Borges, pela disponibilidade e auxílio na obtenção dos exames, utilizados para esta dissertação. Um obrigado pelo acompanhamento durante o estágio curricular, pela partilha de conhecimentos e amizade.

A todo o corpo clínico do Hospital de Equinos, em Santo Estêvão, pelo acompanhamento e partilha de conhecimentos.

À Dra. Carolina Nascimento, por toda a preocupação que demonstrou, apoio e amizade, pela partilha de conhecimentos e auxílio na recolha dos exames necessários à realização desta dissertação.

À Dra. Rita Rocha Pires, pela amizade, acompanhamento e partilha de conhecimentos durante o estágio curricular.

A todo o corpo clínico da Horse Therapy Services – HTS, pelo acompanhamento e partilha de conhecimentos.

Às minhas colegas e amigas do estágio curricular, um obrigado pelo companheirismo, amizade, partilha de conhecimentos e pela presença que têm nos dias que correm.

Aos meus amigos, que me acompanharam durante todo este percurso e que estiveram sempre presentes. Um obrigado especial às minhas “migas” que fazem parte do quarteto fantástico, à Claudete, à Vi. A minha vida sem vocês não seria a mesma.

Aos meus pais, pelo apoio prestado durante todo o meu percurso académico e pela oportunidade que me concederam para a realização deste sonho. Um obrigado por estarem presentes na minha vida.

À minha irmã, por todo o apoio prestado e por infinitas horas a aturar-me! És um elemento fundamental na minha vida. Um obrigado pela amizade e por estares presente na minha vida.

À minha família, por todo o carinho e encorajamento.

RESUMO

A ecocardiografia em equinos é um meio complementar de diagnóstico. É útil na identificação de alterações cardíacas, permite observar o tamanho e forma cardíaca, bem como a função e morfologia das estruturas intracardíacas.

O presente trabalho tem como objetivo sistematizar medidas de ecocardiografia, em cavalos adultos saudáveis e comparar os resultados obtidos com valores de referência publicados.

Este trabalho baseia-se na avaliação ecocardiográfica, realizada em cavalos de lazer e reformados, incluindo 8 cavalos com mais de 12 anos. Nenhum cavalo apresentava sinais clínicos gerais de doença sistémica, nem específicos de doença cardíaca. Os cavalos da população em estudo foram sujeitos a um exame ecocardiográfico, em modo B, modo M e Doppler, tendo sido utilizadas as janelas paraesternal direita e esquerda.

Foram medidos o diâmetro da aorta ao nível da válvula aórtica (AoR), diâmetro da aorta ao nível do seio da valsalva (LVOT), diâmetro da aorta ao nível da junção sinotubular (AoST), espessura do septo interventricular em diástole (IVSd), diâmetro interno do ventrículo esquerdo em diástole (LVIDd), espessura da parede livre do ventrículo esquerdo em diástole (LVPWd), espessura do septo interventricular em sístole (IVSs), diâmetro interno do ventrículo esquerdo em sístole (LVIDs), espessura da parede livre do ventrículo esquerdo em sístole (LVPWs), fração de encurtamento (FS), diâmetro da artéria pulmonar (MPA) e diâmetro do átrio esquerdo (LA). As medidas de AoR, AoST e FS encontram-se abaixo dos valores de referência publicados e os restantes dentro dos valores normais.

A ecocardiografia corresponde a um método facilmente realizável em cavalos, bem tolerado, repetível e seguro. Apresenta desvantagens como o custo inicial do equipamento e aquisição de treino necessário à aplicação apropriada das técnicas e interpretação de resultados.

Palavras chave: Cardiologia; Ecocardiografia; Ultrassom; Modo M; Modo B.

ABSTRACT

The equine echocardiography is a complementary diagnostic method. It's useful in identifying cardiac variations, allowing to measure the size and heart shape, as well as the function and morphology of intra-cardiac structures.

The present study aims to systematize echocardiographic measurements in healthy adult horses and compare the results obtained with published reference values.

This work is based on echocardiographic evaluation performed on leisure and retired horses, includes 8 horses older than 12 years. No horse demonstrated clinical signs of systemic disease or specific heart disease. The horses of the study were submitted to an echocardiographic examination, in B mode, M mode and Doppler, and the right and left parasternal windows were used.

Were measured the diameter of the aorta at the level of the aortic valve (AoR), aorta diameter at the level of the sinus of the valsalva (LVOT), aorta diameter at the level of the sinotubular junction (AoST), the thickness of the interventricular septum in diastole (IVSd), diastolic left ventricular diameter in diastole (LVIDd), left ventricular free wall thickness in diastole (LVPWd), interventricular septal thickness in systole (IVSs), left ventricular internal diameter in systole (LVIDs), wall thickness left ventricle in systole (LVPWs), shortening fraction (FS), pulmonary artery diameter (MPA) and left atrial diameter (LA). The AoR, AoST and FS measurements are below the published reference values and the remaining values are within normal values.

Echocardiography corresponds to an achievable method in horses, tolerated, repeatable and safe. It presents disadvantages such as the initial cost of the equipment and acquisition of training, necessary for the appropriate application of the techniques and interpretation of results.

Keywords: Cardiology; Echocardiography; Ultrasound; M-mode; B-mode.

LISTA DE ABREVIATURAS, SIGLAS E SÍMBOLOS

a. - artéria
aa. - artérias
AD - átrio direito
AE - átrio esquerdo
AO - artéria aorta
AoR - diâmetro da aorta ao nível da válvula aórtica
AoST - diâmetro da aorta ao nível da junção sinotubular
AP - artéria pulmonar
AV - atrioventricular
cm - centímetros
ECG - eletrocardiograma
EIC - espaço intercostal
FC - frequência cardíaca
FCIE - fadiga cardíaca induzida por exercício
FR - frequência respiratória
FS - fração de encurtamento
Hz - hertz
IVSd - espessura do septo interventricular em diástole
IVSs - espessura do septo interventricular em sístole
Kg - quilograma
LA - diâmetro do átrio esquerdo
LVIDd - diâmetro interno do ventrículo esquerdo em diástole
LVIDs - diâmetro interno do ventrículo esquerdo em sístole
LVOT - diâmetro da aorta ao nível do seio de valsalva
LVPWd - espessura da parede livre do ventrículo esquerdo em diástole
LVPWs - espessura da parede livre do ventrículo esquerdo em sístole
m - metro
m. - músculo
MHz - megahertz
MPA - diâmetro da artéria pulmonar
Mseg - milissegundo
mV - milivolt

OCD - osteocondrite dissecante

PRP - Plasma Rico em Proteínas

r. - ramo

SA - sinoatrial

seg - segundo

SIV - septo interventricular

SNA - sistema nervoso autónomo

SNP - sistema nervoso parassimpático

SNS - sistema nervoso simpático

tr. - tronco

v. - veia

VD - ventrículo direito

VE - ventrículo esquerdo

vv. - veias

ÍNDICE GERAL

1. CASUÍSTICA DURANTE O ESTÁGIO CURRICULAR	11
2. INTRODUÇÃO	15
2.1) Anatomia cardíaca.....	15
2.1.1) Conformação externa.....	15
2.1.2) Estrutura interna	17
2.2) Topografia cardíaca.....	21
2.3) Fisiologia cardíaca	22
2.3.1) Propriedades elétricas do coração.....	22
2.3.2) O ciclo cardíaco	26
2.4) Ecografia cardíaca	29
2.4.1) A ecografia	31
2.4.2) Ecógrafo	34
2.4.3) Sonda	35
2.4.4) Software.....	37
2.5) Preparação do cavalo para ecografia cardíaca.....	37
2.5.1) Contenção	37
2.5.2) Tricotomia	38
2.5.3) Posicionamento.....	38
2.6) Janelas acústicas.....	39
2.6.1) Noção de janela acústica.....	39
2.6.2) Janela paraesternal direita.....	40
2.6.3) Janela paraesternal esquerda.....	41
2.7) Ecografia bidimensional.....	42
2.7.1) Descrição	42
2.7.2) Análise quantitativa	43
2.7.3) Descrição das imagens normais.....	44
2.8) Modo M.....	45
2.8.1) Descrição	45
2.8.2) Análise quantitativa	47
2.8.3) Descrição das imagens normais.....	47
2.9) Doppler pulsátil e contínuo	47
2.9.1) Descrição	48

2.9.2) Análise quantitativa	50
2.9.3) Descrição das imagens normais.....	51
2.10) Doppler a cores	51
2.10.1) Descrição	51
2.10.2) Análise quantitativa	53
2.10.3) Descrição das imagens normais.....	54
2.11) Doppler tissular	54
2.11.1) Descrição	55
2.11.2) Análise quantitativa	57
2.11.3) Descrição das imagens normais.....	57
2.12) Outras técnicas de ecografia cardíaca	58
2.12.1) Ecografia transesofágica.....	58
2.12.2) Ecografia de stress.....	59
2.13) Fatores de variação em ecografia cardíaca.....	61
2.13.1) Fatores intrínsecos ao cavalo.....	61
2.13.2) Fatores extrínsecos ao cavalo	63
2.14) Valores de referência já publicados em cavalos.....	64
2.15) Justificação do trabalho.....	64
2.16) Objetivo do trabalho.....	64
3. MATERIAL E MÉTODOS	65
4. RESULTADOS.....	68
5. DISCUSSÃO.....	70
6. CONCLUSÕES.....	77
7. BIBLIOGRAFIA.....	78
8. ANEXOS.....	i
8.1) Anexo I - Valores de referência já publicados em cavalos	i

ÍNDICE DE TABELAS

Tabela 1. Resultados dos casos em estudo e valores de referência publicados.....	68
Tabela 2. Medidas ecocardiográficas normais, em modo M, em cavalos Puro-sangue Ingleses. Adaptado de Marr, C. & Bowen, M. (2010), Cardiology of the Horse, 2 nd ed. Chapter 9, 105-126, Saunders Elsevier.....	i
Tabela 3. Medidas ecocardiográficas normais, em modo Bidimensional, em cavalos Puro-sangue Ingleses. Adaptado de Marr, C. & Bowen, M. (2010), Cardiology of the Horse, 2 nd ed. Chapter 9, 105-126, Saunders Elsevier.....	ii
Tabela 4. Medidas ecocardiográficas normais, em modo M, em cavalos Trotadores. Adaptado de Marr, C. & Bowen, M. (2010), Cardiology of the Horse, 2 nd ed. Chapter 9, 105-126, Saunders Elsevier.....	iii
Tabela 5. Medidas ecocardiográficas normais, em modo Bidimensional, em cavalos Trotadores. Adaptado de Marr, C. & Bowen, M. (2010), Cardiology of the Horse, 2 nd ed. Chapter 9, 105-126, Saunders Elsevier.....	iv
Tabela 6. Medidas ecocardiográficas, em modo M, das dimensões cardíacas, em cavalos e pôneis. Adaptado de Marr, C. & Bowen, M. (2010), Cardiology of the Horse, 2 nd ed. Chapter 9, 105-126, Saunders Elsevier.....	v

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. Vista externa do coração pelo lado direito. Adaptado de Marr, C. & Bowen, M. (2010), Cardiology of the Horse, 2 nd ed. Chapter 1, 4-8, Saunders Elsevier.....	16
Figura 2. Vista externa do coração pelo lado esquerdo. Adaptado de Marr, C. & Bowen, M. (2010), Cardiology of the Horse, 2 nd ed. Chapter 1, 4-8, Saunders Elsevier.....	17
Figura 3. Vista da base do coração, vista de cima. Adaptado de Marr, C. & Bowen, M. (2010), Cardiology of the Horse, 2 nd ed. Chapter 1, 4-8, Saunders Elsevier.....	17
Figura 4. Vista interior do lado direito do coração. Adaptado de Marr, C. & Bowen, M. (2010), Cardiology of the Horse, 2 nd ed. Chapter 1, 4-8, Saunders Elsevier.....	19
Figura 5. Secção do centro do coração, visto do lado direito. Adaptado de Marr, C. & Bowen, M. (2010), Cardiology of the Horse, 2 nd ed. Chapter 1, 4-8, Saunders Elsevier.....	20
Figura 6. Secção do centro do coração, visto do lado esquerdo. Adaptado de Marr, C. & Bowen, M. (2010), Cardiology of the Horse, 2 nd ed. Chapter 1, 4-8, Saunders Elsevier.....	20
Figura 7. Secção transversal da base do coração. Adaptado de Marr, C. & Bowen, M. (2010), Cardiology of the Horse, 2 nd ed. Chapter 1, 4-8, Saunders Elsevier.....	21
Figura 8. Exemplo de ciclo cardíaco. Adaptado de Verheyen <i>et al.</i> (2010), Electrocardiography in horses - part 2: how to read the equine ECG.....	30
Figura 9. Vista da janela paraesternal direita e da janela paraesternal esquerda.....	38
Figura 10. Imagem de 4 câmaras, pertencente a um equino do presente estudo.....	44
Figura 11. Imagem do trato de entrada e saída do ventrículo direito, pertencente a um equino do presente estudo.....	44
Figura 12. Imagem do trato de saída do ventrículo esquerdo, pertencente a um equino do presente estudo.....	45
Figura 13. Imagem em modo M, pertencente a um equino do presente estudo.....	47
Figura 14. Imagem em modo Doppler pulsátil. Adaptado de Marr, C. & Bowen, M. (2010), Cardiology of the Horse, 2 nd ed. Chapter 9, 109, Saunders Elsevier.....	51
Figura 15. Imagem em modo Doppler a cores, pertencente a um equino do presente estudo.....	54
Figura 16. Imagem em modo Doppler a cores, pertencente a um equino do presente estudo.....	54

Figura 17. Imagem em modo Doppler tissular. Adaptado de Boon, J.A. (2011). Evaluation of size, function, and hemodynamics. In: Boon JA, editor. Veterinary echocardiography (2nd Ed., pp. 153-256, 610). Ames, IA: Wiley-Blackwell.....57

ÍNDICE DE GRÁFICOS

Gráfico 1. Percentagem de consultas das diferentes áreas da Medicina de Equinos, observadas ao longo dos estágios curriculares.....	13
Gráfico 2. Percentagem de exames imagiológicos observados ao longo dos estágios curriculares.....	14
Gráfico 3. Percentagem de cirurgias assistidas durante os estágios curriculares.....	14
Gráfico 4. Distribuição dos animais por idade.....	65

1. CASUÍSTICA DURANTE O ESTÁGIO CURRICULAR

O estágio curricular foi realizado em duas fases e incidiu sobretudo na área de Medicina Desportiva em Equinos. A primeira fase foi realizada em clínica ambulatoria, abrangendo a região de Lisboa e Vale do Tejo e Algarve, sob orientação da Dra. Rita Rocha Pires, com duração de 1 mês, entre o dia 1 e 31 de Dezembro de 2017. A segunda fase foi realizada no Hospital Veterinário de Equinos em Santo Estêvão e em clínica ambulatoria, abrangendo a região Centro e Lisboa e Vale do Tejo, sob orientação do Dr. João Borges, com duração de 3 meses, entre o dia 1 de Janeiro e 31 de Março de 2018. Durante o período em Hospital, houve a colaboração de todo o corpo clínico do mesmo.

Na primeira fase do estágio, a casuística, ilustrada no gráfico 1, incidiu, maioritariamente, em medicina desportiva, nomeadamente no diagnóstico de lesões ortopédicas, como afeções do aparelho músculo-esquelético e articulares, concretamente alterações de tecidos moles, como tendinites do tendão flexor digital superficial e profundo, desmites dos ramos do ligamento suspensor do boleto e alterações ósseas, como fratura parcial do rádio e osteoartrite. Foram observados casos de abscesso no casco e lombalgia. Nos casos de claudicação, foram realizados exames estáticos e dinâmicos, testes de flexão, bloqueios anestésicos regionais, sempre que necessário e exames complementares de diagnóstico, como a radiologia digital direta e a ultrasonografia. O tratamento foi direccionado a cada caso, envolvendo administração de fármacos.

Na área de medicina interna, a casuística incidiu sobre casos pontuais de análises clínicas, problemas respiratórios - tendo sido realizada lavagem broncoalveolar, cólicas - tendo sido realizada monitorização de sinais vitais, entubação nasogástrica, palpação retal e tratamento sintomático.

Na área de reprodução, foi realizada orquiectomia em estação. As cirurgias encontram-se ilustradas no gráfico 3. Na área de neurologia, foi reportado um caso de shivering. Na área de oftalmologia, foram observados casos de úlceras e infecções oculares. Foram reportados casos de alterações dermatológicas e realizados exames em ato de compra e tratamentos odontológicos. Na medicina preventiva, foram realizadas ações de profilaxia, como vacinações e desparasitações.

Os meios complementares de diagnóstico, incluíram radiologia digital direta, ultrasonografia, análises hematológicas e bioquímicas. Os exames imagiológicos encontram-se ilustrados no gráfico 2.

Na segunda fase do estágio, a casuística, ilustrada no gráfico 1, incidiu, maioritariamente, em medicina desportiva, nomeadamente no diagnóstico de lesões ortopédicas, como afeções do aparelho músculo-esquelético e articulares, concretamente alterações de tecidos moles, como tendinites do tendão flexor digital superficial e profundo, desmites dos ramos do ligamento suspensor do boleto e alterações ósseas, como osteoartrite, osteoartrose, osteocondrite dissecante (OCD) e fragmentos articulares. Foram observados casos de abcesso no casco e lombalgia. Nos casos de claudicação, foram realizados exames estáticos e dinâmicos, testes de flexão, bloqueios anestésicos regionais, sempre que necessário e exames complementares de diagnóstico, como a radiologia digital direta e a ultrasonografia. O tratamento foi direcionado a cada caso, envolvendo administração de fármacos, infiltração intra-articular e Plasma Rico em Proteínas (PRP).

Na área de medicina interna, a casuística incidiu sobre casos pontuais de insuficiência renal aguda, problemas respiratórios - com um caso de quisto nasal, cólicas - tendo sido realizada monitorização de sinais vitais, entubação nasogástrica, palpação retal e tratamento sintomático. Na área de cardiologia foram realizadas ecocardiografias de rotina.

Na área de neurologia, foi reportado um caso de shivering. Na área de oftalmologia, foram observados casos de úlceras corneais e uveítes. Foram reportados casos de alterações dermatológicas, realizados exames em ato de compra e tratamentos odontológicos. Na medicina preventiva, foram realizadas ações de profilaxia, como vacinações e desparasitações.

Relativamente às cirurgias, foram realizadas orquiectomias em estação, a campo, orquiectomias em decúbito, em ambiente hospitalar, artroscopias e remoção de massa no prepúcio. As cirurgias encontram-se ilustradas no gráfico 3. Foi realizada uma necropsia.

Os meios complementares de diagnóstico incluíram radiologia digital direta, ultrasonografia, venografia - para casos de laminite, endoscopia, análises hematológicas e bioquímicas. Os exames imagiológicos encontram-se ilustrados no gráfico 2.

O estágio, no seu todo, incluiu a participação em cirurgias, como anestesta, circulante, assistente na preparação pré-cirúrgica e cuidados pós-cirúrgicos, bem como na realização de assepsia para posteriores bloqueios anestésicos e administração de fármacos e auxílio na realização de exames complementares. O número total de casos do estágio curricular foi de 304, sendo que o número total da componente imagiológica foi de 155 e de cirurgias de 10.

Este estágio curricular criou condições para consolidar os conhecimentos e experiências adquiridos em todo o percurso académico, e permitiu consolidar competências específicas, no terreno, ressalvo a importância da diversidade de situações/casos clínicos, em cenários clínicos

considerados fundamentais para o meu futuro profissional e pessoal, com a expectativa de poder acrescentar valor ao meu desempenho.

Área clínica das consultas observadas durante os estágios curriculares

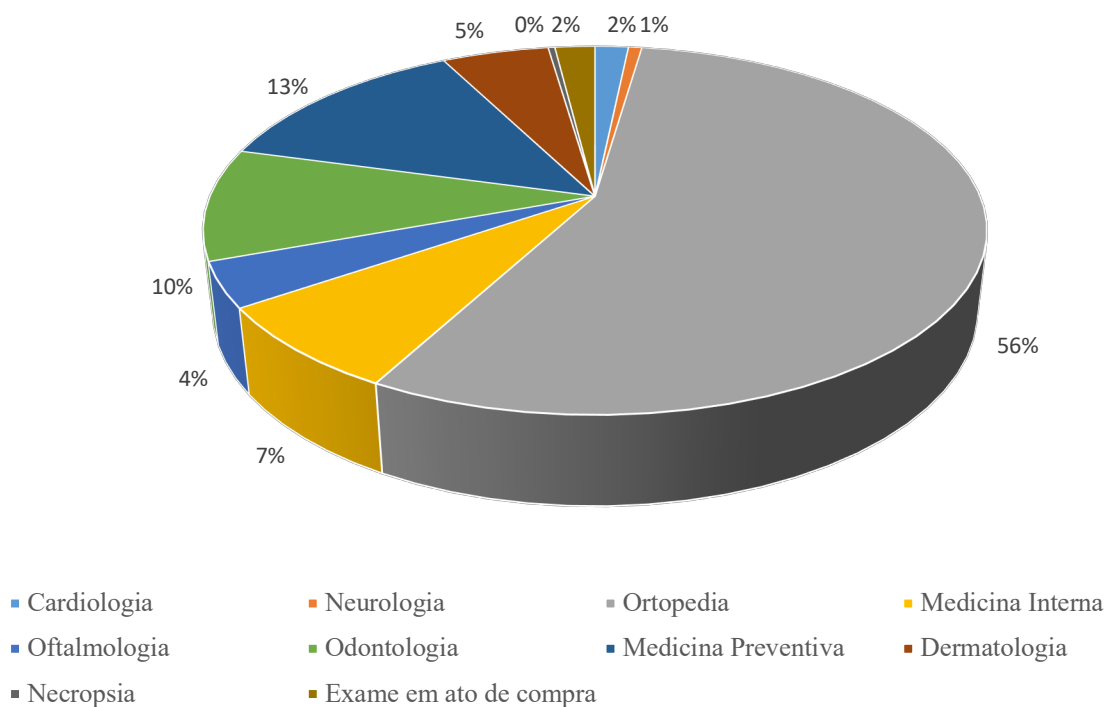


Gráfico 1. Percentagem de consultas das diferentes áreas da Medicina de Equinos, observadas ao longo dos estágios curriculares.

Componente imagiológica observada durante os estágios curriculares

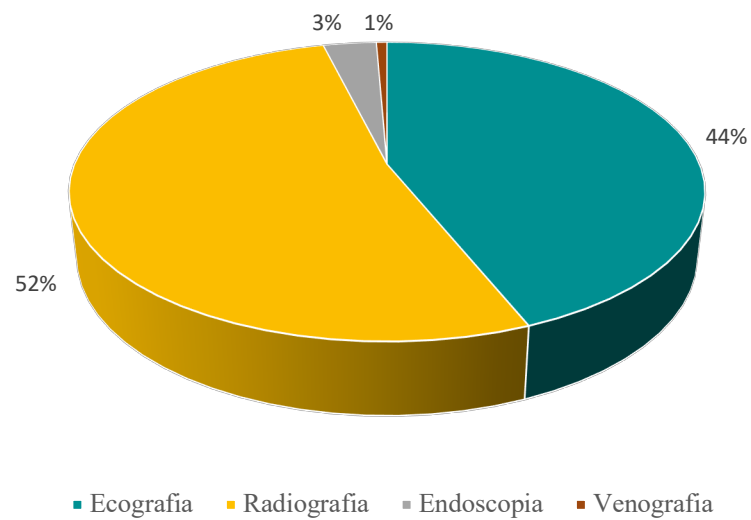


Gráfico 2. Percentagem de exames imagiológicos observados ao longo dos estágios curriculares.

Percentagem de cirurgias assistidas durante os estágios curriculares

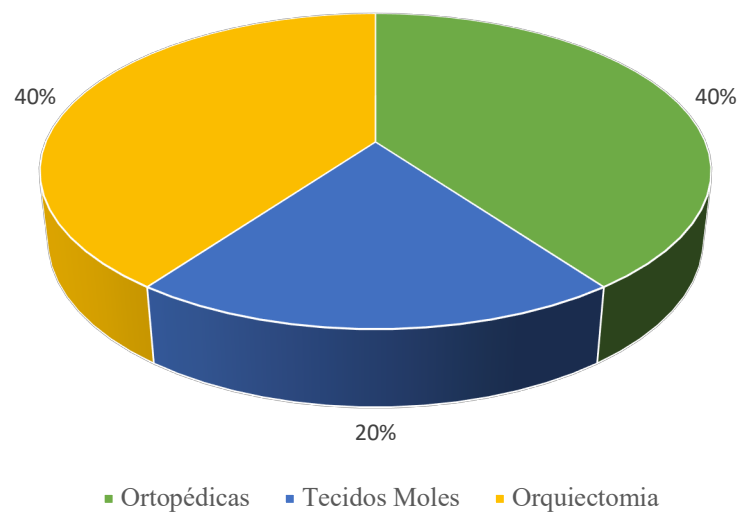


Gráfico 3. Percentagem de cirurgias assistidas durante os estágios curriculares.

2. INTRODUÇÃO

2.1) Anatomia cardíaca

2.1.1) Conformação externa

O coração apresenta a face auricular ou esquerda, marcada pelo sulco interventricular esquerdo, a face atrial ou direita, marcada pelo sulco interventricular direito, o bordo ventricular direito e o bordo ventricular esquerdo (Koning, 2011). Em vista lateral direita, apresenta a veia (v.) cava cranial e caudal, a aurícula direita e esquerda, o VD e VE (Serôdio, 2003; Koning, 2011) (Figura 1). Apresenta em vista lateral esquerda, o tronco (tr.) pulmonar, a aurícula direita e esquerda, o ventrículo direito (VD) e ventrículo esquerdo (VE) (Figura 2).

A divisão do coração em quatro compartimentos, manifesta-se externamente pelos sulcos coronário, interventricular paraconal, do lado esquerdo, e interventricular subsinuoso, do lado direito (Serôdio, 2003; Koning, 2011).

O VD não atinge o ápex do coração e estende-se dorsalmente e à esquerda para formar o trato de saída direito, que leva à artéria pulmonar (AP) principal, deste modo, a AP surge do lado esquerdo do VD e curva-se dorsalmente, caudalmente e medialmente para correr sob a artéria aorta (AO) descendente, onde se ramifica para a esquerda e para a direita (Marr & Bowen, 2010). O ramo direito da AP passa sobre a parte cranial do átrio esquerdo (AE) e sob a traqueia, enquanto que o ramo esquerdo da AP está em contato com a maior parte da superfície dorsal do AE. O VE é cónico e forma a maior parte do aspeto caudal do coração, incluindo o ápice (Marr & Bowen, 2010) (Figura 3).

A v. cava cranial, que drena as estruturas da cabeça e pescoço, entra na parte mais dorsal do átrio direito (AD), a v. cava caudal, que drena as estruturas abdominais, entra na parte mais caudal do AD e a v. ázigos direita, que drena parte do tórax, entra entre as duas veias (vv.) cavas no AD (Marr & Bowen, 2010). O segmento proximal da AO corresponde à aorta ascendente, a mesma segue dorsalmente e cranialmente entre a AP à esquerda e o AD à direita, continuando caudalmente e para a esquerda como aorta descendente (Marr & Bowen, 2010) (Figura 3).

Exteriormente, o coração encontra-se envolvido pelo pericárdio, sendo este uma bolsa fibro-serosa que atua como uma barreira a infecções, permite o movimento livre do coração dentro da cavidade torácica e limita a expansão dos ventrículos durante a diástole, impedindo a expansão além dos limites elásticos. O pericárdio é constituído por duas membranas denominadas de pericárdio fibroso e pericárdio seroso, sendo este último constituído por lâmina

parietal e lâmina visceral, apresentando entre as suas lâminas, a cavidade pericárdica. Na cavidade pericárdica encontra-se fluido seroso livre, o fluido pericárdico (Patteson, 2002; Serôdio, 2003; Marr & Bowen, 2010; Koning, 2011).

O coração é irrigado através das artérias (aa.) coronárias, recebendo cerca de 10 a 15% do volume total de sangue bombeado pelo VE. A artéria (a.) coronária esquerda, apresenta o ramo (r.) interventricular paraconal e o r. circunflexo e a a. coronária direita apresenta o r. interventricular subsinuoso. O equino apresenta um suprimento tipo coronário bilateral (Patteson, 2002; Serôdio, 2003; Marr & Bowen, 2010).

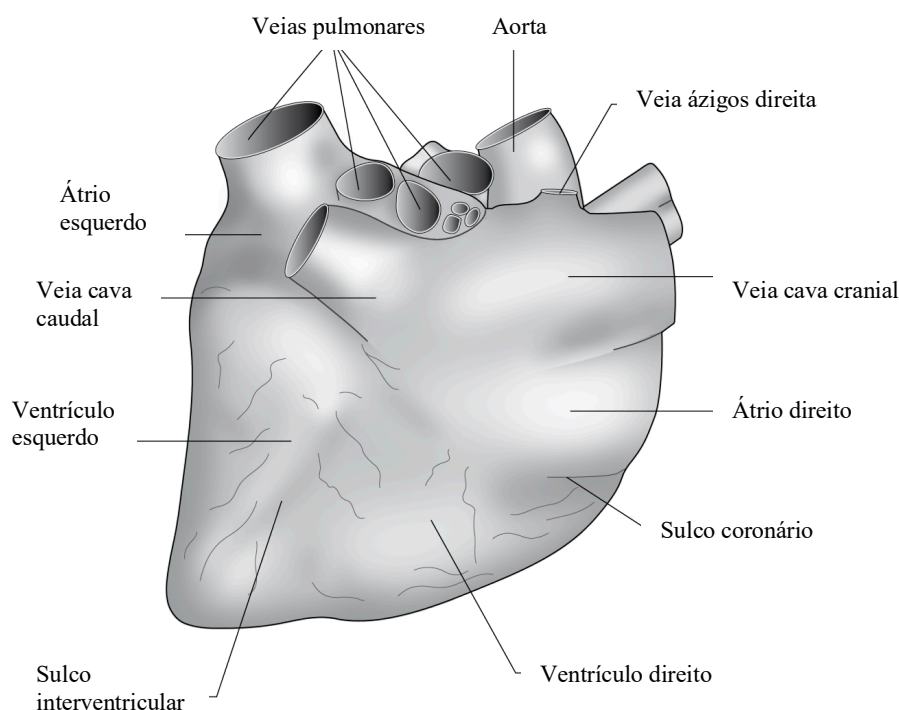


Figura 1. Vista externa do coração pelo lado direito. Adaptado de Marr, C. & Bowen, M. (2010).

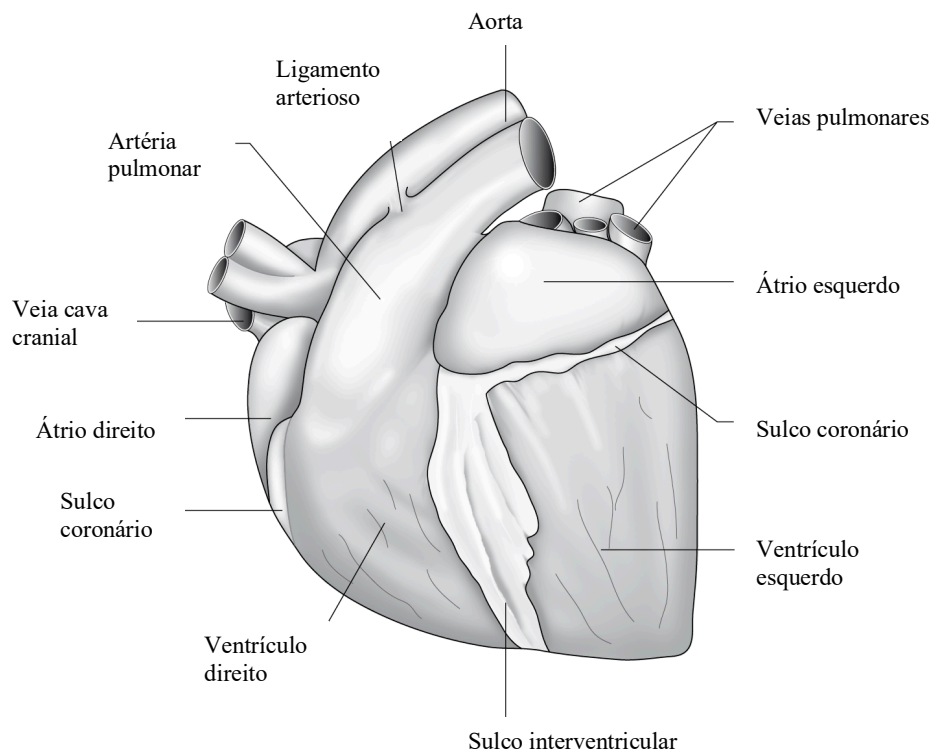


Figura 2. Vista externa do coração pelo lado esquerdo. Adaptado de Marr, C. & Bowen, M. (2010).

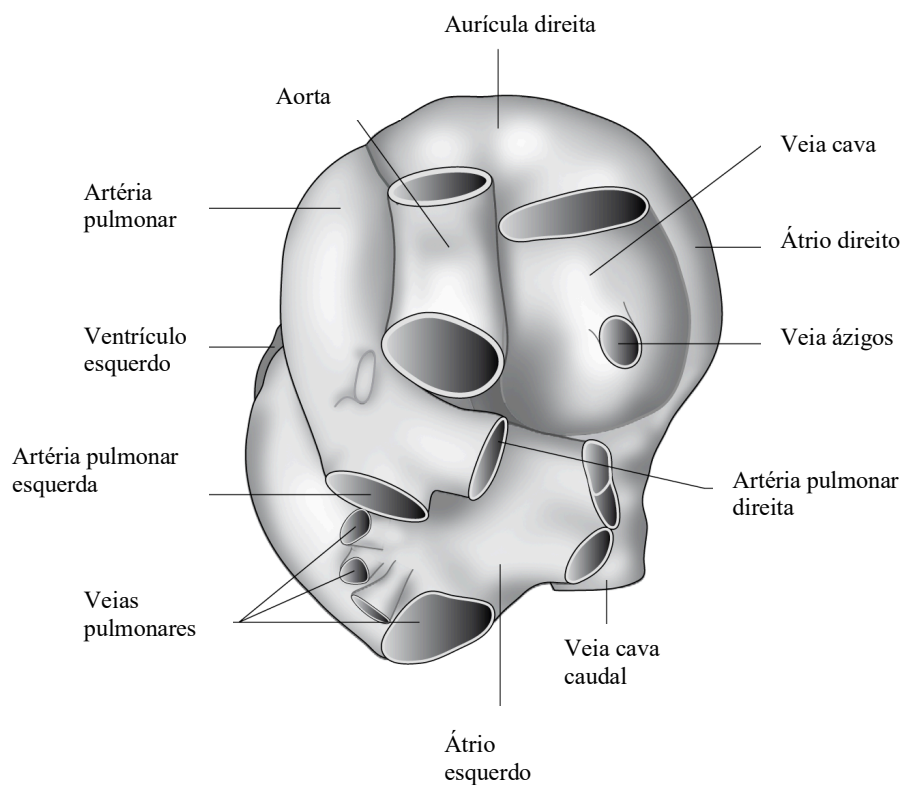


Figura 3. Vista da base do coração, vista de cima. Adaptado de Marr, C. & Bowen, M. (2010).

2.1.2) Estrutura interna

O AD ocupa a parte cranial da base do coração e apresenta o seio venoso e coronário, no qual as vv. drenam e o AE ocupa a parte caudal da base do coração (Marr & Bowen, 2010).

Na superfície interna do AD, existem músculos pectíneos e dorsalmente os mesmos formam a crista terminal, na base da aurícula. A fossa oval é um divertículo que se encontra na entrada da v. cava caudal, sendo a mesma um remanescente do foramen oval, comunicação entre os dois átrios no feto. É no AD que desemboca a v. cava cranial e caudal e a v. ázigos direita (Serôdio, 2003; Marr & Bowen, 2010).

A divisão entre o AD e o VD é feita através da valva atrioventricular (AV) direita ou valva tricúspide, sendo composta por três válvulas, septal, parietal, que se encontra na margem direita, e angular, que se encontra entre a abertura AV e o trato de saída direito. As válvulas da valva tricúspide encontram-se ancoradas aos músculos papilares do VD por cordas tendíneas (Patteson, 2002; Serôdio, 2003; Marr & Bowen, 2010) (figuras 4 e 7). A superfície interna do VD é trabeculada e as bandas moderadoras que atravessam o lúmen, transportam tecido de condução. O ventrículo apresenta parede, endocárdio, que é menos espesso que o lado esquerdo, músculos (mm.) papilares magno, subarterial e papilares menores. O VD está em contacto com a AP, apresentando a valva pulmonar, sendo esta formada por três válvulas em forma de meia lua, a válvula semilunar direita, esquerda e intermédia. A porção da parede que divide os ventrículos é denominado de septo interventricular (SIV) e a restante denominada de parede livre (Patteson, 2002; Serôdio, 2003; Marr & Bowen, 2010). O SIV é maioritariamente composto por tecido muscular, contudo, na sua porção mais dorsal o septo membranoso ou não muscular é mais fino e composto por tecido fibroso (Patteson, 1996; Serôdio, 2003; Marr & Bowen, 2010) (figura 4).

O AE, apresenta óstios das vv. pulmonares e mm. pectíneos e a sua divisão com o VE é feita através da valva AV esquerda, mitral ou bicúspide, sendo esta constituída por duas grandes válvulas, a septal e a parietal, que são maiores e mais espessas do que as da valva tricúspide. Estas válvulas encontram-se ancoradas aos músculos papilares subauricular e subatrial do VE por cordas tendíneas, sendo este ventrículo cónico e as suas paredes, denominadas endocárdio, são três vezes mais espessas que as do VD. O VE encontra-se em contacto com a valva aórtica (Patteson, 2002; Serôdio, 2003; Marr & Bowen, 2010) (figuras 5 e 6).

A valva da AO apresenta três válvulas em meia lua, a válvula semilunar septal, semilunar esquerda e semilunar direita, que são mais fortes e mais espessas do que as da valva

pulmonar, sendo que as mesmas se encontram ancoradas aos tecidos fibroso e cartilaginoso que compõem o anel aórtico (Serôdio, 2003; Marr & Bowen, 2010). A base da aorta é de forma bulbosa, designando-se por seio de Valsalva e a junção sino-tubular marca o ponto em que o vaso se torna mais tubular. O ligamento arterioso pode ser encontrado no local correspondente ao remanescente do ducto arterioso, um vaso que une a AP à AO descendente, no feto (Marr & Bowen, 2010) (figura 7).

O tecido muscular dos átrios é separado do dos ventrículos por um tecido fibroso que circunda os orifícios AV; o músculo (m.) miocárdio encontra-se entre o epicárdio e o endocárdio, contraindo-se de forma a bombear o sangue para as grandes aa. e relaxa no início da diástole de forma a permitir o enchimento dos ventrículos (Patteson, 1996; Patteson, 2002).

De forma a fornecer sangue ao miocárdio, duas artérias coronárias surgem do seio de Valsalva e as vv. coronárias drenam no seio coronário, abrindo-se o mesmo diretamente no AD, ventral à v. cava caudal; diversas vv. mais pequenas drenam diretamente para o AD. Existe um extenso suprimento nervoso autónomo para o coração, do nervo vago e do tronco simpático (Marr & Bowen, 2010).

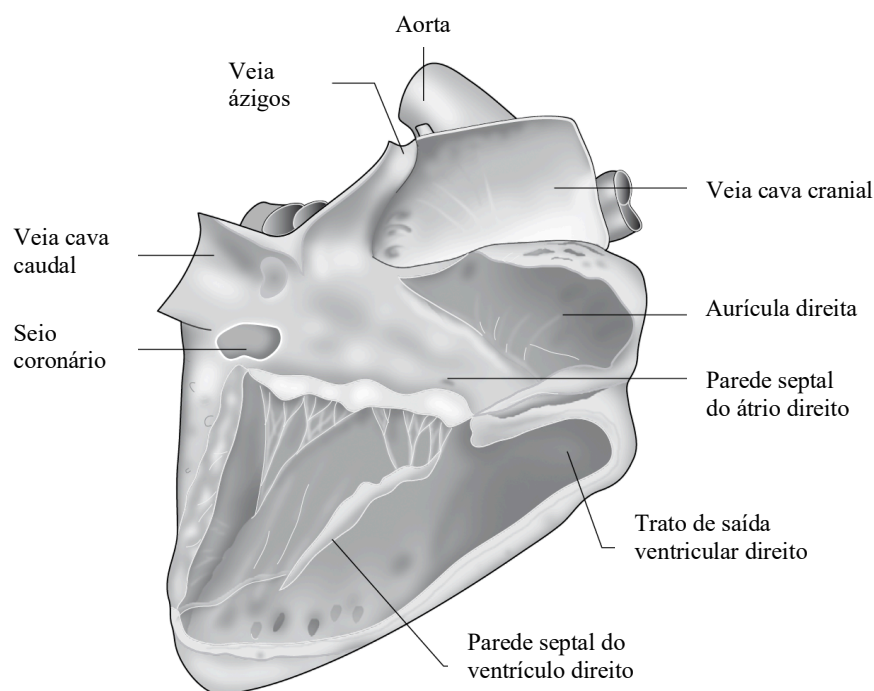


Figura 4. Vista interior do lado direito do coração. Adaptado de Marr, C. & Bowen, M. (2010).

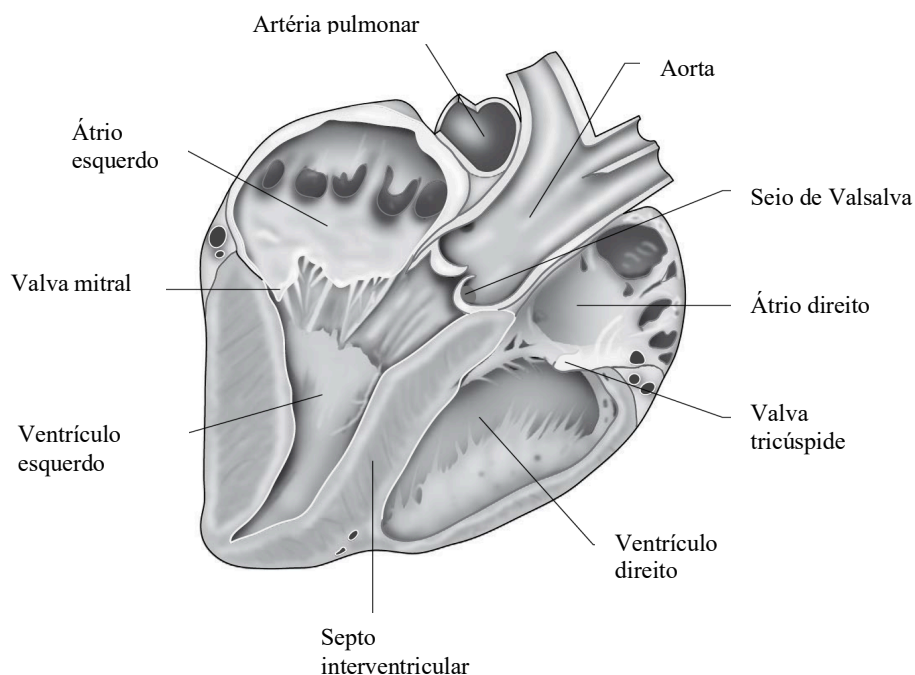


Figura 5. Secção do centro do coração, visto do lado direito. Adaptado de Marr, C. & Bowen, M. (2010).

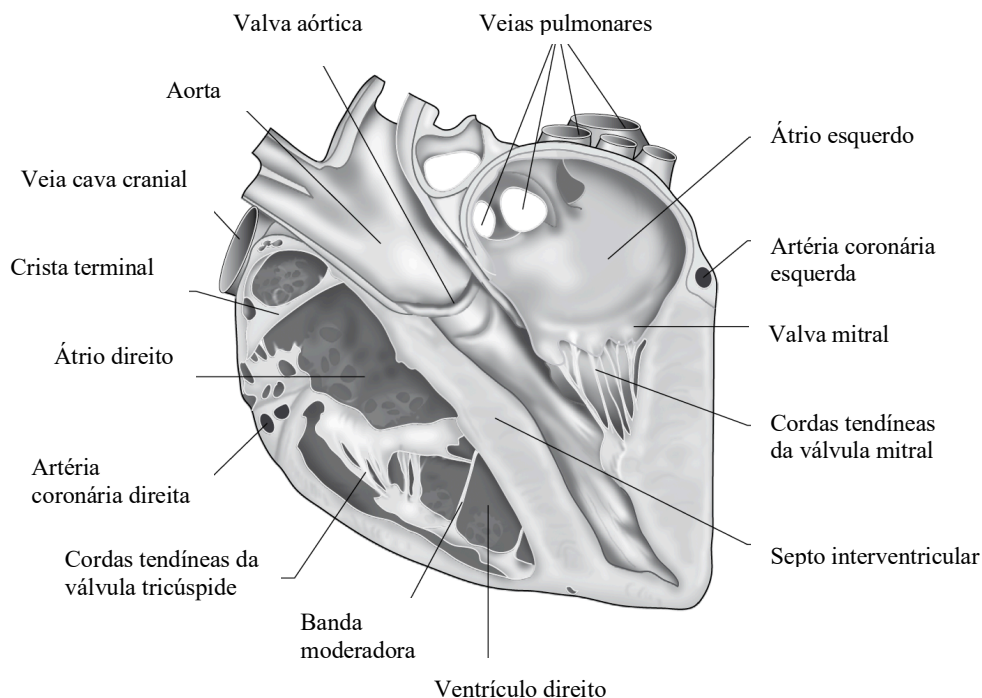


Figura 6. Secção do centro do coração, visto do lado esquerdo. Adaptado de Marr, C. & Bowen, M. (2010).

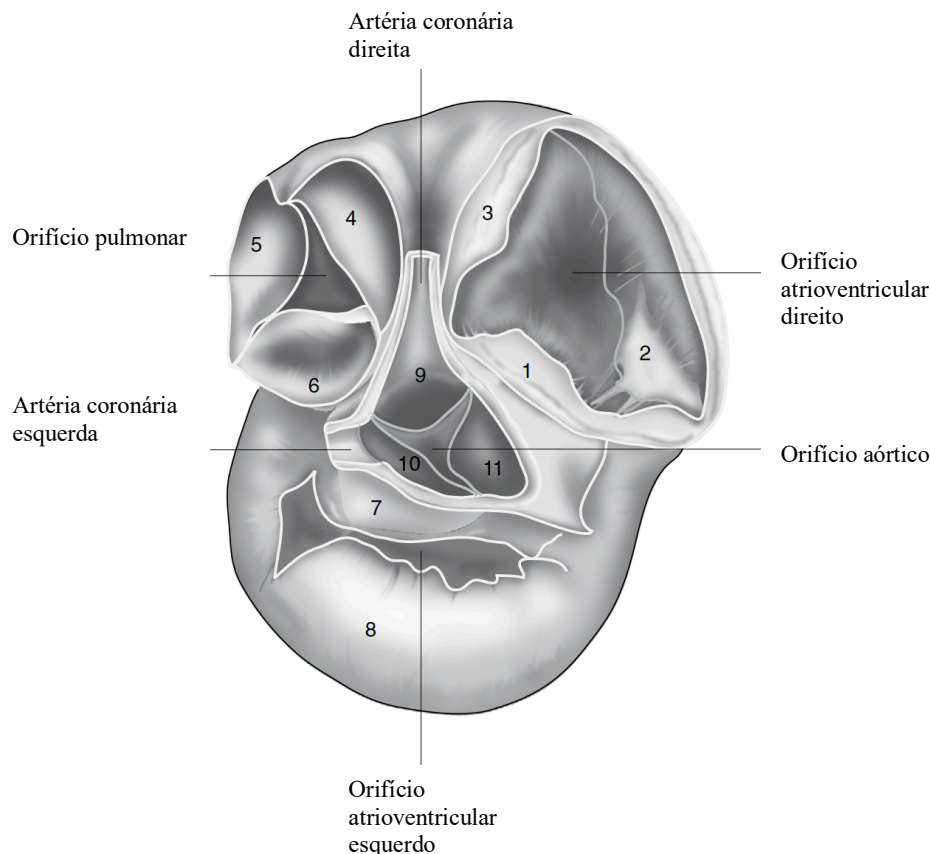


Figura 7. Secção transversal da base do coração. Valva tricúspide: válvula septal (1), parietal (2) e angular (3); valva pulmonar: válvula semilunar direita (4), semilunar intermédia (5) e semilunar esquerda (6); valva mitral: válvula septal (7) e parietal (8); valva aórtica: válvula semilunar direita (9), semilunar esquerda (10) e semilunar septal (11). Adaptado de Marr, C. & Bowen, M. (2010).

2.2) Topografia cardíaca

O coração encontra-se localizado no mediastino médio, na cavidade torácica, sendo que a maior parte, cerca de 60%, se posiciona à esquerda do plano mediano (Patteson, 2002; Marr & Bowen, 2010; Koning, 2011). A sua base encontra-se voltada dorsalmente e o ápex ventralmente ao tórax, próximo ao esterno, localizado acima da última esternebra, cranial à porção esternal do diafragma. O eixo longo do coração está orientado aproximadamente 10° na vertical, na direção dorso-ventral (Patteson, 2002; Serôdio, 2003; Marr & Bowen, 2010; Koning, 2011).

A porção cranio-caudal ocupa o espaço de três costelas e/ou espaços intercostais, prolongando-se entre a 3ª e a 6ª costelas, projetando-se até ao diafragma (Serôdio, 2003; Koning, 2011). Grande parte da face do coração é coberta por pulmão, sendo que a incisura cardíaca dos pulmões permite que o coração fique em contacto com a parede torácica lateral,

do 3º ao 5º espaço intercostal (EIC), do lado esquerdo e do 3º ao 4º EIC à direita, caudal ao m. tríceps, separado apenas pelo pericárdio, pelo mediastino e pela pleura (Budras *et al.*, 2009; Koning, 2011).

2.3) Fisiologia cardíaca

2.3.1) Propriedades elétricas do coração

O controlo do sistema cardiovascular é mediado por centros reguladores no encéfalo através do sistema nervoso autónomo (SNA) (Patteson, 2002; Marr & Bowen, 2010).

O estímulo elétrico normal através da via de condução dentro do coração, resulta numa contração e relaxamento coordenados do miocárdio, sendo essencial para uma função cardíaca eficiente, já o controlo do sistema por mecanismos homeostáticos internos, resulta num ritmo cardíaco normal e modula a frequência cardíaca, de forma a manter um débito cardíaco apropriado (Patteson, 2002). Segundo Menzies-Gow (2001), em repouso, a frequência cardíaca (FC) varia entre 28 a 44 batimentos por minuto, enquanto que Reef (1985b) e Fregin (1992) mencionam 24 a 50 batimentos por minuto, aumentando para um máximo de 220 a 240 batimentos por minuto, durante o exercício (Fregin, 1992).

Após a despolarização dos miócitos, o cálcio entra na célula para desencadear a libertação de depósitos de cálcio que se encontram no retículo sarcoplasmático. O cálcio interage com o complexo de troponina, nos filamentos de actina e miosina, de forma a encurtar os miofilamentos e desenvolver tensão. Estes eventos são potencializados pela atividade simpática ou por fármacos como, por exemplo, digoxina ou dobutamina (Brown & Holmes, 1979a,b).

Segundo Tilley (1985) e Patteson (2002), o tecido cardíaco tem quatro características importantes, a condutividade, a excitabilidade, a automatização e a refração e essas mesmas propriedades estão presentes em diferentes células do coração e em diferentes graus.

Condutividade: As células cardíacas, os miócitos, possuem um sincronismo funcional que permite que o impulso passe de célula para célula, possuindo propriedades condutoras rápidas ou lentas, que regem a taxa de propagação do impulso elétrico através delas (Patteson, 2002; Marr & Bowen, 2010).

Excitabilidade: Como o tecido nervoso, as células cardíacas quando atingem um limite, são completamente despolarizadas por um potencial de ação (Patteson, 2002; Marr & Bowen, 2010).

Automatização: As células cardíacas especializadas possuem automatismo, ou seja, despolarizam espontaneamente, devido ao potencial da membrana que se torna menos negativo até atingir o potencial de limiar (Patteson, 2002).

Refração: A refração garante que todas as células cardíacas tenham um período após a ativação, durante o qual nenhum nível de estímulo adicional causará um potencial de ação; é uma característica importante das células miocárdicas porque evita o espasmo tetânico do músculo cardíaco (Patteson, 2002; Marr & Bowen, 2010).

A contração dos miócitos, ocorre apenas em resposta à geração de potenciais de ação nas membranas celulares, deste modo, a função mecânica normal do coração requer uma sequência ordenada de geração de potencial de ação e propagação através do miocárdio atrial e ventricular. A automaticidade ocorre normalmente como uma propriedade inerente dos miócitos do nó sinoatrial (SA), do nó AV e das fibras de condução especializadas do sistema de His e Purkinje (Patteson, 2002; Marr & Bowen, 2010), sendo as células com a taxa de automaticidade mais rápida denominadas de células marcapasso, existindo uma hierarquia de células com diferentes taxas de automatização. Em circunstâncias normais, as células do nó SA têm a taxa mais rápida de geração de potencial de ação, conseqüentemente, o nó SA é o local de formação de impulsos num coração saudável, atuando como pacemaker, sendo o ritmo normal denominado de ritmo sinusal (Patteson, 2002; Marr & Bowen, 2010; Verheyen *et al.*, 2010). O nó SA é ricamente innervado pelo sistema nervoso simpático (SNS) e sistema nervoso parassimpático (SNP), que fornecem estímulos para alterar a frequência cardíaca (FC) (Marr & Bowen, 2010). O nó AV, o sistema His e as fibras de Purkinje também têm automatização e podem-se tornar o marcapasso dominante caso o nó SA não seja despolarizado, sendo que em alguns estados de doença, as fibras de Purkinje também podem atuar como pacemaker (Patteson, 2002; Marr & Bowen, 2010).

A célula em repouso apresenta uma concentração muito alta de potássio e baixa de sódio e cálcio, sendo que as diferentes concentrações de íons em cada lado da membrana, resultam numa diferença de potencial na carga elétrica. O potencial intracelular de uma célula em repouso é de -90 mV (milivolt) em comparação com o líquido extracelular, contudo, em tecidos de condução lenta, como o nó SA e AV, o potencial de repouso é menos negativo, cerca de -60 mV (Noble, 1979; Patteson, 2002; Marr & Bowen, 2010). A despolarização resulta numa inversão dessa diferença de potencial, ficando a +20 mV, sendo seguida de repouso e diferentes correntes provocam o movimento de diferentes íons, cada um dos quais afeta o potencial de membrana (Patteson, 2002; Marr & Bowen, 2010).

A despolarização inicia-se sempre que uma célula atinge o potencial de limiar, espontaneamente no caso das células pacemaker ou como resultado da despolarização normal de células adjacentes no caso da via de condução e células miocárdicas (Patteson, 2002; Marr & Bowen, 2010).

Em seguida, ocorre a repolarização, onde o sódio é bombeado para fora das células em troca de potássio, resultando num retorno do potencial de membrana para o nível de repouso e esta fase deve ocorrer antes que outro impulso seja transmitido, ou antes que as células do miocárdio se contraíam de novo (Patteson, 2002; Marr & Bowen, 2010). A primeira fase é a fase de repolarização rápida, onde ocorre uma queda relativamente pequena, mas acentuada do potencial, em direção a 0 mV; em seguida ocorre a fase de platô, durante a qual uma interação complexa dos movimentos de iões que envolvem sódio, potássio, cálcio, magnésio e cloreto, associados a diferentes canais e bombas, resulta numa diminuição do potencial intracelular; a última fase, corresponde a uma fase de repolarização rápida, onde sai sódio da célula e entra potássio, resultando num retorno do potencial de ação, ao nível de repouso, sendo que os miócitos recuperam gradualmente a excitabilidade (Hamlin & Smith, 1965; Noble, 1979; Tilley, 1985; Fish, 1988; Kadish, 2004; Kondo *et al.*, 2004).

Se a direção do impulso for na direção do eletrodo positivo, a deflexão no eletrocardiograma (ECG) irá ser positiva, pelo contrário, se o impulso se afastar do eletrodo positivo, a deflexão irá ser negativa (Patteson, 1996). O processo de condução normal segue uma determinada ordem, o impulso segue do nó SA, através do miocárdio atrial, passa o nó AV, o sistema de His e Purkinje, por todo o ventrículo (Verheyen *et al.*, 2010).

A partir do nó SA, o impulso dissemina-se pelos átrios, despolarizando primeiro o AD e depois o AE, até ao nó AV, produzindo potenciais elétricos, formando a onda P no eletrocardiograma (Menzies-Gow, 2001; Patteson, 2002; Marr & Bowen, 2010; Verheyen *et al.*, 2010). Como a propagação do impulso cardíaco através dos átrios está numa direção de dorsal para ventral, as ondas P são tipicamente positivas no ECG, devendo a sua duração ser inferior a 0,16 seg (segundos) (Patteson, 2002; Bonagura & Reef, 2004; Marr & Bowen, 2010). Em seguida, o impulso é conduzido lentamente através do nó AV, sendo este afetado pelo tónus vagal, percorre o SIV e devido ao seu alto potencial de repouso, apenas um pequeno número de células é afetado, sendo assim, nenhuma deflexão é observada no ECG, produzindo um atraso na condução que é reconhecido por um segmento isoeletrico, segmento PR, no ECG, tendo o mesmo a duração máxima de 0,5 seg (Patteson, 1996; Patteson, 2002; Bonagura & Reef, 2004; Marr & Bowen, 2010).

Após a passagem pelo nó AV, o impulso cardíaco é rapidamente conduzido através do feixe de His e sistema Purkinje, até às fibras terminais do sistema Purkinje e aos miócitos ventriculares (Patteson, 2002; Marr & Bowen, 2010; Verheyen *et al.*, 2010), sendo que o sistema Purkinje nos equinos é amplamente distribuído por todo o miocárdio ventricular direito e esquerdo, penetrando toda a espessura das paredes ventriculares (Patteson, 2002). A primeira fase de ativação ventricular em cavalos, consiste na despolarização de uma pequena região apical do septo, essa despolarização precoce vai muitas vezes numa direção geral esquerda a direita e ventral, assim sendo, os potenciais elétricos gerados podem produzir a porção inicial do complexo QRS no ECG (Menzies-Gow, 2001; Patteson, 2002; Verheyen *et al.*, 2010). No entanto, há uma variação significativa na direção desta fase inicial de ativação ventricular e, em alguns cavalos, os vetores da atividade elétrica local efetivamente se anulam, eliminando assim qualquer deflexão no ECG (Patteson, 2002). Segundo Patteson (2002), a duração do complexo QRS em cavalos normais, pode variar entre 0,08 e 1,4 segundos, já Bonagura & Reef (2004), mencionam que a duração do complexo QRS não deve exceder 0,14 segundos.

Imediatamente após a ativação ventricular precoce da porção apical do septo, ambos os ventrículos e a porção média do septo são despolarizados com uma única ativação, resultante da vasta distribuição e penetração do feixe do sistema His (ramos esquerdo e direito) e da rede de Purkinje, contudo a despolarização do feixe de His e da rede de Purkinje não é detectada no ECG (Patteson, 2002). A fase final da ativação ventricular consiste na despolarização do terço basilar do septo, que ocorre numa direção de apical a basilar, sendo responsável por gerar a maior parte do complexo QRS e normalmente produz uma deflexão negativa no mesmo (Marr & Bowen, 2010).

O sistema Purkinje do equino é amplamente distribuído por todo o miocárdio do ventrículo direito e esquerdo, penetrando toda a espessura das paredes ventriculares, esta vasta distribuição é fisiologicamente importante porque a velocidade de condução dos miócitos ventriculares funcionais é aproximadamente 6 vezes mais lenta do que a velocidade de condução das células de Purkinje (Marr & Bowen, 2010).

Cada célula do coração é repolarizada após a despolarização, sendo a repolarização ventricular vista como onda T, esta varia em tamanho e orientação e é particularmente dependente da FC (Menzies-Gow, 2001; Patteson, 2002; Verheyen *et al.*, 2010), sendo que, durante o exercício ou stress, a sua polaridade torna-se oposta ao complexo QRS (Senta *et al.*, 1970). O intervalo QT, em cavalos saudáveis, não ultrapassa os 0,58 seg (Bonagura & Reef, 2004). A mudança no campo elétrico causada pela repolarização atrial pode ou não ser vista e é denominada de onda T atrial ou onda Ta (Tilley, 1985; Patteson, 2002; Verheyen *et al.*, 2010).

2.3.2) O ciclo cardíaco

A duração da circulação, necessária para que uma célula sanguínea saia do coração, percorra todo o corpo e retorne, é de aproximadamente 30 segundos em animais de grande porte (Koning, 2011). O débito cardíaco depende do volume sistólico e da frequência cardíaca e o volume sistólico depende de três fatores importantes: pré-carga, pós-carga e contractilidade (Patteson, 2002).

O sangue desoxigenado que retorna do corpo pelas vv. cavas, entra no lado direito, no AD e passa para o VD, de onde é direcionado através da AP para os pulmões, para oxigenação, processo denominado de pequena circulação ou circulação pulmonar (Marr & Bowen, 2010; Koning, 2011). O sangue oxigenado retorna ao AE através da vv. pulmonares, em seguida passa para o VE e é bombeado para o corpo através da AO, processo denominado de grande circulação ou circulação sistêmica (Marr & Bowen, 2010; Koning, 2011).

Relativamente à circulação exclusiva do coração, as artérias coronárias deixam a aorta pelo seio de Valsalva e o sangue venoso do coração desemboca diretamente no AD, através das veias cardíacas direitas e veias cardíacas mínimas, ou no seio coronário, onde desemboca a veia cardíaca magna e a veia oblíqua do AE (Patteson, 2002).

O ciclo cardíaco (figura 8) relaciona temporalmente os eventos mecânicos, elétricos e acústicos, que ocorrem no coração e grandes vasos e o mesmo é geralmente descrito desde o início da sístole até ao fim da diástole (Marr & Bowen, 2010). A sístole é composta pela fase de contração isovolumétrica e ejeção ventricular; a diástole consiste na fase de relaxamento isovolumétrico, fase de enchimento ventricular rápido, diástase e contração atrial. Os eventos mecânicos são estimulados pela despolarização elétrica, desta forma os eventos mecânicos ocorrem ligeiramente depois dos eventos elétricos (Marr & Bowen, 2010). A contração cardíaca ocorre em duas etapas, primeiro o AD e AE começam a contrair e após um atraso de 50 a 150 milissegundos (mseg), o VD e VE começam a contrair (Klein, 2013).

A sístole é o período durante o qual os ventrículos desenvolvem pressão para conduzir o sangue para as grandes artérias, começando no início do complexo QRS, sendo que a parte mecânica começa ligeiramente depois do impulso elétrico, com o início da contração e fechamentos das válvulas AV, coincidindo com as vibrações do primeiro som cardíaco, S1 (Brown & Holmes, 1979a,b; Patteson, 2002; Marr & Bowen, 2010).

Durante a fase de contração isovolumétrica da sístole, a pressão intraventricular aumenta rapidamente e quando a pressão no VE excede a pressão na AO, as válvulas semilunares abrem e o sangue começa a fluir para a mesma (Brown & Holmes, 1979a,b;

Patteson, 2002; Marr & Bowen, 2010). A abertura da valva aórtica marca o fim da contração isovolumétrica e o início da ejeção, sendo que o intervalo entre o início do complexo QRS e a abertura das válvulas semilunares, corresponde ao período pré-ejeção, podendo o mesmo ser medido por ecocardiografia Doppler e é um índice de contractilidade miocárdica ventricular, de modo que os medicamentos inotrópicos positivos encurtam o período pré-ejeção (Miller & Holmes, 1984; Young *et al.*, 1992; Blissitt & Bonagura, 1995a,b,c; Patteson *et al.*, 1995a,b; Young *et al.*, 1997; Young *et al.*, 1998a,b; Rasis *et al.*, 2000; Patteson, 2002; Lightowler *et al.*, 2003; Marr & Bowen, 2010). O período de pré-ejeção inclui o atraso eletromecânico e contração isovolumétrica, correspondendo ao tempo necessário para que o estímulo elétrico resulte na ativação do músculo ventricular (Patteson, 2002; Marr & Bowen, 2010).

Durante a maior parte da fase de ejeção da sístole, a pressão ventricular esquerda excede a pressão aórtica, no entanto, a pressão ventricular esquerda começa a diminuir durante a sístole e no fim da ejeção, a pressão aórtica excede brevemente a pressão ventricular (Reef *et al.*, 1989; Blissitt & Bonagura, 1995a,b,c; Marr & Bowen, 2010). A velocidade do fluxo sanguíneo aórtico atinge um pico durante o primeiro terço da ejeção e depois diminui, sendo invertida brevemente no final da ejeção, fechando abruptamente a valva aórtica. O sangue é ejetado na AO e AP com uma velocidade inicial, que geralmente atinge um pico próximo a 1 mseg e pode ser medido por ecocardiografia Doppler (Reef *et al.*, 1989; Blissitt & Bonagura, 1995a,b,c; Marr & Bowen, 2010). O tempo de ejeção aórtica geralmente excede 400 mseg num cavalo em repouso e reduções na velocidade ou tempo de ejeção, podem indicar alteração da função ventricular esquerda, sendo que um sopro funcional de ejeção sistólica é frequentemente ouvido durante a mesma. No final deste período, como as pressões ventriculares diminuem, as válvulas semilunares fecham, coincidindo com o segundo som cardíaco, S2, marcando o fim da sístole (Smetzer *et al.*, 1970; Brown & Holmes, 1979a,b; Marr & Bowen, 2010). A valva pulmonar pode fechar antes ou depois da valva aórtica (Patterson *et al.*, 1965; Detweiler & Patterson, 1972; Welker & Muir, 1990).

Durante a sístole, o VE atinge a parede torácica esquerda, produzindo o choque pré-cordial. Este movimento precoce sistólico, coincidente com a abertura da valva aórtica, auxilia na auscultação cardíaca e na identificação da área da valva mitral (Reed *et al.*, 2010).

A diástole é o período durante o qual ocorre o enchimento dos ventrículos e a mesma tem início no fechamento da valva aórtica; esta é dividida em relaxamento isovolumétrico, enchimento ventricular rápido, diástase e contração atrial (Guyton, 1986; Shepherd & Vanhoutte, 1992; Opie, 2004). A pressão ventricular esquerda, que vem diminuindo devido ao relaxamento dos miócitos, diminui rapidamente durante o início da diástole, contudo o volume

ventricular permanece constante, pois todas as válvulas cardíacas estão fechadas. Esta fase inicial da diástole corresponde ao relaxamento isovolumétrico, onde ocorre o fechamento das válvulas semilunares e o relaxamento dos ventrículos, resultando numa queda de pressão intraventricular. A taxa de redução da pressão intraventricular durante esta fase do ciclo cardíaco é determinada pela taxa de relaxamento ativo das miofibras (Reef *et al.*, 1989). Quando os ventrículos relaxam e a pressão atrial excede a pressão ventricular, as válvulas AV abrem e o enchimento ventricular começa, marcando o início da fase de enchimento rápido da diástole, durante a qual ocorre um rápido aumento de volume, uma elevação progressiva da pressão no ventrículo e uma diminuição rápida no átrio; neste momento, o enchimento rápido apresenta uma velocidade de cerca de 0,5 a 1 metros (m)/seg, variando diretamente com a FC (Reef *et al.*, 1989). O enchimento rápido está associado a um sopro protodiastólico funcional, o qual é reconhecido pelo terceiro som cardíaco, S3. A perda de volume atrial e o declínio correspondente na pressão atrial é refletida no sulco jugular quando a veia colapsa (Reed *et al.*, 2010).

À medida que a pressão ventricular esquerda diminui e o enchimento ventricular avança, a diferença de pressão AV aproxima-se de zero e o volume ventricular atinge um *plateau*, terminando esta fase quando as propriedades elásticas do ventrículo impedem o enchimento adicional e a pressão intravenosa aumenta acima da dos átrios (Patteson, 2002; Marr & Bowen, 2010). Esta fase da diástole é conhecida como diástase, pois alterações mínimas na pressão intraventricular e no volume estão a decorrer neste momento, onde apenas uma pequena quantidade de sangue flui dos átrios para os ventrículos (Reed *et al.*, 2010). A duração da diástase varia inversamente com a FC e nas frequências cardíacas em repouso, em equinos, a diástase é a fase mais longa da diástole. A diástase torna-se progressivamente mais curta à medida que a FC aumenta mas o encurtamento da diástase a partir do aumento fisiológico da FC, tem um efeito insignificante no enchimento ventricular (Reed *et al.*, 2010). Este período pode durar segundos durante arritmias vagais, com bradicardia sinusal, arritmias sinusais pronunciadas ou bloqueios AV de segundo grau e, com pausas acentuadamente exageradas, a veia jugular pode começar a preencher com destaque (Reed *et al.*, 2010).

A contração atrial é a última fase da diástole e a mesma tem início ligeiramente após a onda P no ECG. Durante esta fase os ventrículos são ativamente preenchidos por sangue, aumentando a pressão ventricular imediatamente antes da sístole e a contração atrial recria um gradiente de pressão AV, que produz um aumento no enchimento do VE (Patteson, 2002; Marr & Bowen, 2010). Em cavalos saudáveis, em repouso, a sístole atrial apresenta efeitos mínimos no enchimento ventricular e performance cardíaca, no entanto, a ausência de contração atrial

ou perda de sincronia AV em cavalos em exercício, tem efeitos adversos consideráveis no enchimento ventricular e no débito cardíaco (Patteson, 2002; Marr & Bowen, 2010).

Os eventos do lado direito do coração são quase simultâneos e análogos aos do lado esquerdo, a principal diferença entre os dois lados do coração é que as pressões sistólicas máximas da artéria pulmonar e do ventrículo direito são menores do que as pressões comparáveis do lado esquerdo (Marr & Bowen, 2010).

Durante o ciclo cardíaco, quatro sons cardíacos são gerados como resultado da rápida aceleração ou desaceleração do sangue, estes sons devem ser audíveis em ambos os lados do tórax, contudo é encontrada alguma variabilidade, com base na condição corporal e os sons são mais altos quando auscultados do lado esquerdo do tórax (Patterson *et al.*, 1965; Brown & Holmes, 1979a,b; Marr & Bowen, 2010). Dois, três ou todos os quatro sons podem ser ouvidos em cavalos saudáveis, contudo nem todos podem estar presentes ou evidentes no mesmo local (Patterson *et al.*, 1965; Brown & Holmes, 1979a,b; Marr & Bowen, 2010). O reconhecimento e compreensão dos sons cardíacos normais fornece informação sobre sopros e presença ou ausência de contração atrial. Normalmente, o primeiro, S1, e segundo, S2, sons cardíacos são os mais altos e audíveis em todos os animais saudáveis (Reed *et al.*, 2010). O S1 é audível no início da sístole mecânica e ocorre em associação com o fechamento das válvulas AV, correspondendo ao som mais alto e com duração mais longa (Patterson, 1965; Fregin, 1982; Reed *et al.*, 2010). O S2 é ouvido no final da sístole com o fechamento das válvulas semilunares, correspondendo a um som mais curto e mais agudo (Patterson, 1965; Fregin, 1982; Reed *et al.*, 2010). O terceiro som cardíaco, S3, se audível, segue o S2 e está associado com o enchimento ventricular precoce, fase de enchimento rápido da diástole; é mais fácil de detetar, colocando o estetoscópio do lado esquerdo, na região do ápex e este som alcança maior intensidade quando ocorre dilatação ventricular e elevadas pressões de enchimento, como insuficiência cardíaca (Reef, 1985b; Reed *et al.*, 2010). O quarto som cardíaco, S4, se audível, é ouvido imediatamente antes de S1 e está associado com a contração atrial (Reef, 1985b; Marr & Bowen, 2010), o mesmo pode ser bastante alto em alguns casos e os sons atriais isolados são comumente auscultados com frequência cardíaca lenta, em repouso, causada por bloqueio AV de segundo grau; no entanto, vários sons S4 isolados indicam bloqueio AV de alto grau (Reef, 1985b; Reed *et al.*, 2010). Os sons transitórios diastólicos são normais (Smetzer & Smith, 1965; Smetzer *et al.*, 1965; Smetzer *et al.*, 1970; Vanselow *et al.*, 1978).

A intensidade dos sons cardíacos deve ser consistente quando o ritmo é regular, contudo pode variar com a presença de arritmias. Os sons cardíacos abafados são auscultados com a presença de efusões pericárdicas ou abscessos pericárdicos, podendo ocorrer apenas num

lado do tórax, contudo também podem ser auscultados em equinos com grandes efusões pleurais e massas mediastinais craniais (Marr & Bowen, 2010; Reed *et al.*, 2010). A acentuação de todos os sons do coração, especialmente o terceiro som, pode ser detetada com ventrículos cheios, a nível de volume ou com acentuada atividade simpática. A projeção de sons cardíacos numa área mais ampla é por vezes evidente em casos de pleuropneumonia com consolidação pulmonar (Marr & Bowen, 2010; Reed *et al.*, 2010).

Tipicamente, os sons cardíacos normais ocorrem quase simultaneamente nos lados esquerdo e direito do coração, contudo, existem algumas condições que podem causar assincronias, em que o primeiro ou segundo sons cardíacos são divididos em dois componentes (Welker & Muir, 1990; Marr & Bowen, 2010). Segundo Reef (1985b), uma divisão audível e normal do S1 foi reportada em cavalos, contudo Welker & Muir (1990) e Marr & Bowen (2010), mencionam que é incomum em cavalos mas geralmente não é significativo, a menos que seja devido a despolarizações ventriculares prematuras ou a menos que a divisão seja confundida com o S4, em cavalos com fibrilação atrial. O S2 é frequentemente dividido em cavalos saudáveis, variando com a FC ou frequência respiratória (FR) e raramente está associado a hipertensão pulmonar (Marr & Bowen, 2010; Reed *et al.*, 2010).

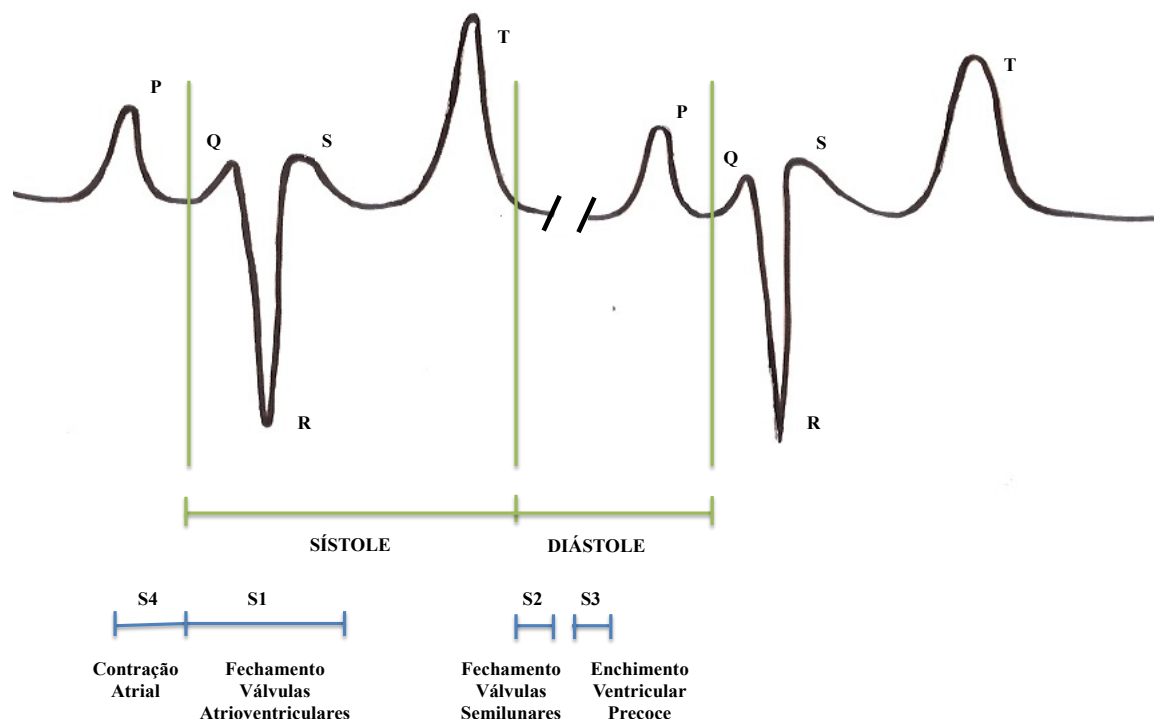


Figura 8. Exemplo de ciclo cardíaco. Adaptado de Verheyen *et al.* (2010).

2.4) Ecografia cardíaca

2.4.1) A ecografia

A primeira aplicação da ecocardiografia em cardiologia equina foi realizada com a técnica em modo M no final da década de 1970 (Pipers & Hamlin, 1977). Os relatórios de vários estudos incluíram medidas em modo M, de dimensões cardíacas normais em poldros, cavalos adultos e pôneis e descreveram o valor do ecocardiograma em modo M, no diagnóstico de várias doenças cardíacas (Bayly *et al.*, 1982; Lombard *et al.*, 1983; Lescure & Tamzali, 1984; Stewart *et al.*, 1984; Kvart *et al.*, 1985; O'Callaghan, 1985; Reef, 1985a). A ecocardiografia bidimensional ou 2D foi introduzida na medicina equina em meados da década de 1980 (Bonagura *et al.*, 1985; Carlsten, 1987).

Segundo Liao *et al.* (1997), a ecocardiografia é um método de diagnóstico bem estabelecido na medicina equina, possibilitando o diagnóstico de doenças cardíacas, avalia a função cardíaca e permite uma melhor compreensão da fisiologia normal do coração. Este método corresponde a um meio não invasivo, que avalia os aspectos estruturais e funcionais das estruturas intracardíacas (Yamaga & Too, 1984). O exame ecocardiográfico permite ao médico veterinário identificar com precisão, a causa de um murmúrio cardíaco e avaliar o seu impacto hemodinâmico (Patteson & Cripps, 1993; Reef, 1995; Reef, 1998; Kriz *et al.*, 2000a,b; Young & Wood, 2000); essa mesma informação, pode ser utilizada para determinar se a alteração é suscetível de afetar o desempenho desportivo atual e futuro do cavalo e se afeta a esperança média de vida (Reef, 1995; Reef, 1998). Long *et al.* (1992) adaptou as diretrizes da Sociedade Americana de Ecocardiografia e estabeleceu uma técnica de imagem padronizada em cavalos, para o modo M, guiado por uma imagem em 2D e para ecocardiografia com Doppler.

A onda sonora produzida, apresenta áreas de alta pressão ou densidade e baixa pressão ou densidade; as áreas de alta pressão, compressão, são onde as ondas sonoras são compactadas e as áreas de baixa pressão, rarefacção, são onde as ondas sonoras se encontram espaçadas (Shriki, 2014). A ecocardiografia é um tipo de exame de ultrassons, sendo que todos os tipos de ultrassons enviam ondas sonoras para um objecto e gravam as ondas sonoras que retornam (Reef, 1998).

Na ecografia, o meio pode ser um fluido como sangue ou tecidos moles, sendo que na ausência de um meio, ou seja, vácuo, o som não se propaga. Apenas as ondas longitudinais efetivamente atravessam distâncias, logo apenas as ondas longitudinais são importantes nos ultrassons de diagnóstico (Shriki, 2014). A produção de som requer uma fonte oscilante ou

vibrante, sendo a fonte um cristal piezoelétrico, como o quartzo e as sondas modernas geralmente usam uma amálgama de titanato de zirconato para condução (Shriki, 2014). O efeito piezoelétrico permite que estes cristais vibrem quando uma corrente elétrica é aplicada sobre os mesmos e consequentemente criam ondas sonoras. Por outro lado, os cristais piezoelétricos também podem converter as ondas sonoras de volta em energia elétrica, desta forma as ondas sonoras podem ser convertidas em dados, para que possam ser processados em imagens anatômicas (Shriki, 2014).

As frequências em ecografia são expressas em megahertz (MHz), sendo que as frequências das sondas de ultrassons variam entre 1 a 15 MHz (Zagzebski, 1996). É possível ajustar a potência de saída dos ultrassons, desta forma, aumentando a voltagem para o cristal, a força de vibração aumenta e ondas sonoras mais fortes são transmitidas para o corpo, tornando a imagem mais brilhante (Shriki, 2014). Mudar a profundidade na verdade muda o brilho da imagem e de forma a obter a melhor imagem possível, uma menor profundidade deve ser utilizada (Shriki, 2014). A reflexão é a quantidade de ondas sonoras que retornam à sonda, sendo que o ângulo de incidência da sonda afeta muito a reflexão, uma vez que, a quantidade de reflexões que ocorrem com a incidência perpendicular é determinada unicamente por uma propriedade intrínseca de cada tecido, a impedância acústica (Edelman, 2005). A impedância acústica de um meio afeta a força do som refletido e se a diferença de impedância entre dois meios for muito grande, então as ondas são completamente refletidas (Edelman, 2005). A absorção ocorre quando a energia acústica é convertida em calor, o que também é uma das principais causas de atenuação (Gibbs *et al.*, 2009) e quanto maior a absorção, mais calor é gerado. Em condições normais de diagnóstico, a quantidade de calor produzido é muito pequena para causar qualquer mudança de temperatura mensurável (Zagzebski, 1996; American Institute of Ultrasound in Medicine, 2009).

Segundo Edelman (2005), um pulso corresponde a vários ciclos que percorrem o meio juntos e cada sonda emite um pulso com uma duração definida, denominada de duração do pulso; nos ultrassons de diagnóstico, a sonda ideal usa pulsos de duração muito curta e pulsos mais curtos podem discriminar objetos menores, levando a uma melhor resolução.

A ecocardiografia permite o estudo da morfologia e função das estruturas cardíacas e a medição de dimensões cardíacas, sendo esta última considerada uma das ferramentas mais importantes, para avaliar a severidade e o prognóstico de doenças cardíacas, bem como para avaliar as respostas cardíacas em treino ou não (Patteson, 1993; Kriz & Rose, 1996; Young, 1999; Kriz *et al.*, 2000a,b; Buhl *et al.*, 2005). Segundo Patteson (1996) e Schwarzwald (2004), a ecocardiografia pode ser utilizada para identificar doenças cardíacas, fazer o diagnóstico

anatômico correto, avaliar as consequências hemodinâmicas, fornecer dados prognósticos importantes, monitorizar a progressão da doença e identificar complicações de um diagnóstico conhecido. Em pacientes cardíacos, as decisões são constantemente feitas com base em medidas quantitativas ecocardiográficas (Voros *et al.*, 2009; Boon, 2011), por conseguinte, a fiabilidade e validade dessas medidas são de grande importância para a diferenciação entre valores normais e patológicos (Lauer *et al.*, 1995; Boon, 2011).

As indicações mais importantes para realização de ecocardiografia em cavalos correspondem a avaliação de murmúrios cardíacos, disritmias, suspeita de defeitos congénitos, baixa performance ou intolerância ao exercício, sons cardíacos abafados, febre de origem desconhecida, episódios de fraqueza ou colapso, sinais clínicos de insuficiência cardíaca congestiva e doença respiratória grave (Schwarzwald, 2004). Segundo Saranteas & Mavrogenis (2016) e Kimura *et al.* (2001), a ecocardiografia pode ser usada com sucesso para avaliar e monitorizar a dinâmica cardiovascular, examinando a função ventricular esquerda e a pré-carga cardíaca, através das medidas das câmaras cardíacas e do diâmetro da v. cava caudal.

A ecocardiografia é um procedimento muito seguro, sem efeitos colaterais a longo ou curto prazo, as únicas potenciais complicações, são aquelas que podem surgir após administração de tranquilizantes, sedativos ou anestesia geral, sendo esses mesmos efeitos secundários incomuns (Bangia, 2010).

Intervalos de referência normais, para várias medidas ecocardiográficas foram relatados para poldros, pôneis e cavalos adultos, utilizando planos de imagem com base em *landmarks* externas (Pipers & Hamlin, 1977; Lescure & Tamzali, 1984; O'Callaghan, 1985). Reef (1990) e Long *et al.* (1992) descreveram *landmarks* cardíacas, para orientar a localização, angulação e rotação da sonda, de forma a obter planos de imagem padronizados.

Segundo Schwarzwald *et al.* (2007), a ecocardiografia equina utiliza tecnologia de ultrassons para exibir imagens do coração e o desenvolvimento do modo M, assim como a introdução do modo 2D em tempo real permitiram a avaliação das estruturas cardíacas internas, tamanho e função. Já o desenvolvimento do Doppler tornou possível avaliar o fluxo sanguíneo (Blissitt *et al.* 1995a,c), mostrando a direção, volume e velocidade do fluido em movimento (Jawad, 1996).

O tamanho e função do VE foram descritos em detalhe utilizando o modo bidimensional, o modo M, o Doppler pulsátil e mais recentemente, o Doppler tissular (Long *et al.*, 1992; Blissitt & Bonagura, 1995a; Patteson *et al.*, 1995a,b; Schwarzwald *et al.*, 2009a,b; Decloedt *et al.*, 2011; Decloedt *et al.*, 2013). Ao ultrassom, o sangue que se encontra dentro das câmaras cardíacas é considerado anecogénico, por outro lado, as válvulas e as paredes são

ecogénicas, contudo o ultrassom tem dificuldade em passar pelo ar e pelo osso (Marr & Bowen, 2010).

A ecocardiografia transtorácica é considerada um procedimento de diagnóstico padronizado e encontra-se bem estabelecida para avaliação de alterações cardíacas em cavalos. As modalidades que são usualmente empregues durante um exame ecocardiográfico, modo B, M e Doppler pulsátil permitem realizar uma avaliação subjetiva e objetiva das estruturas cardíacas e das dimensões das câmaras, servindo para descrever e quantificar as características funcionais sistólicas do VE. Contudo, a função diastólica do VE e a função miocárdica regional são raramente consideradas e não podem ser prontamente avaliadas por essas modalidades, surgindo assim o Doppler tissular (Koenig *et al.*, 2017).

Simultaneamente à ecografia, deve ser realizada uma eletrocardiografia, de forma a seguir os eventos cardíacos, uma vez que, as medições são realizadas no fim da sístole e no fim da diástole, de forma a serem mais consistentes (Fiegenbaum, 1986; Reef, 1990).

2.4.2) Ecógrafo

O ecógrafo envia impulsos elétricos para a matriz da sonda (Edelman, 2005) e de forma a gerar ultrassons, o cristal da sonda necessita de vibrar e o impulso tem esse mesmo efeito, fornecendo uma voltagem através do elemento ativo (Zagzebski, 1996). Os ultrassons que retornam à sonda são convertidos em impulsos elétricos pelos cristais piezoelétricos e esses mesmos impulsos elétricos necessitam de ser convertidos em dados, para poderem ser interpretados (Shriki, 2014), ou seja, o ecógrafo converte as ondas sonoras em imagens do coração (Schwarzwald *et al.*, 2009a,b).

A amplificação, amplifica todos os sinais igualmente, de forma a aumentar o brilho de toda a imagem e a função de compressão do receptor, reduz o número total de sinais, para que a informação dos ultrassons que retornam, possa ser exibida como uma imagem bidimensional numa escala de cinzas (Edelman, 2005). A desmodulação na sua forma mais simples, elimina ou corrige qualquer voltagem negativa e torna o sinal adequado para ser visualizado (Edelman, 2005).

A resolução é a capacidade das imagens serem precisas, sendo preferível uma baixa resolução para uma imagem melhor. Na ecografia, uma imagem superficial demora menos tempo a ser criada, pois os feixes percorrem uma distância menor, permitindo uma quantidade de imagens por segundo mais rápida e uma resolução temporal melhorada (Shriki, 2014). A resolução temporal é importante na visualização de estruturas em movimento, como o coração

a bater ativamente e é por isso que uma sonda *phased-array* é utilizada para obter imagens cardíacas (Shriki, 2014).

Segundo Young *et al.* (1996), a ecocardiografia com Doppler, mede a velocidade do sangue em áreas específicas do coração e grandes vasos, sendo que a curva resultante do tempo *versus* velocidade dá um valor, que representa a distância percorrida pelo sangue, em cada ciclo cardíaco e se este mesmo valor for multiplicado pela área da secção transversal do vaso e da frequência cardíaca, é obtida uma estimativa do débito cardíaco. Mais tarde, Edelman (2005), menciona que o modo Doppler é utilizado para examinar o fluxo sanguíneo, em particular, a sua direção, velocidade e padrão através do órgão de interesse. Em ecografia, o efeito Doppler ou *Doppler shift* ocorre quando o impulso chega aos glóbulos vermelhos em movimento, correspondendo o mesmo, a variações de frequência, dependendo das mesmas da velocidade das células sanguíneas; uma velocidade mais rápida tem uma mudança maior no *Doppler shift* (Shriki, 2014).

Uma maior frequência da sonda é desejável, pois está associada a uma maior resolução, contudo em imagens com Doppler, uma frequência menor é preferível, pois permite medir velocidades de fluxo maiores (Shriki, 2014). Existem diferentes tipos de Doppler que são utilizados no diagnóstico *standard* de imagem, correspondendo os dois mais comuns ao Doppler pulsátil e ao Doppler contínuo (Shriki, 2014). O Doppler contínuo necessita de um cristal para transmitir continuamente e outro para receber continuamente, podendo registar com precisão altas velocidades, no entanto, não consegue determinar o local exato de um glóbulo vermelho em movimento; já o Doppler pulsátil, apenas necessita de um cristal porque o mesmo consegue transmitir e receber o sinal, entre pulsos. A quantidade de tempo para transmitir e refletir o pulso é calculada através da profundidade, contudo é impreciso na medição de sinais de alta velocidade, devido ao fenómeno de *aliasing* (Shriki, 2014).

As estruturas do coração próximas da sonda estão dispostas no topo do ecrã, as estruturas dorsais, numa vista de eixo longo e craniais, numa vista de eixo curto, respectivamente, estão dispostas para o lado direito do ecrã (Schwarzwalz, 2004).

2.4.3) Sonda

Uma sonda converte energia elétrica em energia acústica e o contrário também acontece, convertendo energia acústica em energia elétrica e o que permite a conversão de som em energia são cristais piezoelétricos (Nesheim *et al.*, 1990). Segundo Nesheim *et al.* (1990), as sondas enviam e recebem ondas sonoras ou ultrassons e quando uma voltagem é aplicada

através dos cristais, os mesmos vibram para criar essas mesmas ondas sonoras (Edelman, 2005). As sondas geralmente contêm matrizes ou conjuntos de múltiplos elementos ativos e a maioria das mesmas é capaz de produzir pulsos contínuos ou pulsados, através da ativação de um ou vários elementos na matriz (Edelman, 2005).

Se o feixe de ultrassom passasse diretamente do cristal para a pele, a maioria das ondas de ultrassom seria refletida devido à grande diferença de impedância, para evitar isso, utiliza-se um gel de ultrassons, que causa uma diminuição gradual na impedância (Shriki, 2014).

Existem sondas de baixa frequência, que vão até 2,0 MHz e de alta frequência que vão até 10,0 MHz; a seleção de uma sonda para um exame clínico depende da estrutura avaliada, da profundidade da área desde a superfície da sonda e das propriedades acústicas dos tecidos intervenientes (Rantanen, 1986; Allen & Stone, 1990; Reef, 1991a,b,c). As sondas de alta frequência possuem uma excelente resolução mas pouca capacidade de penetração, já as sondas de baixa frequência podem penetrar em profundidades de 30 a 40 centímetros (cm) mas apresentam menor resolução (Reef, 1998). De forma a visualizar estruturas mais profundas, como o coração de um equino adulto, deve-se recorrer a uma sonda de frequência mais baixa, sendo utilizadas frequências de 2,5 MHz ou de 3,0/3,5 MHz (Reef, 1998). Caso seja necessária uma resolução maior, seleciona-se uma sonda de frequência mais elevada, enquanto que se a penetração for inadequada, deve-se recorrer a uma sonda com uma frequência menor (Reef, 1998).

O desenvolvimento de sondas anulares e *phased array*, permitiu melhorar a qualidade da imagem, além disso, o sistema *phased array* permite a exibição simultânea de duas imagens ecocardiográficas diferentes (Reef, 1991d). O equipamento de ultrassons deve incluir uma sonda *phased array*, de 2,0 a 3,5 MHz, com uma profundidade máxima de pelo menos 26 a 30 cm, de forma a visualizar o coração na sua totalidade, numa única janela acústica. Deve incluir um aparelho com uma elevada captura de imagens por segundo, de pelo menos 15 imagens por segundo = 15Hz, de forma a ser possível visualizar em tempo real, o movimento das estruturas cardíacas (Schwarzwald, 2004).

Segundo Reef (1991d), em poldros neonatais, deve ser utilizada uma sonda de 5 MHz e uma profundidade de 15 a 18 cm, em poldros mais velhos, uma sonda de 3,0 ou 3,5 MHz e uma profundidade de 20 a 25 cm e no equino adulto, uma sonda de 2,25 ou 2,5 MHz e uma profundidade de 27 a 30 cm, já Marr & Bowen (2010), menciona que em cavalos adultos está indicado a utilização de uma sonda de 2,0 a 3,5 MHz e em poldros uma de 5,0 a 7,0 MHz e que a resolução relativamente baixa das sondas de baixa frequência é compensada pelo aumento da profundidade de penetração.

Segundo Marr & Bowen (2010), para se obter a imagem de todo o coração a partir do lado direito, deve-se utilizar uma profundidade de pelo menos 30 cm, sendo possível atingir profundidades de até 36 cm nos equipamentos mais recentes.

2.4.4) Software

O desempenho cardíaco é avaliado com o auxílio de software informático especializado, permitindo uma visualização simultânea e comparação dos ciclos cardíacos de dois exames, como por exemplo, as imagens obtidas antes e depois do exercício (Farrow, 2006).

Os dados de Doppler digitalizados são armazenados e a análise é realizada posteriormente, a partir das imagens armazenadas, utilizando um software específico como EchoPAC Software Version 112, GE Healthcare, ECHOPAC (Helwegen *et al.*, 2006; Ven *et al.*, 2016). Grenacher & Schwarzwald (2010), mencionam que a apresentação gráfica, a análise de dados e as estatísticas são realizadas utilizando um software, de um computador comercial, como o Excel.

2.5) Preparação do cavalo para ecografia cardíaca

2.5.1) Contenção

A ecocardiografia deve ser realizada num local silencioso, com a quantidade mínima de stress para o animal (Bonagura *et al.*, 1985), onde a iluminação seja moderada e onde o cavalo possa ser contido em segurança (Patteson *et al.*, 1995a,b; Gehlen *et al.*, 2004; Buhl *et al.*, 2007).

É preferível não alimentar o cavalo na manhã do procedimento, para o caso de ser necessário realizar sedação (Otto, 2000). Segundo Schwarzwald *et al.* (2009a,b), a sedação ou tranquilização pode ou não ser necessária, dependendo do comportamento do animal e se o mesmo não for cooperativo, ou seja, os cavalos não devem ser sedados a menos que seja absolutamente necessário. Embora a informação estrutural se mantenha válida em cavalos sedados, algumas dimensões cardíacas, índices de função cardíaca, como a fracção de encurtamento, a mudança da área fraccionada e fluxo sanguíneo ficarão alterados (Wideman *et al.*, 1998; Schwarzwald, 2004; Wu *et al.*, 2004; Schwarzwald *et al.*, 2009a,b). A detomidina e a romifidina afetam principalmente as medidas do VE e da AO, em sístole, no modo bidimensional e no modo M, reduzindo a espessura da parede e aumentando o diâmetro do lúmen ventricular e da valva aórtica (Patteson *et al.*, 1995a,b; Gehlen *et al.*, 2004; Buhl *et al.*,

2007). Um estudo mostrou que a detomidina também pode aumentar o diâmetro do VE em diástole (Katz *et al.*, 1997) e a mesma também afetará os índices ecocardiográficos da função sistólica em modo Doppler (Gehlen *et al.*, 2004), já a acepromazina parece ter menor efeito nas variáveis ecocardiográficas, contudo demonstrou aumentar os diâmetros da AP, AO e SIV e diminuir o diâmetro do AE na diástole (Buhl *et al.*, 2007; Menzies-Gow, 2008).

2.5.2) Tricotomia

A fim de se obter o melhor contacto possível entre a sonda e a pele, usualmente realiza-se tricotomia em ambos os lados do tórax (Otto, 2000). Animais que apresentem o pêlo fino ou curto, pode não se realizar tricotomia, contudo, a qualidade da imagem da ecografia pode não ser suficiente para obter um diagnóstico (Bonagura *et al.*, 1985).

Assim sendo, em cavalos com o pêlo mais longo, deve-se realizar tricotomia na região a examinar, devendo a pele ser limpa da sujidade e da gordura, utilizando gel de sabão ou realizando assepsia cirúrgica e antes de se colocar a sonda, deve-se aplicar gel de acoplamento acústico (Patteson *et al.*, 1995a,b; Gehlen *et al.*, 2004; Buhl *et al.*, 2007).



Figura 9. (A) Vista da janela paraesternal direita, (B) Vista da janela paraesternal esquerda. Imagem fornecida pelo proprietário do equino em estudo.

2.5.3) Posicionamento

As imagens paraesternais direitas são obtidas colocando a sonda no quarto EIC direito, na maioria dos cavalos logo abaixo do músculo tríceps, podendo a visualização ser facilitada colocando o membro anterior direito (MAD) mais à frente do membro anterior esquerdo (MAE) (Reef, 1990; Long *et al.*, 1992; Blissitt & Bonagura, 1995a,b,c; Marr & Reef, 1995). A sonda deve estar inclinada 5 a 10° em relação ao plano vertical, de forma a que o feixe de ultrassons passe de uma posição de 1 a 2 horas dorsalmente, para uma posição de 7 a 8 horas ventralmente, numa vista de eixo longo e de 3 a 4 horas cranialmente, para 9 a 10 horas caudalmente, em vista de eixo curto (Reef, 1990; Long *et al.*, 1992; Blissitt & Bonagura, 1995a,b,c; Marr & Reef, 1995).

As imagens paraesternais esquerdas são obtidas com o cavalo em estação e a sonda colocada no quinto EIC, na maioria dos cavalos logo atrás da borda do músculo tríceps, orientada verticalmente ou ligeiramente virada 5-10 ° no sentido dos ponteiros do relógio, a cerca de 1 hora, apontada diretamente para a frente, cranialmente ou ligeiramente caudalmente para visualizar o AE e o VE; em seguida, varre-se cranialmente enquanto se roda a sonda no sentido contrário aos ponteiros do relógio, a cerca das 10/11 horas, para visualizar o trato de saída do VE (Reef, 1990; Long *et al.*, 1992; Blissitt & Bonagura, 1995a,b,c; Marr & Reef, 1995).

2.6) Janelas acústicas

2.6.1) Noção de janela acústica

A janela cardíaca, que permite a penetração do feixe de ultrassom, foi definida nos espaços intercostais 3, 4 e 5, esquerdos e direitos, na região acima do olecrâneo, sendo possível identificar as válvulas cardíacas, as cavidades, as paredes e observar a sua configuração e movimento (Yamaga & Too, 1984).

O plano em eixo longo, é o plano de imagens que secciona o coração paralelamente ao seu eixo mais longo, relativamente perpendicular às superfícies dorsal e ventral do corpo; o plano em eixo curto, é perpendicular ao eixo mais longo do coração e relativamente paralelo às superfícies dorsal e ventral do corpo, sendo possível obter um plano de imagem de quatro câmaras, inclinando a sonda caudalmente, paralela ao coração, a partir de uma imagem paraesternal direita, em eixo longo (Reef, 1991d).

ângulo da sonda a direito e mudando o mesmo ventralmente e dorsalmente, podendo ser necessário pequenas mudanças na colocação, rotação e angulação da sonda para se obterem as imagens padronizadas (Schwarzwald, 2004). Ao se virar a sonda ventralmente, numa imagem transversal, obtém-se uma vista em eixo curto do VE, em que mostra os músculos papilares, o SIV, a parede livre do VE e o VD; se a sonda for mantida a direito, numa imagem transversal, visualiza-se numa vista em eixo curto a valva mitral, que mostra o VD e o SIV e ao se virar a sonda dorsalmente, numa imagem transversal, observa-se numa vista em eixo curto a valva aórtica, que mostra o AE, o VD e AP (Schwarzwald, 2004; Marr & Bowen, 2010).

A vista paraesternal direita em eixo curto, permite realizar uma avaliação subjetiva do tamanho do coração e das câmaras cardíacas, a estrutura e espessura das paredes da câmara, a estrutura e função das válvulas e função do miocárdio; permite também a medição do diâmetro do VE durante a sístole e diástole, avaliação da função sistólica do VE, utilizando o modo M e detecção de alterações no fluxo sanguíneo utilizando o Doppler a cores (Schwarzwald, 2004; Marr & Bowen, 2010).

2.6.3) Janela paraesternal esquerda

A sonda é posicionada a um nível ligeiramente acima do olecrâneo. As três vistas padronizadas em eixo longo são obtidas entre o terceiro e o quinto EIC, com a sonda orientada perpendicularmente à parede torácica, podendo ser necessárias pequenas mudanças na colocação, rotação e angulação da sonda para se obterem as vistas padronizadas (Schwarzwald, 2004). Ao se colocar a sonda no quinto EIC, numa imagem longitudinal, visualiza-se o AE, a valva mitral, o VE e o VD e se a sonda for colocada no quarto EIC, numa imagem longitudinal, visualiza-se o trato de saída do VE, que mostra o VE, valva aórtica, AO e VD. Ao se colocar a sonda no terceiro EIC, numa imagem transversa, observa-se o trato de saída do VD, que mostra a AP, valva pulmonar, VD, valva tricúspide, AD e AO (Schwarzwald, 2004; Marr & Bowen, 2010).

2.7) Ecografia bidimensional

2.7.1) Descrição

A ecocardiografia bidimensional, em 2D ou B, é baseada numa forma de duas dimensões da imagem ultrassonográfica, sendo que as imagens em duas dimensões do coração demonstram as estruturas internas do coração, incluindo as câmaras cardíacas, as válvulas, o miocárdio, o pericárdio, os grandes vasos e as paredes externas do coração (Marr, 1994), além disso, permite a deteção de alterações e identifica áreas do coração que necessitam de ser examinadas com mais atenção (Schwarzwalder *et al.*, 2009a,b).

O ecocardiograma bidimensional permite que um plano de tecido, tanto em profundidade como em largura, seja visualizado em tempo real, deste modo, as relações anatómicas entre as várias estruturas são mais fáceis de apreciar do que em modo M. Um grande número de planos de imagem através do coração são possíveis de obter, no entanto, visualizações padronizadas são usadas para avaliar as estruturas extra e intra cardíacas (Ohmer *et al.*, 1994).

Segundo Edelman (2005), no modo B, as várias amplitudes são convertidas em pontos de intensidade variável, utilizados para gerar imagens anatómicas, com a profundidade proporcional ao tempo do impulso; reflexões mais fracas aparecem como pontos cinzento escuro, enquanto que reflexões mais fortes, aparecem como pontos brancos, mais brilhantes.

Segundo Carlsten (1987), Reef (1990) e Long *et al.* (1992), na maioria dos cavalos, imagens em eixo longo do AD, VD, valva AV direita, trato de saída do VE e AE são obtidas colocando a sonda no quarto EIC e angulando-o num arco craniocaudal, sendo que em cavalos maiores e naqueles com um aumento significativo do VE, às vezes é necessário mover a sonda para o quinto EIC direito, de forma a completar o exame do VE. As imagens paraesternais em eixo curto destas estruturas, também podem ser obtidas através do quarto EIC direito. Os ventrículos, os músculos papilares, a valva AV esquerda, a valva aórtica e AP são examinadas à medida que o feixe de ultrassom é virado ventrodorsalmente e a valva AV esquerda, o VE e o AE também são visualizados desde o quinto EIC esquerdo e as imagens do trato de saída do VE e VD são obtidas a partir do terceiro e quarto EIC esquerdo (Carlsten, 1987; Reef, 1990; Long *et al.*, 1992). Em cavalos com doenças valvulares, o modo B pode auxiliar no diagnóstico da doença (Marr, 1994).

O aumento das câmaras é avaliado através da comparação do tamanho e forma do VE, VD, AE e AD, sendo que o AD normalmente aparece um pouco menor que o AE; os ventrículos tornam-se arredondados nas suas extremidades à medida que aumentam e com a dilatação do

VD, pode ser visível um ápex duplo (Carlsten, 1987). À medida que o AD aumenta, assume uma aparência arredondada e o seu diâmetro pode atingir cerca de 13,5 cm quando medido numa vista paraesternal esquerda em eixo longo (Reef, 1990; Voros *et al.*, 1991). O diâmetro da AO numa vista paraesternal direita em eixo longo, é usualmente um pouco maior que o diâmetro da AP numa vista paraesternal direita em eixo curto (Marr, 1994).

Enquanto que as medidas do VE são obtidas devido à sua estrutura simétrica em forma de cone, as medidas do VD são mais difíceis de obter devido à sua forma anatómica complexa, paredes finas trabeculadas e variação do preenchimento do VD com a respiração (Haddad *et al.*, 2008). Nos cavalos, medições objetivas ou o tamanho do VD são pouco descritos (Young & Scott, 1998; Helwegen *et al.*, 2006; Slack *et al.*, 2012).

2.7.2) Análise quantitativa

Na ecografia bidimensional é possível visualizar as estruturas internas do coração, incluindo as câmaras cardíacas, as válvulas, o miocárdio, o pericárdio, os grandes vasos e as paredes externas do coração (Marr, 1994).

A função cardíaca pode ser estudada usando ecocardiograma bidimensional (Moore & Spear, 1987; Schwarzwald *et al.*, 2007a,b,c; DeClercq *et al.*, 2008).

Neste modo, é possível fazer diversas medições, no presente estudo foi obtido o diâmetro da AO, da AP e do AE (Carlsten, 1987; Reef, 1990; Long *et al.*, 1992; Marr, 2010).

2.7.3) Descrição das imagens normais

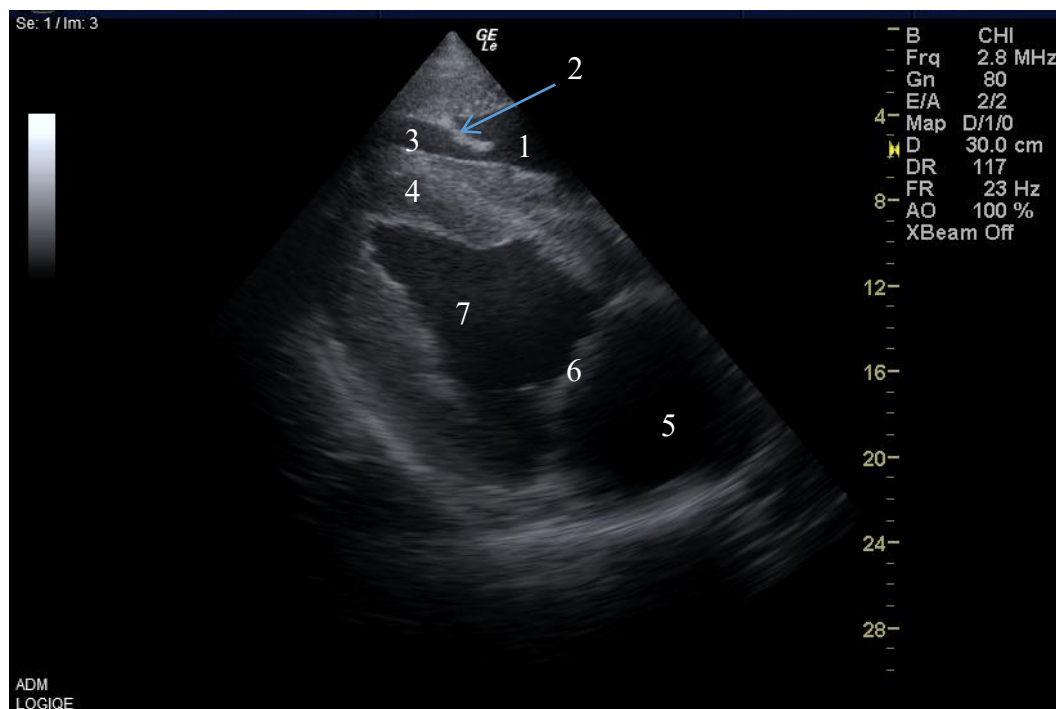


Figura 10. Imagem de 4 câmaras, em eixo longo, em vista paraesternal direita, pertencente a um equino do presente estudo. Átrio direito (1), valva tricúspide (2), ventrículo direito (3), septo interventricular (4), átrio esquerdo (5), valva mitral (6) e ventrículo esquerdo (7).

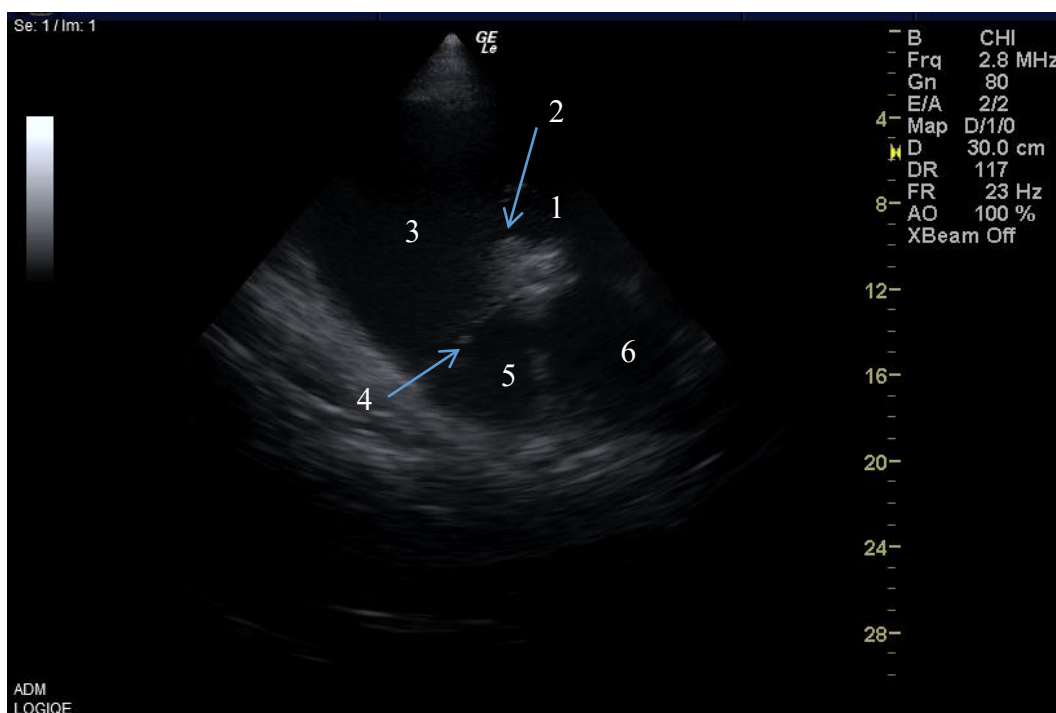


Figura 11. Imagem do trato de entrada e saída do ventrículo direito, em eixo longo, em vista paraesternal direita, pertencente a um equino do presente estudo. Átrio direito (1), valva tricúspide (2), ventrículo direito (3), valva pulmonar (4), artéria pulmonar (5) e artéria aorta (6).

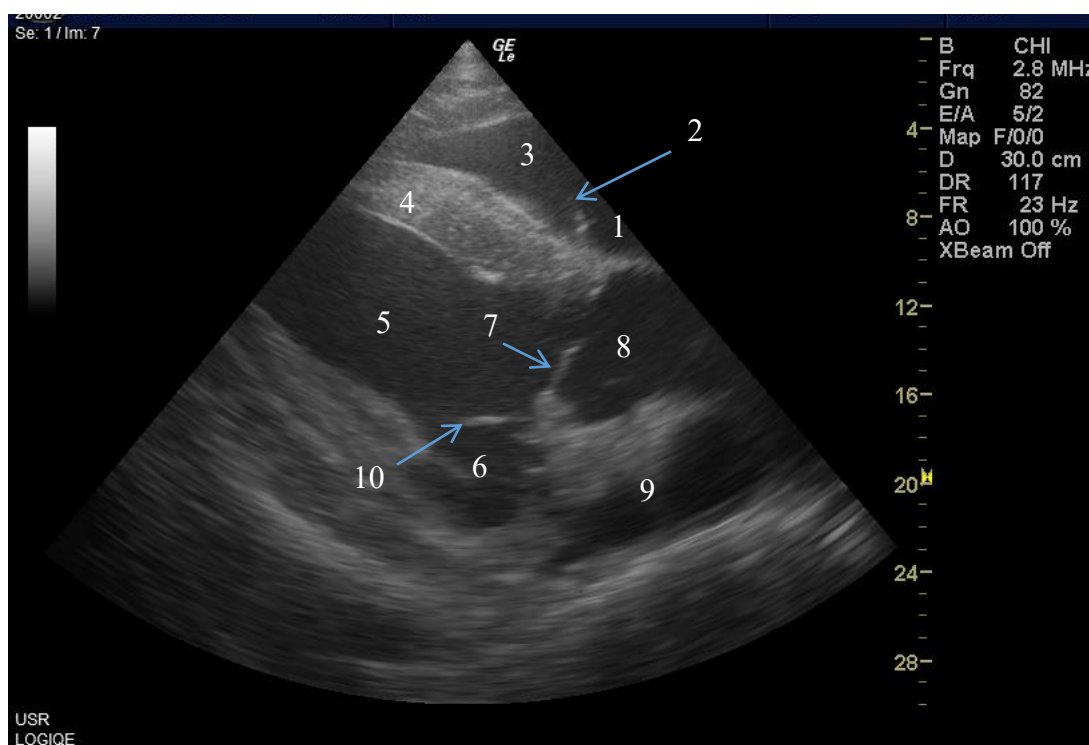


Figura 12. Imagem do trato de saída do ventrículo esquerdo, em eixo longo, em vista paraesternal direita, pertencente a um equino do presente estudo. Átrio direito (1), valva tricúspide (2), ventrículo direito (3), septo interventricular (4), ventrículo esquerdo (5), átrio esquerdo (6), valva aórtica (7), artéria aorta (8), artéria pulmonar (9) e valva mitral (10).

2.8) Modo M

2.8.1) Descrição

O modo M permite determinar o movimento das estruturas cardíacas, sendo superior ao modo B relativamente à cronologia dos eventos e é utilizado para realizar medições precisas do coração, podendo ser utilizado para avaliar a contractilidade do ventrículo esquerdo (Marr, 1994; Shriki, 2014).

Segundo Marr (1994) e Schwarzwald (2004), os ecocardiogramas em modo M correspondem a imagens unidimensionais das estruturas cardíacas, que se deslocam ao longo do tempo e essas imagens são utilizadas para obter medições precisas e avaliar o movimento das estruturas cardíacas, sendo exibidas com um eletrocardiograma em simultâneo, para que as medições possam ser realizadas em pontos específicos do ciclo cardíaco.

As linhas observadas nas gravações, correspondem à posição das estruturas observadas em relação à sonda, ao longo do tempo. Este modo utiliza uma elevada taxa de amostragem e pode produzir imagens mais claras dos bordos cardíacos, permitindo obter medidas mais precisas das dimensões cardíacas e avaliar de forma mais precisa o movimento cardíaco (Wu

et al., 2004). Segundo Reef (1991d), o movimento do coração ao longo do tempo, é exibido no eixo X, já a profundidade das estruturas cardíacas, relativamente à sonda, é exibida no eixo Y.

As visualizações padronizadas do modo M utilizadas em medicina veterinária incluem o VE, ao nível das cordas tendíneas, a valva mitral e a raiz aórtica (Gazi *et al.*, 2015) e uma porção do AE (Marr, 1994) e como este modo tem a capacidade de fazer *freeze*, parar a imagem, isto facilita a medição das diferentes áreas (Gazi *et al.*, 2015). As imagens paraesternais esquerdas em eixo curto, podem ser utilizadas caso a profundidade máxima exibida pelo ecógrafo não permita a imagem do coração na sua totalidade, pelo lado direito. Schwarzwald (2004) menciona que este modo é usado para medição do diâmetro do VE, da parede livre do VE e da espessura do SIV ao nível das cordas tendíneas, em sístole e diástole.

As imagens bidimensionais são utilizadas para orientar a colocação da sonda e para medir o VE, a sonda deve cortar transversalmente a porção muscular do septo ventricular e situar-se entre as cordas tendíneas, imediatamente abaixo da valva AV esquerda (Marr, 1994). Quando se visualiza a valva AV esquerda, a sonda deve ser posicionada corretamente para evitar a inclusão do trato de saída do VE e o lúmen ventricular direito, o SIV, o lúmen ventricular esquerdo e a parede livre são medidos no fim da diástole e no fim da sístole, sendo a contratilidade ventricular estimada, calculando a fração de encurtamento do VE, que corresponde à diferença entre o lúmen ventricular esquerdo em diástole e sístole, expressa em função da dimensão diastólica (Marr, 1994).

A ecocardiografia em modo M é um meio seguro e prático de usar o ultrassom, para avaliar os movimentos dinâmicos das estruturas cardíacas, sendo o ecocardiograma neste modo, uma técnica de grande valor para o exame cardiológico no humano e nos animais domésticos (Pipers & Hamlin, 1977; Feigenbaum, 1981; Bonagura, 1983). Este modo pode ser utilizado para visualizar também o pericárdio, assim como as válvulas cardíacas e o miocárdio, como mencionado anteriormente (Kvart *et al.*, 1985). A vantagem desta técnica é a elevada frequência de repetição do pulso, 200 a 1000 hertz (Hz), o que resulta numa elevada resolução temporal, 1 a 5 mseg, o que permite uma medição precisa (Carerj *et al.* 2003). Uma limitação desta técnica é o facto de não permitir rastrear o movimento da válvula durante os ciclos cardíacos, por isso, a identificação do início e do fim do movimento da valva e a medição de eventos temporais por ecocardiografia em modo M são muitas vezes difíceis (Grenacher & Schwarzwald, 2010).

2.8.2) Análise quantitativa

A função cardíaca pode ser estudada utilizando ecocardiograma em modo M (Moore & Spear, 1987; Schwarzwald *et al.*, 2007a,b,c; DeClercq *et al.*, 2008).

O modo M é utilizado para realizar medições precisas do coração, para avaliar a contratilidade do VE (Marr, 1994; Shriki, 2014), medir a espessura do SIV, a parede livre do VE e do VD, numa vista transversa e o diâmetro do VE (Schwarzwald, 2004). Neste modo, é possível fazer medições em diástole da parede do VD, do diâmetro interno do VD, do SIV, o diâmetro interno do VE, parede livre do VE e em sístole do SIV, o diâmetro interno do VE, parede livre do VE e fração de encurtamento (Carlsten, 1987; Reef, 1990; Long *et al.*, 1992; Marr, 2010).

Os índices padrão do modo M para o tamanho do VE, incluem o diâmetro interno da cavidade do VE, a espessura do SIV e a parede livre do VE. O encurtamento fracional do VE e o diâmetro interno do mesmo na sístole máxima, respectivamente, correspondem aos índices de modo M mais comuns da função sistólica do VE, existindo outros índices, como os intervalos de tempo sistólicos e índice de desempenho do miocárdio (Tei *et al.*, 1997; Boon, 1998; Lightowler *et al.*, 2003; Pellett *et al.*, 2004; Tham & Silverman, 2004; Cui & Roberson, 2006).

2.8.3) Descrição das imagens normais

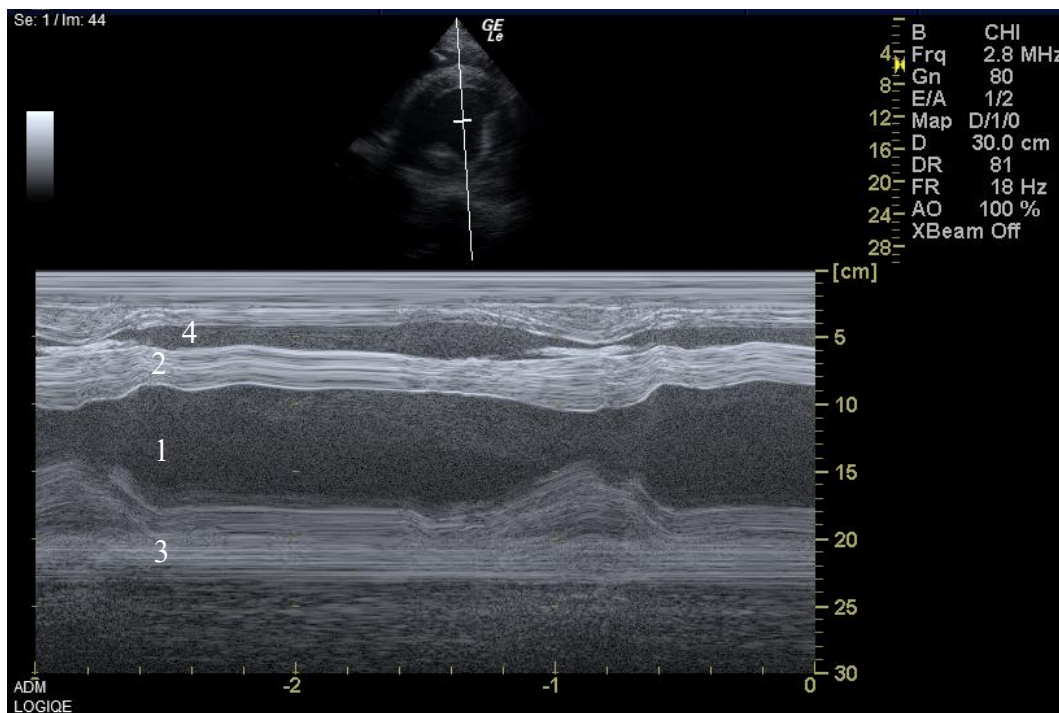


Figura 13. Imagem em modo M, pertencente a um equino do presente estudo. Ventrículo esquerdo (1), septo interventricular (2), parede livre do ventrículo esquerdo (3) e ventrículo direito (4).

2.9) Doppler pulsátil e contínuo

2.9.1) Descrição

A imagem Doppler permite a avaliação da direção, velocidade e padrão do fluxo sanguíneo (Gazi *et al.*, 2015), permitindo a identificação e quantificação da insuficiência valvular ou estenose e shunts cardíacos (Roldan, 2005). Este tipo de ecografia é baseado na detecção de alterações de frequência que ocorrem à medida que as ondas de ultrassom refletem o movimento individual das células sanguíneas, que se movem para perto ou para longe da sonda (Roldan, 2005). O Doppler fornece informação acerca da função ventricular global, o débito cardíaco e gradientes de pressão intracardíaca (Marr, 1994; Roldan, 2005).

A velocidade máxima normal de saída do fluxo sanguíneo, pelo VE é aproximadamente 1,5 metros por segundo (m/s), deste modo, as velocidades detetadas acima de 1,5 m/s sugerem estenose da coluna de fluxo sanguíneo, especialmente velocidades acima de 2,0 m/s (Sokolow & Mciroy, 1986).

O ecocardiograma com Doppler é um meio não invasivo e baseia-se no princípio Doppler, onde ocorre uma mudança de frequência, quando o ultrassom é refletido por uma estrutura em movimento, neste caso, as células sanguíneas, ou seja, quando um feixe de ultrassons de frequência conhecida é direcionado para o coração, o mesmo é refletido numa frequência, determinada pela velocidade das células sanguíneas (Marr, 1994; Schwarzwald, 2004). As células sanguíneas que se encontram em movimento em direção ao feixe de ultrassom, produzem um aumento na frequência, provocando um *Doppler shift* positivo; por outro lado, se as células sanguíneas se afastarem do ultrassom, irão provocar uma diminuição da frequência, provocando um *Doppler shift* negativo (Marr, 1994). A velocidade pode ser medida com mais precisão se forem utilizados ultrassons de baixa frequência, sendo as sondas que emitem ultrassons de 2 e 3 MHz as mais úteis no coração dos equinos (Marr, 1994; Schwarzwald, 2004).

O *Doppler shift* corresponde a uma mudança na frequência, que ocorre quando existe movimento relativo entre a fonte de ultrassom e o recetor, sendo que este princípio foi aplicado ao movimento do fluxo sanguíneo, dentro do sistema cardiovascular (Reef, 1991d).

O Doppler pulsátil (DP) utiliza pulsos curtos de ultrassons, transmitidos para um ponto distante da sonda (Ohmer *et al.*, 1994), permitindo calcular a velocidade do fluxo sanguíneo, direção e características do espetro, de um ponto específico no coração ou vaso sanguíneo (Gazi *et al.*, 2015), ou seja, o fluxo sanguíneo numa determinada localização intracardíaca ou intravascular pode ser avaliada (Reef, 1991d). A maior desvantagem consiste numa limitação

da medição da velocidade máxima, uma vez que, a frequência de repetição do pulso é limitada (Reef, 1991d; Gazi *et al.*, 2015); outra limitação, é o facto de sondas de baixa frequência, com cerca de 2,25 MHz, terem uma profundidade máxima geralmente menor que 18 cm e em cavalos com aumento cardíaco acentuado e regurgitação valvular, podem ter jatos regurgitantes localizados numa zona mais profunda (Reef, 1991d).

Segundo Reef (1991d), a ecocardiografia com DP envolve a transmissão de um pulso de ultrassom, a uma profundidade determinada e a receção das ondas de ultrassom refletidas, sendo que um pulso só pode ser enviado, após as ondas refletidas serem recebidas. O mesmo autor menciona que a frequência de repetição do pulso, corresponde ao tempo entre pulsos, que é determinado pela distância entre a sonda e a profundidade pré-determinada e que caso haja *aliasing*, o mesmo dificulta a interpretação da direção dos fluxos de alta velocidade e deste modo, as velocidades máximas não podem ser medidas (Reef, 1991d). A capacidade de detetar picos de velocidade é determinada pela frequência de repetição do pulso, assim como pela frequência da sonda; quanto menor a frequência da sonda, maior a velocidade que pode ser medida, num determinado intervalo (Reef, 1991d).

Uma limitação do Doppler pulsátil é o facto de que o mesmo não pode definir com precisão altas velocidades, tal deve-se a um fenómeno denominado de *aliasing*, como mencionado anteriormente (Feigenbaum, 1998; Armstrong, 2005). O *aliasing* corresponde a um artefacto e é representado ao exibir o sinal no lado oposto da linha de base, ou seja, o fluxo direto é exibido no aumento de velocidades acima da linha de base, até que ele exceda o ponto de *aliasing*, que está representado abaixo da linha de base. Muitas unidades ecocardiográficas estão equipadas com uma função de frequência de repetição de pulso alta, que efetivamente é um intermediário entre o Doppler pulsátil e Doppler contínuo, permitindo que as velocidades mais altas sejam registadas com precisão, com alguma capacidade para localizar o local de amostragem (Feigenbaum, 1998; Armstrong, 2005).

O Doppler de onda contínua (DC), utiliza cristais duplos para que as ondas de ultrassons possam ser enviadas e recebidas simultaneamente e continuamente; não existindo uma velocidade máxima mensurável com o DC, fluxos de elevadas velocidades podem ser medidos (Hatle & Angelsen, 1985; Feigenbaum, 1986; Reef, 1990; Reef, 1991d; Roldan, 2005). Segundo Reef (1991d) e Roldan (2005), uma desvantagem do DC é o facto das amostras da velocidade e direção do fluxo sanguíneo ocorrerem ao longo do feixe de ultrassom, não numa área específica. A principal vantagem deste modo Doppler é que não existe limite na velocidade máxima mensurável, uma vez que, o ultrassom é continuamente emitido e recebido (Reef, 1991d). Para se realizar medições precisas de velocidades máximas, o ângulo entre o feixe de

ultrassons e o fluxo sanguíneo deve ser menor que 20° (Hatle & Angelsen, 1985; Feigenbaum, 1986; Reef, 1990).

Segundo Marr (1994), a forma mais simples de ecocardiografia com doppler é a onda contínua, um sistema onde um feixe contínuo de ultrassom é emitido a partir de um cristal piezoelétrico e um outro cristal piezoelétrico separado recebe o som refletido (Marr, 1994). Este método é o mais preciso na deteção de velocidade, pois não sofre de *aliasing*, no entanto, a sua principal limitação é o facto do movimento a qualquer profundidade ao longo do feixe de ultrassom, ser gravado e consequentemente, a onda contínua fornece informações espaciais limitadas (Marr, 1994; Feigenbaum, 1998; Armstrong, 2005). Segundo Marr & Bowen (2010), os sinais de Doppler contínuo são mais intensos do que os de Doppler pulsátil.

O Doppler pulsátil supera as limitações espaciais do Doppler contínuo, adquirindo dados de Doppler de um local de amostragem individual, emitindo os ultrassons em pulsos e medindo a mudança de frequência que ocorre num local, que é determinado pelo operador (Mark *et al.*, 1986; Cooper *et al.*, 1989; Marr, 1994). O Doppler pulsátil é utilizado juntamente com imagens bidimensionais e o operador pode seleccionar uma localização em particular no coração para examinar (Marr, 1994). Este método é capaz de distinguir o fluxo laminar, onde todas as células do sangue, num local estão à mesma velocidade e um fluxo turbulento, onde várias velocidades serão detetadas no mesmo local, sendo o fluxo turbulento reconhecido no espectro do Doppler pulsátil porque há ampliação espectral, ou seja, uma variedade de velocidades são representadas como uma banda larga (Mark *et al.*, 1986; Cooper *et al.*, 1989).

A maioria dos ecocardiogramas fornece imagens de Doppler pulsátil a profundidades não superiores a 18 cm, o que pode apresentar dificuldades no cavalo, nomeadamente na visualização do AE, sendo que as velocidades podem ser medidas de forma mais precisa, orientando o feixe de ultrassom, de modo a que o mesmo esteja paralelo ao fluxo sanguíneo (Marr, 1994).

2.9.2) Análise quantitativa

A função cardíaca pode ser estudada usando ecocardiografia Doppler (Moore & Spear, 1987; Schwarzwald *et al.*, 2007a,b,c; DeClercq *et al.*, 2008).

A imagem Doppler permite a avaliação dos padrões do fluxo sanguíneo, direção e velocidade (Gazi *et al.*, 2015), fornecendo informação acerca da função ventricular global, débito cardíaco e gradientes de pressão intracardíaca (Marr, 1994; Roldan, 2005). No Doppler pulsátil é possível calcular a velocidade do fluxo sanguíneo, direção e características do espectro,

de um ponto específico no coração ou vaso sanguíneo (Reef, 1991d; Gazi *et al.*, 2015). No Doppler contínuo é possível medir fluxos de elevadas velocidades (Hatle & Angelsen, 1985; Fiegenbaum, 1986; Reef, 1990; Reef, 1991d; Roldan, 2005; Gazi *et al.*, 2015).

2.9.3) Descrição das imagens normais

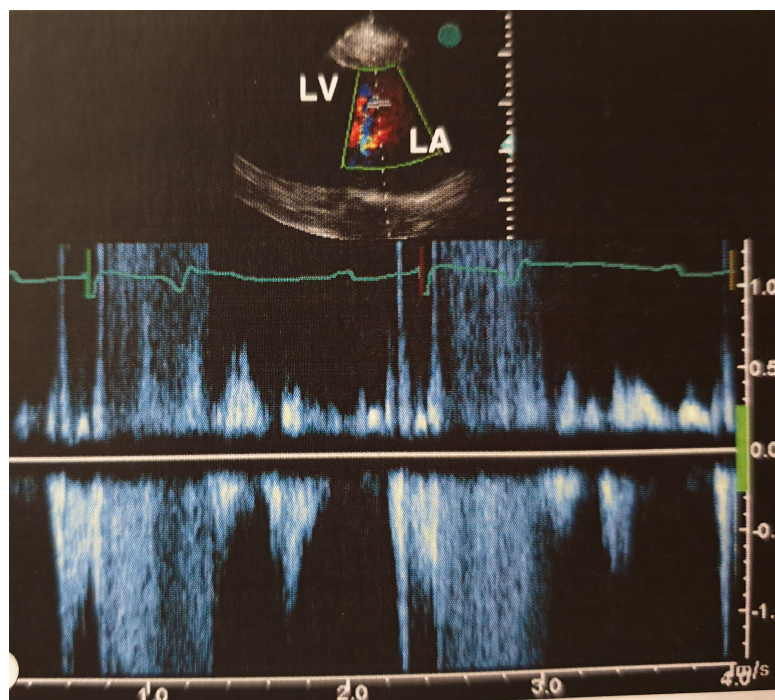


Figura 14. Imagem em modo Doppler pulsátil. No Doppler pulsátil, uma pequena amostra de volume pode ser observada colocando a sonda na zona da regurgitação de forma a mapear a sua localização, mas a velocidade não pode ser medida com precisão devido ao *aliasing*. De notar que o jato é composto por uma variedade de velocidades. Adaptado de Marr, C. & Bowen, M. (2010).

2.10) Doppler a cores

2.10.1) Descrição

O doppler a cores é uma forma de Doppler de onda pulsátil, que fornece uma imagem bidimensional do fluxo sanguíneo dentro do coração, em tempo real, combinando o modo M e o modo 2D com imagens do fluxo sanguíneo (Reef, 1991b,c,d; Schwarzwald, 2004; Gazi *et al.*, 2015); este modo utiliza cores para mapear o fluxo sanguíneo no coração e detetar perturbações do fluxo sanguíneo normal numa área de interesse específica (Schwarzwald, 2004; Gazi *et al.*, 2015). Os ultrassons do Doppler são utilizados para determinar se o fluxo sanguíneo é demasiado rápido em certas áreas, como ocorre com a estenose subaórtica ou pulmonar (Jawad,

1996; Goldstein *et al.*, 1988). Em vez de um único local de amostragem, vários locais são examinados simultaneamente (Marr, 1994) e em comum com outras modalidades de imagem ultrassonográfica, o ecocardiograma com Doppler a cores é atualizado várias vezes por segundo, de forma a obter uma imagem contínua e em tempo real (Mark *et al.*, 1986; Cooper *et al.*, 1989).

A maioria dos sistemas codifica o fluxo sanguíneo com a cor vermelha, caso o fluxo vá em direção à sonda, de azul caso o fluxo se afaste da sonda e com uma mistura de cores, por vezes com verde ou laranja, caso o fluxo seja turbulento (Reef, 1991d; Marr, 1994; Schwarzwald, 2004; Gazi *et al.*, 2015). Segundo Tempkin (1999), diferenças na velocidade relativa do fluxo podem ser acentuadas e a presença de múltiplas velocidades e direções, turbulência, podem ser indicadas por diferentes mapas que utilizam variações de brilho e cor, sendo que a intensidade da cor varia de forma a descrever a velocidade do fluxo sanguíneo (Reef, 1991d; Marr, 1994). Reef (1991d), menciona que um padrão de mosaico pode ser visualizado, em áreas de fluxo sanguíneo turbulento e de alta velocidade. As estruturas que se movem em direção ao feixe de ultrassom, produzem um aumento na frequência do ultrassom refletido, um *Doppler shift* positivo, enquanto que aquelas que se afastam do feixe, produzem uma diminuição da frequência, um *Doppler shift* negativo (Marr & Bowen, 2010). Caso ocorra *aliasing*, o mesmo é exibido como uma inversão de cores, em que o vermelho e o azul se fundem, embora o fluxo sanguíneo não mude de direção (Reef, 1991d).

Caso exista regurgitação, o Doppler a cores permite a avaliação da área, direção e duração do jato; este método é semi-quantitativo e depende das configurações do equipamento de ultrassom, da direção do jato e da capacidade de visualizar o mesmo (Marr, 1994; Blissitt & Bonagura, 1995a,b; Boon, 1998; Young *et al.*, 2008).

Segundo Marr (1994), a ecocardiografia com Doppler a cores é capaz de distinguir o fluxo laminar do fluxo turbulento; se o fluxo for laminar, todos os glóbulos vermelhos num determinado local irão transitar à mesma velocidade, produzindo uma área de cor uniforme e caso o fluxo sanguíneo seja turbulento, os glóbulos vermelhos num determinado local irão transitar a velocidades diferentes, sendo exibidos numa área verde ou mistura de cores, ou seja, os jatos turbulentos de alta velocidade aparecem como um padrão de mosaico de cores de alta intensidade (Mark *et al.*, 1986; Cooper *et al.*, 1989).

Farrow (2006), menciona que o mapeamento de cores é um meio sensível e relativamente fácil para avaliar as quatro regiões valvulares do coração, na presença de fluxo sanguíneo alterado, de alta velocidade ou mal direcionado, associado à estenose valvular ou regurgitação e que o mapeamento de cores também pode ser usado para identificar o fluxo

sanguíneo transeptal resultante de defeitos estruturais congénitos. Esta forma de Doppler é útil para a determinação, por exemplo, da percentagem de fluxo sanguíneo regurgitado que o AE recebe do VE, devido a incapacidade da válvula mitral.

As técnicas guiadas são mais fáceis de usar com precisão, pois uma imagem bidimensional é utilizada para colocar o feixe de ultrassom com Doppler de forma precisa, sendo que o fluxo sanguíneo através da válvula pulmonar e AV direita é visualizado a partir do hemitórax direito e o fluxo através da AO, válvula AV esquerda e válvulas pulmonares é visualizado a partir do hemitórax esquerdo, contudo, raramente é possível ter a sonda exatamente paralela ao fluxo desses locais (Marr, 1994).

A experiência clínica sugere que o mapeamento do fluxo pode ser utilizado para quantificar a regurgitação valvular e quando considerado à luz de outras variáveis ecocardiográficas, como o tamanho da câmara, a contractilidade e a estrutura das válvulas, é uma ferramenta extremamente útil (Long, 1990; Reef, 1990; Reef 1991a,b,c).

A capacidade de determinar a velocidade e aceleração do fluxo sanguíneo nos tratos de entrada e saída ventriculares, levaram ao desenvolvimento de métodos ecocardiográficos com Doppler, permitindo determinar o débito cardíaco e função ventricular sistólica e diastólica; os padrões de entrada ventricular podem ser utilizados para avaliar a conformidade ventricular e a pré-carga, enquanto que os perfis de fluxo da AP e da AO são usados para avaliar a função sistólica (Teague, 1986; Wallmeyer *et al.*, 1986; Nishimura *et al.*, 1989). A aceleração, o pico e velocidade média, assim como o tempo de ejeção, são usados para avaliar o estado inotrópico (Teague, 1986; Wallmeyer *et al.*, 1986; Long *et al.*, 1991; Young *et al.*, 1991), sendo que destes índices, a aceleração é o indicador mais sensível de mudança de desempenho ventricular, em humanos (Sabbah *et al.*, 1986; Teague, 1986).

2.10.2) Análise quantitativa

No Doppler a cores é possível mapear o fluxo sanguíneo no coração e detetar perturbações do fluxo sanguíneo normal numa área de interesse específica (Schwarzwalld, 2004; Gazi *et al.*, 2015).

2.10.3) Descrição das imagens normais

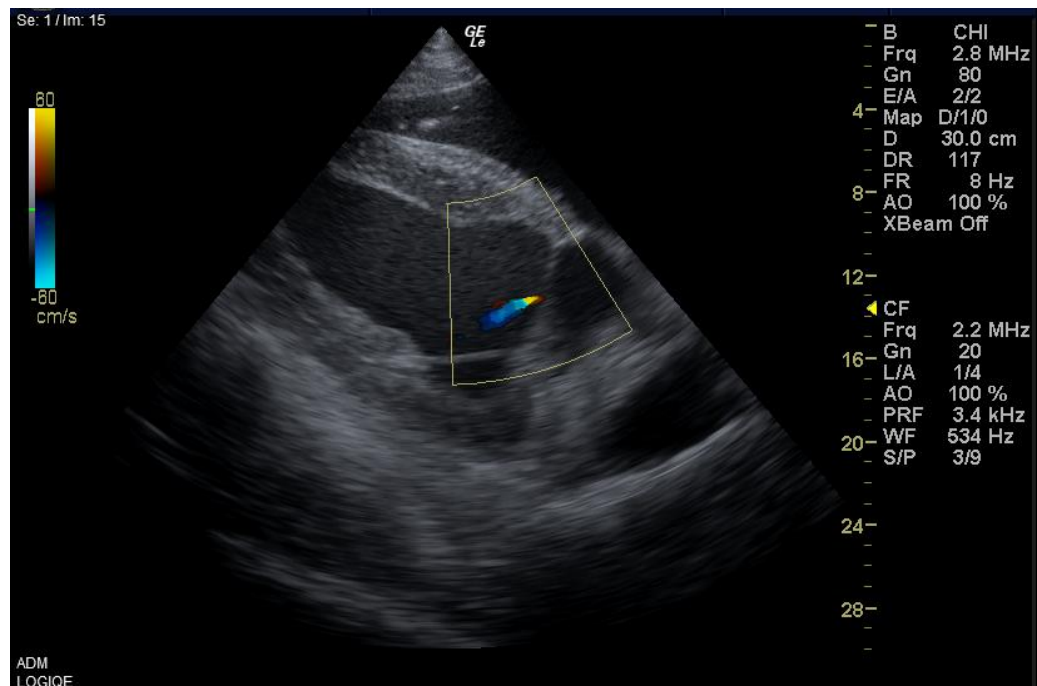


Figura 15. Imagem em modo Doppler a cores, pertencente a um equino do presente estudo. É visível uma regurgitação da artéria aorta.

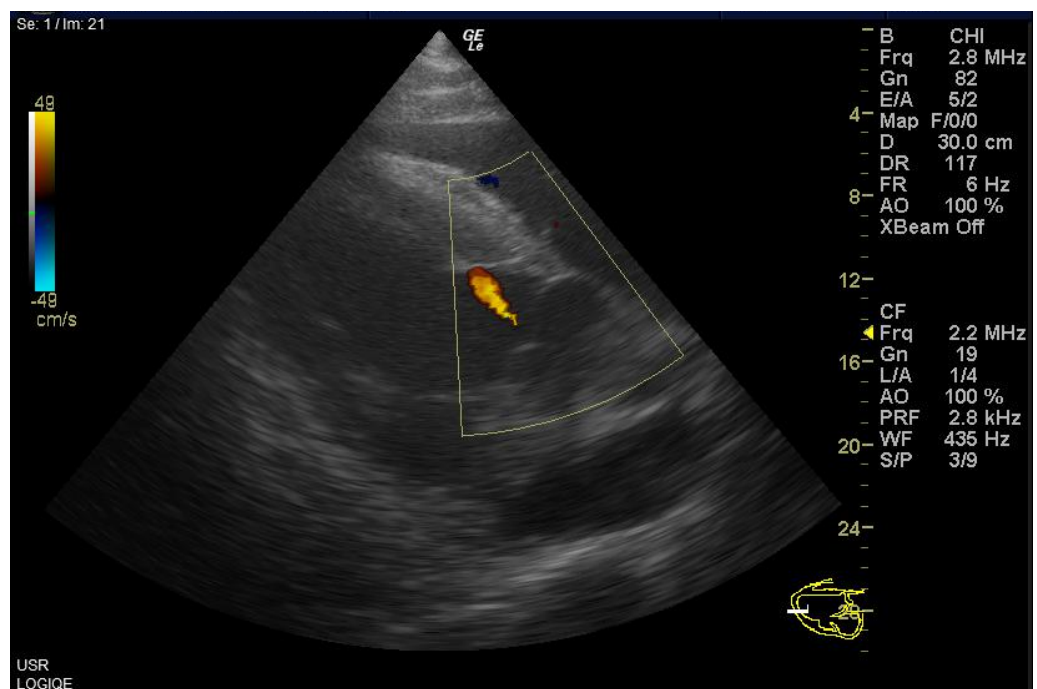


Figura 16. Imagem em modo Doppler a cores, pertencente a um equino do presente estudo. É visível uma regurgitação da artéria aorta.

2.11) Doppler tissular

2.11.1) Descrição

O Doppler tissular é um dos avanços tecnológicos mais recentes na ecocardiografia, que permite a caracterização quantitativa das velocidades de movimentação das paredes, permitindo uma melhor avaliação da função cardíaca diastólica, deteção de disfunção miocárdica, determinando a velocidade de áreas individuais do miocárdio, e análise de movimento da parede em repouso e após realização de exercício (Schwarzwald, 2004; Sepulveda *et al.*, 2005; Koenig *et al.*, 2017).

Segundo Armstrong (2005), é uma técnica não invasiva, é utilizada para observar o movimento das estruturas cardíacas e baseia-se no princípio Doppler, em que ocorre uma mudança de frequência quando o ultrassom, de uma frequência conhecida é refletido, por uma estrutura em movimento, no caso do Doppler tissular, o movimento das válvulas ou das paredes das câmaras cardíacas. Em humanos e pequenos animais, a aplicabilidade clínica desta técnica tem sido estabelecida e a modalidade tem sido aplicada com sucesso, para a avaliação da função sistólica e diastólica do VE, anormalidades de movimento da parede regional, sincronia ventricular e estimativa das pressões de enchimento ventricular (Koenig *et al.*, 2017; Schwarzwald *et al.*, 2009a,b). Pode ter implicações diagnósticas e prognósticas em gatos e cães com cardiomiopatias e auxilia no diagnóstico de disfunção subclínica do VE em pacientes humanos assintomáticos com regurgitação aórtica e mitral (Koenig *et al.*, 2017).

Enquanto que no Doppler a cores, os filtros de velocidade são utilizados para filtrar sinais de baixa velocidade e alta amplitude, no Doppler tissular, os filtros são invertidos e utilizados para filtrar sinais de alta velocidade e baixa amplitude (Sepulveda *et al.*, 2005; Estrada & Chetboul, 2006). Segundo Katz *et al.* (1997), existem dois modos de Doppler tissular e cada uma mede velocidades diferentes, o Doppler tissular espectral fornece uma estimativa da velocidade máxima numa determinada região, enquanto que o Doppler tissular de cor, produz um traço da velocidade média da região do miocárdio analisada. Estes modos permitem determinar a velocidade de áreas individuais do miocárdio (Garcia *et al.*, 1996; Sepulveda *et al.*, 2005) e fornecem uma medida direta das velocidades intramurais durante o relaxamento e contração cardíaca, tendo o potencial de quantificar objetivamente a função mecânica regional, além da global (Sutherland *et al.*, 1996; Katz *et al.*, 1997; Sepulveda *et al.*, 2005).

Foram realizados alguns estudos, relativamente à viabilidade, técnicas e confiabilidade deste modo, para caracterização do movimento da parede radial do VE, em equinos saudáveis (Schwarzwald *et al.*, 2009a,b; Decloedt *et al.*, 2013a). Além disso, o uso de Doppler tissular

em equinos também foi descrito para análise quantitativa de ecocardiogramas de stress (Schefer *et al.*, 2010), para avaliação da função mecânica do AE, fornecendo uma medida direta das velocidades intramurais durante o relaxamento e a contração do ventrículo esquerdo (Sepulveda *et al.*, 2005; Schwarzwald *et al.*, 2007a; Schwarzwald *et al.*, 2007b; Decloedt *et al.*, 2013b), para medidas não invasivas do ciclo de fibrilação atrial (Decloedt *et al.*, 2014; Decloedt *et al.*, 2016) e para investigar a influência da interação AV no fechamento da válvula mitral e contração isovolumétrica do VE (Decloedt *et al.*, 2013c; Koenig *et al.*, 2017).

Até há pouco tempo, ainda não tinham sido relatados intervalos de referência para os índices de Doppler tissular da função sistólica e diastólica do VE, em equinos saudáveis, assim como, alterações das variáveis do Doppler tissular em associação com regurgitação da válvula mitral, regurgitação aórtica e doenças miocárdicas primárias, contudo um estudo recente forneceu intervalos de referência, para Doppler tissular, com onda pulsátil (Koenig *et al.*, 2017).

Segundo Decloedt *et al.* (2013), a imagem com Doppler tissular é cada vez mais utilizada em cardiologia veterinária, para avaliação da função do VE, permitindo também a quantificação das velocidades miocárdicas sistólica e diastólica. A imagem convencional com Doppler a cores mede sinais de alta velocidade e baixa intensidade do fluxo sanguíneo, através de um filtro de alta frequência, em contrapartida, o Doppler tissular captura sinais de baixa velocidade e alta intensidade (Brodin, 2004). Uma limitação é o facto de que as medições estão restritas à direção do feixe de ultrassons e como a aquisição de imagens apicais é impossível em equinos adultos, apenas a velocidade e a deformação miocárdica radial podem ser avaliadas, utilizando imagens paraesternais (Decloedt *et al.*, 2013).

Em pequenos animais, a confiabilidade desta técnica e o seu uso para deteção precoce de contractilidade, na cardiomiopatia têm sido amplamente descritos. Na cardiologia equina, a viabilidade e confiabilidade desta técnica foram estudadas em animais saudáveis, em repouso e após o exercício, no entanto, a confiabilidade das medições foram avaliadas em apenas um segmento de parede livre do VE, a partir da janela paraesternal direita em eixo curto (Decloedt *et al.*, 2013).

Segundo Schwarzwald *et al.* (2009a,b), poucos relatórios estão disponíveis descrevendo o uso de Doppler tissular em cavalos, desconhecendo-se se essa nova modalidade ecocardiográfica oferecerá alguma vantagem em relação à viabilidade, confiabilidade e relevância clínica em comparação com os métodos convencionais 2D, modo M e Doppler, comumente usados em equinos.

Segundo Schefer *et al.* (2010), este método, tem sido utilizado recentemente, para avaliar o movimento da parede do VE em cavalos em repouso e pode servir para quantificar a função sistólica e diastólica do VE e detectar doença miocárdica.

2.11.2) Análise quantitativa

No Doppler tissular é possível determinar a velocidade de áreas individuais do miocárdio (Garcia *et al.*, 1996) e o mesmo fornece uma medida direta das velocidades intramurais, durante o relaxamento e contração cardíaca, tendo o potencial de quantificar objetivamente a função mecânica regional, além da global (Sutherland *et al.*, 1996; Katz *et al.*, 1997).

2.11.3) Descrição das imagens normais



Figura 17. Imagem em modo Doppler tissular. Corresponde a uma imagem da valva mitral e identifica o tempo de relaxamento isovolumétrico. Inclui uma onda positiva sistólica denominada de S, após uma breve fase de contração isovolumétrica, e duas ondas negativas, denominadas E' e A', das fases diastólicas de enchimento rápido e de contração atrial, respectivamente. Entre as ondas sistólicas e diastólicas é possível identificar o tempo de relaxamento isovolumétrico ventricular. Adaptado de Boon, J.A. (2011).

2.12) Outras técnicas de ecografia cardíaca

2.12.1) Ecografia transesofágica

A ecocardiografia transesofágica é uma técnica que permite obter uma imagem do coração, cuja sonda está localizada no final do endoscópio, sendo passada pelo esófago e posicionada sobre o coração (Reef, 1991b). A maioria dos ecógrafos fornece uma boa qualidade dos sinais de Doppler, numa imagem transtorácica, tendo uma profundidade máxima de 18 a 24 cm, contudo os cavalos apresentam janelas acústicas limitadas e o alinhamento ideal do fluxo pode ser difícil de alcançar (Reef *et al.*, 1989; Blissitt & Bonagura, 1995a,b,c); as sondas transesofágicas podem ser colocadas diretamente sobre o coração para superar algumas dessas limitações (Young *et al.*, 1995).

Para esta técnica, em humanos, são utilizadas sondas de 5 MHz, fornecendo uma melhor imagem das estruturas intracardíacas, encontrando-se mais próxima das mesmas, sem interferência pulmonar (Reef, 1991b). Normalmente as sondas transesofágicas são fabricadas, associadas a endoscópios com 1 m (metro) de comprimento, sendo que para os equinos são fabricados endoscópios com um maior comprimento e menor frequência (Reef, 1991b). A ecografia transesofágica em equinos, permite obter uma janela, de forma a alinhar a sonda o mais paralelamente possível ao fluxo sanguíneo, em cavalos com regurgitações valvulares e permite obter velocidades de pico reais, associadas a essas regurgitações, além disso, é possível estimar o débito cardíaco com precisão, utilizando técnicas de Doppler, obtendo velocidades de fluxo da AO ascendente com ângulos de 20° ou menos (Reef, 1991b; Young *et al.*, 1995).

Os estudos ecocardiográficos com Doppler, da entrada e saída de fluxo do VE, podem ser melhorados utilizando a ecocardiografia transesofágica (Vlahovic & Popovic, 1999) e embora esta técnica tenha sido descrita em cavalos, não é comumente utilizada num contexto clínico (Jawad, 1996). Esta técnica fornece excelentes imagens do VE, podendo ser utilizada para medir a fração de ejeção (Urbanowicz *et al.*, 1990; Smith *et al.*, 1992) e em conjunto com outras modalidades, como o eletrocardiograma e a tomografia computadorizada, para o diagnóstico de alterações cardiovasculares em pacientes com trauma (Kimura *et al.*, 2001; Saranteas & Mavrogenis, 2016).

Jawad (1996) já achava que seria possível utilizar esta técnica para avaliação da função cardíaca, em cavalos em repouso e em exercício, sendo uma grande vantagem desta técnica, pois a obtenção de ecocardiogramas em equinos, que realizam exercício em passadeira, permite a expansão do conhecimento sobre o sistema cardiovascular dos mesmos e a sua resposta ao exercício (Reef, 1991b). Segundo Reef (1991b), a capacidade de monitorizar a função cardíaca,

em pacientes de alto risco, sob anestesia geral, seria uma potencial aplicação desta técnica no equino, no entanto, embora existam claras vantagens clínicas em pacientes humanos, o equipamento ecocardiográfico tem que ser feito sob medida para pacientes equinos, sendo caro e apenas tem sido utilizado em cavalos anestesiados, de tal forma que atualmente, o seu uso é restrito a aplicações de pesquisa (Young *et al.*, 1993; Young, 1995; Young *et al.*, 1996; Young *et al.*, 1997; Young *et al.*, 1998a,b; Linton *et al.*, 2000; Rasis *et al.*, 2000; Rasis *et al.*, 2005; Blissitt *et al.*, 2008).

2.12.2) Ecografia de stress

As alterações cardíacas induzidas pelo exercício estão associadas com alterações nas propriedades de contração e enchimento do coração e as mesmas conferem proteção contra eventos cardíacos adversos (Middlelton *et al.*, 2006). A fadiga cardíaca induzida por exercício (FCIE), consiste numa redução significativa após o exercício, de qualquer uma das funções sistólica e diastólica do VE (McGavock *et al.*, 2002; Middlelton *et al.*, 2006; Oxborough *et al.*, 2006; Leetmaa *et al.*, 2008; Shave *et al.*, 2008). Fatores como a natureza e a intensidade do exercício, a idade, sexo e condições ambientais adversas, como altitude, calor ou humidade, foram relatados na etiologia da FCIE (Shave *et al.*, 2004; Vidotto *et al.*, 2005). Shave *et al.* (2004), Middlelton *et al.* (2006) e Shave *et al.* (2008), mencionam que o impacto da FCIE era provavelmente mínimo, pois demonstraram que desaparecia em 24 horas após completar o exercício e que não estava associado a um grande aumento nos marcadores de lesões miocárdicas, contudo Middlelton *et al.* (2006) menciona que a FCIE poderá afetar a performance, assim como alterações metabólicas ou musculo-esqueléticas. Mais tarde, alguns estudos demonstraram mudanças significativas na maioria dos parâmetros de avaliação da função sistólica do VE, após cavalos saudáveis realizarem exercício prolongado e extenuante de endurance, sugerindo a ocorrência de disfunção sistólica do VE, induzida por exercício (Amory *et al.*, 2010).

A ecocardiografia de stress, avalia o movimento da parede, em resposta ao stress físico, correspondendo a um teste não invasivo e primeiro, as imagens do coração são obtidas com o animal em repouso, de forma a adquirir uma referência de base do movimento da parede, com uma frequência cardíaca em repouso (Mandinov *et al.*, 2000). Em seguida, o paciente caminha numa passadeira ou realiza outra modalidade de exercício, de forma a aumentar a frequência cardíaca para a frequência alvo e por fim, as imagens do coração são obtidas em stress, com o objetivo de avaliar o movimento da parede, no ritmo cardíaco máximo (Mandinov *et al.*, 2000),

ou seja, para que esta técnica seja bem sucedida, o cavalo deve realizar exercício suficiente, de forma a elevar a frequência cardíaca durante o mesmo, com mais de 200 batimentos por minuto, e a ecocardiografia deve ser realizada rapidamente, enquanto a frequência cardíaca se mantém elevada, com mais de 100 batimentos por minuto, durante o exame (Reef, 2001; Durando *et al.*, 2002).

O teste de stress com exercício é essencial para detetar a maioria dos problemas induzidos pelo exercício e é o método ideal para detetar doenças multifatoriais (Morris & Seeherman, 1991; Martin *et al.*, 2000), contudo existem situações em que não é possível realizar um exame cardíaco ótimo (Durando *et al.*, 2006).

O teste de stress farmacológico geralmente emprega uma catecolamina sintética, a dobutamina ou a mesma combinada com um fármaco parassimpaticolítico, de forma a imitar o exercício, embora possam ser utilizados outros agentes; esta técnica foi considerada segura e quase tão sensível quanto o teste de stress induzido por exercício (McEntee *et al.*, 1998a,b). Este teste pode aumentar a pós-carga no coração, de forma mais acentuada que o exercício, particularmente porque a vasodilatação ativa dos músculos em trabalho, causa uma diminuição na resistência vascular periférica durante o exercício, não ocorrendo com a dobutamina, no entanto, o teste de stress farmacológico foi sugerido como alternativa ao teste de stress induzido pelo exercício (Durando *et al.*, 2006).

O ecocardiograma de stress adquiriu interesse na medicina equina, com o objetivo de diagnosticar a disfunção miocárdica induzida pelo exercício (Marr *et al.*, 1999; Reef, 2001; Frye *et al.*, 2003; Gehlen *et al.*, 2005; Sandersen *et al.*, 2005; Durando *et al.*, 2006; Sandersen & Amory, 2006; Sandersen *et al.*, 2006a,b; Schefer, 2010). No entanto, segundo Schefer (2010), a incidência de isquemia miocárdica induzida pelo exercício, é amplamente desconhecida em cavalos, as doenças alvo a serem detetadas não estão bem definidas e as indicações para ecocardiografia de stress e o seu valor clínico em cavalos, continuam por estudar. A avaliação quantitativa da função global do VE, após o exercício é atualmente limitada à medição das dimensões da câmara e ao cálculo dos índices da fase de ejeção, em imagens em modo B ou M, contudo, a literatura corrente é inconsistente (Reef, 2001; Durando *et al.*, 2006; Sandersen & Amory, 2006; Sandersen *et al.*, 2006a,b), sugerindo que muitos deles podem não ser adequados para uma avaliação quantitativa, de estudos ecocardiográficos de stress (Schefer, 2010). A influência da frequência cardíaca nos índices ecocardiográficos, ao nível da função cardíaca não foram completamente investigados (Reef, 2001; Durando *et al.*, 2006; Sandersen *et al.*, 2006a,b), embora seja geralmente recomendado realizar ecocardiografia de stress, imediatamente após terminarem o exercício, a uma frequência cardíaca acima de 100

batimentos por minuto (Reef, 2001). Um estudo hipotetizou que os índices de função do VE dependem em grande parte da frequência cardíaca e são altamente variáveis nos primeiros 5 minutos após o exercício em passadeira (Schefer, 2010).

Segundo Reef (2001), o ecocardiograma de stress foi desenvolvido para cavalos de baixa performance, especialmente em casos de doença do miocárdio, ainda que não comprovada, também referenciada como doença miocárdica subclínica. Além disso, há uma escassez de métodos padronizados e objetivos para avaliação da função ventricular esquerda após a indução de stress (Schefer *et al.*, 2010). No entanto, a literatura atual é inconsistente em relação ao tempo de duração das medidas comumente utilizadas após o exercício em passadeira, sugerindo que muitas delas podem não ser adequadas para a avaliação quantitativa de estudos ecocardiográficos de stress (Schefer *et al.*, 2010). A avaliação da função miocárdica regional é ainda mais difícil, tendo sido conseguida através do rastreamento manual do movimento endocárdico e avaliação subjetiva do movimento da parede regional, contudo abordagens quantitativas não foram estabelecidas em cavalos (Schefer *et al.*, 2010).

2.13) Fatores de variação em ecografia cardíaca

2.13.1) Fatores intrínsecos ao cavalo

O tamanho do animal e características anatómicas do tórax dos equinos, às vezes limitam a capacidade de imagem do coração (Liao, 1997; Schwarzwald *et al.*, 2009).

A doença cardíaca é um fator importante de fraco desempenho, em cavalos de desporto e um estudo recente menciona que alterações cardíacas correspondem à terceira razão mais comum, para diminuição de desempenho, após doenças musculoesqueléticas e respiratórias (Martin *et al.*, 2000). Em estudos, alguns cavalos que apresentaram alterações ecocardiográficas após o exercício, não apresentaram outras alterações nos restantes sistemas, após avaliação em passadeira, o que sugere que o mau desempenho se encontre relacionado com problemas cardíacos, embora isso não possa ser comprovado por necropsia (Reef *et al.*, 1994; Reef, 1999). O diagnóstico de uma alteração depende da análise do cavalo antes, durante e após o exercício com eletrocardiografia e antes e imediatamente após o exercício com ecocardiografia (Reef *et al.*, 1994; Reef, 1999).

Relativamente a regurgitações, certos fatores fisiológicos como a forma e o tamanho do orifício regurgitante, pressão de ejeção através da válvula, grau de impacto do jato nas paredes cardíacas e *timing* de ocorrência no ciclo cardíaco, influenciam as mesmas (Buhl *et al.*, 2004).

Outros fatores intrínsecos ao cavalo que podem afetar a ecografia correspondem a cooperação do paciente, existência de obesidade, presença de pêlo na zona examinada e espessura da pele (Braunwald & Perloff, 2005).

Kline & Foreman (1991), mencionam que há uma relação entre o tamanho cardíaco e o peso corporal, variando de acordo com a raça e é possível determinar geneticamente e Lightowler *et al.* (2000), cita que esta relação pode ser clinicamente avaliada através da medição ecocardiográfica do miocárdio do VE, correlacionando-se este último fortemente com o peso corporal. Alguns autores mencionam que a dimensão corporal (Schwarzwald *et al.*, 2009), o peso (Buhl *et al.*, 2005; Buhl & Ersboll, 2012; Zucca *et al.*, 2008), a raça (Al-Haidar *et al.*, 2013a; Gehlen *et al.*, 2007) e o género (Buhl *et al.*, 2005; Buhl & Ersboll, 2012; Seder *et al.*, 2003), podem influenciar as dimensões cardíacas.

Como os cavalos podem desenvolver elevadas pressões da AP durante o exercício, podem ocorrer adaptações do VD em resposta a essas alterações; uma elevada prevalência de regurgitação da valva tricúspide e aumento das dimensões do VD foram relatadas em cavalos de desporto (Young & Wood, 2000; Helwegen *et al.*, 2006), além disso, dimensões internas maiores do VD foram associadas à hemorragia pulmonar induzida por exercício, com significado clínico (Young *et al.*, 2006).

A ecocardiografia tornou-se uma das ferramentas de diagnóstico mais importantes na cardiologia veterinária (Boon, 2011). No humano e em várias espécies animais, os valores de referência ecocardiográficos foram documentados e o efeito de várias variáveis fisiológicas como o tamanho corporal (Sisson & Schaeffer, 1991; Morrison *et al.*, 1992; Lauer *et al.*, 1995; Kampmann *et al.*, 2000; Gonçalves *et al.*, 2002; Brown *et al.*, 2003; Cornell *et al.*, 2004; Kayar *et al.*, 2006; Anderson, 2007a,b; Bavegems *et al.*, 2007; Rovira *et al.*, 2009; Boon, 2011), a etnia (Chaturvedi *et al.*, 1994) ou raça (Morrison *et al.*, 1992; Slater & Herrtage, 1995; Bavegems *et al.*, 2007; Voros *et al.*, 2009; Boon, 2011), o sexo (Lauer *et al.*, 1995; Kayar *et al.*, 2006; Anderson, 2007a,b; Bavegems *et al.*, 2007; Boon, 2011), a idade (Voros *et al.*, 2009; Boon, 2011), o crescimento (Lombard *et al.*, 1984; Stewart *et al.*, 1984; Ichida *et al.*, 1988; Gutgesell & Rembold, 1990; Sisson & Schaeffer, 1991; Bayon *et al.*, 1994; Kampmann *et al.*, 2000; Rovira *et al.*, 2009; Boon, 2011), o treino (Lonsdale *et al.*, 1998; Young, 1999; Buhl *et al.*, 2005; Armstrong & Ryan, 2010), a obesidade (Bazzano *et al.*, 2011) e a gravidez (Armstrong & Ryan, 2010), foram demonstrados (Vasan *et al.*, 1997; Kizer *et al.*, 2004; Ruan & Sherif, 2005; Anderson, 2007a,b). A importância do tamanho corporal, como um fator importante a ser usado para ajustar as medidas ecocardiográficas foi demonstrada e a necessidade de estabelecer uma correlação apropriada entre as medidas do modo M e o tamanho

corporal em cães, gatos ou cavalos tem sido enfatizada (Brown *et al.*, 2003; Cornell *et al.*, 2004; Collins *et al.*, 2010). Além disso, as relações entre medidas ecocardiográficas e peso corporal parecem ser mais fortes do que as mesmas com a idade (Collins *et al.*, 2010).

Em cavalos, os efeitos do treino (Young, 1999; Buhl *et al.*, 2005; Buhl & Ersboll, 2012) e do crescimento (Lombard *et al.*, 1984; Stewart *et al.*, 1984; Collins *et al.*, 2010) nas medidas ecocardiográficas foram documentadas e a influência da raça foi sugerida por vários autores (Slater & Herrtage, 1995; Rovira *et al.*, 2009; Collins *et al.*, 2010). A relação entre os parâmetros ecocardiográficos e o tamanho corporal no cavalo é controversa, sendo que vários autores concluíram que a correlação entre as medidas ecocardiográficas dimensionais e o peso corporal não é significativa (Long *et al.*, 1992; Slater & Herrtage, 1995; Bakos *et al.*, 2002); estes resultados podem ser devidos à baixa variedade de tamanhos corporais dos cavalos incluídos nesses estudos (Brown *et al.*, 2003), já que outros estudos, envolvendo cavalos com maior peso corporal, demonstraram uma correlação linear significativa entre os parâmetros ecocardiográficos e o peso corporal (Lombard *et al.*, 1984; Slater & Herrtage, 1995; Bakos *et al.*, 2002; Brown *et al.*, 2003), indicando a necessidade de uma correção para o tamanho corporal, nesta espécie (Lombard *et al.*, 1984; Brown *et al.*, 2003; Rovira *et al.*, 2009).

Em contraste, o efeito do sexo tem sido pouco documentado (Lescure & Tamzali, 1984; Leadon *et al.*, 1991; Buhl *et al.*, 2005; Zucca *et al.*, 2008) e alguns autores sugerem um efeito da raça nas medidas ecocardiográficas, em cavalos (Slater & Herrtage, 1995; Rovira & Munoz, 2009).

2.13.2) Fatores extrínsecos ao cavalo

Fatores técnicos como os ganhos do ecógrafo, a profundidade, a intensidade do sinal, a repetição do pulso e a frequência da sonda, influenciam o tamanho e a forma do jato observado, no caso de ecografia com Doppler (Buhl *et al.*, 2004). Schefer *et al.* (2010), menciona que existem limitações técnicas e que a aquisição e análise de exames de alta qualidade, exigem treino intensivo por parte do operador, bem como equipamentos ecocardiográficos avançados, com armazenamento digital dos dados e capacidade de processar os mesmos após a realização do exame.

Segundo Liao (1997) e Schwarzwald *et al.* (2009), características técnicas do equipamento de ecocardiografia, podem limitar a capacidade de imagem do coração.

O ambiente em que o animal se encontra pode causar stress, alterando os parâmetros ecocardiográficos, além disso, como mencionado anteriormente, a sedação interfere com os valores.

Embora a informação estrutural se mantenha válida em cavalos sedados, algumas dimensões cardíacas, índices de função cardíaca, como a fração de encurtamento e a mudança da área fracionada, e fluxo sanguíneo ficarão alterados (Wideman *et al.*, 1998; Schwarzwald, 2004; Wu *et al.*, 2004; Schwarzwald *et al.*, 2009a,b).

2.14) Valores de referência já publicados em cavalos

Os valores de referência encontram-se em anexo.

2.15) Justificação do trabalho

A ecocardiografia em equinos é um meio complementar de diagnóstico, que permite uma correta avaliação da condição cardíaca, auxiliando na deteção de alterações anatómicas e funcionais, sendo que, no trabalho corrente, foram avaliados animais sem sinais clínicos de doença cardíaca. Dada a utilidade da ecocardiografia e a necessidade de se realizar este exame complementar, aliadas à relativa complexidade do mesmo, torna-se importante fazer mais estudos ecocardiográficos e disseminar os resultados, de forma a que este exame complementar se torne mais acessível a todos os Médicos-Veterinários.

2.16) Objetivo do trabalho

O presente trabalho tem como objetivo sistematizar medidas de ecocardiografia em cavalos adultos saudáveis e comparar os resultados obtidos com valores de referência publicados.

3. MATERIAL E MÉTODOS

Os tutores dos cavalos utilizados para este estudo, foram informados e consentiram na utilização das medições cardíacas para a realização deste estudo.

O presente trabalho baseia-se na avaliação ecocardiográfica, realizada em cavalos de lazer e reformados. A população incluiu oito cavalos, todos com mais de 12 anos (gráfico 4). Todos os animais tinham estabulamento, alimentação e manejo semelhantes e em regime de paddock, tanto antes do estudo, como durante o mesmo. Os cavalos de lazer praticavam exercício, ligeiro, regular, antes e durante o estudo. Os cavalos tinham peso entre os 400 e 600 kgs. Nenhum cavalo apresentava sinais clínicos gerais de doença sistémica, nem específicos de doença cardíaca.

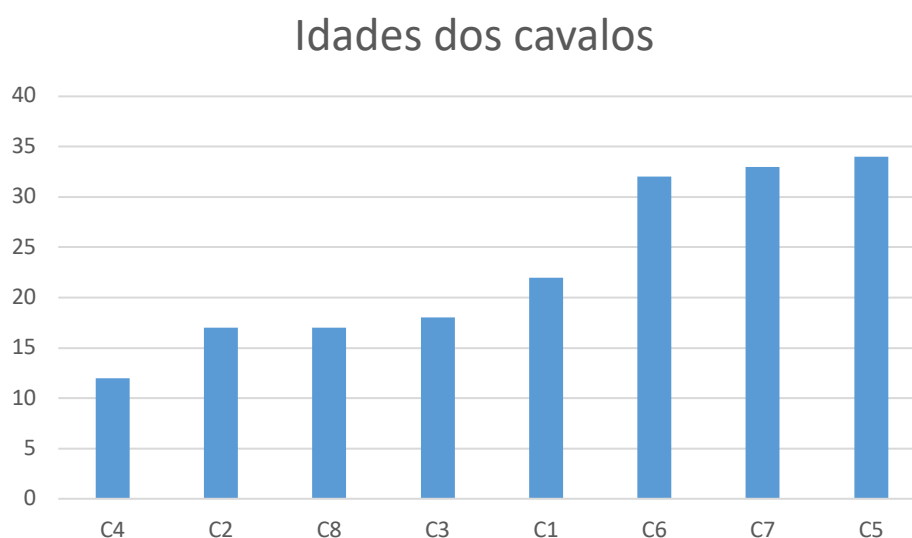


Gráfico 4. Distribuição dos animais por idade.

Foi realizado exame físico e ecocardiografia a cada um dos cavalos estudados. O ambiente em que os cavalos foram manipulados foi calmo e todos os cavalos permaneceram serenos durante as manipulações, tendo sido o menos estimulados possível. Os dados clínicos foram recolhidos entre o inverno de 2017 e a primavera de 2018.

As imagens ecográficas foram obtidas no hemitórax direito e esquerdo. Previamente à realização da ecografia foi realizada tricotomia e lavagem da janela ecográfica e foi colocado gel de ultrassom. De forma a facilitar a obtenção das imagens, o membro anterior foi colocado ligeiramente cranial e lateral (Long *et al.*, 1992).

Os cavalos da população em estudo, foram sujeitos a um exame ecocardiográfico, em modo B, modo M e Doppler. Foram utilizadas a janela paraesternal direita e paraesternal esquerda.

Por motivos logísticos foram utilizados 2 ecógrafos. Um deles foi um General Electrics, Logiq E[®] acoplado a 1 sonda *phased array* de 2,5 MHz. O outro ecógrafo utilizado foi um Esaote, My Lab 30[®] Gold, também acoplado a 1 sonda *phased array* de 2,5 MHz. Os exames foram realizados numa sala adequada ao procedimento, com luz reduzida e ambiente calmo e os equinos contidos numa manga de contenção.

Foi realizado um ECG simultaneamente com as imagens ecocardiográficas e todas as imagens foram guardadas digitalmente no ecógrafo e analisadas posteriormente.

Planos de imagem são selecionados de acordo com *landmarks* intracardíacas, já reportadas em cavalos (Reef, 1990; Long *et al.*, 1992; Patteson *et al.*, 1995; Kriz & Rose, 2002).

Os cavalos foram observados primeiro pelo hemitórax direito, colocando a sonda no terceiro, quarto ou quinto EIC, perpendicularmente à parede torácica, dorsalmente ao olecrâneo (Long *et al.*, 1992; Reef *et al.*, 2004; Amory *et al.*, 2010; Al-Haidar *et al.*, 2013a). A vista em eixo longo é obtida, rodando a sonda ligeiramente, no sentido dos ponteiros do relógio, para a posição da uma hora, enquanto que para se obter uma vista em eixo curto, a sonda é rodada no sentido dos ponteiros do relógio, para a posição das quatro horas (Reef *et al.*, 2004). A sonda é colocada diretamente no tórax para se observar o trato de saída do VE, direcionada cranialmente, para observação do trato de saída do VD e caudalmente, para obtenção da vista de quatro câmaras, em modo B (Long *et al.*, 1992; Reef *et al.*, 2004; Amory *et al.*, 2010; Al-Haidar *et al.*, 2013a). Na vista em eixo curto, a sonda é girada caudalmente para visualização da valva mitral, ligeiramente ventral para visualizar o VE e craniodorsal para se obter a valva aórtica; nesta vista, aplica-se o modo M, de forma a visualizar o VE, ao nível das cordas tendíneas, colocando o cursor no VE, dividindo o mesmo em metades iguais. Voltando à vista de eixo curto, em modo 2D, ao nível das cordas tendíneas, o feixe é girado dorsalmente na direção da base do coração e ligeiramente no sentido dos ponteiros do relógio, ou ao contrário do sentido dos ponteiros, até se obter uma imagem da base do coração, ao nível da valva pulmonar (Long *et al.*, 1992; Reef *et al.*, 2004; Amory *et al.*, 2010; Al-Haidar *et al.*, 2013a). Em seguida, os cavalos foram observados pelo hemitórax esquerdo, colocando a sonda no terceiro, quarto ou quinto EIC, perpendicularmente à parede torácica, dorsalmente ao olecrâneo. Em modo 2D, observou-se numa vista de eixo longo, o panorama de quatro câmaras, onde o SIV tem que estar o mais horizontal possível. A partir desta vista, a sonda é movida ventralmente e caudalmente, de forma a se obter uma vista do VE, com a valva mitral, e o maior

diâmetro do AE (Long *et al.*, 1992; Patteson *et al.*, 1995; Amory *et al.*, 2010; Reef *et al.*, 2004). A partir da mesma vista, o feixe é rodado no sentido contrário aos ponteiros do relógio até a raiz da AO ser visível, para obter a vista de 5 câmaras. Após realização dos cortes em modo M, o fluxo sanguíneo foi sistematicamente analisado em todas as válvulas utilizando o modo a cores.

Resumindo, a partir do modo M, em vista paraesternal direita e em eixo curto, visualiza-se o VE, medindo-se a espessura do SIV, espessura da parede livre do VE e diâmetro interno do VE, no fim da diástole e no fim da sístole; já o diâmetro interno do VD é medido no fim da diástole (Kriz & Rose, 2006; Boon, 2011). O diâmetro interno da AO e AP são medidos ao nível do seio de Valsalva e da valva pulmonar, a partir do modo 2D, numa imagem da base do coração (Kriz & Rose, 2006; Boon, 2011).

Foram analisados os seguintes parâmetros: através do modo bidimensional, diâmetro da aorta ao nível da valva aórtica (AoR), diâmetro da aorta ao nível do seio da valsalva (LVOT), diâmetro da aorta ao nível da junção sinotubular (AoST), diâmetro da artéria pulmonar (MPA) e diâmetro do átrio esquerdo (LA); através do modo M, espessura do septo interventricular em diástole (IVSd), diâmetro interno do ventrículo esquerdo em diástole (LVIDd), espessura da parede livre do ventrículo esquerdo em diástole (LVPWd), espessura do septo interventricular em sístole (IVSs), diâmetro interno do ventrículo esquerdo em sístole (LVIDs), espessura da parede livre do ventrículo esquerdo em sístole (LVPWs), fração de encurtamento (FS).

Todas as variáveis foram sujeitas a uma análise estatística descritiva, utilizando o software Excel, para obter a média e o desvio padrão, de cada parâmetro.

4. RESULTADOS

A amostra em estudo é composta por 8 cavalos, com idades compreendidas entre os 12 e os 34 anos (gráfico 4), correspondendo a 4 machos e 4 fêmeas. Um dos cavalos é Puro Sangue Belga e os restantes são cruzados, sendo um destes cruzado com Quarto de Milha.

Medidas ecocardiográficas dos cavalos em estudo e valores de referência

Parâmetro	Média $\pm$ Desvio Padrão	Thoroughbred (Patterson <i>et al.</i> , 1995)	Standardbred (Zucca <i>et al.</i> , 2008)	PSA e cruz. (Michima <i>et al.</i> , 2004)
AoR	5,52 ($\pm 0,2$)	7,58 ($\pm 0,38$)	7,24 ($\pm 0,29$)	
LVOT	7,50 ($\pm 0,4$)	9,02 ($\pm 0,50$)	7,86 ($\pm 0,33$)	
AoST	5,48 ($\pm 0,5$)	7,70 ($\pm 0,41$)	7,01 ($\pm 0,26$)	
IVSd	2,77 ($\pm 0,3$)	2,85 ($\pm 0,28$)	3,1 ($\pm 0,41$)	2,68 ($\pm 0,29$)
LVIDd	10,75 ($\pm 0,7$)	11,92 ($\pm 0,76$)	11,64 ($\pm 1,29$)	9,72 ($\pm 0,72$)
LVPWd	2,12 ($\pm 0,3$)	2,32 ($\pm 0,38$)	2,55 ($\pm 0,36$)	2,69 ($\pm 0,32$)
IVSs	3,94 ($\pm 0,2$)	4,21 ($\pm 0,46$)	4,48 ($\pm 0,36$)	4,17 ($\pm 0,42$)
LVIDs	7,56 ($\pm 0,3$)	7,45 ($\pm 0,62$)	7,42 ($\pm 1,05$)	5,94 ($\pm 0,96$)
LVPWs	3,67 ($\pm 0,2$)	3,85 ($\pm 0,41$)	3,64 ($\pm 0,52$)	4,23 ($\pm 0,69$)
FS	29 ($\pm 0,03$)	37,42 ($\pm 3,86$)	36,2 ($\pm 3,9$)	39,06 ($\pm 7,66$)
MPA	5,37 ($\pm 0,3$)	6,11 ($\pm 0,50$)	5,41 ($\pm 0,38$)	
LA	12,01 ($\pm 0,6$)	12,87 ($\pm 0,80$)	11,49 ($\pm 0,5$)	

Tabela 1. Resultados dos casos em estudo e valores de referência publicados. Diâmetro da aorta ao nível da valva aórtica (AoR), diâmetro da aorta ao nível do seio da valsalva (LVOT), diâmetro da aorta ao nível da junção sinotubular (AoST), espessura do septo interventricular em diástole (IVSd), diâmetro interno do ventrículo esquerdo em diástole (LVIDd), espessura da parede livre do ventrículo esquerdo em diástole (LVPWd), espessura do septo interventricular em sístole (IVSs), diâmetro interno do ventrículo esquerdo em sístole (LVIDs), espessura da parede livre do ventrículo esquerdo em sístole (LVPWs), fração de encurtamento (FS), diâmetro da artéria pulmonar (MPA) e diâmetro do átrio esquerdo (LA).

Analisando o diâmetro da aorta ao nível da valva aórtica (AoR), a média foi de 5,52 cm, sendo a mesma inferior aos valores de referência. Também o diâmetro da aorta ao nível da junção sinotubular (AoST) e a fração de encurtamento (FS) se encontram abaixo dos valores utilizados para referência, tendo obtido neste trabalho a média de 5,48 e 29 respetivamente. Os restantes valores encontram-se dentro dos valores de referência, correspondendo o diâmetro da aorta ao nível do seio da valsalva (LVOT), tendo obtido a média de 7,50; a espessura do septo interventricular em diástole (IVSd), tendo obtido a média de 2,77; o diâmetro interno do ventrículo esquerdo em diástole (LVIDd), tendo obtido a média de 10,75; a espessura da parede livre do ventrículo esquerdo em diástole (LVPWd), tendo obtido a média de 2,12; a espessura

do septo interventricular em sístole (IVSs), tendo obtido a média de 3,94; o diâmetro interno do ventrículo esquerdo em sístole (LVIDs), tendo obtido a média de 7,56; a espessura da parede livre do ventrículo esquerdo em sístole (LVPWs), tendo obtido a média de 3,67; o diâmetro da artéria pulmonar (MPA), tendo obtido a média de 5,37 e o diâmetro do átrio esquerdo (LA), tendo obtido a média de 12,01.

5. DISCUSSÃO

O estudo referente a esta dissertação, foi realizado em oito cavalos. O objetivo deste estudo foi realizar uma sistematização dos parâmetros ecocardiográficos e comparar com valores de referência. A aquisição de imagens foi realizada, de acordo com técnicas descritas (Long *et al.*, 1992; Slack *et al.*, 2012; Reef *et al.*, 1989) e os dados obtidos utilizando *landmarks* intracardiácas, de forma a orientar a posição da sonda, de acordo com métodos descritos (Reef, 1998; Long *et al.*, 1992; Patteson *et al.*, 1999).

A técnica de imagem ecocardiográfica padronizada, publicada por Long *et al.* (1992), foi descrita por Patteson *et al.* (1995) e Slater & Herrtage (1995), como sendo um método adequado e fiável, para a obtenção de dados qualitativos e quantitativos do coração dos equinos. Ao realizar o presente estudo, verificámos isso mesmo, que este método é realizável facilmente em cavalos, bem tolerado, repetível e seguro.

É essencial uma correta posição do cavalo, de forma a se obterem boas imagens; quanto mais cranial se coloca a sonda, menos tolerado é pela maioria dos cavalos, assim sendo, torna-se necessário avançar o membro em questão, de forma a se obter as imagens desejadas, tendo sido possível comprovar isso mesmo nos cavalos examinados. Não existem vantagens em se segurar o respetivo membro, pois apenas flexiona o mesmo, na zona do cotovelo, produzindo um deslocamento da massa do m. tríceps, sendo que animais com excesso de peso e peito mais largo, produzem imagens de pior qualidade (Long *et al.*, 1992). As imagens obtidas desde o hemitórax esquerdo, por norma são de pior qualidade, comparando com as imagens obtidas desde o hemitórax direito (Long *et al.*, 1992), encontrando-se de acordo com comentários de Stadler *et al.* (1988) mas contra as observações feitas por Carlsten (1987).

Uma população de estudo maior, teria permitido estabelecer valores mais precisos e identificar a influência do peso corporal, altura, raça, idade, sexo e treino, nos parâmetros em estudo.

No presente estudo, através do modo 2D, foram obtidos os seguintes parâmetros, AoR, LVOT, AoST, MPA e LA e através do modo M, foram obtidos os restantes parâmetros, IVSd, LVIDd, LVPWd, IVSs, LVIDs, LVPWs e FS, tendo esta última sido obtida através da fórmula já estabelecida.

A técnica em modo M, guiada por uma imagem bidimensional, permite obter medições mais corretas em eixo curto, nomeadamente do diâmetro máximo ventricular; no presente estudo, as medições em modo M, foram realizadas seguindo essa técnica. As medições são mais fáceis, orientando o cursor numa vista em eixo longo, de forma a se ter a certeza de que o cursor

se encontra ao nível das cordas tendíneas, cruzando o eixo longo perpendicularmente, antes de se mudar para uma vista em eixo curto (Long *et al.*, 1992). A espessura da parede ventricular direita é difícil de obter através de uma vista paraesternal direita – em eixo curto, devido à má resolução das estruturas e por observação com uma sonda de baixa frequência, contudo podem ser facilmente observadas e medidas pela vista paraesternal esquerda (Long *et al.*, 1992). As medições em modo M são limitadas a uma única dimensão, desconsiderando o facto de que o coração é uma estrutura tridimensional complexa (Grenacher & Schwarzwald, 2010).

A colocação cuidadosa do feixe em modo M, nos locais apropriados dentro do coração e a obtenção de imagens das superfícies endocárdicas sem artefactos são fundamentais para a obtenção de medições precisas (Gazi *et al.*, 2015). Feigenbaum (1981) e Bonagura (1983), demonstraram que a contratilidade cardíaca pode ser medida através do modo M. A avaliação da função do VE é baseada em medidas do modo M, como a FS e a espessura da parede (Long *et al.*, 1992; Patteson *et al.*, 1995); estas medidas fornecem informação aproximada, da função global do VE. Recentemente novas técnicas foram introduzidas em cardiologia equina, requerendo mais investigação, é o caso do Doppler tissular, utilizado para medição das velocidades sistólica e diastólica, das paredes do miocárdio (Sepulveda *et al.*, 2005; Gehlen *et al.*, 2009; Schwarzwald *et al.*, 2009), no entanto, essas medidas são influenciadas pelo movimento do coração e pelo ângulo da sonda (Decloedt *et al.*, 2011). Na avaliação com Doppler, o mesmo deve ser realizado com um feixe de ultrassom paralelo à corrente sanguínea, ângulos máximos de 20°, desta forma evita-se que os valores sejam incoerentes e elevadas pressões sanguíneas só podem ser medidas com este tipo de exame (Schwarzwald, 2004), permitindo este modo uma medição não invasiva do fluxo sanguíneo (Marr, 1994).

Alguns resultados do presente trabalho, LVOT, IVSd, LVIDd, LVPwd, IVSs, LVIDs, LVPWs, MPA e LA encontram-se em acordo com os valores de referência publicados de Patterson *et al.* (1995), Zucca *et al.* (2008) e Michima *et al.* (2004). Os resultados de AoR, AoST e FS, encontram-se abaixo dos valores de referência publicados (Patterson *et al.*, 1995; Michima *et al.*, 2004; Zucca *et al.*, 2008). Poderia ter sido realizado um teste de correlação linear das medidas cardíacas, em relação ao peso corporal, conforme Lescure & Tamzali (1984), de forma a enriquecer os resultados do trabalho. Lombard *et al.* (1984) e Stewart *et al.* (1984) demonstraram uma correlação entre as variáveis ecocardiográficas e o peso corporal, em poldros, aparentando ser contrário aos resultados obtidos em equinos adultos (Long *et al.*, 1992). As medições em modo M, podem não ser completamente fidedignas, uma vez que, nas imagens obtidas, havia grande destaque da valva mitral.

O parâmetro AoR, permite medir o diâmetro interno da AO durante a sístole, obtido ao nível da valva aórtica. Caso este valor esteja diminuído, pode indicar diminuição do débito cardíaco (Marr & Bowen, 2010) e se aumentado, pode indicar regurgitação da AO (Reef & Spencer, 1987) ou aneurisma (Roby *et al.*, 1986; Reef *et al.*, 1990); neste caso encontra-se diminuído, logo os animais poderiam apresentar um coração mais pequeno, uma diminuição do débito cardíaco, que não foi confirmada, além disso, as imagens obtidas para as medições dos parâmetros, deveriam respeitar melhor as *landmarks* e ser de melhor qualidade.

O parâmetro LVOT, permite medir o diâmetro interno da AO durante a sístole, obtido ao nível do seio de Valsalva. O seu aumento pode indicar regurgitação da AO (Reef & Spencer, 1987) ou aneurisma (Roby *et al.*, 1986; Reef *et al.*, 1990) e se diminuído, pode indicar diminuição do débito cardíaco (Marr & Bowen, 2010); neste caso encontra-se normal.

O parâmetro AoST, permite medir o diâmetro interno da AO durante a sístole, obtido na junção sinotubular, quando a valva se encontra completamente aberta (Kriz & Rose, 2002). O seu aumento pode indicar regurgitação da AO (Reef & Spencer, 1987) ou aneurisma (Roby *et al.*, 1986; Reef *et al.*, 1990) e a sua redução pode indicar diminuição do débito cardíaco (Marr & Bowen, 2010); neste caso encontra-se diminuído, logo os animais poderiam apresentar um coração mais pequeno, uma diminuição do débito cardíaco, que não foi confirmada, além disso, as imagens obtidas para as medições dos parâmetros, deveriam respeitar melhor as *landmarks* e ser de melhor qualidade.

Os parâmetros IVSd e IVSs, permitem obter a espessura do septo interventricular, em diástole e sístole respetivamente (Patteson *et al.*, 1995). O seu aumento pode indicar doença cardíaca, hipertensão pulmonar, defeitos congénitos ou regurgitação da valva tricúspide e a sua redução pode indicar cardiomiopatias (Marr & Bowen, 2010); neste caso encontram-se normais.

Os parâmetros LVIDd e LVIDs, permitem obter o diâmetro interno do VE em diástole e sístole respetivamente (Patteson *et al.*, 1995; Kriz & Rose, 2002). Caso o LVIDd se encontre aumentado, pode indicar regurgitação da valva mitral ou da AO (Reef & Spencer, 1987; Reef *et al.*, 1998) e caso seja o LVIDs, pode indicar falha do miocárdio (Marr & Bowen, 2010); a sua redução pode indicar diminuição do débito cardíaco (Marr & Bowen, 2010), neste caso ambos os parâmetros se encontram normais.

Os parâmetros LVPWd e LVPWs, permitem obter a espessura da parede livre do VE em diástole e sístole respetivamente (Patteson *et al.*, 1995; Kriz & Rose, 2002). O seu aumento pode indicar diminuição do volume sanguíneo, cardiomiopatia, miocardite, hipertensão

sistémica crónica ou obstrução do trato de saída do VE e a sua redução pode indicar miocardite ou aneurisma (Reed *et al.*, 2010); neste caso ambos os parâmetros se encontram normais.

O parâmetro FS, permite obter a fração de encurtamento, sendo esta última frequentemente usada para estimar a função sistólica global do VE, ou seja, a sua contratilidade (Tindall, 1994; Patteson *et al.*, 1995). Este é um bom indicador de mudanças na contratilidade, pré-carga e pós-carga (Feigenbaum, 1998). A sua redução pode indicar baixa contratilidade do miocárdio, provavelmente devido a miocardite, fibrose do miocárdio e cardiomiopatias, para além disso, os fármacos também causam uma diminuição deste parâmetro (Martin *et al.*, 2000; Reef, 2001). Segundo Boon (1998), a diminuição significativa do FS, pode sugerir disfunção sistólica, sendo este parâmetro dependente da FC (Boon, 1998). Isto não parece ser o caso nos cavalos estudados, pois nenhum destes apresentava nenhum sinal de doença cardíaca, apesar deste parâmetro se encontrar diminuído. Por outro lado, o seu aumento pode derivar de uma pré-carga aumentada, como resultado do aumento do volume sanguíneo ou quando a pós-carga se encontra significativamente diminuída, sendo expectável que aumente em casos severos de regurgitação da valva mitral e da AO (Marr & Bowen, 2010).

O parâmetro MPA, permite medir o diâmetro da AP durante a sístole, quando a valva se encontra completamente aberta (Patteson *et al.*, 1995; Kriz & Rose, 2002). O seu aumento pode indicar hipertensão pulmonar, normalmente secundária a congestão (Reef *et al.*, 1998) e a sua redução pode indicar diminuição do débito cardíaco (Marr & Bowen, 2010); neste caso está normal.

O parâmetro LA, permite obter o diâmetro interno do AE e caso o mesmo se encontre aumentado, pode indicar regurgitação da valva mitral (Reef *et al.*, 1998) e a sua redução pode indicar diminuição do débito cardíaco (Marr & Bowen, 2010); neste caso está normal.

Em humanos, diversos parâmetros cardíacos estão relacionados com o tamanho corporal (Erbel *et al.*, 1982; Schnittger *et al.*, 1983) e também em cães (O'Grady *et al.*, 1986), contudo são necessários estudos, com uma população maior, para se esclarecer o efeito do peso corporal nos parâmetros cardíacos, em equinos (Voros *et al.*, 1991). Segundo Kline & Foreman (1991), é reconhecido que existe uma relação entre as medições dos parâmetros cardíacos e o peso corporal, variando de acordo com a raça e sendo geneticamente determinado. Esta mesma relação pode ser avaliada clinicamente, por medição ecocardiográfica da massa miocárdica do VE, correlacionando-se este último, fortemente com o peso corporal (Lightowler *et al.*, 2000).

Al-haidar *et al.* (2013a), demonstraram um efeito significativo do peso corporal e da raça em várias medidas ecocardiográficas mas não em medidas funcionais ou de Doppler, em contraste, a idade e sexo apresentaram efeitos reduzidos nas mesmas medidas estudadas. O

treino, tem demonstrado induzir aumentos significativos nas dimensões e massa do ventrículo esquerdo em equinos submetidos a treino intensivo de corrida e resistência. Por conseguinte, os resultados obtidos nas diferentes raças do presente estudo, especialmente em raças mais propensas a treinos regulares e/ou intensos, como os árabes, podem ter sido parcialmente influenciados pelo treino e não pelo peso corporal ou raça (Al-haidar *et al.*, 2013a). Em todas as espécies estudadas, incluindo humanos (Kampmann *et al.*, 2000), cães (Sisson & Schaeffer, 1991) e cavalos (Lombard *et al.*, 1984; Stewart *et al.*, 1984), foi demonstrado que o crescimento corporal está associado com o aumento do tamanho cardíaco, que pode ser quantificado por ecocardiografia (Al-haidar *et al.*, 2013a,b); estudos realizados em humanos e cães, demonstram que essa variação dos parâmetros durante o crescimento, são principalmente devido ao tamanho corporal (Neilan *et al.*, 2009), outros estudos, em cavalos, sugerem o mesmo (Al-haidar *et al.*, 2013a). Um efeito da idade nos parâmetros ecocardiográficos foi reportado em pacientes humanos geriátricos (Armstrong & Ryan, 2010), o que seria interessante estudar em cavalos. Em alguns estudos, tanto em humanos (Vasan *et al.*, 1997; Anderson, 2007; Armstrong & Ryan, 2010), como em cães (Lonsdale *et al.*, 1998; Kayar *et al.*, 2006; Muzzi *et al.*, 2006; Bavegems *et al.*, 2007; Lobo *et al.*, 2008), foi reportado um efeito do sexo sobre os mesmos parâmetros ecocardiográficos, o que não se verifica em equinos (Zucca *et al.*, 2008). Em cães e humanos, foi demonstrado que as medidas ecocardiográficas, estão fortemente relacionadas com o tamanho corporal (Al-haidar *et al.*, 2013a); já em equinos, estudos mencionam que essa correlação é fraca (Zucca *et al.*, 2008), podendo ser devido a um tamanho pequeno da população em estudo e devido à pequena variação no peso corporal, dos animais incluídos nesses estudos (Boon, 2011). Intervalos normais para os parâmetros ecocardiográficos, têm sido publicados para cavalos, independentemente do tamanho (Long *et al.*, 1992; Patteson *et al.*, 1995; Zucca *et al.*, 2008; Rovira & Munoz, 2009), em contraste, vários estudos, demonstraram uma correlação moderada a forte, entre os parâmetros ecocardiográficos e o peso corporal (Slater & Herrtage, 1995; Brown *et al.*, 2003; Amory *et al.*, 2004; Lightowler *et al.*, 2004; Buhl *et al.*, 2005).

Em cavalos, diferenças nas medidas ecocardiográficas devido à raça, foram sugeridas por diversos autores (Slater & Herrtage, 1995), apesar de não terem sido estatisticamente demonstradas. Segundo um estudo de Al-haidar *et al.* (2013a), as medições do VE, foram mais baixas em pôneis, cavalos de sangue quente e cavalos de tração, do que em árabes, trotadores e purosangue-ingleses, podendo estes resultados ser devido ao estado de treino do animal, tendo sido observado que animais com um treino intensivo, apresentam um tamanho cardíaco maior (Al-haidar *et al.*, 2013a). Qualquer que sejam as espécies estudadas, incluindo os equinos

(Stewart *et al.*, 1984; Long *et al.*, 1992; Patteson *et al.*, 1995; Slater & Herrtage, 1995; Amory *et al.*, 2004), foi demonstrado que a maioria dos parâmetros funcionais, derivados de medidas ecocardiográficas, são pouco ou nada correlacionados com o peso corporal, idade e sexo (Morrison *et al.*, 1992). Segundo Al-haidar *et al.* (2013a), o género não afeta os parâmetros ecocardiográficos e o peso corporal, sexo e raça, não afetam as medições com Doppler.

Diversos autores reportaram valores normais de referência, para LVIDd para diferentes raças, contudo a maioria não se encontra ajustado para o peso corporal (Patteson *et al.*, 1995; Slater & Herrtage, 1995; Zucca *et al.*, 2008). Segundo Morrison *et al.* (1992), as medições ecocardiográficas são afetadas pela raça, no caso dos cães e segundo Slater & Herrtage (1995), de forma similar nos cavalos e póneis, principalmente, quando comparando animais com grande diferença de peso. Ao contrário do que acontece com as medições nos cães, a variação entre o tamanho cardíaco e a raça, ainda não foram investigadas de forma compreensiva (Long *et al.*, 1992).

Segundo Al-haidar *et al.* (2013b), existe uma forte correlação entre as dimensões cardíacas e o tamanho corporal, pelo contrário, nenhuma correlação foi obtida entre o AE e AO, AP e AO ou FS e o tamanho corporal, encontrando-se de acordo com estudos prévios, em medicina veterinária e humana (Voros *et al.*, 2009; Boon, 2011; Cornell *et al.*, 2004; Kayar *et al.*, 2006; Anderson, 2007; Rovira *et al.*, 2009; Slater & Herrtage, 1995; Stewart *et al.*, 1984; Long *et al.*, 1992). Segundo Trachsel *et al.* (2016), animais puro-sangue árabes, são mais pequenos e leves, dando-lhes vantagem sobre outras raças em competições de resistência (Lawrence *et al.*, 1992; Garlinghouse & Burrill, 1999) e a dimensão corporal e o peso corporal foram maiores em anglo-árabes que, por sua vez, também obtiveram as maiores medições do VE (Trachsel *et al.*, 2016).

A ecocardiografia é uma prática comum na medicina equina e a mesma permite diagnosticar doenças cardíacas, avaliar a função cardíaca e perceber melhor a normal fisiologia cardíaca (Schwarzwald, 2004), existindo algumas dificuldades técnicas, como a interferência das costelas e pulmões, contudo as mesmas podem ser evitadas, alterando a posição da sonda (Voros *et al.*, 1991). Segundo Decloedt *et al.* (2015), a utilização de diferentes equipamentos e de configurações técnicas, pode afetar os resultados. Segundo Gazi *et al.* (2015), o tamanho do animal, as características anatómicas do tórax dos equinos e as características técnicas do equipamento de ecocardiografia, por vezes limitam a capacidade de visualizar o coração destes animais. Embora isso geralmente seja menos problemático para imagens em 2D, a determinação de velocidades de fluxo sanguíneo usando técnicas de imagem por Doppler é muitas vezes

difícil, devido à incapacidade de alcançar um alinhamento adequado com o fluxo sanguíneo (Gazi *et al.*, 2015).

Desvantagens da ecocardiografia transtorácica, visam o custo inicial do equipamento e da aquisição do treino necessário para aplicar apropriadamente essas técnicas e interpretar os resultados (McConachie *et al.*, 2013). Foi demonstrado que a FC influencia as dimensões cardíacas e os índices de função cardíaca, em humanos (DeMaria *et al.*, 1979) e supõe-se que tenha os mesmos efeitos em cavalos (Kriz & Rose, 2006).

A ecocardiografia tridimensional, ganhou ênfase nos últimos anos, em medicina humana, complementando a ecocardiografia bidimensional; avanços em ecocardiografia transesofágica, em 3D, permitem uma melhor avaliação de alterações valvulares e orientação em procedimentos intervencionistas (Houck *et al.*, 2006; Hung *et al.*, 2007). Seria de certa forma, uma mais valia se aplicada à medicina veterinária.

A eletrocardiografia é a ferramenta de diagnóstico mais eficaz quando há suspeita de disritmias cardíacas, sendo que um ECG pode ser registado ambulatoriamente, por um breve período, ou por um período mais longo quando se monitoriza disritmias menos frequentes. A realização de um ECG é obrigatória para avaliar a importância de certas disritmias encontradas em repouso e especialmente em equinos com baixo desempenho (Verheyen *et al.*, 2010).

Segundo Long *et al.* (1992), não existem diferença significativa entre as medidas feitas a partir do hemitórax direito e esquerdo, por conseguinte a comparação dos exames bilaterais não foi realizada no presente estudo. Long *et al.* (1992) ainda descreveu as dificuldades na imagem dos átrios esquerdo e direito e um estudo anterior publicado por Bonagura *et al.* (1985) relatou o mesmo sobre o VD. Não medimos as dimensões do átrio direito, pois era impossível imaginar todo o átrio dentro de uma visão, nem medimos os parâmetros ventriculares direitos devido a problemas com a orientação precisa da imagem.

6. CONCLUSÕES

Concluindo, a ecocardiografia permite a visualização das estruturas cardíacas, a determinação do tamanho das mesmas e fornece informação sobre a função cardíaca, sendo o modo M e bidimensional, métodos eficazes para a obtenção das diversas medições intracardíacas. O modo Doppler permite observar o fluxo sanguíneo e averiguar regurgitações. Mais estudos devem ser realizados, numa população com maior número de animais, saudáveis e doentes, de forma a avaliar o valor destas técnicas, em cavalos com doenças cardíacas.

As dimensões cardíacas, podem ser obtidas de forma não invasiva, contudo mais estudos deverão ser realizados, de forma a estabelecer valores de referência, considerando diferenças relacionadas com a raça, idade, sexo, tamanho e peso corporal e condição atlética.

Apresenta algumas desvantagens como o custo inicial do equipamento e aquisição de treino necessário à aplicação apropriada dessas técnicas e interpretação de resultados.

Ao realizar o presente estudo, foi possível verificar que a ecocardiografia corresponde a um método que é facilmente realizável em cavalos, bem tolerado, repetível e seguro. A população em estudo permitiu concluir que, possivelmente, em animais com pouco exercício físico, o coração apresenta um tamanho menor, uma vez que, dimensões da valva aórtica foram mais baixas, do que valores de referências publicados. Relativamente aos fatores intrínsecos, como sexo, idade e raça, não foi possível correlacionar com as medidas, sendo necessário realizar estudos mais completos, com uma população de maior número.

7. BIBLIOGRAFIA

- Al-Haidar, A., Leroux, A., Borde, L., Deleuze, S., Cerri, S., Sandersen, C., *et al.* (2012). Relationship Between Echocardiographic Measurements and Body Size in Horses. *Journal of Equine Veterinary Science*, 33,107-114.
- Al-Haidar, A., Farnir, F.; Leroux, A., Borde, L., Deleuze, S., Cerri, S., Sandersen, C., *et al.* (2013a). Effect of breed, sex, age and body weight on echocardiographic measurements in the equine species. *Res Vet Sci*, 95(1),255-260.
- Al-Haidar, A., Farnir, F.; Leroux, A., Borde, L., Deleuze, S., Cerri, S., Sandersen, C., *et al.* (2013b). Relationship Between Echocardiographic Measurements and Body Size in Horses. *Res Vet Sci*, 33,107-114.
- American Institute of ultrasound in Medicine medical ultrasound safety. American Institute of Ultrasound in Medicine; 2009.
- Amory, H., Bertrand, P., Delvaux, V. & Sandersen, C. (2004). Doppler echocardiographic reference values in healthy donkeys.
- Amory, H., Votion, D.M., Fraipont, A., Goachet, A.G., Robert, C., Farnir, F. & Van Erck, E. (2010). Altered systolic left ventricular function in horses completing a long distance endurance race. *Equine Veterinary Journal*, 42(38),216-219.
- Anderson, B. (2007). M-mode echocardiography measurements and calculations. In: Anderson B, editor. *Echocardiography: the normal examination and echocardiographic measurements* (2nd Ed. pp. 167-182; 336) Manly, Australia: MGA Graphics.
- Armstrong, W. (2005). Echocardiography. In: Zipes D, Libby P, Bonow RO, Braunwald EB, editors. *Braunwald's Heart Disease: A Textbook of Cardiovascular Medicine*, (7th Ed., pp. 187-270). Philadelphia: WB Saunders.

Armstrong, W.F. & Ryan, T. (2010). Echocardiography in systemic disease and clinical problem solving. In: Armstrong, W.F., Ryan, T., editors. Feigenbaum's echocardiography. (7th Ed., pp. 662, 741-775) Philadelphia, PA: Lippincott Williams & Wilkins.

Bach, D.S., Armstrong, W.F., Donovan, C.L. & Muller, D.W.M. (1996). Quantitative Doppler tissue imaging for assessment of regional myocardial velocities during transient ischaemia and reperfusion. *Am. Heart J.*, 132, 721-725.

Bakos, Z., Vörös, K., Jarvinen, T. & Reiczigel, J. (2002). Two-dimensional and M-mode echocardiographic measurements of cardiac dimensions in healthy standardbred trotters. *Acta Veterinaria Hungarica*, 50, 273-82.

Bavegems, V., Duchateau, L., Sys, S.U. & Rick, A.D., (2007). Echocardiographic reference values in whippets. *Veterinary Radiology & Ultrasound*, 48, 230–238.

Bayly, W.M., Reed, S.M., Leathers, C.W., Brown, C.M., Traub, J.L., Paradis, M.R. & Palmer, G.H. (1982). Multiple congenital heart anomalies in five Arabian foals. *J. Am. Vet. Med. Assoc.*, 181, 684-688.

Bazzano, L.A., Belame, S.N., Patel, D.A., Chen, W., Srinivasan, S., McIlwain, E., *et al.* (2011). Obesity and left ventricular dilatation in young adulthood: the Bogalusa HEART Study. *Clin Cardiol*, 34, 153-9.

Blissitt, K.J. & Bonagura, J.D. (1995a). Pulsed wave Doppler echocardiography in normal horses. *Equine Vet. J.*, 27(19), 18, 38-46.

Blissitt, K.J. & Bonagura, J.D. (1995b). Colour flow Doppler echocardiography in horses with cardiac murmurs. *Equine Veterinary Journal*, (19), 82–85.

Blissitt, K.J. & Bonagura, J.D. (1995c). Colour flow Doppler echocardiography in normal horses. *Equine Vet J.*, (19), 47–55.

Blissitt, K.J., Rasis, A.L., Adams, V.J., *et al.* (2008). The effects of halothane and isoflurane on cardiovascular function in dorsally recumbent horses undergoing surgery. *Vet Anaesth Analg*, 35(3),208–219.

Bonagura, J.D. (1983). M-mode echocardiography basic principles. *Vet. Clin. N. Am. Small Anim. Pract.*, 13,229-319.

Bonagura, J.D., Herring, D.S. & Welker, F. (1985). Echocardiography. *Vet. Clin. North Am., Equine Pract.*, (1),311-333.

Bonagura, J.D. & Reef, V.B. (2004). Disorders of the cardiovascular system. In: Reed, S.M., Bayly, W.M., Sellon, D.C. (editors). *Equine Internal Medicine*. 2de Ed, Saunders, Missouri, pp. 355-459.

Boon, J.A. (1998). The echocardiographic examination. In: Boon JA, editor. *Manual of veterinary echocardiography* (1st Ed., pp. 35, 150). Baltimore: Williams & Wilkins.

Boon, J. (1998). Evaluation of size, function, and hemodynamics. In: *Manual of Veterinary Echocardiography* (1st Ed., pp. 151-260). Ed: J.A. Boon, W.B. Saunders Co., Philadelphia.

Boon, J.A. (2011). Evaluation of size, function, and hemodynamics. In: Boon JA, editor. *Veterinary echocardiography* (2nd Ed., pp. 153-256, 610). Ames, IA: Wiley-Blackwell.

Braunwald, E. & Perloff, J.K. (2005). Physical examination of the heart and circulation. In: Braunwald's Heart Disease, Eds: D.P. Zipes, P. Libby, R.O. Bonow and E. Braunwald. Elsevier Saunders. Philadelphia, pp. 77- 106.

Brodin, L.A. (2004). Tissue Doppler, a fundamental tool for parametric imaging. *Clin Physiol Funct Imaging*, 24,147–155.

Brown, C.M. & Holmes, J.R. (1979a). Phonocardiography in the horse. I. The intracardiac phonocardiogram, *Equine Vet J*, (11)11.

Brown, C.M. & Holmes, J.R. (1979b). Phonocardiography in the horse. II. The relationship of the external phonocardiogram to intracardiac pressure and sound, *Equine Vet J*, (11)183.

Brown, D.J., Rush, J.E., Macgregor, J., Ross, J.J.N., Brewer, B. & Rand, W.M. (2003). M-mode echocardiographic ratio indices in normal dogs, cats and horses: a novel quantitative method. *Journal of Veterinary Internal Medicine*, (17)653–662.

Budras, K., *et al.* (2009). *Anatomy of the Horse* (5th Ed., Chapter 7). Hannover: Schlutersche.

Buhl, R., Ersboll, A.K., Eriksen, L. & Koch, J. (2004). Sources and magnitude of variation of echocardiographic measurements in normal standardbred horses. *Vet. Radiol. Ultrasound*, 45,505-512.

Buhl, R., Ersboll, A.K., Eriksen, L. & Koch, J. (2005). Changes over time in echocardiographic measurements in young Standardbred racehorses undergoing training and racing and association with racing performance. *Journal of the American Veterinary Medical Association* 226,1881–1887.

Buhl, R., Ersboll, A.K., Larsen, N.H., *et al.* (2007). The effects of detomidine, romifidine or acepromazine on echocardiographic measurements and cardiac function in normal horses. *Vet Anaesth Analg*, 34(1),1–8.

Buhl, R. & Ersbøll, A.K. (2012). Echocardiographic evaluation of changes in left ventricular size and valvular regurgitation associated with physical training during and after maturity in Standardbred trotters. *J Am Vet Med Assoc*, 240,205-12.

Carerj, S., Micari, A., Trono, A., Giordano, G., Cerrito, M., Zito, C., Luzzi, F., Coglitore, S., Arrigo, F. & Oreto, G. (2003). Anatomical M-mode: an old-new technique. *Echocardiography*, 20,357-361.

Carlsten, J. (1987). Two-dimensional, real-time echocardiography in the horse. *Veterinary Radiology*, 28,76-87.

Chaturvedi, N., Athanassopoulos, G., McKeigue, P.M., Marmot, M.G. & Nihoyannopoulos, P. (1994). Echocardiographic measures of left ventricular structure and their relation with rest and ambulatory blood pressure in blacks and whites in the United Kingdom. *J Am Coll Cardiol*, 24,1499-505.

Chetboul, V. (2002). Tissue Doppler imaging: A promising technique for quantifying regional myocardial function. *J Vet Cardiol*, 4,7-12.

Chetboul, V., Blot, S., Sampedrano, C.C., *et al.* (2006). Tissue Doppler imaging for detection of radial and longitudinal myocardial dysfunction in a family of cats affected by dystrophin-deficient hypertrophic muscular dystrophy. *J Vet Intern Med*, 20,640–647.

Citro, R., Bossone, E., Kuersten, B., Gregorio, G. & Salustri, A. (2008). Tissue Doppler and strain imaging: anything left in the echo-lab?, 1-12.

Cooper, J., Fan, P.H. & Nanda, N.C. (1989). How to perform a color Doppler examination. In: Nanda N, editor. *Textbook of Color Doppler Echocardiography*. Philadelphia: Lea & Febiger, pp. 116–140.

Collins, N.M., Palmer, L. & Marr, C.M. (2010). Two-dimensional and M-mode echocardiographic findings in healthy Thoroughbred foals. *Aust Vet J*, 88,428-33.

Cornell, C.C., Kittleson, M.D., Della Torre, P., Häggström, J., Lombard, C.W., Pederson, H.D., Vollmar, A. & Wey, A. (2004). Allometric scaling of M-mode cardiac measurements in normal adult dogs. *Journal of Veterinary Internal Medicine*, 18,311–321.

Cui, W. & Roberson, D.A. (2006). Left ventricular Tei index in children: comparison of tissue Doppler imaging, pulsed wave Doppler, and M-mode echocardiography normal values. *J Am Soc Echocardiogr*, 19,1438-1445.

DeClercq, D., VanLoon, G., Tavernier, R., *et al.* (2008). Atrial and ventricular electrical and contractile remodeling and reverse remodeling owing to short-term pacing-induced atrial fibrillation in horses, *J Vet Intern Med*, 22,1353.

Decloedt, A., Verheyen, T., Sys, S., De Clercq, D. & van Loon, G. (2011). Quantification of left ventricular longitudinal strain, strain rate, velocity, and displacement in healthy horses by 2-dimensional speckle tracking. *J. Vet. Intern. Med.*, 25,330-338.

Decloedt, A., Verheyen, T., Sys, S., De Clercq, D. & van Loon, G. (2013a). Evaluation of tissue Doppler imaging for regional quantification of radial left ventricular wall motion in healthy horses. *Am. J. Vet. Res.*, 74,53-61.

Decloedt, A., Verheyen, T., Van Der Vekens, N., *et al.* (2013b). Longterm follow-up of atrial function after cardioversion of atrial fibrillation in horses. *Vet. J.*, 197,583-588.

Decloedt, A., Verheyen, T., Sys, S., *et al.* (2013c). Influence of atrioventricular interaction on mitral valve closure and left ventricular isovolumic contraction measured by tissue Doppler imaging. *Circ Cardiovasc Imaging.*, 6,109-116.

Decloedt, A., De Clercq, D., Van Der Vekens, N., *et al.* (2014). Noninvasive determination of atrial fibrillation cycle length by atrial colour tissue Doppler imaging in horses. *Equine Vet. J.*, 46,174-179.

Decloedt, A., De Clercq, D., Van Der Vekens, N., *et al.* (2016). Influence of detomidine on atrial fibrillation cycle length measured by intracardiac electrogram recording and by colour tissue Doppler imaging in horses. *Equine Vet. J.*, 48,21-26.

DeMaria AN, Neumann A, Scchubart PJ, Lee G, Mason DT (1979). Systematic correlation of cardiac chamber size and ventricular performance determined with echocardiography and alterations in heart rate in normal persons. *Am J Card*, 43:1-9.

Derumeaux, G., Douillet, R., Troniou, A., Jamal, F., Litzler, P.Y., Pontier, G. & Cribier, A. (1999). Distinguishing between physiologic hypertrophy in athletes and primary hypertrophic cardiomyopathies. Importance of tissue colour Doppler. *Arch. Mal. Coeur Vaiss*, 92, 201-210.

Detweiler, D.K. & Patterson, D.F. (1972). The cardiovascular system, In Catcott EJ, Smithcours JF, editors: Equine medicine and surgery (2nd Ed., pp. 277-347). Santa Barbara, CA, American Veterinary Publications.

- Durando, M.M., Reef, V.B. & Birks, E.K. (2002). Right ventricular pressure dynamics during exercise: relationship to stress echocardiography. *Equine vet J.*, (34),472-417.
- Durando, M.M., Slack, J., Reef, V.B. & Birks, E.K. (2006). Right ventricular pressure dynamics and stress echocardiography in pharmacological and exercise stress testing. *Equine vet. J.*, 36,183-192.
- Edelman, S.K. (2005). Understanding ultrasound physics. ESP.
- Erbel, R., Schweizer, P., Henn, G., Meyer, J. & Effert, S. (1982). Apikale zweidimensionale Echokardiographie. Normalwerte für die monoplane und biplane Bestimmung der Ejektionsfraktion des linken Ventrikels. *Dtsch. Med Wochenschr.*, 107,1872-1877.
- Estrada, A. & Chetboul, V. (2006). Tissue Doppler evaluation of ventricular synchrony. *J Vet Cardiol*, 8,129–137.
- Farrow, C.S. (2006). Veterinary Diagnostic Imaging - The Horse (1st Ed., Chapter 38, section VI). Missouri: Mosby Elsevier.
- Feigenbaum, H. (1986). Echocardiography (4th Ed.). Lea & Febiger, Philadelphia.
- Feigenbaum, H. (1998). Echocardiography. In: Braunwald E, editor. Heart Disease; A Textbook of Cardiovascular Medicine (3rd Ed., pp. 83-139). Philadelphia: WB Saunders.
- Feigenbaum, H., Armstrong, W.F. & Ryan, T. (2005). Evaluation of systolic and diastolic function of the left ventricle. In: Feigenbaum, H., Armstrong, W.F., Ryan, T., eds. Feigenbaum's Echocardiography (6th Ed., pp. 138-180). Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins.
- Fish, C. (1988). Electrocardiography and vector cardiography. In: Braunwald E, editor. Heart Disease: a Textbook of Cardiovascular Medicine. Philadelphia: WB Saunders; pp. 180-222.

Fregin, G.F. (1982). The cardiovascular system. In Mansmann, R.A. & McAllister, E.S. (eds): *Equine Medicine and Surgery*. Santa Barbara, California, American Veterinary Publications, Inc., pp. 645-704.

Fregin, G.F. (1992). Medical evaluation of the cardiovascular system. *Veterinary Clinics of North America: Equine Practice*, 8,329-346.

Frye, M.A., Bright, J.M., Dargatz, D.A., Fettman, M.J., Frisbie, D.D., Baker, D.C. & Traub-Dargatz, J.L. (2003). A comparison of dobutamine infusion to exercise as a cardiac stress test in healthy horses. *J. vet. int. Med.*, 17,58-64.

Gasthuys, F., de Moor, A. & Parmentier, D. (1991). Influence of dopamine and dobutamine on the cardiovascular depression during a standard halothane anaesthesia in dorsally recumbent, ventilated ponies. *Zentralbl Veterinarmed*, 38,494–500.

Gavaghan, B.J., Kittleson, M.D., Fisher, K.J., *et al.* (1999). Quantification of left ventricular diastolic wall motion by Doppler tissue imaging in healthy cats and cats with cardiomyopathy. *Am J Vet Res*, 60,1478–1486.

Garcia, M., Rodriguez, L., Ares, M., Griffin, B.P., Klein, A.L., Stewart, W.J., *et al.*, (1996). Myocardial wall velocity assessment by pulsed Doppler tissue imaging; characteristic findings in normal subjects. *Am Heart J*, 132,648–656.

Gazi, M.A., Makhdoomi, D.M., Abbas, H.Y., Parrah, J.D., Ganai, A.M., *et al.* (2015). Advances of Echocardiography in Equines Practice - A Review. *J Veterinar Sci Technol*, 6, 228.

Gehlen, H., Kroker, K., Deegen, E., *et al.* (2004). [Influence of detomidine on echocardiographic function parameters and cardiac hemodynamics in horses with and without heart murmur]. *Schweiz Arch Tierheilkd*, 146(3),119–126.

Gehlen, H., Marnette, S., Rohn, K., *et al.* (2005). Echocardiographic analysis of segmental left ventricular wall motion at rest and after exercise in horses with and without heart disease. *J Equine Vet Sci*, 25,468–479.

Gehlen, H., Haubold, A. & Stadler, P. (2007). Reference values for echocardiographic parameters of trained and untrained Icelandic horses. *Dtsch Tierarztl Wochenschr*, 114(10),374–377.

Gehlen, H., Iversen, C. & Stadler, P. (2009). Tissue Doppler echocardiographic examinations at rest and after exercise in horses with atrial fibrillation. *Pferdeheilkunde*, 25,11–16.

Gibbs, V., Cole, D. & Sassano, A. (2009). *Ultrasound physics and technology: how, why and when*. Elsevier Health Sciences.

Göbl, R., Virga, S., Rackerseder, J., Frisch, B., Navab, N. & Hennersperger, C. (2017). Acoustic window planning for ultrasound acquisition. *Int J CARS*, 12,993–1001.

Goldstein, D.S., Brush, J.E. Jr, Eisenhofer, G., Stull, R. & Esler, M. (1988). In vivo measurement of neuronal uptake of norepinephrine in the human heart. *Circulation*, 78,41-48.

Gonçalves, A.C., Orton, E.C., Boon, J.A. & Salman, M.D. (2002). Linear, logarithmic, and polynomial models of M-mode echocardiographic measurements in dogs. *Am J Vet Res*, 63,994-9.

Gorcsan, J., Gulati, V.K., Mandarino, W.A. & Katz, W.E. (1996). Colour-coded measures of myocardial velocity throughout the cardiac cycle by tissue Doppler imaging to quantify regional left ventricular function. *Am. Heart J.*, 131, 1203-1213.

Grenacher, P.A. & Schwarzwald, C.C. (2010). Assessment of left ventricular size and function in horses using anatomical M-mode echocardiography. *J. Vet. Cardio.*, 12,111-121.

Gutgesell, H.P. & Rembold, C.M. (1990). Growth of the human heart relative to body surface area. *Am J Cardiol*, 65,662-8.

Haddad, F., Hunt, S.A., Rosenthal, D.N. & Murphy, D.J. (2008). Right ventricular function in cardiovascular disease, part I: anatomy, physiology, aging, and functional assessment of the right ventricle. *Circulation*, 117,1436-1448.

- Hamlin, R.L. & Smith, C.R. (1965). Categorization of common domestic mammals based upon their ventricular activation process. *Ann N Y Acad Sci*, 127(1),195–203.
- Hatle, L., Angelsen, B. (1985). Doppler ultrasound in Cardiology: Physical Principles and Clinical Applications (2nd Ed.). Lea & Febiger, Philadelphia.
- Hellyer, P.W., Wagner, A.E., Mama, K.R. & Gaynor, J.S. (1998). The effects of dobutamine and ephedrine on packed cell volume, total protein, heart rate, and blood pressure in anaesthetized horses. *J. Vet. Pharmacol. Ther.*, 21,497-499.
- Helweggen, M.M., Young, L.E., Rogers, K. & Wood, J.L. (2006). Measurements of right ventricular internal dimensions and their relationships to severity of tricuspid valve regurgitation in National Hunt Thoroughbreds. *Equine Vet. J.*, 38(36),171-177.
- Hinchcliff, K.W., McKeever, K.H & Muir, W.W. (1991). Hemodynamic effects of atropine, dobutamine, nitroprusside, phenylephrine, and propranolol in conscious horses. *J. Vet. Int. Med.*, 5,80-86.
- Hori, Y., Sato, S., Hoshi, F., *et al.* (2007). Assessment of longitudinal tissue Doppler imaging of the left ventricular septum and free wall as an indicator of left ventricular systolic function in dogs. *Am J Vet Res*, 68,1051–1057.
- Houck, RC., Cooke, JE., Gill, EA. (2006). Live 3D echocardiography: a replacement for traditional 2D echocardiography? *AJR Am J Roentgenol* 187, 1092-106.
- Hung, J., Lang, R., Flachskampf, F., Shernan, SK., McCulloch, ML., Adams, DB., *et al.* (2007). 3D echocardiography: a review of the current status and future directions. *J Am Soc Echocardiogr*, 20, 213-33.
- Ichida, F., Denef, B., Dumoulin, M. & Van der Hauwaert, L.G. (1988). Cardiac chamber growth pattern determined by two-dimensional echocardiography. *Heart Vessels*, 4,26-33.
- Jawad, I.A. (1996). A Practical Guide to Echocardiography and Cardiac Doppler Ultrasound (2nd Ed., pp 432). Lippincott Williams and Wilkins, Boston.

Kadish, A. (2004). What is a monophasic action potential? *Cardiovasc Res*, 63(4),580–581.

Kampmann, C., Wiethoff, C., Wenzel, A., Stolz, G., Betancor, M., Wippermann, C.F., Huth, R.G., Habermehl, P., Knuf, M., Emschermann, T. & Stopfkuchen, H. (2000). Normal values of M-mode echocardiographic measurements of more than 2000 healthy infants and children in central Europe. *Heart*, 83,667–672.

Kayar, A., Gonul, R., Or, E.M. & Uysal, A. (2006). M-mode echocardiographic parameters and indices in the normal German shepherd dogs. *Veterinary Radiology & Ultrasound*, 47,482–486.

Katz, W., Gulati, V.K., Mahler, C.M. & Gorcsan, J. (1997). Quantitative evaluation of the segmental left ventricular response to dobutamine stress by tissue Doppler echocardiography. *Am J Cardiol*, 79,1036–1042.

Kimura, B.J., Bocchicchio, M., Willis, C.L. & Demaria, A.N. (2001). Screening cardiac ultrasonographic examination in patients with suspected cardiac disease in the emergency department. *Am Heart J*, 142(324),53–8.

Kizer, J.R., Arnett, D.K., Bella, J.N., Paranicas, M. & Rao, D.C. (2004). Differences in left ventricular structure between black and white hypertensive adults: the hypertension genetic epidemiology network study. *Hypertension* 43,1182– 1188.

Kline, H. & Foreman, J.H. (1991). Heart and spleen weights as a function of breed and somatotype. In: Persson S, Lindholm A, Jeffcott LB (eds.). *Equine Exercise Physiology* 3, pp. 17- 21, Davis, California.

Klein, B. (2013). *Cunningham’s Textbook of Veterinary Physiology* (5th Ed., Chapter 19, pp. 171). Missouri: Saunders Elsevier.

Koffas, H., Dukes-McEwan, J., Corcoran, B.M., *et al.* (2006). Pulsed tissue Doppler imaging in normal cats and cats with hypertrophic cardiomyopathy. *J Vet Inter Med*, 20,65–77.

Koning, H. & Liebich, H. (2011) *Anatomia dos Animais Domésticos - Texto e Atlas Colorido* (4ª Ed., Capítulo 12 Introdução e anatomia geral). São Paulo: Artmed.

Kondo, M; Nesterenko, V. & Antzelevitch, C. (2004). Cellular basis for the monophasic action potential: which electrode is the recording electrode? *Cardiovasc Res*, 63(4),635–644.

Kriz, N.G. & Rose, R.J. (1996). Repeatability of standard transthoracic echocardiographic measurements in horses. *Aust Vet J*, 80,362-70.

Kriz, N.G., Hodgson, D.R. & Rose, R.J. (2000a). Changes in cardiac dimensions and indices of cardiac function during deconditioning in horses. *Am J Vet Res*, 61,1553-60.

Kriz, N.G., Hodgson, D.R. & Rose, R.J. (2000b). Prevalence and clinical importance of heart murmurs in racehorses. *J Am Vet Med Assoc*, 216,1441–1445.

Kriz, N.G. & Rose, R.J. (2002). Effect of detraining on cardiac dimensions and indices of cardiac function in horses. *Proc 42nd AAEP Annu Conv*, 42,96-97.

Kriz, N.G. & Rose, R.J. (2006). Repeatability of standard transthoracic echocardiographic measurements in horses. *Aust Vet J*, 80,362-70.

Kvart, C., Carlsten, J., Jeffcott, L.B. & Nilsfors, L. (1985). Diagnostic value of contrast echocardiography in the horse. *Equine Vet. J.*, 17, 357-360.

Lauer, M.S., Larson, M.G. & Levy, D. (1995). Gender-specific reference M-mode values in adults: population-derived values with consideration of the impact of height. *J Am Coll Cardiol*, 26,1039-46.

Leadon, D., McAllister, H., Mullins, E. & Osborne, M. (1991). Electrocardiographic and echocardiographic measurements and their relationships in Thoroughbred yearlings to subsequent performance. In: Persson, S.G., Lindholm, A., Jeffcott, L.B. (Eds.), *Equine Exercise Physiology 3*. Sweden ICEEP Publications, Uppsala, pp. 22–29.

- Leetmaa, T.H., Dam, A., Glinborg, D. & Markenvard, J.D. (2008). Myocardial response to a triathlon in male athletes evaluated by Doppler tissue imaging and biochemical parameters. *Scand. J. Med. Sci. Sports* 18,698-705.
- Lescure, F. & Tamzali, Y. (1984). Valeurs de référence en échocardiographie TM chez le cheval de sport (pur sang anglais-cheval de selle français). *Revue de Médecine vétérinaire*, 135,405–418.
- Liao, R., Charles, M. & Gwathmey, J.K. (1997). Animal models of cardiovascular disease for pharmacologic drug development and testing: Appropriateness of comparison to the human disease state and pharmacotherapeutics. *American Journal of Therapeutics*, 4,149-158.
- Lightowler, C.H., Pidal, G., Mercado, M.C. & Cattaneo, M.L. (2000). The left ventricular mass measurement through guided MMode echocardiography in the horse. In: Lindner A (ed.). *The Elite Show Jumper, Conference on Equine Sports Medicine and Science*, pp. 149-153.
- Lightowler, C., Piccione, G., Fazio, F., Pidal, G. & Cattaneo, M.L. (2003). Systolic time intervals assessed by 2-D echocardiography and spectral Doppler in the horse. *Anim Sci J*, 74,505-510.
- Lightowler, C., Piccione, G., Cattaneo, M.L., & Giudice, E., (2004). Echocardiographic evaluation of mitral annulus excursion in normal horses. *Journal of Applied Research in Veterinary Medicine*, 2, 110-114.
- Linton, R.A., Young, L.E., Marlin, D.J., *et al.* (2000). Cardiac output measured by lithium dilution, thermodilution, and transesophageal Doppler echocardiography in anesthetized horses. *Am J Vet Res*, 61(7),731–737.
- Lobo, L., Canada, N., Bussadori, C., Gomes, J.L. & Carvalheira, J. (2008). Transthoracic echocardiography in Estrela Mountain dogs: reference values for the breed. *Veterinary Journal*, 177,250–259.
- Lombard, C.W., Scarratt, W.K. & Buergelt, C.D. (1983). Ventricular septal defects in the horse. *J. Am. Vet. Med. Assoc.*, 183,562-565.

- Lombard, C.W., Evans, M., Martin, L. & Tehrani, J. (1984). Blood pressure, electrocardiogram and echocardiogram measurements in the growing pony foal. *Equine Veterinary Journal*, 16,342–347.
- Long, K.J., Young, L.E., Darke, P.G.G. & Jones, R.S. (1991). Effects of detomidine, dopamine and dobutamine on Doppler indices of ventricular function in the horse. Proceeding of the 23rd Annual Meeting of the British Medical Ultrasound Society, Bournemouth, p 30.
- Long, K.J., Bonagura, J.D. & Darke, P.G. (1992). Standardised imaging technique for guided M-mode and Doppler echocardiography in the horse. *Equine Vet. J.*, 24(3),226-235.
- Lonsdale, R.A., Labuc, R.H. & Robertson, I.D. (1998). Echocardiographic parameters in training compared with non-trained greyhounds. *Veterinary Radiology & Ultrasound*, 39,325–330.
- MacDonald, K.A., Kittleson, M.D., Kass, P.H., *et al.* (2007). Tissue Doppler imaging in Maine Coon cats with a mutation of myosin binding protein C with or without hypertrophy. *J Vet Inter Med*, 21,232–237.
- Mandinov, L., Eberli, F.R., Seiler, C. & Hess, O.M. (2000). Diastolic heart failure. *Cardiovasc Res*, 45,813-825.
- Mark, D.B., Robertson, D.B., Adams, D. & Kisslo, J. (1986). Doppler evaluation of valvular regurgitation. In Basic Doppler Echocardiography, eds J. Kisslo, D. Adams & D.B. Mark, pp. 91-112. New York: Churchill Livingstone.
- Marr, C.M. (1994). Equine echocardiography – Sound advice at the heart of the matter. *The British Veterinary Journal*, 150,527–545.
- Marr, C.M. & Reef, V.B. (1994). Colour flow Doppler echocardiographic findings in normal horses. *Equine Veterinary Journal*, (in press).

- Marr, C.M. & Reef, V.B. (1995). Physiological valvular regurgitation in clinically normal young racehorses: prevalence and two-dimensional colour flow Doppler echocardiographic characteristics. *Equine Vet J Suppl*, (19),56–62.
- Marr, C.M., Bright, J.M., Marlin, D.J., *et al.* (1999). Pre- and post exercise echocardiography in horses performing treadmill exercise in cool and hot/humid conditions. *Equine Vet J Suppl*, 30,131–136.
- Marr, C. & Bowen, M. (2010). Cardiology of the Horse. (2nd Ed. Chapter 1,6,9). Saunders Elsevier.
- Martin, B.B., Jr., Reef, V.B., Parente, E.J. & Sage, A.D. (2000). Causes of poor performance of horses during training, racing, or showing: 348 cases (1992- 1996). *J. Am. Vet. Med. Assoc.*, 216,554-558.
- Marwick, T.H. (2006). Measurement of strain and strain rate by echocardiography: Ready for prime time?. *J. Am. Coll. Cardiol.*, 47,1313-1327.
- McEntee, K., Amory, H., Pypendop, B., Balligand, M., Clercx, C., Michaux, C., Jacqmot, O., Robert, F., Gerard, P., Pochet, T. & Henroteaux, M. (1998a). Effects of dobutamine on isovolumic and ejection phase indices of cardiac contractility in conscious healthy dogs. *Res. vet. Sci.*, 64,45-50.
- McEntee, K., Amory, H., Clercx, C., Soyeur, D., Michaux, C., Vanhaeverbeek, O., Jacqmot, O. & Henroteaux, M. (1998b). Physiologic response to dobutamine infusion during cardiac stress testing of dogs. *Am. J. vet. Res.*, 59,1160-1165.
- McGavock, J., Warburton, D.E.R., Taylor, D., Welsh, R.C., Quinney, H.A. & Haykowsky, M.J. (2002). The effects of prolonged strenuous exercise on left ventricular function: a brief review. *Heart Lung*, 31,279-292.
- Menzies-Gow, N. (2001). ECG interpretation in the horse. *In Practice*, 23,454-459.

- Middelton, N., Shave, R., George, K., Whyte, G. & Hart, E. (2006). Left ventricular function immediately following prolonged exercise: a meta-analysis. *Med. Sci. Sports Exerc.*, 38,681-687.
- Miller, P.J. & Holmes, J.R. (1984). Relationships of left side systolic time intervals to beat-by-beat heart rate and blood pressure variables in some cardiac arrhythmias of the horse, *Res Vet Sci*, 37,18.
- Miyatake, K., Yamagishi, M., Tanaka, N., Uematsu, M., Yamazaki, N., Mine, Y., Sano, A. & Hirama, M. (1995). New method of evaluating left ventricular wall motion by color coded tissue Doppler imaging: in vitro and in vivo studies. *Cardiol*, 25, 717-724.
- Mizuno, Y., Aida, H. & Fujinaga, T. (1994). Effects of dobutamine infusion in dorsally recumbent isoflurane-anesthetized horses. *J. Equine Sci.*, 5,87-94.
- Moore, E.N. & Spear, J.F. (1987). Electrophysiological studies on atrial fibrillation, *Heart Vessels*, (2)32.
- Morris, E.A. & Seeherman, H.J. (1991). Clinical evaluation of poor performance in the racehorse: the results of 275 evaluations. *Equine vet. J.*, 23,169-174.
- Morrison, S.A., Moise, N.S., Scarlett, J., Mohammed, H. & Yeager, A.E. (1992). Effect of breed and body weight on echocardiographic values in four breeds of dogs of differing somatotype. *Journal of Veterinary Internal Medicine*, 6,220–224.
- Muzzi, R.A.L, Muzzi, L.A.L., Araujo, R.B.A. & Cherem, M. (2006). Echocardiographic indices in normal German sheperd dogs. *Journal of Veterinary Science*, 7,193–198.
- Neilan, T.G., Pradhan, A.D., Etta King, M. & Weyman, A.E. (2009). Derivation of a size-independent variable for scaling of cardiac dimensions in a normal paediatric population. *European Journal of Echocardiography*, 10,50–55.
- Nesheim, M.C., Austic, R.E. & Card, L.E. (1990). Poultry Production (12th Ed., p. 325). Lea and Febiger, Philadelphia.

- Nishimura, R.A., Abel, M.D., Hatle, L.K., *et al.* (1989). Significance of Doppler indices of diastolic filling of the left ventricle: comparison with invasive hemodynamics in a canine model. *American Heart Journal*, 118,1248-58.
- Nikitin, N.P. & Witte, K.K. (2004). Application of tissue Doppler imaging in cardiology. *Cardiology*, 101,170-184.
- Noble, D. (1979). *The Initiation of the Heart Beat* (2nd Ed.). Oxford: Oxford University Press.
- O'Callaghan, M.W. (1985). Comparison of echocardiographic and autopsy measurements of cardiac dimensions in the horse. *Equine Vet. J.*, 17,361-368.
- O'Grady, M.R., Bonagura, J.D., Powers, J.D. & Herring, D.S. (1986). Quantitative cross-sectional echocardiography in the normal dog. *Vet. Radiol.*, 27,34-49.
- Ohmer, J.K., Seward, J.B. & Tajik, A.J. (1994). *The echo manual*: Little, Brown and Company, pp. 24.
- Oki, T., Tabata, Y., Yamada, H., Wakatsuki, T., Sinohara, H., Nishikado, A., Iuchi, A., Fukuda, N. & Ito, S. (1997). Clinical application of pulsed Doppler tissue imaging for assessing abnormal left ventricular relaxation. *Am. J. Cardiol*, 79, 921-928.
- Otto, C. (2004). Ventricular diastolic filling and function. In: Otto CM, ed. *Textbook of Clinical Echocardiography* (3rd Ed., pp. 166-195). Philadelphia: Elsevier Saunders.
- Oxborough, D., Shave, D., Middleton, N., Whyte, G., Forster, J. & George, K. (2006). The Impact of marathon running upon ventricular function as assessed by 2D, Doppler, and tissue-Doppler echocardiography. *Echocardiography*, 13,635-641.
- Oyama, M.A., Sisson, D.D., Bulmer, B.J., *et al.* (2004). Echocardiographic estimation of mean left atrial pressure in a canine model of acute mitral valve insufficiency. *J Vet Inter Med*, 18,667–672.

Patterson, D.F., Detweiler, D.K. & Glendinning, S.A. (1965). Heart sounds and murmurs of the normal horse, *Ann N Y Acad Sci*, 127,242-305.

Patteson, M.W. (1993). Echocardiographic studies in horses. PhD thesis, University of Bristol.

Patteson, M.W. & Cripps, P.J. (1993). A survey of cardiac auscultatory findings in horses. *Equine Vet. J.*, 25,409-415.

Patteson, M.W., Gibbs, C., Wotton, P.R. & Cripps, P.J. (1995a). Echocardiographic measurements of cardiac dimensions and indices of cardiac function in normal adult Thoroughbred horses. *Equine Vet. J.*, 27(19),18-27.

Patteson, M.W., Gibbs, C., Wotton, P.R. & Cripps, P.J. (1995b). Effects of sedation with detomidine hydrochloride on echocardiographic measurements of cardiac dimensions and indices of cardiac function in horses. *Equine Vet J.*, (19),33–37.

Patteson, M.W. (2002). *Equine Cardiology* (2ªEd., Chapter 1, pp. 1-254). Blackwell Science Ltd, Oxford.

Patteson, M.W. (1999). Two-dimensional and M-mode echocardiography. *Cardiology of the horse* (pp. 93-116). Marr CM, editor.

Pellett, A.A., Tolar, W.G., Merwin, D.G. & Kerut, E.K. (2004). The Tei index: Methodology and disease state values. *Echocardiography*, 21,669-672.

Pipers, F.S. & Hamlin, L.R. (1977). Echocardiography in the horse. *J. Am. Vet. Med. Assoc.*, 170,815-819.

Raisis, A.L., Young, L.E., Blissitt, K.J., *et al.* (2000). A comparison of the haemodynamic effects of isoflurane and halothane anaesthesia in horses. *Equine Vet J*, 32(4),318–326.

Raisis, A.L., Blissitt, K.J., Henley, W., *et al.* (2005). The effects of halothane and isoflurane on cardiovascular function in laterally recumbent horses. *Br J Anaesth*, 95(3),317–325.

- Rantanen, N.W. (1986). General considerations for ultrasound examinations. *Vet Clin North Am [Equine Pract]*, 2,29-32.
- Reed, S., Bayly, W. & Sellon, D. (2010). Equine Internal Medicine (3rd Ed., Chapter 10). St. Louis: Saunders Elsevier.
- Reef, V.B. (1985a). Cardiovascular disease in the equine neonate. *Vet. Clin. North Am., Equine Pract.*, 1,117-129.
- Reef, V.B. (1985b). Evaluation of the equine cardiovascular system. *Vet. Clin. North Am.: Equine Pract.*, 1,275-288.
- Reef, V.B., Lalezari, K., deBoo, J., *et al.* (1989). Pulsed-wave Doppler evaluation of intracardiac blood flow in 30 clinically normal Standardbred horses, *Am J Vet Res*, 50,75-83.
- Reef, V.B. (1990). Echocardiographic examination in the horse: the basics. *Compendium of Continuing Education for the Practicing Veterinarian*, 12,1312-20.
- Reef, V.B. (1991a). Advances in diagnostic ultrasonography. *Vet Clin North Am [Equine Pract]*, 7,451-466.
- Reef, V.B. (1991b). Advances in Echocardiography. *Veterinary Clinics of North America (Equine Practice)* 7, 435-450.
- Reef, V.B. (1991c). The use of diagnostic ultrasound in the horse. *Ultrasound Q*, 9,1-34.
- Reef, V.B. (1991d). Echocardiographic findings in horses with congenital cardiac disease. *Compendium of Continuing Education for the Practicing Veterinarian*, 13,109-117.
- Reef, V.B., Maxson, A.D. & Lewis, M. (1994). Echocardiographic and ECG changes in horses following exercise. In: American College of Veterinary Internal Medicine (12th Ed., pp.256-258). San Francisco.

- Reef, V.B. (1995). Heart murmurs in horses: Determining their significance with echocardiography. *Equine Vet J Suppl*, 19,71-80.
- Reef, V.B. (1998). Cardiovascular ultrasonography, in Reef, V.B. (ed): *Equine Diagnostic Ultrasound*. Philadelphia, PA, Saunders, pp. 215-272.
- Reef, V.B., Bain, FT, Spencer PA. (1998). Severe mitral regurgitation in horses: clinical, echocardiographic and pathological findings. *Equine Vet J*, 30, 18-27.
- Reef, V.B. (1999). Ambulatory and exercise electrocardiography and post exercise echocardiography. In: *Cardiology of the Horse*. Ed: C.M. Marr, W.B. Saunders. London, pp. 150- 160.
- Reef, V.B. (2001). Stress echocardiography and its role in performance assessment. *Vet. Clin. N. Am. Equine Pract.*, 17,179-189.
- Reef, V.B., Whittier, M. & Allam, L.G. (2004). Echocardiography. *Clin. Tech Equine Pract.*, Elsevier Inc. 3,274-283.
- Roby, KA, Reef VB, Shaw DP, et al. (1986). Rupture of an aortic sinus aneurysm in a 15-year-old broodmare. *J Am Vet Med Assoc*, 189, 305-308.
- Roldan, C.A. (2005). *The ultimate echo guide: Lippincott Williams & Wilkins* p. 22.
- Rovira, S. & Munoz, A. (2009). Two-dimensional and M-mode echocardiographic measurements and indices of cardiac function in Spanish colts and fillies of different age. *Journal of Veterinary Medical Science*, 71,957–964.
- Rovira, S., Muñoz, A. & Rodilla, V. (2009). Allometric scaling of echocardiographic measurements in healthy Spanish foals with different body weight. *Res Vet Sci*, 86,325-31.
- Ruan, Q. & Sherif, F.N. (2005). Effect of age on left ventricular systolic function in humans: a study isovolumic acceleration rate. *Experimental Physiology*, 90,527–534.

Sabbah, H.N., Khaja, F., Brymer, J.F., *et al.* (1986). Noninvasive evaluation of left ventricular performance based on peak aortic blood acceleration measured with a continuous-wave Doppler velocity meter. *Circulation*, 74,323-9.

Sandersen, C.F., Detilleux, J., Delguste, C., Pierard, L., van Loon, G. & Amory, H. (2005). Atropine reduces dobutamine-induced side effects in ponies undergoing a pharmacological stress protocol. *Equine vet. J.*, 37,128-132.

Sandersen, C. & Amory, H. (2006). Stress echocardiography in horses—a review. *Pferdeheilkunde*, 22,609–617.

Sandersen, C., Detilleux, J., Art, T., *et al.* (2006a). Exercise and pharmacological stress echocardiography in healthy horses. *Equine Vet J*, 36,159–162.

Sandersen, C.F., Detilleux, J., de Moffarts, B., *et al.* (2006b). Effect of atropine-dobutamine stress test on left ventricular echocardiographic parameters in untrained warmblood horses. *J. Vet Intern Med*, 20,575-580.

Saranteas, T. & Mavrogenis, A.F. (2016). Holistic ultrasound in trauma: an update. *Injury*, 47(10),2110–6.

Schefer, K.D., Bitschnau, C., Weishaupt, M.A. & Schwarzwald, C.C. (2010). Quantitative Analysis of Stress Echocardiograms in Healthy Horses with 2-Dimensional (2D) Echocardiography, Anatomical M-Mode, Tissue Doppler Imaging, and 2D Speckle Tracking. *J Vet Intern Med*, 24,918–931.

Schnittger, I., Gordon, E.P., Fitzgerald, P.J. & Popp, R.L. (1983). Standardized intracardiac measurements of two-dimensional echocardiography. *J. Am. Coll. Cardiol.*, 2,934-938.

Senta, T. & Smetzer, D.L. (1970). Effects of exercise on certain electrocardiographic parameters and cardiac arrhythmias in the horse. A radiotelemetric study. *The Cornell Veterinarian*, 60,552–569.

Schober, K.E., Stern, J.A., DaCunha, DNQT., *et al.* (2008). Estimation of left ventricular filling pressure by Doppler echocardiography in dogs with pacing-induced heart failure. *J Vet Intern Med*, 22,578–585.

Schwarzwalld, Colin C. (2004). EQUINE ECHOCARDIOGRAPHY. The Ohio State University.

Schwarzwalld, C.C., Hamlin, R.L., Bonagura, J.D., Nishijima, Y., Meadows, C., *et al.* (2007a). Atrial, SA nodal, and AV nodal electrophysiology in standing horses: normal findings and electrophysiologic effects of quinidine and diltiazem. *J Vet Intern Med*, 21,166-175.

Schwarzwalld, C.C., Schober, K.E. & Bonagura, J.D. (2007b). Echocardiographic evidence of left atrial mechanical dysfunction after conversion of atrial fibrillation to sinus rhythm in 5 horses, *J Vet Intern Med*, 21,820-827.

Schwarzwalld, C.C., Schober, K.E. & Bonagura, J.D. (2007c). Methods and reliability of echocardiographic assessment of left atrial size and mechanical function in horses, *Am J Vet Res*, 68,735-747.

Schwarzwalld, C.C., Schober, K.E. & Bonagura, J.D. (2009a). Methods and reliability of tissue Doppler imaging for assessment of left ventricular radial wall motion in horses, *J Vet Intern Med*, 23,643-652.

Schwarzwalld, C.C., Schober, K.E., Berli, A.S. & Bonagura, J.D. (2009b). Left ventricular radial and circumferential wall motion analysis in horses using strain, strain rate, and displacement by 2D speckle tracking. *J. Vet. Intern. Med.*, 23,890-900.

Seder, J.A.; Vickery III, C.E. & Miller, P.M. (2003). The relationship of selected two-dimensional echocardiographic measurements to the racing performance of 5431 yearlings and 2003 two-year-old Thoroughbred racehorses. *J Equine Vet Sci*, 23(4),149–167.

Sepulveda, M.F., Perkins, J.D., Bowen, I.M., *et al.* (2005). Demonstration of regional differences in equine ventricular myocardial velocity in normal 2-year-old Thoroughbreds with Doppler tissue imaging. *Equine Vet J*, 37(3),222–226.

Serôdio, H. (2003). O CORAÇÃO DOS MAMÍFEROS DOMÉSTICOS - PLANO DE ESTUDO E DISSECÇÃO. Capítulo 2, 3, 5, 6. Vila Real: UTAD.

Shave, R., Dawson, E., Whyte, G., Georges, K., Gaze, D. & Collinson, P. (2004). Altered cardiac function and minimal cardiac damage during prolonged exercise. *Med. Sci. Sports Exerc.*, 36,1098-1103.

Shave, R., George, K., Whyte, G., Hart, E. & Middleton, N. (2008). Postexercise changes in left ventricular function: the evidence so far. *Med. Sci. Sports Exerc.*, 40,1393-1399.

Shepherd, J.T. & Vanhoutte, P.M. (1992). The human cardiovascular system, Lippincott, Williams and Wilkins.

Shrinki, J. (2014). Ultrasound Physics. *Crit Care Clin*, 30,1–24.

Sisson, D. & Schaeffer, D., (1991). Changes in linear dimensions of the heart, relative to body weight, as measured by M-mode echocardiography in growing dogs. *American Journal of Veterinary Research*, 52,1591–1596.

Slack, J., Durandot, M.M., Belcher, C.N., Collins, N., Palmer, L., Ousey, J., Birks, E.K., *et al.* (2012). Intraoperator, intraobserver and interoperator variability of echocardiographic measurements in healthy foals. *Equine Vet. J.*, 44(41),69-75.

Slater, J.D., Herrtage, M.E. (1995). Echocardiographic measurements of cardiac dimensions in normal ponies and horses. *Equine Veterinary Journal*, 27(19)28–32.

Smetzer, D.L., Smith, C.R. & Hamlin, R.L. (1965). The fourth heart sound in the equine, *Ann N Y Acad Sci*, 127,306.

Smetzer, D.L. & Smith, C.R. (1965). Diastolic heart sounds of horses, *J Am Vet Med Assoc*, 146,937.

Smetzer, D.L., Hamlin, R.L. & Smith, C.R. (1970). Cardiovascular sounds, In Swenson MJ, editor: Dukes' physiology of domestic animals (8th Ed., pp. 159-168). Ithaca, NY, Comstock Publishing Company Inc.

Smith, M.D., MacPhail, B., Harrison, M.R., Lenhoff, S.J. & DeMaria, A.N. (1992). Value and limitations of transesophageal echocardiography in determination of left ventricular volumes and ejection fraction. *J Am Coil Cardiol*, 19,1213-1222.

Sokolow, M. & Mciroy, M.B. (1986). Clinical cardiology (2nd Ed.). Appleton Century Crofts.

Stadler, P., D'Agostino, U. & Deegan, E. (1988). Methodik der schnittbildechokardiographid biem pferd. *Pferdehdilkunde.*, 4,161-174.

Stewart, J. H., Rose, R. J. & Barko, A. M. (1984). Echocardiography in foals from birth to three months old. *Equine Veterinary Journal*, 16,332–341.

Stoylen, A. (2016). Strain rate imaging: Cardiac deformation imaging by ultrasound/echocardiography - Tissue Doppler and Speckle tracking. Trondheim, Norway.

Sutherland, C., Lange, A., Palka, P., *et al.* (1996). Does Doppler myocardial imaging give new insights or simply old information revisited? *Heart*, 76,197–199.

Swanson, C.R., Muir, W.W., Bednarski, R.M., Skarda, R.T. & Hubbell, J.A. (1985). Hemodynamic responses in halothane-anesthetized horses given infusions of dopamine or dobutamine. *Am. J. Vet. Res.*,46,365-370.

Teague, S.M. (1986). Measurement of ventricular function using Doppler ultrasound. In Basic Doppler Echocardiography, eds J. Kisslo, D. Adams & D. B. Mark, pp. 147-57. New York: Churchill Livingstone.

Tei, C., Nishimura, R.A., Seward, J.B. & Tajik, A.J. (1997). Noninvasive Doppler-derived myocardial performance index: correlation with simultaneous measurements of cardiac catheterization measurements. *J Am Soc Echocardiogr*,10,169-178.

Tempkin, B.B. (1999). *Ultrasound scanning: principles and protocols* (2nd Ed.). USA: WB Saunders Company.

Teske, A.J., De Boeck, B.W., Melman, P.G., *et al.* (2007). Echocardiographic quantification of myocardial function using tissue deformation imaging - a guide to image acquisition and analysis using tissue Doppler and speckle tracking. *Cardiovasc Ultrasound*, 5,27-45.

Tham, E.B.C. & Silverman, N.H. (2004). Measurement of the Tei index: a comparison of M-mode and pulse Doppler methods. *J Am Soc Echocardiogr*, 17,1259-1265.

Thomas, J.D. & Popovic, Z.B. (2006). Assessment of left ventricular function by cardiac ultrasound. *J Am Coll Cardiol*, 48,2012-2025.

Tilley, L.P. (1985). General principles of electrocardiography. In: Tilley, L.P. editor. *Canine and Feline Electrophysiology*. Philadelphia: Lea & Febiger, pp. 19-24.

Trachsel, D.S., Giraudet, A., Maso, D., *et al.* (2016). Relationships between body dimensions, body weight, age, gender, breed and echocardiographic dimensions in young endurance horses. *BMC Veterinary Research.*, 12,(226)1-9.

Uematsu, M., Miyatake, K., Tanaka, N., Matsuda, H., Sano, A., Hiramata, M. & Yamagishi, M. (1995). Myocardial velocity gradient as a new indicator of regional left ventricular contraction: detection by 2-dimensional tissue Doppler imaging technique. *J. Am. Coll. Cardiol.*, 26, 217-223.

Urbanowicz, J.H., Shaaban, M.J., Cohen, N.H., Cahalan, M.K., Botvinick, E.H., Chatterjee, K., *et al.* (1990). Comparison of transesophageal echocardiographic and scintigraphic estimates of left ventricular end-diastolic volume index and ejection fraction in patients following coronary artery bypass grafting. *Anesthesiology*, 72,607-612

Vanselow, B., McCarthy, M. & Gay, C.C. (1978). A phonocardiographic study of equine heart sounds, *Aust Vet J*, 54,161.

Vasan, R.S., Larson, M.G., Levy, D., Evans, J.C. & Benjamin, E.J. (1997). Distribution and categorization of echocardiographic measurements in relation to reference limits. *Circulation*, 96,1863–1873.

Verheyen, T., Decloedt, A., De Clercq, D., Deprez, P., Sys, S.U. & Van Loon, G. (2010). Electrocardiography in horses - part 1: how to make a good recording. Faculty of Veterinary Medicine, Ghent University, 79,331–336.

Vidotto, C., Tschan, H., Atamaniuk, J., Pokan, R., Bachl, N. & Muller, M.M. (2005). Responses of N-terminal pro-brain natriuretic peptide (NT-proBNP) and cardiac troponin I (cTnI) to competitive endurance exercise in recreational athletes. *Int. J. Sports Med.*, 26,645 650.

Vlahović, A. & Popović, A.D. (1999). [Evaluation of left ventricular diastolic function using Doppler echocardiography]. *Med Pregl*, 52,13-18.

Voros, K., Holmes, J. R. & Gibbs, C. (1991). Measurement of cardiac dimensions with two-dimensional echocardiography in the living horse. *Equine Veterinary Journal*, 23,461-5.

Voros, K., Hetey, C., Reiczigel, J. & Czirok, G.N. (2009). M-mode and two-dimensional echocardiographic reference values for three Hungarian dog breeds: Hungarian Vizsla, Mudi and Hungarian Greyhound. *Acta Veterinaria Hungarica*, 57,217– 227.

Wallmeyer, K., Wann, S.L., Sagar, K.B., Kalbfleisch, J. & Klopfenstein, H.S. (1986). The influence of preload and heart rate on Doppler echocardiographic indexes of left ventricular performance: comparison with invasive indexes in an experimental preparation. *Circulation*, 74,181-6.

Welker, F.H. & Muir, W.W. (1990). 3rd: An investigation of the second heart sound in the normal horse, *Equine Vet J*, 22,403.

Wideman, R.F. Jr., Wing, T., Kirby, Y.K., Forman, M.F., Marson, N., *et al.* (1998). Evaluation of minimally invasive indices for predicting ascites susceptibility in three successive hatches of broilers exposed to cool temperatures. *Poult Sci*, 77,1565-1573.

Wu, Y., Tobias, A.H., Bell, K., Barry, W., Helmes, M., *et al.* (2004). Cellular and molecular mechanisms of systolic and diastolic dysfunction in an avian model of dilated cardiomyopathy. *J Mol Cell Cardiol*, 37,111-119.

Yamaga, Y. & Too, K. (1984). Diagnostic Ultrasound Imaging in Domestic Animals: Two-Dimensional and M-mode Echocardiography. Veterinary hospital, Faculty of Veterinary Medicine, Hokkaido University, Sapporo 060, Japan.

Young, L.E., Long, K.J., Darke, P.G.G. & Jones, R.S. (1991). Effects of dopamine, dobutamin and detomidine on selected Doppler echocardiographic variables in the horse. Proceedings of the 30th British Equine Veterinary Association Congress, Cambridge, p. 31.

Young, L.E., Blissitt, K.J., Clutton, R.E., *et al.* (1992). Feasibility of transoesophageal echocardiography for evaluation of left ventricular performance in anaesthetised horses, *Equine Vet J*, 19,225.

Young, L., Long, K.J., Darke, P.G.G., *et al.* (1993). Effects of detomidine, dopamine and dobutamine on selected Doppler echocardiographic variables in the horse. *Br J Anaesth*, 69,222.

Young, L.E., Blissitt, K.J., Clutton, R.E., *et al.* (1995). Feasibility of transoesophageal echocardiography for evaluation of left ventricular performance in anaesthetized horses. *Equine Vet J*, 19,63–70.

Young, L. (1995). Measurement of left ventricular function in anaesthetised horses using transoesophageal echocardiography. PhD thesis, University of Edinburgh, 1– 282.

Young, L.E., Blissitt, K.J., Bartram, D.H., *et al.* (1996). Measurement of cardiac output by transoesophageal Doppler echocardiography in anaesthetized horses: comparison with thermodilution. *Br J Anaesth*, 77(6),773–780.

Young, L.E., Blissitt, K.J., Clutton, R.E., *et al.* (1997). Temporal effects of an infusion of dopexamine hydrochloride in horses anesthetized with halothane. *Am J Vet Res*, 58(5),516–523.

Young, L.E. & Scott, G.R. (1998). Measurement of cardiac function by transthoracic echocardiography: day to day variability and repeatability in normal Thoroughbred horses. *Equine Vet. J.*, 30,117-122.

Young, L.E., Blissitt, K.J., Clutton, R.E., *et al.* (1998a). Haemodynamic effects of a sixty minute infusion of dopamine hydrochloride in horses anaesthetised with halothane. *Equine Vet J.*, 30(4),310–316.

Young, L.E., Blissitt, K.J., Clutton, R.E., *et al.* (1998b). Temporal effects of an infusion of dobutamine hydrochloride in horses anesthetized with halothane. *Am J Vet Res*, 59(8),1027–1032.

Young, L.E. (1999). Cardiac responses to training in 2 year old Thoroughbreds: an echocardiographic study. *Equine Veterinary Journal*, 30,195–198.

Young, L.E. & Wood, J.L. (2000). Effect of age and training on murmurs of atrioventricular valvular regurgitation in young Thoroughbreds. *Equine Vet. J.*, 32,195-199.

Young, L.E., Helwegen, M.M., Rogers, K., Kearns, L., Schreiber, C. & Wood, J.L. (2006). Associations between exercise-induced pulmonary haemorrhage, right ventricular dimensions and atrioventricular valve regurgitation in conditioned National Hunt racehorses. *Equine Vet. J.*, 38(36),193-197.

Young, L.E., Rogers, K. & Wood, J.L.N. (2008). Heart murmurs and valvular regurgitation in thoroughbred racehorses: Epidemiology and associations with athletic performance. *Journal of Veterinary Internal Medicine*, 22,418–426.

Yu, C.M., Sanderson, J.E., Marwick, T.H., *et al.* (2007). Tissue Doppler imaging a new prognosticator for cardiovascular diseases. *J Am Coll Cardiol*, 49,1903–1914.

Zagzebski, J.A. (1996). Essentials of ultrasound physics. Mosby.

Zucca, E., Ferruccif, F.; Croci, C., Di Fabio, V.; Zaninelli, M. & Ferro, E. (2008). Echocardiographic measurements of cardiac dimensions in normal Standardbred racehorses. *Journal of Veterinary Cardiology*, 10,45–51.

8. ANEXOS

8.1) Anexo I

Medidas ecocardiográficas de referência publicadas

VARIÁVEL	MÉDIA	DESVIO PADRÃO
Modo M		
Espessura do septo interventricular em diástole (cm)	2.85	0.278
Espessura do septo interventricular em sístole (cm)	4.21	0.463
Diâmetro interno do VE em diástole (cm)	11.92	0.76
Diâmetro interno do VE em sístole (cm)	7.45	0.615
Espessura da parede livre do VE em diástole (cm)	2.32	0.382
Espessura da parede livre do VE em sístole (cm)	3.85	0.414
Fração de encurtamento (%)	37.42	3.86
Diâmetro da AO em diástole (cm)	7.95	0.534
Diâmetro da AO em sístole (cm)	8.13	0.579

Tabela 2. Medidas ecocardiográficas normais, em modo M, em cavalos Puro-sangue Ingleses. Adaptado de Marr, C. & Bowen, M. (2010).

Medidas ecocardiográficas de referência publicadas

VARIÁVEL	MÉDIA	DESVIO PADRÃO
Modo Bidimensional		
Diâmetro do AE em diástole (cm)	12.82	0.782
Diâmetro do AE em sístole (cm)	12.87	0.782
Diâmetro da AO ao nível da valva aórtica em diástole (cm)	7.20	0.344
Diâmetro da AO ao nível da valva aórtica em sístole (cm)	7.58	0.378
Diâmetro da AO ao nível do seio da valsalva em diástole (cm)	8.72	0.504
Diâmetro da AO ao nível do seio da valsalva em sístole (cm)	9.02	0.495
Diâmetro da AO ao nível da junção sinotubular em diástole (cm)	7.45	0.388
Diâmetro da AO ao nível da junção sinotubular em sístole (cm)	7.70	0.407
Diâmetro da AP em diástole (cm)	6.11	0.491

Tabela 3. Medidas ecocardiográficas normais, em modo Bidimensional, em cavalos Puro-sangue Ingleses. Adaptado de Marr, C. & Bowen, M. (2010).

Medidas ecocardiográficas de referência publicadas

VARIÁVEL	MÉDIA	DESVIO PADRÃO
Modo M		
Espessura do septo interventricular em diástole (cm)	3.1	0.41
Espessura do septo interventricular em sístole (cm)	4.48	0.36
Diâmetro interno do VE em diástole (cm)	11.6	1.29
Diâmetro interno do VE em sístole (cm)	7.42	1.05
Espessura da parede livre do VE em diástole (cm)	2.52	0.03
Espessura da parede livre do VE em sístole (cm)	3.64	0.52
Fração de encurtamento (%)	36.2	3.9
Diâmetro da AO em diástole (cm)	7.79	0.46

Tabela 4. Medidas ecocardiográficas normais, em modo M, em cavalos Trotadores. Adaptado de Marr, C. & Bowen, M. (2010).

Medidas ecocardiográficas de referência publicadas

VARIÁVEL	MÉDIA	DESVIO PADRÃO
Modo Bidimensional		
Diâmetro do AE em diástole (cm)	11.4	0.5
Diâmetro da valva mitral em diástole (cm)	10.67	0.36
Diâmetro da AO ao nível da valva aórtica em diástole (cm)	7.24	0.29
Diâmetro da AO ao nível do seio da valsalva em diástole (cm)	7.86	0.33
Diâmetro da AO ao nível da junção sinotubular em diástole (cm)	7.01	0.26
Diâmetro da AP em diástole (cm)	5.41	0.38

Tabela 5. Medidas ecocardiográficas normais, em modo Bidimensional, em cavalos Trotadores. Adaptado de Marr, C. & Bowen, M. (2010).

Medidas ecocardiográficas de referência publicadas

VARIÁVEL (MÉDIA ± DESVIO PADRÃO)	PÓNEIS PEQUENOS 125-306 KG	PÓNEIS GRANDES 274-469 KG	CAVALOS 454-620 KG
Espessura do septo interventricular em diástole (cm)	1.7 ± 0.3	2.4 ± 0.2	2.8 ± 0.2
Espessura do septo interventricular em sístole (cm)	2.3 ± 0.4	3.8 ± 0.5	4.6 ± 0.5
Diâmetro interno do VE em diástole (cm)	6.1 ± 1.0	8.9 ± 1.4	11.2 ± 0.8
Diâmetro interno do VE em sístole (cm)	3.8 ± 0.4	5.9 ± 0.9	7.3 ± 0.8
Espessura da parede livre do VE em diástole (cm)	1.6 ± 0.4	2.2 ± 0.5	2.5 ± 0.3
Espessura da parede livre do VE em sístole (cm)	2.2 ± 0.4	2.7 ± 0.8	3.8 ± 0.3
Diâmetro da AO em diástole (cm)	3.9 ± 0.5	5.9 ± 1.0	7.8 ± 0.6

Tabela 6. Medidas ecocardiográficas, em modo M, das dimensões cardíacas, em cavalos e póneis. Adaptado de Marr, C. & Bowen, M. (2010).