



UNIVERSIDADE DE LISBOA

Faculdade de Medicina Veterinária

AVALIAÇÃO DOPPLER DA HEMODINÂMICA NA VEIA PORTA E VEIA CAVA CAUDAL EM
MUSTELA PUTORIUS FURO: ESTUDO PRELIMINAR PARA DEFINIÇÃO DE VALORES
DE REFERÊNCIA

MARILISA DE SOUSA CUNHA

CONSTITUIÇÃO DO JÚRI

Doutora Graça Maria Leitão
Ferreira Dias

Doutora Maria de São José Sousa
Deyrieux Centeno
Dr. Andrés Montesinos Barceló

ORIENTADOR

Dr. Andrés Montesinos Barceló

CO-ORIENTADOR

Doutora Sandra de Oliveira Tavares
de Sousa Jesus

2015

LISBOA



UNIVERSIDADE DE LISBOA

Faculdade de Medicina Veterinária

AVALIAÇÃO DOPPLER DA HEMODINÂMICA NA VEIA PORTA E VEIA CAVA CAUDAL EM
MUSTELA PUTORIUS FURO: ESTUDO PRELIMINAR PARA DEFINIÇÃO DE VALORES
DE REFERÊNCIA

MARILISA DE SOUSA CUNHA

Dissertação de Mestrado Integrado em Medicina Veterinária

CONSTITUIÇÃO DO JÚRI

Doutora Graça Maria Leitão
Ferreira Dias

Doutora Maria de São José Sousa

Deyrieux Centeno

Dr. Andrés Montesinos Barceló

ORIENTADOR

Dr. Andrés Montesinos Barceló

CO-ORIENTADOR

Doutora Sandra de Oliveira Tavares
de Sousa Jesus

2015

LISBOA

Aos meus avôs, que sempre me acompanharam lá de cima.

AGRADECIMENTOS

À Dra. Sandra Jesus, que desde o primeiro momento se mostrou receptiva em co-orientar o meu estágio.

Ao Prof. Telmo Nunes, pela disponibilidade e ajuda com o tratamento estatístico dos dados e pelas palavras de encorajamento.

Ao Dr. Andrés Montesinos, não só por ter aceitado coordenar o meu estágio mas por todo o empenho demonstrado em mostrar e ensinar sempre mais, também por transmitir a sede de mais conhecimento. À Dr.^a María Ardiaca, por tanto me ter ensinado sobre ecografia, pelo apoio e dedicação para com este projecto. A toda a equipa do Centro Veterinário Los Sauces por me terem aceitado como parte da família. Obrigada por tudo o que me ensinaram e pela confiança depositada em mim. Por transmitirem a vossa paixão e dedicação ao mundo dos animais exóticos.

À equipa da Exoclinic, por me terem apresentado ao mundo da clínica de exóticos e transmitido a vossa paixão. À Dra. Cristina Almeida e à Filipa por todos os conselhos e palavras amigas.

Ao Diogo, Isabel, Inês e Marta, por terem feito parte da realização de um sonho e pelas memórias espectaculares que me deram aquém e além-fronteiras. À Isabel, Inês e Marta, por todos os “cafés” que tão bem fazem à alma e que dão alento para continuar. À Inês, por transmitires produtividade por osmose, pelas noitadas no Técnico e pelos momentos de “alinhamento de chakras”. À Marta, por todas as horas de insanidade juntas! Por durante uns tempos me teres dado uma segunda casa. Foste a surpresa desta jornada e não podia ter sido melhor.

À Joana e à Lili, pelos momentos partilhados na faculdade e pelas memórias felizes que hoje guardo desses anos. À Lili, por apesar de longe estares presente e por todos os teus regressos serem uma continuação do que era. À Joana, por estares sempre pronta a ouvir-me! Sejam as minhas parvoíces ou pequenos dramas, obrigada por todas as palavras amigas. Obrigada ainda por fazeres com que Setúbal esteja a dois passos de minha casa.

Ao meu trio que parece que me acompanha desde sempre, obrigada pela paciência e apoio. À Cricri, pela tua energia contaminante e por teres sempre um sorriso para dar. À Sara, que desde o primeiro Chupa-chups continua a ser a minha conselheira sábia. À Rosiclaire, por tudo! Por seres a irmã que nunca tive e me teres dado uma costela Magalhães Martins, família adorável que já é uma extensão da minha. Por teres uns pais que são o meu

exemplo de generosidade e uma irmã louca que deixa um ser branco adorável nas minhas mãos. À Sandra, pela amizade que aos poucos se formou, por todo o apoio e momentos de loucura partilhados.

Aos meus pequenos e adorados sobrinhos, Gabriel, Rodrigo e Lara, por serem sempre uma fonte de carinho e energia, pelos verões que já tivemos e por todos os que aí vêm.

À avó Ana, por me teres apresentado o mundo das galinhas e coelhos, das hortas, campos e rios. Por seres o pilar de uma família fantástica, que teima em estar presente em todos os momentos. À avó Alzira, por seres a única pessoa que compreende o meu gosto por uma manteiga arrumadinha, apesar de tudo fazes parte de mim. Por teres dito que já cá não estarias mas estares.

Aos meus irmãos, por me terem dado a infância com que qualquer criança sonha. Ao mano E, porque desde a tabela periódica até ao Eça e Aparição me acompanhaste, obrigada pela paciência que tiveste para ler tudo o que escrevi. Ao mano P, por continuar a ser a tua galinha mesmo à distância, por seres o mano mais velho que qualquer menina deveria ter.

Aos meus pais, a quem devo tudo, por nunca me terem impedido de realizar os meus sonhos. À minha pequena grande mãe, por ser um exemplo de força e perseverança. Ao meu pai, por me ensinar o valor da família.

AVALIAÇÃO DOPPLER DA HEMODINÂMICA NA VEIA PORTA E VEIA CAVA CAUDAL EM *MUSTELA PUTORIUS FURO*: ESTUDO PRELIMINAR PARA DEFINIÇÃO DE VALORES DE REFERÊNCIA

RESUMO

A ultrassonografia duplex é actualmente o exame diagnóstico de eleição na avaliação da anatomia vascular e dinâmica de perfusão sanguínea. Em medicina veterinária a sua aplicação assume cada vez maior expressão, sobretudo nas espécies canina e felina. A progressiva popularidade do furão (*Mustela putorius furo*) como animal de companhia e a procura de cuidados médicos especializados potenciou a evolução da medicina. Até à data não existem registos da aplicação desta técnica no estudo de vasos sanguíneos nesta espécie. A inexistência de valores de referência limita o potencial diagnóstico.

O principal objectivo deste estudo foi definir valores de referência para parâmetros hemodinâmicos na veia porta e cava caudal do furão, através do exame Doppler espectral sob anestesia com isoflurano. Pretendeu-se também avaliar qualitativamente o fluxo sanguíneo nestes vasos. O exame foi realizado na *porta hepatis* e a análise quantitativa envolveu o diâmetro (D), velocidade média (VF), fluxo sanguíneo médio (FS), índice de pulsatilidade (IP) e índice de congestão (IC). No total observaram-se 32 animais (16 fêmeas e 16 machos); um furão foi excluído devido a marcada repleção gástrica. O grupo A (n=17) incluiu animais clinicamente saudáveis e constituiu o grupo controlo. O grupo B (n=14) reuniu animais com patologia clinicamente comprovada. Devido a critérios de inclusão, a avaliação portal baseou-se apenas em 15 animais no grupo A e 13 no grupo B.

No grupo controlo, observou-se fluxo uniformemente anterógrado na veia porta. O traçado espectral foi contínuo (padrão monofásico) com ligeiras oscilações respiratórias. Na veia cava caudal observou-se fluxo uniformemente anterógrado ligeira a marcadamente pulsátil e com pequenas oscilações associadas ao ciclo respiratório. Apenas um animal apresentou fluxo retrógrado no centro do vaso. Com base nos valores obtidos no grupo controlo calcularam-se os valores de referência (IC 95%). Na veia porta: D – 0.31-0.51 cm; VF – 14.30-24.97 cm/seg; FS – 1.50-5.92 ml/min/kg; IP – 0.12-0.28 cm/s; IC – 0-0.01 cmxs. Na veia cava caudal: D – 0.16 – 0.34 cm; VF – 13.42-30.42 cm/s; FS – 0.43-1.38 ml/min/kg; IP – 0.11-0.46 cm/s; IC – 0-0.01 cmxs. A comparação entre grupo A e B revelou diferença estatisticamente significativa do IP para ambas as veias (P=0,029 e P=0,032, respectivamente).

Este projecto pioneiro disponibiliza novas informações sobre a biologia do furão e estabelece o ponto de partida para futuras investigações.

PALAVRAS-CHAVE: *Mustela putorius furo*, furão, veia porta, veia cava caudal, ultrassonografia duplex.

DOPPLER HAEMODYNAMIC EVALUATION OF PORTAL AND CAUDAL VENA CAVA IN *MUSTELA PUTORIUS FURO*: PRELIMINARY STUDY TO ESTABLISH REFERENCE VALUES

ABSTRACT

Duplex ultrasonography is currently the gold standard exam on vascular anatomy and haemodynamics. This technique has been increasingly used in veterinary medicine, particularly in cat and dog medicine. Ferret (*Mustela putorius furo*) medicine has been progressively evolving due to the rising popularity as a pet and the demand for specialized medical care. However, records of duplex ultrasonography examination of ferret's blood vessels are inexistent. The lack of reference values limits its potencial as a diagnostic tool.

The principal aim of the current study was to establish reference values for hemodynamic parameters of portal and caudal vena cava of ferrets. These parameters were measured with spectral Doppler in ferrets under isoflurane anaesthesia. It was also intended to qualitatively evaluate blood flow. All exams were performed at *porta hepatis* and the quantitative analysis included: diameter (D), median velocity (FV), median blood flow (BF), pulsatile (PI) and congestive index (CI). Thirty two animals were examined (16 hobs and 16 jills). One ferret was excluded owing to a marked increase in stomach volume. Group A (n=17) was the control group and included clinically healthy animals. Group B (n=14) was formed by clinically unhealthy animals. Due to inclusion criteria, portal vein exam included only 15 ferrets in group A and 13 in group B.

The portal vein blood flow in group A was uniformly anterograde. The spectral waveform was continuous (monofasic pattern) with mildly respiratory oscillations. The caudal vena cava blood had a similar type flow but lightly to heavily pulsatile. The only exception was a ferret with retrograde flow in the center of the vein. The reference values of quantitative parameters were calculated from control group data with a CL of 95%. Portal vein normal values were: D – 0.31-0.51 cm; FV – 14,30-24,97 cm/seg; BF – 1,50-5,92 ml/min/kg; IP – 0,12-0,28 cm/s; IC – 0-0,01 cmxs. Caudal vena cava reference values were: D – 0.16 – 0.34 cm; FV – 13,42-30,42 cm/s; BF – 0,43-1,38 ml/min/kg; IP – 0,11-0,46 cm/s; IC – 0-0,01 cmxs. The haemodynamic parameters under evaluation were compared between group A and B. IP was statistically different between these two groups in portal (P=0,029) and caudal cava vein (P=0,032).

This pioneer project gives new biological information on the ferret and is the beginning of future investigations in the field.

KEY-WORDS: *Mustela putorius furo*, ferret, portal vein, caudal vena cava, duplex ultrasound

EVALUACION DOPPLER HEMODINÁMICA EN LA VENA PORTA Y CAVA CAUDAL EN *MUSTELA PUTORIUS FURO*: ESTUDIO PRELIMINAR PARA DEFINICIÓN DE VALORES DE REFERENCIA

RESUMEN

La ultrasonografía dúplex es el examen diagnóstico de elección en la evaluación anatómica vascular y dinámica de la perfusión sanguínea. En medicina veterinaria su aplicación es cada vez mayor, sobre todo en las especies canina y felina. La progresiva popularidad del hurón (*Mustela putorius furo*) como mascota y la búsqueda de cuidados médicos especializados ha llevado a la evolución de la medicina. Sin embargo, no hay datos de la aplicación de ultrasonografía dúplex en el estudio de vasos sanguíneos en esta especie. Su potencial diagnóstico está así limitado por la inexistencia de valores de referencia.

El objetivo principal de este estudio fue definir valores de referencia para parámetros hemodinámicos en la vena porta y cava caudal en hurón con el examen Doppler espectral bajo anestesia con isoflurano. También se pretendió evaluar cualitativamente el flujo sanguíneo de estos vasos. El local del examen fue la *porta hepatis* y además de la evaluación cualitativa, fue medido el diámetro (D), velocidad media (VF), flujo sanguíneo medio (FS), índice de pulsatilidad (IP) y congestión (IC). Se examinaron 32 hurones (16 hembras y 16 machos) pero uno ha sido excluido por marcada repleción gástrica. El grupo A (n=17) incluía animales clínicamente sanos y fue el grupo control. El grupo B (n=14) contuvo animales con patología clínicamente comprobada. Debido a criterios de inclusión, la evaluación portal envolvió solo 15 animales en grupo A y 13 en grupo B.

En el grupo A, se observó flujo uniformemente anterogrado en la vena porta. El trazado espectral fue continuo (patrón monofásico) con ligeras oscilaciones respiratorias. En la vena cava caudal el flujo ha sido similar pero ligero a marcadamente pulsátil. Solo se observó flujo retrogrado en el centro del vaso de un hurón. A partir de los datos del grupo control se han calculado los intervalos de referencia (IC de 95%). Para la vena porta se obtuvo: D – 0,31-0,51 cm; VF – 14,30-24,97 cm/seg; FS – 1,50-5,92 ml/min/kg; IP – 0,12-0,28 cm/s; IC – 0-0,01 cmxs. Para la vena cava caudal fueron: D – 0,16 – 0,34 cm; VF – 13,42-30,42 cm/s; FS – 0,43-1,38 ml/min/kg; IP – 0,11-0,46 cm/s; IC – 0-0,01 cmxs. Los parámetros hemodinámicos evaluados fueron comparados entre el grupo A y B y el IP fue estadísticamente diferente (P=0.029 y P=0.032, respectivamente) en la vena porta y cava caudal.

Este proyecto pionero reveló nuevas informaciones biológicas del hurón y establece el punto de partida para futuras investigaciones.

PALABRAS-LLAVE: *Mustela putorius furo*, hurón, vena porta, vena cava caudal, ultrasonografía duplex.

Agradecimentos	1
Resumo	3
Abstract	5
Resumen	7
Índice de Equações	10
Índice de Gráficos	10
Índice de Figuras	10
Índice de Tabelas	11
Índice de Anexos	11
Lista de Siglas/Acrónimos, Abreviaturas e Símbolos/Sinais	12
A. Descrição das actividades de estágio curricular	13
B. Revisão Bibliográfica	18
1. Introdução	18
2. Anatomia e fisiologia hepática – veia porta e cava	20
3. Ultrassonografia Modo-B.....	26
3.1. Avaliação hepática	27
4. Ultrassonografia Doppler	28
4.1. Princípios Doppler.....	28
4.2. Doppler pulsátil	30
4.3. Doppler cor	33
4.4. Artefactos Doppler	34
5. Avaliação hemodinâmica.....	36
5.1. Fluxodinâmica do sangue	36
5.2. Espectro Doppler e parâmetros	38
5.3. Veia porta e cava caudal.....	40
5.3.1.1. Abordagem ecográfica	40
5.3.1.2. Caracterização Doppler e relevância clínica.....	42
C. Projecto desenvolvido	50
1. Objectivos.....	50
2. Materiais e Métodos	50
2.1. Caracterização da amostra	51
2.2. Equipamento.....	52
2.3. Preparação dos animais	53
2.4. Técnica ecográfica	53
2.5. Análise estatística	55
3. Resultados	56
3.1. Monitorização.....	56
3.2. Veia porta	57
3.3. Veia cava caudal.....	59
4. Discussão.....	61
4.1. Avaliação Hemodinâmica.....	61
4.2. Limitações do estudo e perspectivas futuras.....	64
5. Conclusão	664
D. Referências Bibliográficas	67
E. Anexos	78

ÍNDICE DE EQUAÇÕES

Equação 1. Equação Doppler	29
Equação 2. Cálculo de fluxo sanguíneo médio (FS).....	39
Equação 3. Cálculo do índice de pulsatilidade (IP) ou índice gosling-king	40
Equação 4. Cálculo do índice de congestão (IC).....	40

ÍNDICE DE GRÁFICOS

Gráfico 1. Representação gráfica do total de animais observados por classe.....	15
Gráfico 2. Representação gráfica do total de mamíferos observados por grupos	16
Gráfico 3. Representação gráfica do total de aves observadas por grupo de aves.	17
Gráfico 4. Representação gráfica do total de répteis observados ordenado por grupo.	17
Gráfico 5. Representação gráfica da distribuição de valores da variável IP para cada grupo de estudo da veia porta.	59
Gráfico 6. Representação gráfica da distribuição de valores da variável IP para cada grupo de estudo da veia cava caudal.....	61

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. Actividades realizadas durante o estágio: A) hospedagem de dois <i>eclectus roratus</i> e B) anestesia de <i>ara severa</i> para exploração de lesão.....	13
Figura 2. Actividades realizadas durante o estágio: A) contenção física de <i>suricata suricatta</i> e B) indução anestésica de <i>meriones unguiculatus</i> em cirurgia.	14
Figura 3. Aspecto ventral das vísceras de um furão <i>in situ</i>	20
Figura 4. Fígado, estômago e estruturas associadas (aspecto ventral): A – fígado <i>in situ</i> ; B – lobos hepáticos rebatidos e ablação do pâncreas.....	22
Figura 5. Formação da veia porta (cão) - aspecto dorsal esquemático.	23
Figura 6. Veia cava caudal do cão – porção lombar e hepato-frénica.	25
Figura 7. Princípio Doppler.....	29
Figura 8. Representação do cursor em ecografia Doppler duplex.....	31
Figura 9. Representação de exposição uniforme de um vaso e gráfico espectral doppler obtido.....	32
Figura 10. Observação de fluxo sanguíneo com Doppler cor: A) imagem típica de fluxo reverso mas na realidade secundário a <i>aliasing</i> ; B) direcção do fluxo correctamente apresentada após ajuste da escala de cor.....	35
Figura 11. Observação de fluxo sanguíneo com doppler duplex: A) imagem doppler obtida com a escala de velocidades demasiado baixa (setas) - <i>aliasing</i> ; B) velocidade máxima correctamente representada ao ajustar a escala de velocidades.....	36
Figura 12. Perfil de velocidades do fluxo laminar – pistão (A) e parabólico (B).	37
Figura 13. Representação esquemática da <i>porta hepatis</i> em cães e gatos e correspondente imagem ultrassonográfica.....	41
Figura 14. Traçado espectral da veia porta de um animal saudável (cão).....	43
Figura 15. Traçado espectral normal da veia cava caudal (cão).....	47
Figura 16. Contenção física de um furão.....	53
Figura 17. Esquema representativo da relação anatómica entre os principais ramos hepáticos e portais e os lobos hepáticos.....	54
Figura 18. Medição do diâmetro antero-posterior da veia porta (1) e veia cava caudal (2) de um furão.	55
Figura 19. Traçado espectral do fluxo portal (<i>porta hepatis</i>) de um furão.....	57
Figura 20. Traçado espectral Doppler da veia cava caudal (<i>porta hepatis</i>) de um furão.	59

ÍNDICE DE TABELAS

Tabela 1. Amostra de animais envolvidos no estudo	50
Tabela 2. Amostra de animais por grupo	51
Tabela 3. Resumo dos animais (N) envolvidos neste projecto, pré e pós-avaliação ecográfica do fígado e estômago	52
Tabela 4. Parâmetros fisiológicos do grupo A durante a anestesia.....	56
Tabela 5. Parâmetros fisiológicos do grupo B durante a anestesia.....	56
Tabela 6. Perfil de diâmetros e parâmetros hemodinâmicos da veia porta no grupo A.....	58
Tabela 7. Perfil de diâmetros e parâmetros hemodinâmicos da veia porta do grupo B.....	58
Tabela 8. Perfil de diâmetros e parâmetros hemodinâmicos da veia cava caudal do grupo A.	60
Tabela 9. Perfil de diâmetros e parâmetros hemodinâmicos da veia cava caudal do grupo B.	60

ÍNDICE DE ANEXOS

Anexo 1. Wilcoxon rank sum test (veia porta)	78
Anexo 2. Spearman's rank correlation (veia porta).....	78
Anexo 3. Wilcoxon rank sum test (veia porta) – Relação entre Grupo A e B	78
Anexo 4. Wilcoxon rank sum test (veia cava caudal).....	78
Anexo 5. Spearman's rank correlation (veia Cava caudal)	79
Anexo 6. Wilcoxon rank sum test (veia cava caudal).....	79
Anexo 7. Wilcoxon rank sum test (veia cava caudal): Relação entre Grupo A e B	79

LISTA DE SIGLAS/ACRÓNIMOS, ABREVIATURAS E SÍMBOLOS/SINAIS

A	Área da secção transversal do vaso em estudo
b.p.m.	Batimentos por minuto
cm	Centímetro
D	Diâmetro
ECG	Electrocardiograma
EDV	Velocidade diastólica final
FC	Frequência cardíaca
FR	Frequência respiratória
FS	Fluxo sanguíneo médio
FSC	Fluxo sanguíneo médio na veia cava caudal
FSP	Fluxo sanguíneo portal médio
IC	Índice de congestão (ou índice de Gosling-King)
IC 95%	Intervalo de confiança de 95%
IO	Intra-ósseo
IP	Índice de pulsatilidade (ou Índice de Gosling-King)
IV	Intravenoso
Kg	Quilograma
mL	Mililitro
mmHg	Milímetros de mercúrio
min	Minuto
m.r.p.m.	Movimentos respiratórios por minuto
N	Dimensão da amostra
PC	Peso corporal
PRF	Frequência de repetição de pulso
PSV	Velocidade sistólica máxima
s	Segundo
VF	Velocidade média do fluxo sanguíneo
VFC	Velocidade média do fluxo sanguíneo na veia cava caudal
VFP	Velocidade média do fluxo sanguíneo portal
c	Velocidade de propagação do som
Δf	Frequência de deslocamento Doppler
f_0	Frequência da onda de ultrassom emitida pela sonda ecográfica
f_r	Frequência da onda de ultrassom reflectida pelos eritrócitos
θ	Ângulo de intersecção do feixe de ultrassom com o fluxo sanguíneo (ângulo Doppler)
v	Velocidade do corpo em movimento
%	Porcentagem
°C	Grau Celsius

A. DESCRIÇÃO DAS ACTIVIDADES DE ESTÁGIO CURRICULAR

O estágio curricular de final de curso centrou-se na área de Medicina e Cirurgia de Animais Exóticos, tendo este decorrido no Centro Veterinario Los Sauces em Madrid, sob a orientação científica do Dr. Andrés Montesinos Barceló. Este treino prático teve início a 19 de Setembro de 2011 e terminou a 29 de Fevereiro de 2012, somando-se um total de 1696 horas.

Este centro clínico dedica-se apenas a estas espécies animais e está organizado em dois núcleos: médico-veterinário, constituído pelo Dr. Andrés Montesinos Barceló (Director clínico), Dra. María Ardiaca, Dra. Cristina Bonvehí, Dra. Sara Barrera e Dra. Marina Cuesta, e auxiliares técnicos – Miriam Rodríguez López, Elvira Morán Blanco, Virginia González Jimena, Laura Ayello Mesonero.

O horário de atendimento ao público é de Segunda a Sexta-feira das 10h às 21h e aos Sábados das 10h às 20h; fora desse período de funcionamento, há ainda um médico veterinário de serviço, disponível para emergências médicas ao longo de todo o ano.

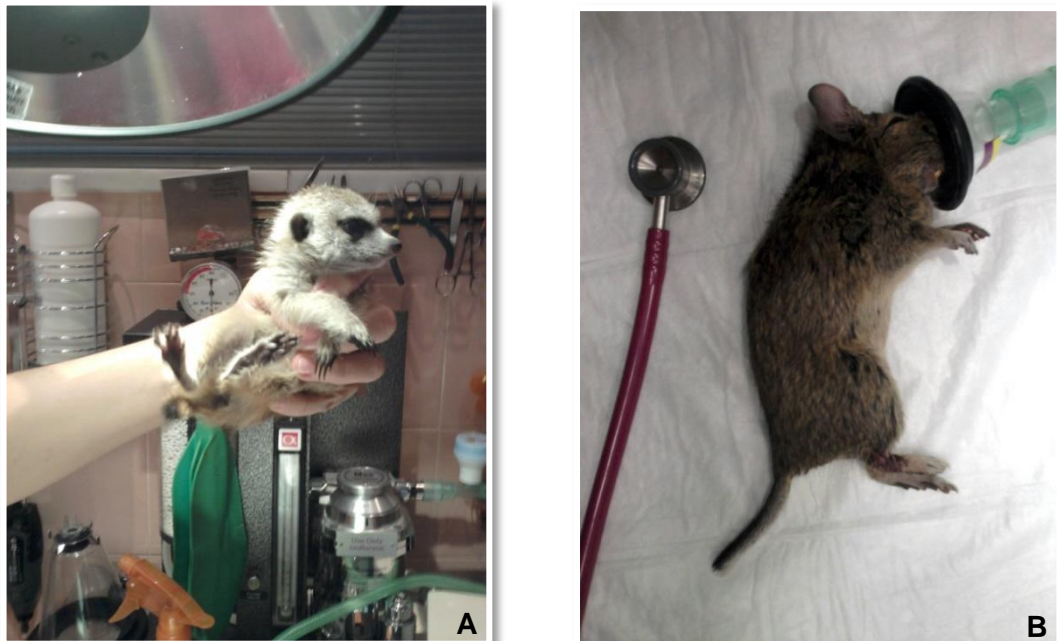
O Centro Veterinario Los Sauces disponibiliza aos seus pacientes um serviço de medicina interna com ampla capacidade de hospitalização, cirurgia e também diversos serviços de exames complementares de diagnóstico, nomeadamente, laboratoriais, imagiológicos, como radiologia, ecografia e endoscopia, e electrocardiograma (ECG). Paralelamente, oferece ainda o serviço de hospedagem de animais (Figura 1A).

Figura 1. Actividades realizadas durante o estágio: A) Hospedagem de dois *Eclectus roratus* e B) anestesia de *Ara severa* para exploração de lesão.



Durante o estágio tive não só a oportunidade de observar mas também de realizar distintas actividades médicas. Assisti a consultas e auxiliei em actividades médicas a elas associadas (Figura 1B), como na contenção de animais (Figura 2A) e realização de exame físico, preparação e administração de medicação e também na realização de exames complementares de diagnóstico, nomeadamente, recolha de amostras para análise, radiografias e ecografias. Por vezes fui encarregada de consultas simples, como corte de unhas e penas, e ainda entrega de pacientes com alta médica. Houve ainda a possibilidade de realizar eutanásia por injeção intravenosa (IV) e intracardíaca. No internamento, era responsável pela preparação e administração da medicação diária, pela monitorização e alimentação dos animais e, também, pela manutenção da fluidoterapia, colocação e remoção de cateteres IV e intra-ósseos (IO) e colocação de sondas orogástricas. Além destas funções, auxiliava na realização de actividades médicas como limpeza de feridas, abscessos, renovação de pensos, lavagem nasal, transfusões sanguíneas e outros procedimentos. Quando solicitado, recolhia sangue, fezes e urina para posterior análise. No serviço de cirurgia, fui circulante, anestesista e por vezes ajudante de cirurgião. As minhas principais acções centravam-se na preparação e administração de medicação pré e pós-cirúrgica, indução anestésica (Figura 2B), preparação e monitorização do paciente durante e após a cirurgia. Tive também a oportunidade de executar uma odontoplastia num coelho.

Figura 2. Actividades realizadas durante o estágio: A) Contenção física de *Suricata suricatta* e B) indução anestésica de *Meriones unguiculatus* em cirurgia.



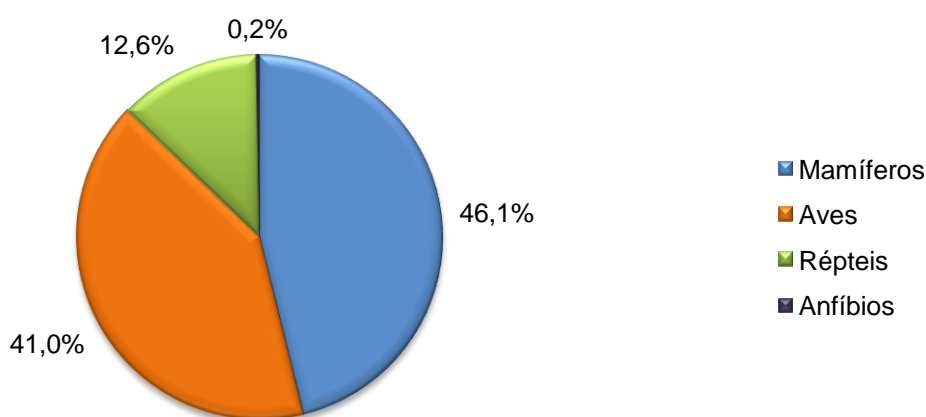
No laboratório tive como funções a centrifugação de amostras, execução de provas hematológicas (hematócrito, hemoglobina, esfregaço sanguíneo, contagem de células sanguíneas em câmara de Neubauer), bioquímicas, sorológicas (proteínas totais, tempos de coagulação), urina tipo II e coprológicas (método directo ou indirecto – flutuação). Para além destas, pude realizar e observar citologias microscopicamente e também efectuar exames rápidos (Teste rápido de *Giardia* sp. e Teste rápido de detecção de sangue oculto nas fezes). Sempre que necessário, efectuava colorações Gram e “Diff Quick”.

Em imagiologia, pude auxiliar à contenção e posicionamento dos animais para a realização de radiografias simples ou de contraste, mielografias, ecografias, ecocardiografias bem como endoscopias. Além disso, tive ainda a oportunidade de ser o operador de diversas radiografias simples e também de ecografias abdominais. Assisti ainda à realização de ECG. Tive ainda oportunidade de observar necrópsias, chegando mesmo a realizá-las e a recolher amostras para posterior envio para laboratório. Além disso, pude ainda treinar a colocação de cateteres IO em cadáveres com posterior controlo radiográfico. Em situações de emergências médicas, executei compressões cardíacas e ventilação por pressão positiva, bem como preparação de fármacos de urgência.

Paralelamente a estas actividades, participava na reunião diária de discussão dos casos clínicos presentes no internamento. Ao longo do estágio recebi ainda diversos artigos científicos por parte do meu orientador e assisti a quatro seminários apresentados por médicos-veterinários da clínica.

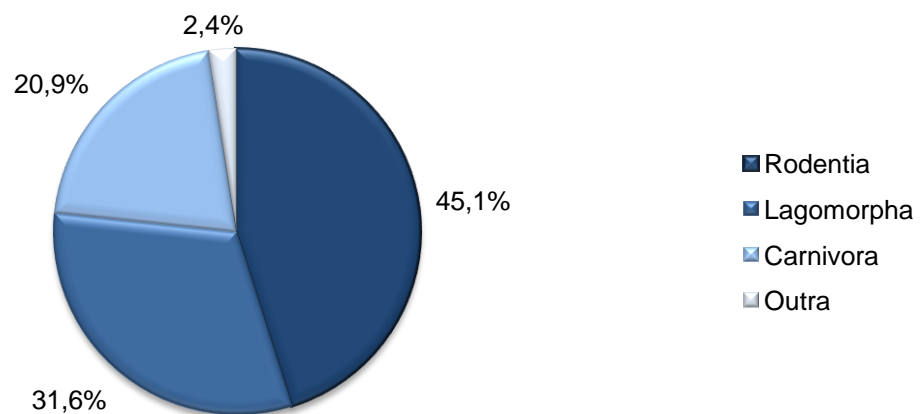
A casuística do Centro Veterinario Los Sauces durante a minha estadia foi de 2687 animais – 1240 mamíferos, 1102 aves, 339 répteis e 6 anfíbios (Gráfico 1).

Gráfico 1. Representação gráfica do total de animais observados por classe (frequência relativa em percentagem).



Na classe dos mamíferos foram observadas um total de 22 espécies. No Gráfico 2, verifica-se que a maioria dos mamíferos observados pertencia à ordem *Rodentia* (45,1%). As espécies mais observadas resumem-se em chinchila (*Chinchilla lanigera*), cobaia (*Cavia porcellus*), rato (*Rattus norvegicus*), cão-da-pradaria (*Cynomys ludovicianus*), degu (*Octodon degus*), gerbo (*Meriones unguiculatus*), esquilo (*Tamias sibericus*), esquilo de Richardson (*Spermophilus richardsoni*), hamster (*Mesocricetus auratus*) e hamster anão (*Phodopus sungorus*, *Phodopus roborovskii*, *Phodopus campbelli*). O grupo dos lagomorfos (31,6%) é exclusivamente representado por coelhos (*Oryctolagus cuniculus*). Os carnívoros (20,9%) apresentados em consulta foram sobretudo furões (*Mustela putorius furo*); também se observaram doninha (*Mephitis mephitis*), guaxinim (*Procyon lotor*) e suricata (*Suricata suricatta*). Os restantes 2,4% de mamíferos resumem as seguintes espécies: macaco (*Cercopithecus aethiops*), petauro-do-açúcar (*Petaurus breviceps*) e porco vietnamita (*Sus scrofa domesticus*).

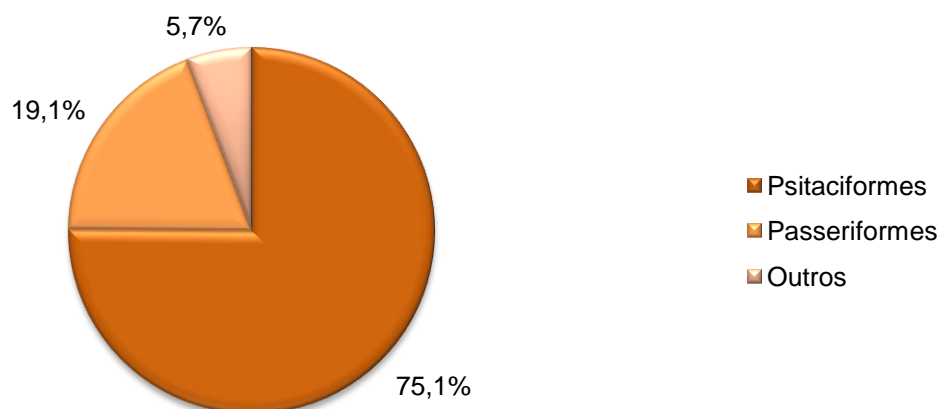
Gráfico 2. Representação gráfica do total de mamíferos observados ordenados por grupos (frequência relativa em percentagem).



Na classe das aves foram observadas 48 espécies diferentes. O periquito comum (*Melopsittacus undulatus*) foi a espécie mais frequente, seguida do canário (*Serinus canaria*), papagaio africano cinzento (*Psittacus erithacus*) e caturra (*Nymphicus hollandicus*). O periquito foi o psitacídeo mais frequente e o canário foi o passeriforme mais comum. Observaram-se ainda animais de outras ordens (5,7%): pombo-comum (*Columba livia*, columbiforme), galo (*Gallus gallus domesticus*, galiforme), gavião-asa-de-telha ou

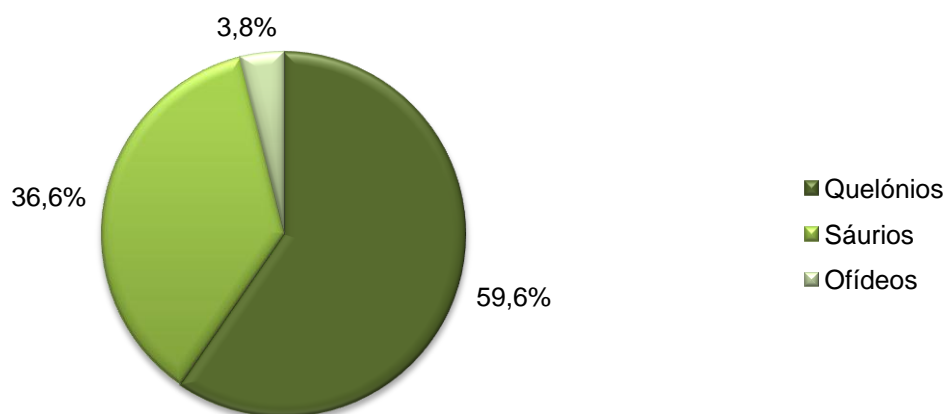
águia-de-Harris (*Parabuteo unicinctus*, accipitriforme). O Gráfico 3 demonstra a frequência relativa dos diferentes grupos de aves observados.

Gráfico 3. Representação gráfica do total de aves observadas ordenado por grupo de aves (frequência relativa em percentagem).



Na classe dos répteis foram observadas 26 espécies diferentes (339). O réptil mais comumente observado foi a tartaruga, sendo que as espécies mais comuns foram tartaruga aquática (*Trachemys scripta scripta*) seguida de tartaruga terrestre (*Agrionemys horsfieldi*). Os sáurios (Gráfico 4) examinados incluem espécies como dragão-barbudo (*Pogona vitticeps*), iguana (*Iguana iguana*), camaleões (sobretudo *Chamaleo calypratus*, mas também *Furcifer pardalis*) e varano-terrestre-africano (*Varanus exanthematicus*). O dragão-barbudo foi o sáurio mais frequente. Relativamente aos ofídeos, a espécie píton-real (*Python regius*) foi a mais comum.

Gráfico 4. Representação gráfica do total de répteis observados ordenado por grupo (frequência relativa em percentagem).



B. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

1. INTRODUÇÃO

A ultrassonografia aplicada à avaliação de um organismo é indubitavelmente dotada de vantagens, destacando-se pela sua capacidade de fornecer informação diagnóstica que anteriormente era apenas obtida por laparotomia exploratória (King, 2006). Apesar do carácter subjectivo inerente a um exame ecográfico, actualmente esta técnica imagiológica encontra-se a par de outros métodos complementares de diagnóstico. É amplamente reconhecida como inócua e destaca-se pela elevada disponibilidade, facilidade de uso e baixo custo (Nakanishi et al., 2005; Lessa et al., 2010). De um modo geral, a ecografia é bastante tolerada pelos animais pelo que assume particular potencial em medicina veterinária. Actualmente é já um elemento comum na prática clínica diária (Nyland & Mattoon, 2004).

A combinação de ultrassonografia em modo-B, Doppler cor e pulsátil permite detectar fluxo sanguíneo sendo possível estabelecer a presença de um vaso com elevada precisão. De facto, na avaliação da anatomia vascular e respectivas patologias a ultrassonografia duplex é o exame diagnóstico de eleição (Manganaro et al., 2004; Rose & Nelson, 2004). Esta evolução diagnóstica em imagiologia tornou a identificação de diversas alterações de perfusão cada vez mais frequente (Jang, Khalili, Yu & Tim, 2011).

Numa primeira abordagem a ultrassonografia Doppler duplex concede uma avaliação vascular sumária e num exame mais detalhado permite a obtenção de dados hemodinâmicos específicos do local em análise (Scheinfeld, Bilali, & Koenigsberg, 2009). Identificam-se estruturas pela presença ou ausência de fluxo (por exemplo, vasos biliares dilatados em oposição a veias portais no fígado) e estabelece-se a direcção do fluxo e suas alterações associadas a doença (Pozniak, Zagzebski & Scanlan, 1992; Lee, 1999). A sua mais-valia prende-se na capacidade de determinar o perfil de velocidade de um segmento preciso e quantificá-la (Coatney, 2001).

Para poder realizar um diagnóstico correcto por Doppler duplex vascular é necessário um bom conhecimento do espectro Doppler característico e dos resultados obtidos em respeito aos parâmetros de fluxo. Cada vaso possui um espectro característico pelo que as alterações patológicas existentes no mesmo podem ser valorizadas ao conhecer-se o espectro normal (Miño, Espino, Suárez, Santamarina & Barriero, 2004).

Esta técnica imagiológica é a ferramenta mais comum na investigação de doenças hepáticas em humanos e pequenos mamíferos, auxiliando o clínico no diagnóstico, manutenção e prognóstico (El-Shabrawi et al., 2010). São diversas as doenças capazes de afectar a circulação hepática (Lee, 1999) – neoplasia (Jakab, Ráth, Schmal, Nagy & Faller, 1996), *shunts* (Carvalho, Chammas & Cerri, 2008a), hipertensão portal (Baik, Fouad & Lee,

2007) e cirrose (Içer & Kara, 2007). A detecção de um traçado Doppler anómalo num fígado aparentemente saudável pode então ser indicativa de algum grau de alteração hepática (Pedersen, Dakhil, Jensen, Sondergaard & Bytzer, 2005). A aplicabilidade deste exame na avaliação do fluxo portal tem sido extensivamente descrita em literatura de humanos (Ijuin et al., 2008), cães (Carvalho, Cerri & Chammas, 2009) e gatos (Carvalho & Chammas, 2008). Para além das doenças hepáticas, também patologias cardíacas são fonte de alterações do fluxo portal. De facto, a quantificação do fluxo portal revelou ser um modo de avaliação da gravidade de insuficiência tricúspide (Purkiss, Fort, Graham, Mills & Lewis, 1994). Em humanos, também a avaliação Doppler do grau de hipertensão portal contribui para o reconhecimento prévio de cardiomiopatia cirrótica (Manov, Runev, Donova & Tchernev, 2012).

A análise Doppler duplex da veia cava caudal permite observar alterações hemodinâmicas não fisiológicas. Quando associadas a hepatomegália e ascite podem tratar-se de sinais secundários de insuficiência cardíaca direita (Nyland & Matoon, 2004). De facto, esta técnica tem-se mostrado eficaz na identificação de patologias cardíacas (Laaban, Diebold, Lafay, Rochemaure & Peronneau, 1989; Sagie et al., 1996). A relevância clínica de uma avaliação Doppler do fluxo na veia cava caudal tem sido descrita em casos como síndrome da veia cava caudal por dirofilariose (Strickland, 1998), hipertensão pulmonar (Subias, Mir & Suberviola, 2010) e doença valvular tricúspide (Diebold et al., 1983; Jullien et al., 1995).

A domesticação do furão europeu (*Mustela putorius furo*) data do século IV a.C.. Contudo, a difusão de informação sobre doenças do furão só se tornou activa há algumas décadas (Stamoulis, 1995). Relativamente a doenças hepáticas, a neoplasia é provavelmente a patologia mais frequentemente observada nesta espécie, sendo o linfoma a mais comum (Hess, 2005). Em casos de anorexia prolongada ou doença gastrointestinal crónica pode desenvolver-se lipidose hepática (Hoefler, 1997). As doenças cardíacas são frequentes, contudo são poucos os casos reportados e publicados. Dirofilariose (McCall, 1998), insuficiência cardíaca congestiva e também cardiomiopatia hipertrófica ou dilatada ocorrem regularmente em furões (Longley, 2008). Com a popularidade do furão como animal de companhia, há um aumento da procura de cuidados veterinários para estes animais (Vastenburger, Boroffka & Schoemaker, 2004).

2. ANATOMIA E FISILOGIA HEPÁTICA – VEIA PORTA E VEIA CAVA

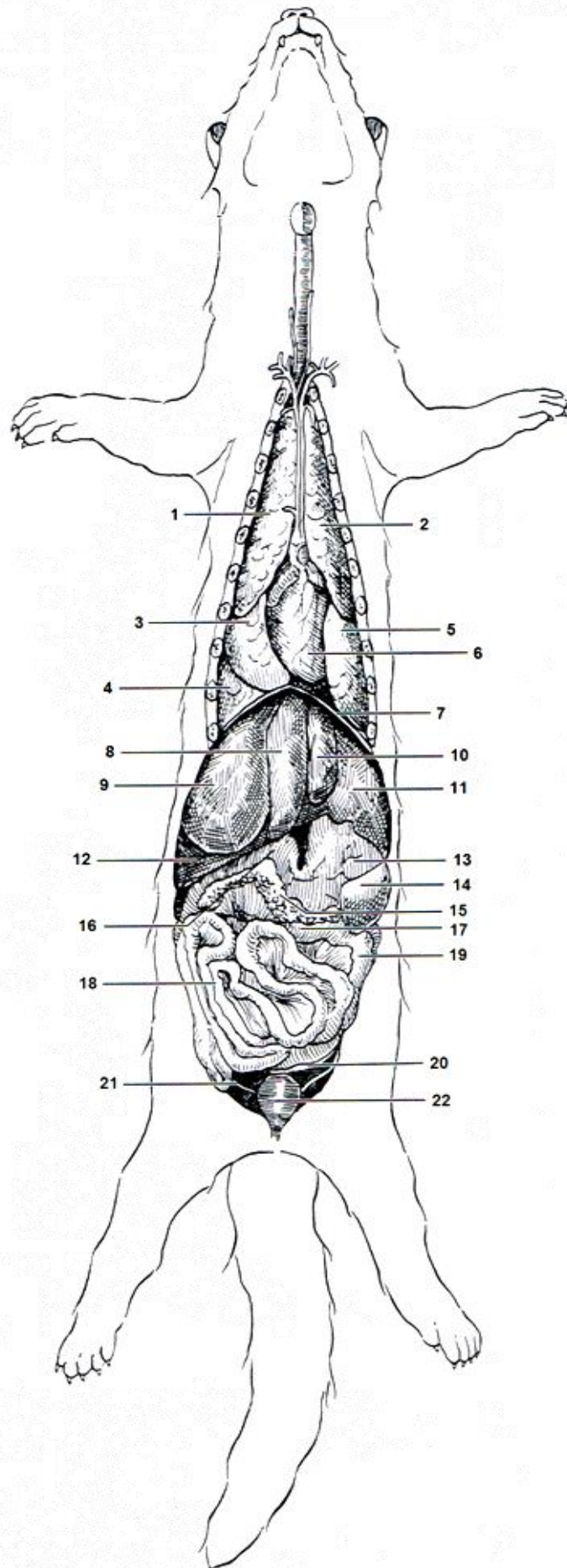
Com exceção da pele, o fígado é o maior órgão do corpo e também a maior glândula (Junqueira & Carneiro, 2004). Este volumoso órgão corresponde a 3,4% do peso corporal total de um cão. No caso dos furões a fracção hepática é ainda mais notável (4,3%) (Fox, 1998). Funcionalmente destaca-se pelo duplo papel como glândula endócrina e exócrina, sendo responsável por funções essenciais à vida (Evans & Lahunta, 2013).

O seu papel mais evidente é como glândula exócrina, assumindo a biliar um papel preponderante na digestão de lípidos (Dyce et al., 2004). Destaca-se também a sua função mediadora entre o sistema digestivo e o sangue (Junqueira & Carneiro, 2004). Após a absorção, os produtos da digestão são transportados pela corrente sanguínea até ao fígado, onde são apresentados às células hepáticas antes de integrarem a circulação sistémica (Dyce et al., 2004). Esta posição no sistema circulatório é ideal para captar, transformar e acumular metabolitos e para a neutralização e eliminação de substâncias tóxicas (Bunch, 2003). Concretamente, o fígado assume como funções: 1) metabolização de hidratos de carbono, lípidos e proteínas; 2) destoxificação de metabolitos e xenobióticos; 3) armazenamento de vitaminas, minerais, gorduras e glicogénio; 4) digestão lipídica; e ainda 5) processos de imunoregulação e 6) homeostase (Bunch, 2003; Webster, 2005).

Com este perfil funcional é justificada a elevada variabilidade intra-espécie e individual de peso hepático. Factores como estado de alimentação e digestão do animal, a sua raça, sexo e idade levam a oscilações de peso individuais. Em animais jovens este órgão é substancialmente maior e mais pesado, enquanto em animais idosos é frequente haver uma atrofia considerável, sendo que o peso do fígado diminui em todos os casos (Schwarze, 1970; Dyce, Sack & Wensing, 2004).

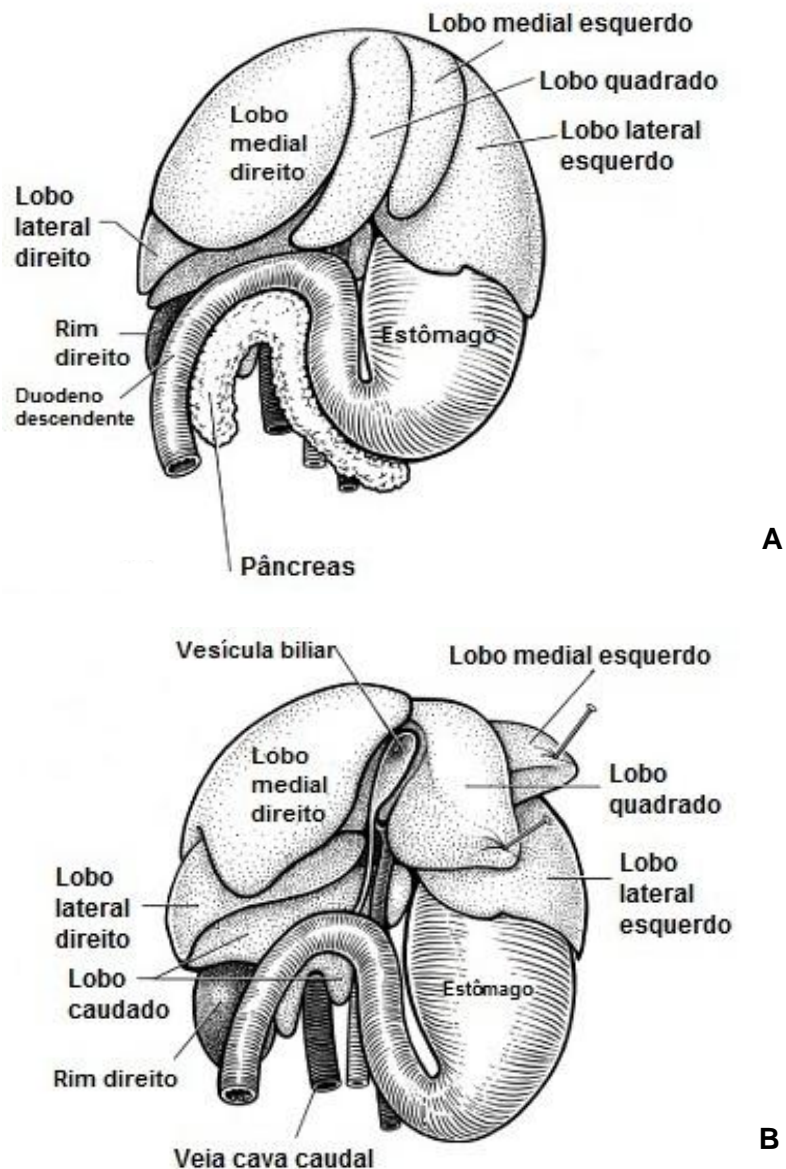
O fígado assume essencialmente a mesma posição em todos os mamíferos domésticos. No animal adulto, interpõe-se entre o diafragma (cranial) e o estômago e ansas intestinais (caudal). Apesar de ultrapassar o plano médio, a maior parte deste órgão localiza-se à direita em todas as espécies (Dyce et al., 2004) (Figura 3).

Figura 3. Aspecto ventral das vísceras de um furão *in situ*. (Pulmão - lobo cranial direito (1) e esquerdo (2), médio direito (3), caudal direito (4) e esquerdo (5); Coração (6); Diafragma (7); Fígado - lobo quadrado (8), medial direito (9) e esquerdo (10), lateral esquerdo (11) e direito (12); Estômago (13); Baço (14); Pâncreas (15); Duodeno (16); Cólon transversos (17); Jejunos e Íleo (18); Cólon descendente (19); Útero (20); Ureter (21); Bexiga (22)) (adaptado de Brown, 1997a).



Tal como no cão, este órgão encontra-se nitidamente dividido em seis lobos – lateral esquerdo, medial esquerdo, lateral direito, medial direito, quadrado e caudado, que por sua vez apresenta os processos caudado e papilar. O lobo lateral esquerdo é o de maiores dimensões e a sua superfície visceral encontra-se em íntimo contacto com a superfície parietal do estômago e o processo caudado do lobo caudado (Figura 4A). O lobo medial esquerdo é mais pequeno e encontra-se à esquerda do plano médio. Medial a este, o lobo quadrado assume uma posição quase totalmente à direita do plano médio e contacta com o segundo maior lobo, o lobo medial direito. A veia cava caudal justapõe-se à porção dorsomedial do lobo caudado e continua cranialmente no lobo lateral direito e esquerdo (Figura 4B) (Fox, 1998).

Figura 4. Fígado, estômago e estruturas associadas (aspecto ventral): A – Fígado *in situ*; B – Lobos hepáticos rebatidos e ablação do pâncreas (adaptado de Evans & Quoc An, 2014).

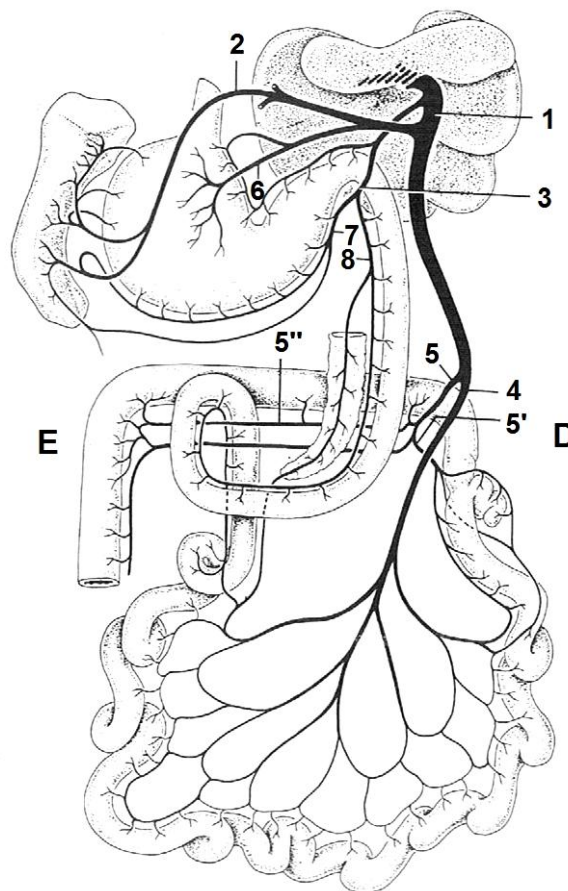


O lobo lateral direito e o processo papilar do lobo caudado, localizado completamente à esquerda do plano médio, formam um hilo na superfície ventral do fígado, conhecido por *porta hepatis* (Webster, 2005). É através deste que se realiza a comunicação entre o fígado e os diversos vasos e nervos a ele associados. Assim, no espaço porta, encontram-se dorsalmente os nervos e artérias, ventralmente os ductos hepáticos e, entre estes, a veia porta (Evans & Lahunta, 2013). Neste espaço, a veia porta e cava caudal são adjacentes e paralelas entre si (Finn-Bodner & Hudson, 1998).

O suprimento sanguíneo do fígado é bastante característico, tendo como vasos aferentes não só a artéria hepática mas também a veia porta (Schwarze, 1970; Junqueira & Carneiro, 2004). Paralelamente a estes vasos aferentes existe um sistema eferente constituído pelas veias hepáticas (Schwarze, 1970).

A veia porta é a principal responsável pela drenagem sanguínea do estômago, intestino, pâncreas e baço (Figura 5) (Dyce et al., 2004).

Figura 5. Formação da veia porta (cão) - aspecto dorsal esquemático. (Veias: 1, porta; 2, esplénica; 3, gastroduodenal; 4, mesentérica cranial; 5, mesentérica caudal; 5', ileocólica; 5'', cólica média; 6, gástrica esquerda; 7, gastroepiplóica direita; 8, pancreaticoduodenal cranial) (Dyce et al., 2004).



Esta veia tem origem na confluência das veias mesentéricas cranial e caudal e termina no espaço porta hepático. Desde a sua formação na base do mesojejuno, prossegue cranialmente, dorsal à junção dos lobos pancreáticos esquerdo e direito, sempre em associação com a artéria hepática. Durante este percurso apresenta como principais afluentes as veias gastroduodenal, esplénica e gástrica direita e esquerda (Bezuidenhout, 2013). Deste modo, a veia porta regula a entrada dos produtos digestivos na circulação sistémica e assegura também a circulação entero-hepática. Além disso, apresenta ainda a capacidade de reserva sanguínea facilmente disponível através da rede capilar (Barone, 1996).

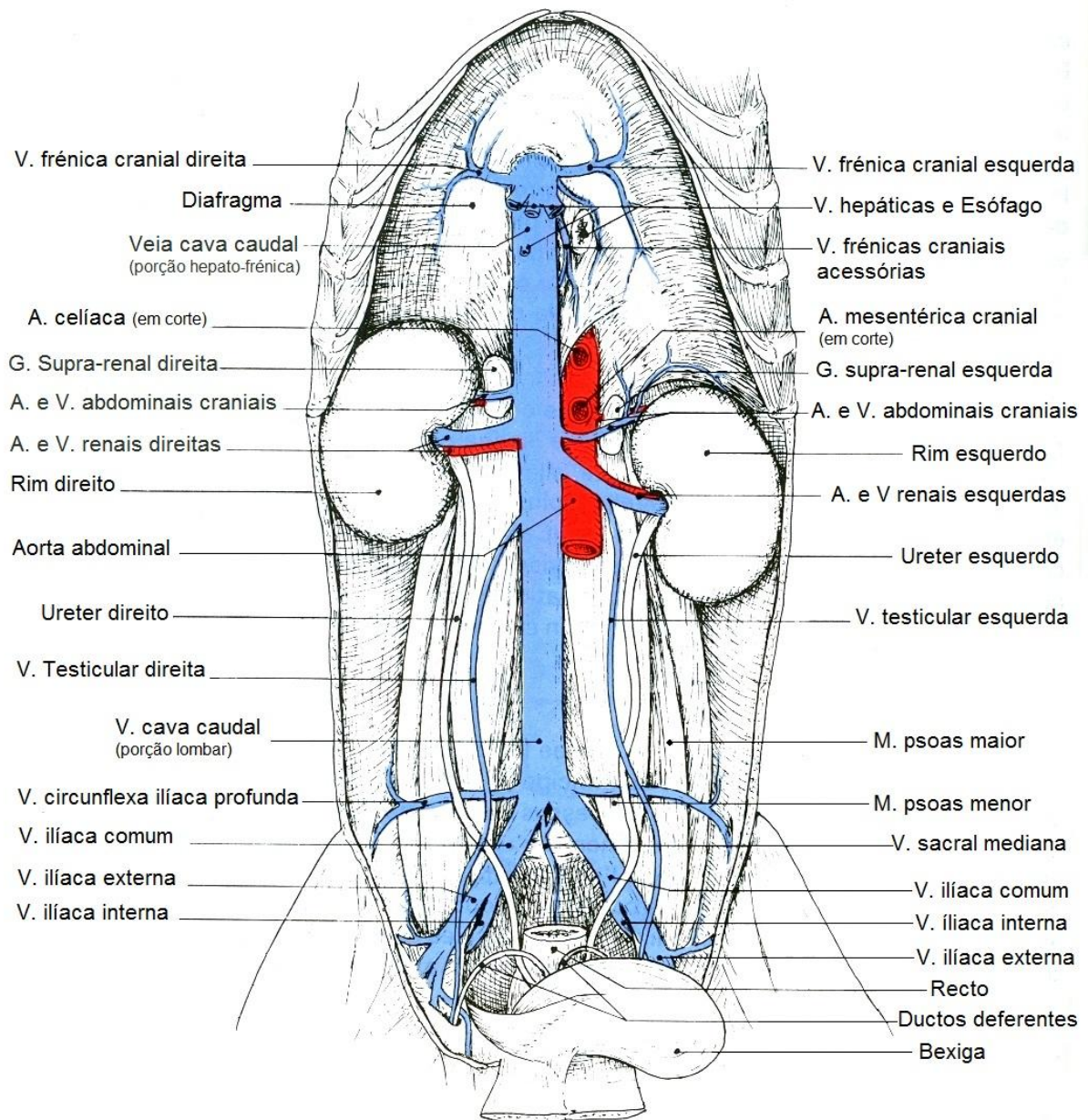
Na espécie canina, 80% do sangue que circula no fígado provém da veia porta (Junqueira & Carneiro, 2004). Assim, o sangue que alcança o fígado é maioritariamente pobre em oxigénio, rico em nutrientes e em factores hepatotróficos determinantes das dimensões de cada hepatócito (Webster, 2005). A restante fracção sanguínea (20%) provém da artéria hepática – ramificação da artéria celíaca, primeiro ramo da artéria aorta abdominal. Trata-se de sangue funcional, isto é, sangue rico em oxigénio responsável pela manutenção do parênquima hepático (Fox, 1998; Junqueira & Carneiro, 2004).

Uma vez que não existe uma via directa de retorno sanguíneo abdominal pela veia cava caudal, a veia porta e as suas tributárias originam um sistema porta-hepático (Bezuidenhout, 2013).

Este inicia-se com a divisão da veia porta em dois ramos divergentes – o ramo direito, de menor calibre, que se ramifica no lobo lateral direito e processo caudado e o ramo esquerdo que irriga o lobo lateral esquerdo. Estes ramos prosseguem a sua distribuição arborescente pelo fígado, acompanhados sempre por ramificações da artéria hepática e canais biliares, acabando por dar origem às veias interlobulares localizadas nos espaços porta (Barone, 1996). Destas veias originam-se os capilares sanguíneos dos lóbulos hepáticos – capilares sinusóides. Mediante confluências no sentido do centro do lóbulo, estes vasos originam a veia centrolobular. À medida que a veia central progride no centro do lóbulo hepático, recebe capilares sinusóides e aumenta de diâmetro. Quando o abandona, une-se à veia sublobular, que por sua vez irá convergir e unir-se às suas homónimas. Formam-se assim duas ou mais veias hepáticas de grande calibre que se anastomosam à veia cava caudal quando esta atravessa o parênquima hepático (Junqueira & Carneiro, 2004; Berent & Weisse, 2005).

A veia cava caudal é responsável pela drenagem sanguínea dos dois terços inferiores do corpo (Fox, 1998) (Figura 6). De facto, ao longo do seu trajecto são vários os seus afluentes – 1) veias parietais: circunflexa ilíaca profunda, lombares, abdominais e frénicas; 2) veias viscerais: testiculares ou ovárias, renais, supra-renais e hepáticas (Barone, 1996; Fox, 1998).

Figura 6. Veia cava caudal do cão – porção lombar e hepato-frénica (V. – veia, a azul; A. – artéria, a vermelho) (adaptado de Barone, 1996).



A veia cava caudal tem origem na convergência das veias ilíacas comuns e assume uma posição sagital entre os músculos psoas maior e menor, esquerdo e direito. No início do seu percurso (porção caudal) encontra-se imediatamente à direita da aorta abdominal. Contudo, após a recepção das veias renais adopta progressivamente uma posição mais ventral até

atingir a parte medial do lobo caudado hepático. Nesta região, assume uma marcada inclinação ventral e à direita e transpõe por completo o lobo caudado, dirigindo-se para o forâmen *venae cavae* do diafragma. Uma vez no tórax, termina o seu percurso na porção caudal do átrio direito (Bezuidenhout, 2013). Esta curta porção intra-torácica não apresenta afluentes (Barone, 1996).

3. ULTRASSONOGRAFIA MODO-B

O princípio físico em que se baseiam todas as aplicações ultrassonográficas, bio e tecnológicas, é essencialmente o mesmo: um som de elevada frequência é emitido de uma fonte e viaja alguma distância por um meio até atingir o seu reflector que o retorna como um eco à sua fonte. A diferença de tempo entre o som emitido e o retorno do eco, bem como a intensidade do eco podem ser usadas para obter informação sobre a distância e as propriedades do reflector (Starck & Dietz, 2001).

Na obtenção de uma imagem ultrassonográfica, a aplicação do princípio de pulso-eco realiza-se através da acção do cristal piezoeléctrico presente na sonda ecográfica. Considerando a velocidade constante do ultrassom em fluídos e maior parte dos tecidos moles (aproximadamente 1540 m/s) bem como o tempo decorrido entre o pulso emitido e o eco recebido, é possível determinar a profundidade de cada objecto reflector. Adicionalmente, através das diferentes direcções assumidas pelos ecos que alcançam a sonda, estabelece-se também a posição relativa do objecto reflector. Com isto, é possível produzir imagens bidimensionais representativas da superfície anatómica que se move em tempo real (Coatney, 2001; Rose & Nelson, 2004).

A imagem obtida é formada por um conjunto de pontos numa escala de cinzentos, representando cada um destes um eco recebido. As diferentes tonalidades adoptadas correspondem à amplitude ou força do eco que regressou, sendo que: 1) ecos de baixa intensidade são representados por uma cor quase negra e 2) ecos de alta intensidade apresentam-se numa contrastante cor branca, produzindo-se assim uma imagem em branco sobre negro. Para além desta concordância entre intensidade do eco e cor do ponto, há ainda uma relação entre a profundidade de origem do eco e a posição do ponto na imagem obtida – ecos originados em tecidos mais profundos regressam à sonda mais tarde que os que se originam em tecidos mais superficiais (Nyland & Matoon, 2004; Hangiandreou, 2003). Ao longo dos anos a ultrassonografia em modo-B tem sido o modo ecográfico mais comumente usado, nomeadamente na abordagem ultrassonográfica geral do paciente (Coatney, 2001; King, 2006). Para além do seu relativo baixo custo, segurança, facilidade de uso, disponibilidade e portabilidade, este modo ecográfico tem a capacidade de providenciar importante informação diagnóstica (Bolondi, Gaiani & Gebel, 1998). Esta imagem em tempo

real possibilita uma avaliação estrutural, dimensional e ainda de parâmetros mais dinâmicos como movimento ao longo do tempo e função. Funciona igualmente como sistema guia de outros formatos imagiológicos, nomeadamente o modo-M e Doppler (espectral e de fluxo) permitindo que o operador optimize a posição nestes formatos (Coatney, 2001). Adicionalmente, permite ao operador guiar interactivamente um instrumento, como uma agulha, até uma estrutura alvo como uma veia central ou periférica (Rose & Nelson, 2004).

3.1. Avaliação hepática

Actualmente, a ultrassonografia em tempo real é a base de uma avaliação hepática não-invasiva (El-Shabrawi et al., 2010), sendo essencial na identificação de alterações no parênquima hepático, tracto biliar e sistema vascular (Faverzani, Chinosi & Lodi, 2006). O seu recurso está indicado quando existem sinais clínicos ou bioquímicos associados a doença hepática (Mannion, 2006).

O parênquima hepático de um animal saudável é homogeneamente ecogénico (Nyland & Matoon, 2004). Contudo, esta ecogenicidade varia de animal para animal, o que dificulta a detecção de processos patológicos difusos. Assim, para reduzir os efeitos da variação normal e das definições do aparelho ecográfico, torna-se fundamental comparar a sua ecogenicidade à de outros órgãos (Mannion, 2006). O aspecto sonográfico de um fígado normal varia entre uma textura homogénea de grão ligeiramente grosseiro a fino. Relativamente ao rim direito, o fígado é regra geral hiperecogénico. Contudo, esta relação é altamente variável, podendo animais saudáveis apresentar um fígado isoecogénico e outros hipoecogénico. Mais fiável é a relação de ecogenicidade entre baço e fígado, sendo este uniformemente hipoecogénico com uma textura ligeiramente granular (Mannion, 2006).

Durante a exploração ultrassonográfica do parênquima hepático são observadas diversas estruturas vasculares circulares e tubulares de diferentes dimensões. De facto, o parênquima hepático é interrompido por veias hepáticas e portais que se dirigem para a periferia dos lobos. Apesar do padrão de ramificação destes vasos ser ligeiramente diferente, é comum serem visualizados lado a lado (Mannion, 2006). Os ramos portais apresentam paredes hiperecogénicas (Nyland & Matoon, 2004) e o seu rastreio leva à *porta hepatis*, local de entrada da veia porta. Contrariamente, as veias hepáticas são mais dificilmente identificadas pois têm, em regra, paredes menos ecogénicas. Ainda assim, em alguns casos, é possível observar a anastomose destas à veia cava caudal (Szatmári, Sótonyi & Vörös, 2001; Mannion, 2006).

As artérias hepáticas e os ductos biliares intra-hepáticos não são geralmente visualizados. Quanto à vesícula biliar, surge como uma estrutura anecogénica que varia entre o oval e piriforme, sendo vista a parede como uma fina linha ecogénica e, em alguns casos, pode nem ser muito evidente (Mannion, 2006). O ducto biliar comum pode ser visualizado como

uma estrutura tubular anecogénica ventral à veia porta (Nyland & Matoon, 2004; Webster, 2005).

A avaliação do sistema vascular por ultrassonografia em modo-B faculta informação estrutural fundamental (Rose & Nelson, 2004). Numa abordagem ecográfica em plano longitudinal, os vasos sanguíneos assumem uma estrutura tubular com paredes bem definidas por finas e suaves linhas paralelas e hiperecóticas (Szatmári et al., 2001). Por sua vez, num plano transversal os vasos podem ter aspecto circular ou oval dado que quando sujeitos a compressão alguns sofrem alteração na morfologia (Spaulding, 1997).

A presença de sangue no lúmen confere ao conteúdo vascular um aspecto anecóide. Porém, quando o fluxo sanguíneo é lento e o diâmetro do vaso é grande o suficiente, podem-se observar pontos hiperecogénicos que se movimentam e correspondem a agregados eritrocitários (Szatmári et al., 2001; Nyland & Matoon, 2004). Finalmente, com este modo ecográfico consegue-se ainda observar a pulsação das artérias, contudo há que ter em conta que esta pode dever-se a uma artéria pulsátil adjacente (Szatmári et al., 2001). Em suma, com este modo ecográfico é possível investigar a localização e o diâmetro dos vasos bem como a espessura e regularidade das paredes vasculares. Devido ao contraste natural entre o conteúdo e as paredes vasculares, está não só facilitada a detecção de estruturas intraluminais anómalas como trombos ecogénicos, mas também de estruturas extravasculares adjacentes como hematomas ou pseudoaneurismas (Finn-Bodner & Hudson, 1998).

4. ULTRASSONOGRAFIA DOPPLER

4.1. Princípios Doppler

Em 1842, o austríaco Christian Johann Doppler descreveu o princípio físico utilizado no desenvolvimento da ecocardiografia Doppler. Conhecido como efeito Doppler, este define que quando um objecto reflector se encontra em movimento em relação à fonte emissora de ondas, há alteração da frequência de onda reflectida (Torp-pedersen & Terslev, 2008).

Na aplicação do princípio Doppler ao estudo ultrassonográfico do fluxo sanguíneo, as células em maior abundância nos vasos – eritrócitos – assumem o papel de corpo reflector (Lang, 2006). Assim, tendo em consideração o fundamento ecográfico de transmissão-eco, num exame Doppler a sonda ecográfica emite ondas de ultrassom com uma frequência conhecida (f_0) que ao embaterem nos eritrócitos são reflectidas (Nyland & Matoon, 2004). Neste processo a frequência do som é duplamente modificada em proporção à velocidade dos eritrócitos, isto é, tanto o som que incide no objecto em movimento como o que é reflectido por este apresentam frequências diferentes de f_0 (Boote, 2003).

A frequência do deslocamento Doppler (Δf) é a diferença entre frequência de onda reflectida pelos eritrócitos (f_r) e emitida pela sonda (f_0) (Torp-pedersen & Terslev, 2008). A

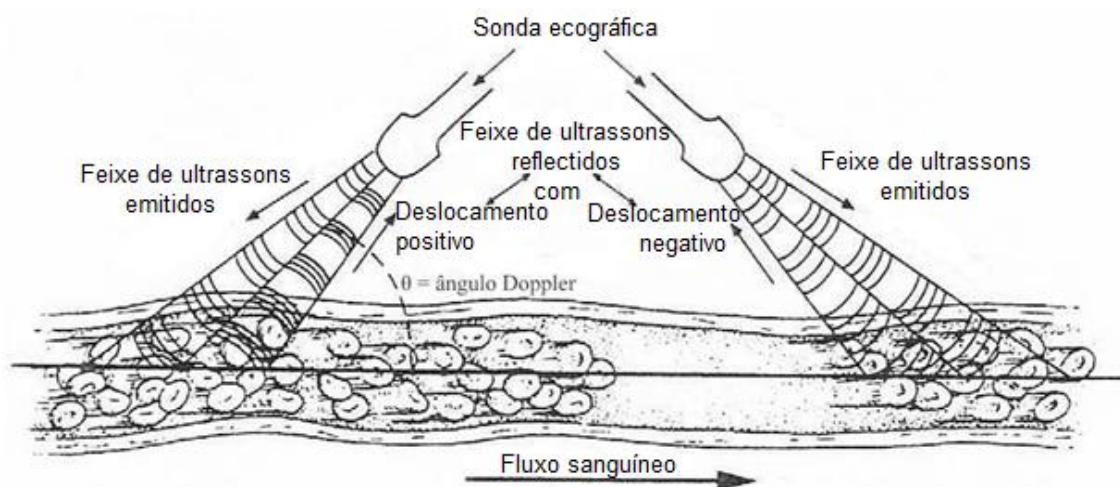
partir da Δf é obtida a equação que possibilita o cálculo da velocidade do fluxo sanguíneo – equação Doppler (Nyland & Matoon, 2004) (Equação 1).

Equação 1. Equação Doppler: velocidade do fluxo de sangue em m/s (V), velocidade do ultrassom em tecidos moles corporais ($c \approx 1540$ cm/s), deslocamento Doppler (Δf), frequência de onda emitida (f_0), ângulo Doppler (θ) (Nyland & Matoon, 2004).

$$\Delta f = \frac{2 \times f_0 \times \cos\theta \times V}{c} \Leftrightarrow V = \frac{\Delta f \times c}{2 \times f_0 \times \cos\theta}$$

A magnitude do deslocamento Doppler sofre variações de acordo com o movimento do reflector. Quando este se aproxima da fonte emissora, a f_r é maior pelo que a Δf é positiva; inversamente, quando se afasta da fonte a f_r é menor e a Δf é negativa (Carvalho, Chammas & Cerri, 2008b; Yanik, 2002). Também a velocidade do corpo reflector relaciona-se com o deslocamento Doppler; de facto, quanto mais elevada for a velocidade dos eritrócitos (v) maior será a sua magnitude (Finn-Bodner & Hudson, 1998) (Figura 7).

Figura 7. Princípio Doppler (Finn-Bodner & Hudson, 1998).



Ao contrário da ultrassonografia em modo-B, que obtém imagens óptimas através do posicionamento da onda sonora perpendicularmente ao objecto, a ultrassonografia Doppler produz a sua imagem óptima quando o feixe sonoro emitido assume uma posição paralela ao objecto (Yanik, 2002).

Teoricamente, a velocidade do fluxo sanguíneo é tanto maior quanto maior a Δf . Contudo, este não será tão elevado se o feixe transmitido não for paralelo ao fluxo (Nyland & Matoon,

2004). Sem paralelismo, há redução da fracção de movimento que ocorre ao longo do eixo do feixe de ultrassom pelo que a magnitude de Δf é inferior e, conseqüentemente, a velocidade calculada é menor (Nelson & Pretorius, 1988). A função co-seno na equação Doppler (Equação 1) é então introduzida como factor de correcção – o ângulo de incidência ao tender para 0° aproxima a função do valor absoluto 1, minimizando assim o efeito das diferenças angulares no cálculo da velocidade (Nyland & Matoon, 2004). Deste modo, torna-se possível medir a verdadeira velocidade máxima (Lang, 2006).

Apesar de fundamental, a introdução da correcção angular associa ao cálculo da velocidade um maior grau de incerteza: quanto maior o ângulo, maior o potencial para erro (Nelson & Pretorius, 1988). Deste modo, numa avaliação Doppler, o objectivo é orientar o feixe incidente o mais paralelamente possível ao fluxo. Apesar de tal ser exequível na avaliação de fluxo no coração e grandes vasos, o mesmo não acontece no estudo de fluxo de vasos periféricos que assumem uma posição praticamente paralela à superfície cutânea, pelo que o ângulo de incidência se aproxima a um ângulo recto. Como resultado, há uma flexibilidade reduzida na selecção de ângulos óptimos para investigar o vaso de interesse. Para maior exactidão o ângulo de incidência deve ser inferior a 60° – ângulos superiores a este produzem alterações significativas nos resultados obtidos (Lang, 2006; Nyland & Matoon, 2004). Por exemplo, Finn-Bodner e Hudson (1998) referem estar associado um erro da ordem de 25% em ângulos de 70° .

Na prática, a Δf é calculada pelo *software* do aparelho ecográfico que a partir deste irá determinar a velocidade e sentido do fluxo sanguíneo da janela em estudo (Nyland & Matoon, 2004). Os dados obtidos podem ser representados de modos distintos, nomeadamente numa representação gráfica através de um traçado espectral (Doppler de onda pulsátil ou contínua) ou num código de cores dentro de uma área definida (Doppler cor) (Nyland & Matoon, 2004).

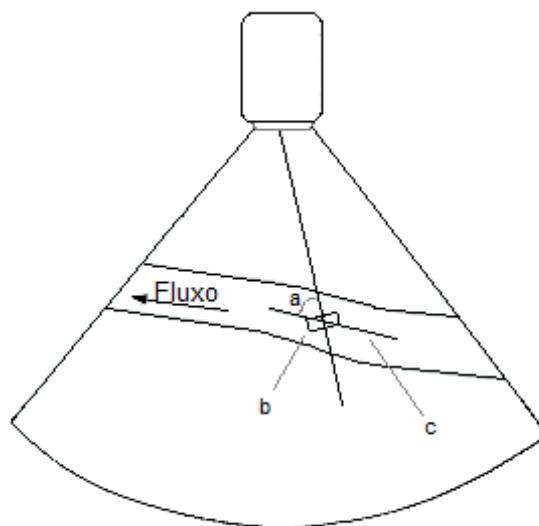
4.2. Doppler pulsátil

A ecografia Doppler de onda pulsátil baseia-se na emissão de ultrassom em ciclos que se repetem regularmente ao longo do tempo. Estes ciclos são heterogeneamente divididos em duas fases: 1) emissão de onda, correspondente a apenas 1% do ciclo e 2) período de espera que perfaz os restantes 99% (Ginther & Utt, 2004). Na primeira fase a sonda ecográfica que, semelhantemente à ecografia em modo-B, é constituída por apenas um cristal piezoeléctrico, emite ultrassom de curta duração (pulsos); enquanto na segunda fase aguarda o retorno desses mesmos pulsos (Ochoa et al., 2011). A partir do intervalo de tempo entre pulsos – frequência de repetição de pulso, PRF – é possível obter informação sobre a posição do reflector (Starck & Dietz, 2001). De facto, ao seleccionar um volume de amostra num vaso a uma profundidade específica, os ecos desse vaso regressam à sonda

após um intervalo específico de tempo (Lang, 2006). Assim, este método ultrassonográfico permite medir uma região específica dentro de um campo acústico, facultando a medida da velocidade num vaso concreto (Coatney, 2001; Szatmári et al., 2001). Esta característica constitui a principal vantagem deste método ultrassonográfico. O operador controla a profundidade ou a dimensão da região anatómica da qual são aceites os ecos da onda emitida – volume de amostra (*gate*) (Lang, 2006; Yanik, 2002).

Actualmente, os estudos efectuados com Doppler de onda pulsátil são realizados em simultâneo com a ecografia convencional em tempo real, designando-se esta modalidade ecografia Doppler duplex (Nyland & Mattoon, 2004). Neste caso, o volume de amostra é apresentado na imagem em escala de cinzentos, podendo ser movido para o lúmen de um vaso que está simultaneamente a ser observado em tempo real (Szatmári et al., 2001). A sua representação gráfica no ecrã consiste num cursor rectangular cujas dimensões podem ser alteradas, assim como a sua posição ao longo de uma linha representativa do feixe emitido pela sonda. Este cursor permite ainda apurar o ângulo de incidência do feixe emitido na direcção do fluxo, tornando viável correcções angulares (Figura 8) (Nyland & Mattoon, 2004).

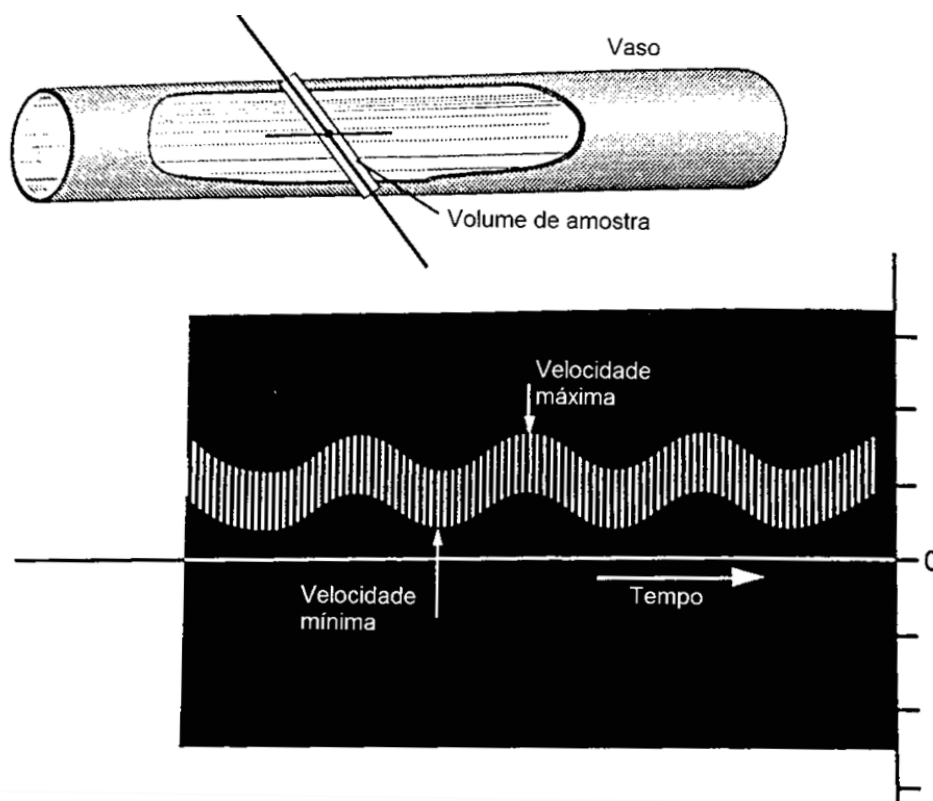
Figura 8. Representação do cursor em ecografia Doppler duplex (a – ângulo entre o feixe de ultrassom e a direcção do fluxo; b – volume de amostra (*gate*); c – cursor do ângulo de fluxo (paralelo ao fluxo)) (Nyland & Mattoon, 2004).



Apesar destas também poderem ser efectuadas *a posteriori* na imagem congelada, é fundamental que ocorram antes de calcular a velocidade do movimento (Szatmári et al., 2001). Apesar de haver um ligeiro abrandamento quando se alterna entre os dois formatos, a ecografia Doppler duplex fornece maior liberdade ao operador podendo este fazer pequenos ajustes de profundidade ou posição no formato bidimensional e observar as alterações Doppler no mesmo ecrã (Kealy & McAllister, 2005).

As alterações de velocidade do fluxo sanguíneo que ocorrem num vaso, ao longo de cada ciclo cardíaco, são representadas graficamente por um traçado espectral. No eixo horizontal é representado o tempo decorrido do ciclo cardíaco e no vertical o deslocamento Doppler (kHz) ou a velocidade da corrente sanguínea (cm/s). Por convenção, todo o fluxo no sentido da sonda afigura-se acima do eixo horizontal e, contrariamente, o fluxo no sentido oposto surge sob este. Para além desta informação qualitativa, pode-se ainda estimar a amplitude do fluxo sanguíneo através do espectro – quanto mais ecogénico mais células fluem a uma dada velocidade através do volume de amostra (Finn-Bodner & Hudson, 1998; Szatmári et al., 2001). Também a largura do traçado espectral representa o intervalo de velocidade das células sanguíneas. Em termos quantitativos, são facultados o pico de velocidade sistólica (*peak systolic velocity*, PSV), a velocidade diastólica final (*end diastolic velocity*, EDV) e qualquer velocidade ao longo do traçado espectral (Finn-Bodner & Hudson, 1998) (Figura 9).

Figura 9. Representação de exposição uniforme de um vaso e gráfico espectral Doppler obtido (Nyland & Matoon, 2004).



Paralelamente a esta representação gráfica do deslocamento Doppler obtém-se também uma reprodução sonora. A sua intensidade é directamente proporcional à quantidade de células em movimento no volume de amostra em estudo. Por sua vez, a altura do som depende do deslocamento Doppler – quanto mais elevado e, portanto, mais veloz for o movimento do sangue mais agudo é o som (Szatmári et al., 2001). A interpretação deste som por um operador experiente pode ser usada como informação qualitativa adicional (Ginther & Utt, 2004).

Com a análise do traçado espectral ilustra-se a hemodinâmica do volume do vaso em estudo, obtendo-se portanto informação relativa à direcção, velocidade e uniformidade do fluxo sanguíneo (King, 2006). Uma vez que cada vaso sanguíneo tem um padrão Doppler próprio, a ecografia Doppler de onda pulsátil é normalmente utilizada para detectar e localizar alterações de fluxo no interior do sistema vascular (Szatmári et al., 2001; Yanik, 2002).

4.3. Doppler cor

A ultrassonografia Doppler cor (*colour flow mode*) é um tipo de Doppler de onda pulsátil pelo que o modo de funcionamento destas técnicas é essencialmente o mesmo (Finn-Bodner & Hudson, 1998; Ochoa et al., 2011). Contudo, apresentam um factor de distinção basilar – o volume de amostra. Ao contrário do Doppler de onda pulsátil, em que este corresponde apenas a uma amostra rectangular ao longo de uma linha sectorial, no modo de fluxo colorimétrico pulsos de interrogação Doppler mais curtos interrogam em simultâneo várias amostras com diferentes profundidades ao longo de múltiplas linhas sectorias (Yanik, 2002; Boote, 2003). No ecrã, esta região tridimensional é igualmente identificada por um rectângulo, no entanto este constitui apenas uma das faces dessa região e denomina-se janela de cor (*color box*). A designação de cor provém do modo como são representados os ecos com origem nessa janela (Szatmári et al., 2001).

Seja ao longo do tempo ou de acordo com alterações espaciais, designadamente de diâmetro ou condições dos vasos da área em estudo, a variabilidade da velocidade do fluxo pode ser particularmente extensiva. Isto resulta num amplo intervalo de frequências Doppler a serem apresentadas (Boote, 2003). De modo a facilitar a assimilação de tamanha informação pelo observador, as frequências de deslocamento Doppler são codificadas por cores e sobrepostas à imagem bidimensional em tempo real. Qualquer ponto que se mova no interior da janela de cor assume um tom de azul ou vermelho em vez da escala de cinzentos. Convencionalmente, as células que se movimentam no sentido da sonda ecográfica são representadas a vermelho, enquanto as que se afastam a azul (Szatmári et al., 2001). A intensidade da cor atribuída fornece informação semi-quantitativa sobre a velocidade média do movimento – quanto mais elevada esta for mais clara é a tonalidade e,

inversamente, quanto mais baixa mais escura será a cor assumida (Ochoa et al., 2011). Fluxos turbulentos são representados por um padrão em mosaico de azuis e vermelhos em diferentes graus de intensidade (Finn-Bodner & Hudson, 1998).

A imagem de fluxo colorimétrico é de certo modo menos sensível ao fluxo, nomeadamente em pequenos vasos ou fluxos reduzidos. Isto deve-se ao conjunto de pulsos usados em cada modalidade: na ultrassonografia Doppler pulsátil usam-se entre 8 e 20 pulsos, o que contrasta com a interrogação realizada com 2 ou 4 pulsos para cada linha da imagem colorida. Para reduzir esta limitação devem tomar-se medidas no sentido de aumentar as frequências de amostragem obtidas, o que geralmente se consegue através da redução da janela de cor (Boote, 2003).

A correcção angular, característica não abrangida pelo modo de fluxo colorido, é outro evidente factor de distinção entre os modos Doppler. O sistema apenas detecta movimentos para cima e para baixo no plano de imagem, por conseguinte um ponto vermelho escuro pode tanto ser sangue a mover-se lentamente no sentido do transdutor como sangue a mover-se rapidamente num ângulo de 90°. A falta de informação sobre o ângulo de exposição dos vasos invalida qualquer comparação de velocidades entre vasos (Torp-pedersen & Terslev, 2008).

Em suma, a ultrassonografia Doppler cor fornece uma representação global da presença e direcção de fluxo sanguíneo (Kruskal et al., 2004), permitindo ao operador uma rápida discriminação entre fluxo normal e anómalo (Ochoa et al., 2011). Porém não permite uma avaliação quantitativa da velocidade do fluxo, sendo habitualmente usada para fazer um rastreio da área que se pretende analisar e localizar segmentos de fluxo anómalo para um posterior exame com Doppler de onda pulsátil (Finn-Bodner & Hudson, 1998). Note-se ainda que é um exame de diagnóstico não-invasivo que aumenta drasticamente a capacidade de detecção de um vaso, aspecto particularmente relevante em pacientes obesos ou em ambientes de penetração acústica limitada, como vasos no abdómen profundo ou área pélvica (Rose & Nelson, 2004).

4.4. Artefactos Doppler

O uso da ultrassonografia como método diagnóstico apresenta limitações associadas às propriedades físicas que a definem. A representação imagiológica destes limites não reflecte a verdadeira imagem do volume de amostra e são conhecidos como artefactos (Starck & Dietz, 2001; Kealy & McAllister, 2005).

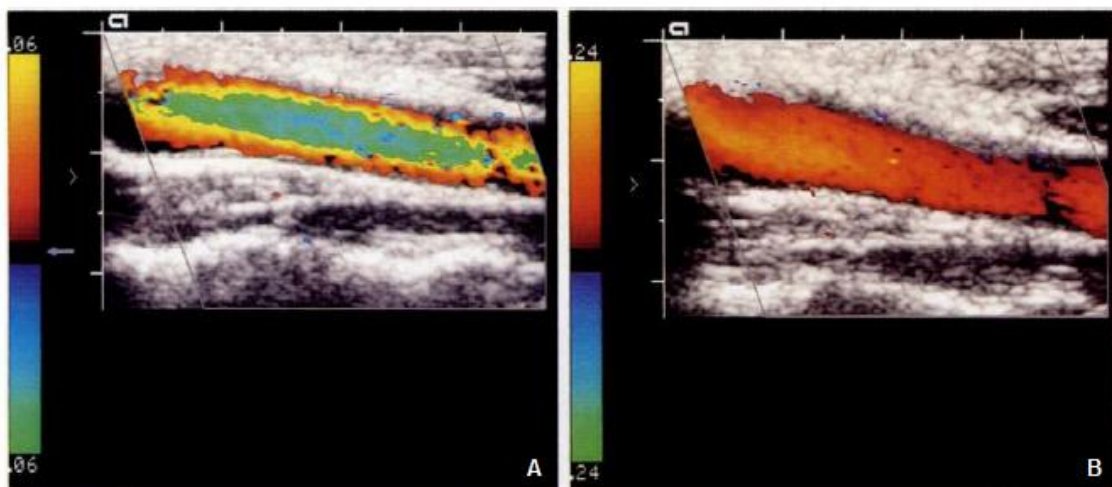
Na ultrassonografia Doppler de onda pulsátil, a rapidez de emissão do conjunto de pulsos e retorno dos seus ecos determina a precisão com que a velocidade do fluxo é calculada. A determinação da velocidade de fluxo célere ou de amostras muito profundas só é exequível

com taxas de amostragem rápidas ou tempo de espera pelos ecos elevada. A PRF define a velocidade máxima detectável de um objecto em movimento. O ajuste adequado deste parâmetro Doppler evita que se formem erros de amostragem e que se criem inexactitudes no cálculo da velocidade de fluxo (Finn-Bodner & Hudson, 1998; Starck & Dietz, 2001; Kruskal et al., 2004).

Quando o PRF é demasiado baixo ou há um fluxo de velocidade muito elevado (por exemplo, estenose aórtica ou pulmonar) ou ainda quando a profundidade da amostra é muito grande (como vasos profundos do lobo hepático direito) forma-se o artefacto conhecido como ambiguidade (*aliasing*, do latim – de outra forma). Nestas condições não é possível uma correcta interpretação da velocidade do fluxo sendo esta a principal desvantagem do Doppler pulsátil (Lang, 2006; Ochoa et al., 2011).

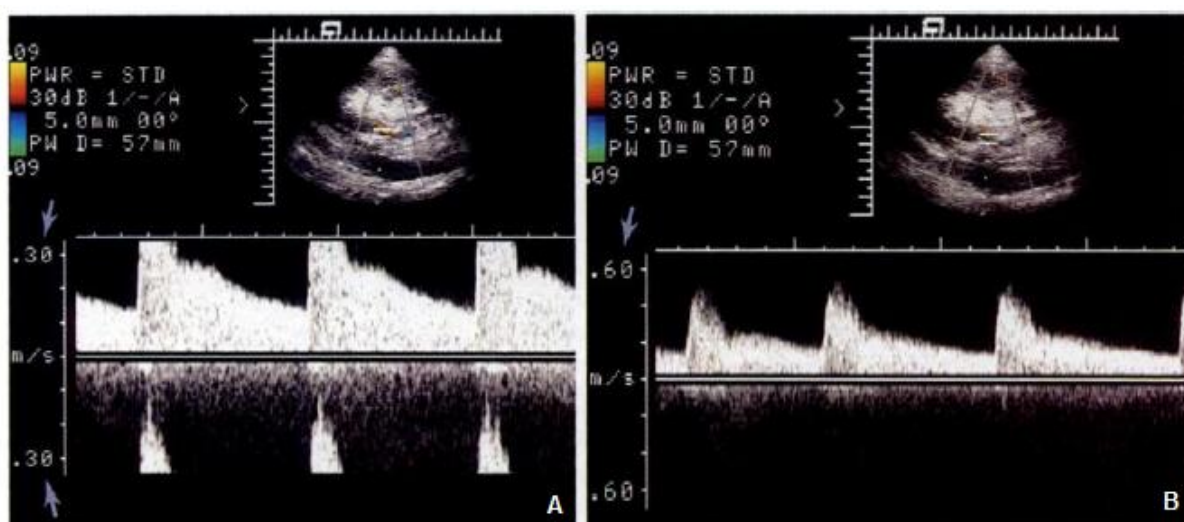
De acordo com definições do aparelho ecográfico, todas as frequências ou velocidades que ultrapassem os limites do intervalo estabelecido são representadas na escala oposta. Assim, velocidades positivas acima do intervalo máximo positivo irão ser representadas como negativas verificando-se o oposto para as velocidades negativas que ultrapassem o máximo negativo. Nas imagens de fluxo colorimétrico, fluxo com elevada velocidade, que ultrapassa o limite de medida superior é apresentado com uma cor incorrecta, correspondente à direcção contrária do fluxo (p.e. azul em vez de vermelho) resultando num padrão colorido concêntrico. As velocidades mais lentas, próximo das paredes do vaso, são representadas com a direcção correcta (Figura 10) (Szatmári et al., 2001; Rose & Nelson, 2004).

Figura 10. Observação de fluxo sanguíneo com Doppler cor: A) Imagem típica de fluxo reverso mas na realidade secundário a *aliasing*; B) direcção do fluxo correctamente apresentada após ajuste da escala de cor (Pozniak et al., 1992).



Já no gráfico espectral, a parte do espectro que ultrapassa o limite superior é erradamente representada no lado oposto da linha base como uma continuação do espectro até então correctamente representado (Figura 11). Estas imagens ecográficas parecem conter velocidades positivas e negativas que frequentemente são interpretadas como fluxo turbulento. Fluxo multidireccional é detectado independentemente dos limites do intervalo seleccionado, contudo este artefacto desaparece à medida que intervalos mais abrangentes são seleccionados (Szatmári et al., 2001; Rose & Nelson, 2004).

Figura 11. Observação de fluxo sanguíneo com Doppler duplex: A) Imagem Doppler obtida com a escala de velocidades demasiado baixa (setas) - *aliasing*; B) velocidade máxima correctamente representada ao ajustar a escala de velocidades (Pozniak et al., 1992).



5. AVALIAÇÃO HEMODINÂMICA

5.1. Fluxodinâmica do sangue

O exame Doppler espectral ao sistema vascular tornou possível distinguir e identificar diferentes vasos. O padrão espectral observado através desta técnica imagiológica é único para cada vaso, dependendo do seu tamanho, localização e tipo (artéria ou veia) (Boote, 2003; Nyland & Matoon, 2004; Carvalho et al., 2008a).

A natureza pulsátil da circulação sanguínea origina diferentes tipos de fluxo e perfis de distribuição de velocidade associados. De um modo geral, no interior de vasos normais o fluxo é considerado laminar, as células sanguíneas aceleram e desaceleram em conjunto. Em condições ideais, a sua distribuição de velocidades é uma parábola – a velocidade máxima do sangue é atingida no centro do vaso e na periferia o seu limite tende para zero. Contudo este tipo de distribuição parabólica não se mantém estável ao longo do sistema

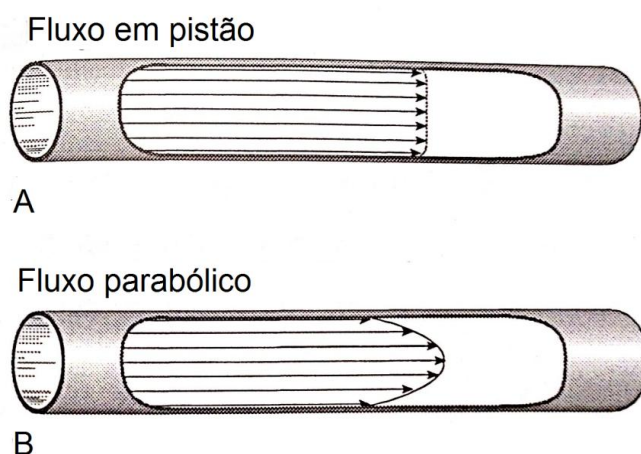
vascular devido à complexidade do fluido sanguíneo e estrutura do sistema vascular (Boote, 2003; Ginther & Utt, 2004; Kealy & McAllister, 2005).

De facto, as propriedades físicas do sangue ditam que quanto maior a velocidade, maior a força de oposição ao fluxo pelo que a distribuição parabólica é apenas mantida a taxas de fluxo moderadas. Quanto à estrutura do sistema vascular, uma artéria ou veia não assume efectivamente uma forma tubular recta, apresenta curvas e ramificações que contribuem para mudanças na distribuição de velocidades. Por exemplo, numa curva a camada mais exterior flui com uma velocidade superior à interior. Também o diâmetro de um vaso varia ao longo do seu trajecto e, adicionalmente, a sua composição viscoelástica permite adaptações dinâmicas. Por sua vez, o fluxo sanguíneo adiciona outro componente de heterogeneidade uma vez que é dramaticamente alterado durante o ciclo cardíaco, acelerando na sístole e desacelerando na diástole (Boote, 2003; Coley, 2004a). Apesar da conjugação destas variáveis fisiológicas terem um impacto no fluxo, este é ligeiro e rapidamente é reestabelecido o fluxo laminar normal (Finn-Bodner & Hudson, 1998).

O fluxo laminar revela dois perfis de distribuição de velocidades: A) pistão e B) parabólico. Estes não são rígidos pelo que um vaso pode exibir um fluxo de perfil intermédio entre estes (Finn-Bodner & Hudson, 1998; Szatmári et al., 2001).

Fluxos laminares com perfil de fluxo em pistão (A) (Figura 12A) são frequentemente encontrados em sistemas pulsáteis, particularmente nos grandes vasos como a aorta. Nestes o fluxo central está mais longe das paredes vasculares pelo que a redução de velocidade por fricção só se faz notar no fluxo adjacente a estas. Assim, as velocidades do sangue são quase iguais no lúmen do vaso, sendo a velocidade média aproximadamente igual à velocidade máxima (Nelson & Pretorius, 1988; Finn-Bodner & Hudson, 1998; Coley, 2004a).

Figura 12. Perfil de velocidades do fluxo laminar – pistão (A) e parabólico (B) (Nyland & Matoon, 2004).



Opostamente, o fluxo de sangue de perfil parabólico (B) (Figura 12B) é comum em pequenos vasos como a artéria renal. As camadas no lúmen do vaso estão suficientemente próximas das paredes para sofrer perdas de velocidade por fricção. Logo, as células sanguíneas que fluem através do volume de amostra assumem um intervalo de velocidades desde zero ao pico máximo. A distribuição de velocidades deste perfil ao longo do lúmen do vaso é mais ampla (Finn-Bodner & Hudson, 1998; Szatmári et al., 2001).

As divergências de pressão na origem destes perfis de velocidade de fluxo laminar são também responsáveis pela formação de fluxo turbulento. A pressão relaciona-se de um modo linear com o fluxo, isto é, o aumento da primeira conduz ao aumento proporcional do último. No entanto, esta relação apresenta um limite que uma vez alcançado leva a que sejam necessárias pressões maiores para atingir o mesmo aumento de fluxo. Neste momento de perturbação do fluxo uniforme no interior do vaso forma-se fluxo turbulento (Coley, 2004a).

Turbulência pode ocorrer em qualquer ponto em que haja perturbação do fluxo como bifurcações, alterações acentuadas de direcção ou estreitamentos patológicos, como presença de placas ateroscleróticas. Este tipo de fluxo apresenta velocidades mais elevadas e mais reduzidas, sendo o aumento relativo da velocidade média imediatamente detectado. A distribuição de velocidades é claramente ampla e ocorre portanto um alargamento espectral. De facto, a velocidade das células pode variar desde zero até a um máximo positivo e inclusivamente negativo, no caso de presença de fluxo reverso. A observação de fluxo bidireccional nota-se sobretudo em obstruções estenóticas, alargamentos e bifurcações de vasos (Nelson & Pretorius, 1988; Szatmári et al., 2001; Coley, 2004a).

5.2. Espectro Doppler e parâmetros

O conjunto de Δf originado durante o período de exposição aos ultrassons assume a forma de ondas sinusóides e cada uma representa o ciclo cardíaco. O ponto mais alto dessa onda corresponde à PSV; o ponto mais baixo antes do próximo aumento sistólico figura a EDV (Ginther & Utt, 2004). A quantificação absoluta da velocidade do fluxo é difícil dada a dependência da equação Doppler do ângulo de exposição. Estes valores são obtidos informaticamente de pontos específicos do espectro e apresentados numericamente no ecrã do ecógrafo. Actualmente os ecógrafos estão também definidos para calcular automaticamente a velocidade média do fluxo sanguíneo (VF) – um algoritmo determina o princípio e fim do ciclo cardíaco e informatiza esse valor baseando-se no conteúdo espectral da onda formada nesse período (Rose & Nelson, 2004).

A representação gráfica do sinal Doppler fornece informações hemodinâmicas do fluxo sanguíneo que ocorre sob o volume de amostra (Kruskal et al., 2004). Qualitativamente, identifica a presença de fluxo, o seu tipo e direcção. Proporciona também a medição quantitativa não invasiva da velocidade e fluxo sanguíneo (Equação 2) (Blanco & Iglesias, 2006).

Equação 2. Cálculo de Fluxo sanguíneo médio (FS). (A – área da secção transversal do vaso em estudo; VF – velocidade média do fluxo sanguíneo; PC – Peso corporal) (Nyland & Matoon, 2004).

$$FS (mL/ min/kg) = \frac{A (cm^2) \times VF(cm/s)}{PC (kg)}$$

A velocidade média difere segundo a metodologia ecográfica usada. Na prática existem dois métodos distintos para a avaliação da velocidade de fluxo num determinado vaso: 1) exposição uniforme e 2) velocidade máxima. Embora apresentem semelhanças, nomeadamente na necessidade do ângulo de incidência ser inferior a 60°, distinguem-se no volume de amostra Doppler. No método de exposição uniforme (1), este engloba toda a área entre as paredes do vaso correspondendo a velocidade obtida pelo *software* do ecógrafo à velocidade média do fluxo; no método (2), o volume de amostra é centrado no lúmen do vaso e a velocidade obtida é multiplicada por um factor de correcção para se obter a velocidade média. Neste último caso é importante que o volume de amostra seja igual ou superior a 50% do diâmetro do vaso uma vez que com o movimento respiratório este desloca-se e pode deixar de incluir o centro do vaso, sendo assim obtidos valores de velocidade não representativos. Apesar destes métodos não exibirem diferenças significativas em termos de resultados e serem ambos fiáveis quando correctamente aplicados, é mais comum recorrer-se ao método de exposição uniforme (Nyland & Matoon, 2004).

Finalmente, a análise semi-quantitativa da morfologia do espectro de frequências facultam índices numéricos baseados na relação existente entre a velocidade mínima, máxima e/ou a média. A sua principal vantagem reside na sua independência do ângulo Doppler pelo que os erros introduzidos por este são normalizados (Fish, 1992). Estes índices medem a impedância, isto é, a resistência ao fluxo sanguíneo no sistema vascular, sendo por isso inversamente proporcionais ao volume de fluxo sanguíneo. São de particular importância na estimativa da resistência ao fluxo em vasos tortuosos ou quando o curso de um vaso não pode ser determinado. Os índices mais frequentemente utilizados na avaliação do fluxo

venoso são definidos pelas Equações 3 e 4 – Índice de pulsatilidade (IP) e Índice de congestão (IC), respectivamente (Boote, 2003; Rose & Nelson, 2004; Blanco & Iglesias, 2006).

Equação 3. Cálculo do Índice de pulsatilidade (IP) ou Índice Gosling-King (PSV – velocidade sistólica máxima; EDV – velocidade diastólica mínima; VF – velocidade média do fluxo sanguíneo) (Finn-Bodner & Hudson, 1998).

$$IP (cm/s) = \frac{PSV (cm/s) - EDV (cm/s)}{VF (cm/s)}$$

O IP é um bom indicador de depressão da onda espectral devido a estenoses nos vasos, bem como resistência ao fluxo natural pelo leito vascular. Este aumenta à medida que o fluxo é impelido por uma estenose (Boote, 2003).

Para evitar inexactitudes na medição da VF recomenda-se o Índice de congestão (IC) (Equação 4). Este relaciona a área de secção com o fluxo sanguíneo, limitando-se assim as sobrestimativas de fluxo em indivíduos com dilatações vasculares (Blanco & Iglesias, 2006).

Equação 4. Cálculo do Índice de congestão (IC) (A – área da secção transversal do vaso em estudo; VF – velocidade média do fluxo sanguíneo) (Nyland & Matoon, 2004).

$$IC (cm \times s) = \frac{A (cm^2)}{VF (cm/s)}$$

5.3. Veia porta e veia cava caudal

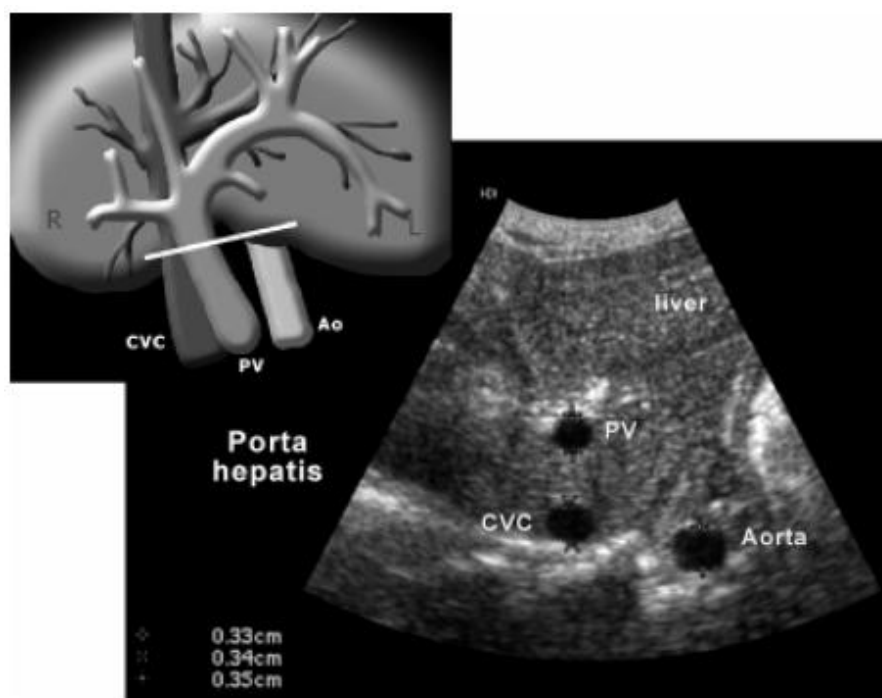
4.3.1.1. Abordagem ecográfica

Apesar de o exame ecográfico Doppler da veia porta e cava caudal não ser difícil é necessário alguma experiência. Estas estruturas podem ser de difícil observação em alguns pacientes devido ao tamanho, gordura intra-abdominal e a interferências de gás nos intestinos (Nyland & Matoon, 2004).

A veia cava caudal é um dos maiores vasos abdominais e também dos mais fáceis de localizar. Adopta uma posição imediatamente à direita da aorta abdominal, paralela ao plano longitudinal mediano. Assume um trajecto cranial e ligeiramente ventral, desde a

anastomose com as veias renais até à entrada na cavidade torácica pelo diafragma. A veia cava caudal e a veia porta são grosseiramente paralelas entre si na região *porta hepatis*, estando a veia porta apenas ligeiramente mais ventral e à esquerda que a cava caudal. A veia porta percorre o abdómen cranial obliquamente, dirigindo-se craniodorsalmente e para a direita, no sentido da *porta hepatis*. Neste trajecto, encontra-se em grande proximidade com a artéria hepática (Finn-Bodner & Hudson, 1998; Szatmári et al., 2001; Nyland & Mattoon, 2004) (Figura 13).

Figura 13. Representação esquemática da *porta hepatis* em cães e gatos e correspondente imagem ultrassonográfica. (PV – veia porta; CVC – veia cava caudal; Ao – aorta; Liver - fígado) (d’Anjou, 2007).



O exame ecográfico da veia porta é geralmente realizado com o animal em decúbito dorsal. É mais facilmente identificada com uma abordagem transversa ou oblíqua na linha média. A abordagem transversa facilita o reconhecimento da relação da veia cava caudal e veia porta. Mesmo assim, a *porta hepatis* é o melhor local para obter um traçado espectral do fluxo portal. A sonda é então posicionada em plano longitudinal paramediano na região caudal ao processo xifóide e angulada dorsocranialmente para obter um ângulo de incidência inferior a 60°. Também se pode recorrer ao decúbito lateral esquerdo para uma abordagem intercostal

direita entre o 11º e 12º espaço intercostal ou caudal à última costela. No entanto, esta é frequentemente usada para avaliar fluxo nos ramos intra-hepáticos do ramo direito da veia porta (Kruskal et al., 2004; Nyland & Matoon, 2004; Ochoa et al., 2011).

Frequentemente, a observação do principal ramo da veia porta está impedido pela presença de gás no estômago. Nesses casos, a aplicação de pressão moderada na sonda ecográfica pode ajudar a afastar gás gástrico e assim providenciar uma janela acústica melhor. Em último caso pode-se recorrer a uma abordagem intercostal direita (Finn-Bodner & Hudson, 1998; Szatmári et al., 2001).

A avaliação ecográfica da porção cranial da veia cava caudal é facilmente obtida com o paciente em decúbito dorsal ou, inclusivamente, lateral esquerdo numa abordagem intercostal. Quando adoptado o decúbito dorsal (abordagem ventral), em corte transversal é possível identificar a aorta à esquerda da linha média e adjacientemente a veia cava, mais ventral e à direita. Esta encontra-se em relação à veia porta ligeiramente dorsal e à direita. Pode ser ecografada longitudinalmente tanto num plano sagital como num plano entre o sagital e dorsal, com a sonda angulada dorsalmente para localizar a veia cava (Finn-Bodner & Hudson, 1998; Nyland & Matoon, 2004).

4.3.1.2. Caracterização Doppler e relevância clínica

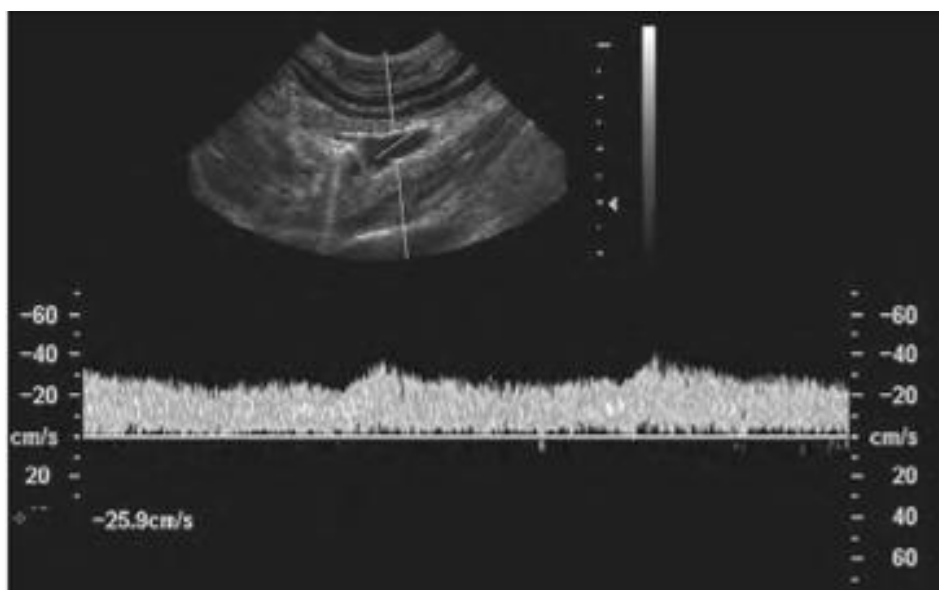
Cada vaso tem um espectro característico de forma que as alterações patológicas existentes no mesmo só podem ser valorizadas quando se conhece o espectro normal (Miño et al., 2004).

De um modo geral, o fluxo sanguíneo abdominal venoso de um animal saudável é laminar. Numa avaliação global, pauta-se por um traçado espectral constante que pode evidenciar apenas pequenas variações por alterações de pressão no ciclo respiratório e cardíaco (Finn-Bodner & Hudson, 1998; Szatmári et al., 2001). Opostamente, e como excepção, destacam-se a porção cranial da veia cava caudal e as veias hepáticas, cujas ondas espectrais são fortemente influenciadas pela actividade cardíaca (Coley, 2004a).

Tanto em medicina veterinária como humana verificou-se que o fluxo sanguíneo da veia porta bem como de todos os ramos do sistema venoso portal, apresentam fluxo sanguíneo laminar e hepatopetal (directão hepática) (Szatmári et al., 2001; Görg, Riera-konorrenschild & Dietrich, 2002; Wachsberg, Bahramipour, Sofocleous & Barone, 2002; Machado et al., 2004). O fluxo é contínuo e reflectido num traçado espectral de padrão monofásico (Shapiro, Stancato-Pasik, Glajchen & Zalasin, 1998; Nyland & Matoon, 2004). Neste são evidentes pequenas ondulações possivelmente devido ao movimento respiratório do diafragma, com a velocidade aumentando durante a expiração e diminuindo com a inspiração. Estabeleceu-se a hipótese do movimento caudal do diafragma durante a inspiração comprimir as veias

hepáticas, transmitindo uma redução de fluxo através do fígado ao sistema porta (Zwiebel, 1995; Nyland & Matoon, 2004). Em humanos saudáveis também está descrito uma débil pulsatilidade em concordância com o ciclo cardíaco (Gallix, Taourel, Dautat, Bruel & Lafortune, 1997) (Figura 14).

Figura 14. Traçado espectral da veia porta de um animal saudável (cão) (Ochoa et al., 2011).



Em medicina humana, fluxo que se dirige no sentido inverso do fígado (hepatofugal) é considerado anómalo em qualquer segmento do sistema venoso portal. A sua presença tem diversas implicações clínicas e é relativamente comum em pacientes com doença hepática. Este sinal ecográfico é importante para a determinação de presença de *shunt* porto-sistémico e prognóstico de pacientes com cirrose (Wachsberg et al., 2002). Nestes últimos, a avaliação da direcção do fluxo portal é útil no diagnóstico de hipertensão portal (Görg et al., 2002). Efectivamente, a causa mais comum de fluxo hepatofugal contínuo no sistema venoso portal é hipertensão (von Herbay, Frieling & Häussinger, 2000).

Como referido, é comum a veia porta apresentar periodicidade mas tipicamente não apresenta um fluxo pulsátil marcado. No Homem, este tipo de fluxo na veia porta está geralmente associado a insuficiência cardíaca direita (kruskal et al., 2004; Machado et al., 2004). Ainda assim, a descoberta de uma veia porta pulsátil durante uma ecografia abdominal não deve ser automaticamente considerada um sinal de anomalia cardíaca especialmente se o traçado Doppler não evidenciar reversão do fluxo venoso portal.

Adicionalmente, também o padrão de onda Doppler das veias hepáticas e veia cava inferior é normal em indivíduos saudáveis e mostra-se alterado em indivíduos com insuficiência cardíaca do coração direito (Gallix et al., 1997).

Em medicina humana, modulação marcada do fluxo da veia porta relaciona-se com alterações de pressão fásicas exageradas transmitidas do átrio direito (Gallix et al., 1997). Foi descrito um caso de pericardite constrictiva com fluxo portal marcadamente pulsátil e, inclusivamente, reverso durante a sístole ventricular (Gorka & Gorka, 1999). Este tipo de fluxo reverso tem sido associado a regurgitação do fluxo sanguíneo do ventrículo para o átrio direito. Adicionalmente, especula-se que fluxo portal hepatopetal ou hepatofugal pulsátil possa ser induzido por hipertensão pulmonar grave, irrespectivamente do grau de regurgitação tricúspide (Gorka & Gorka, 1997; Gorka, Gorka & Lewall, 1998). Contudo, considerando que após pericardiectomia o fluxo portal retomou o padrão monofásico contínuo normal, Gorka e Gorka (1999) sugeriram que pulsatilidade portal marcada em doença cardíaca possa não depender de regurgitação tricúspide nem de hipertensão pulmonar, podendo dever-se apenas a um aumento significativo de pressão atrial direita.

No Homem saudável, o diâmetro da veia porta foi referido por Zwiebel (1995) como 1,3cm numa respiração normal e 1,6cm numa inspiração profunda. Em cães saudáveis é 1,2cm na *porta hepatis* (Evans & Lahunta, 2013). Tanto em medicina humana como veterinária, esta dimensão é altamente influenciada por factores como variações respiratórias, alterações posturais e estado pós-prandial. É fundamental a padronização das condições de medições diagnósticas, devendo ser realizadas com o indivíduo em condições basais (respiração tranquila, decúbito dorsal e jejum), para reduzir a variabilidade e proporcionar resultados passíveis de conclusões clínicas (Zwiebel, 1995; Machado et al., 2004; Nyland & Matoon, 2004). Note-se que o fluxo portal aumenta quando o animal come e diminui quando faz exercício ou se encontra numa posição erecta. Apesar destas condições influenciarem a velocidade e taxa de fluxo portal, a sua magnitude e variabilidade são ainda desconhecidas quando aplicados a casos clínicos (Nyland & Matoon, 2004).

Segundo Machado et al. (2004), verificou-se que a variabilidade de calibre da veia porta com a inspiração profunda em humanos é fisiológica. A sua perda está muitas vezes associada a hipertensão portal decorrente de cirrose. Verificou-se num grupo experimental de murganhos que a veia porta tornou-se mais larga e tortuosa com o desenvolvimento de doença hepática (cirrose, esteatose e fibrose), sugerindo a presença de hipertensão portal. Diâmetros iguais ou superiores a 2,1mm apresentaram sensibilidade 100% e especificidade 90.5% para a detecção de cirrose. Com isto comprovaram que a análise ultrassonográfica é sensível e fidedigna podendo substituir o diagnóstico histológico em modelos experimentais de doença hepática (Lessa et al., 2010).

Actualmente, a VFP (velocidade média do fluxo sanguíneo portal) é um dos parâmetros mais importantes na avaliação Doppler hepática. Em humanos saudáveis encontra-se no intervalo 20-30cm/seg (Kruskal et al., 2004). Quanto à espécie canina, os valores até então reportados definem um intervalo normal para cães não sedados/anestesiados de aproximadamente 10 a 25cm/seg. Por sua vez, a VFP reportada em gatos nas mesmas condições é aproximadamente 10 a 12 cm/seg (Nyland & Mattoon, 2004).

El-Shabrawi et al. (2010) evidenciaram que a VFP de crianças com doença hepática (hepatite crónica e cirrose) era inferior à do grupo controlo. Além disso, detectaram velocidade significativamente inferior em crianças com cirrose do que com hepatite crónica. Nos casos de fígado cirrótico, a velocidade do fluxo na veia porta parece estar relacionada com a gravidade da hipertensão portal e disfunção parenquimatosa hepática uma vez que quanto mais acentuadas mais reduzida foi a velocidade, similarmente ao observado em adultos (Taourel et al., 1998).

O comportamento hemodinâmico da veia porta em cães com *shunts* porto-sistémicos demonstra diferenças estatisticamente significativas entre velocidades obtidas antes ou após o local de origem do *shunt* venoso. Esta diferença entre velocidades pode ajudar a identificar *shunts* porto-sistémicos e encontrar a origem do *shunt* no vaso anómalo (Carvalho, Cerri & Chammas, 2009).

O fluxo sanguíneo portal médio (FSP) em cães, definido pela Equação 2, varia entre 20 a 40ml/min/kg (Nyland & Mattoon, 2004). Numa avaliação Doppler do fluxo portal na *porta hepatis* através do 11º ou 12º espaço intercostal, com ângulo de exposição igual ou inferior a 65º, de cães em jejum e não sedados, a VFP reportada foi 49.8 (\pm 13.5) ml/min/kg (Finn-Bodner & Hudson, 1998). Valores reduzidos de FSP e VFP estão associados a aumento de resistência ao fluxo portal no fígado e desenvolvimento de *shunts* portosistémicos extra-hepáticos (Faverzani et al., 2006). Em humanos, tumores hepáticos primários estão também associados a redução significativa do fluxo sanguíneo portal (Jakab et al., 1996). Esta redução, bem como do diâmetro e velocidade de fluxo, foram observadas em pacientes com metástases hepáticas, tendo esta técnica Doppler sido ponderada para a sua detecção precoce (Leen et al., 1991). Em 2001, Chawla, Sreedharan, Dhiman, Jain & Suri observaram uma redução estatisticamente significativa do fluxo portal num homem com insuficiência hepática fulminante e ascite. Também está referido fluxo sanguíneo estagnado ou zero em indivíduos cirróticos (Rengo et al., 1998; Görg et al., 2002).

Em humanos, o fluxo sanguíneo da veia porta mostrou um aumento significativo em portadores assintomáticos de hepatite B (Tziafalia, Vlychou, Tepetes, Kelekis & Fezoulidis, 2006). A avaliação Doppler da veia porta é também usada como parâmetro de apreciação de função e regeneração hepática pós-transplante (Deasy, Wendon, Meire & Sidhu, 1999; Sugimoto et al., 2009).

Gallix et al. (1997) revelaram uma relação inversa entre a pulsatilidade portal e a massa corporal do Homem, sobretudo em indivíduos magros com um IP superior a 0,5 cm/seg. Por sua vez, pulsatilidade reduzida foi observada não só em pacientes obesos como também durante inspirações profundas ou quando as medições eram realizadas com o paciente sentado. Posto isto, foi sugerido que a pressão abdominal seja responsável por alterações na pulsatilidade da veia porta. Erdogmus et al. (2008) também verificaram a relação entre a pulsatilidade e o conteúdo lipídico deste órgão. Para além do IP venoso, também a VFP foi significativamente menor em pacientes com infiltração lipídica hepática difusa; estes índices diminuíram à medida que a gravidade da infiltração lipídica aumentou (Balci et al., 2008; Solhjoo, Mansour-Ghanaei, Moulaei-Langorudi & Joukar, 2011). Em medicina veterinária, a co-relação negativa entre IP e velocidades do fluxo portal (média, mínima e máxima) e teor de triglicéridos em lipidose hepática foi demonstrada em vacas leiteiras (Starke et al., 2011). De acordo com Magalotti et al. (2004), o aumento de pressão intra-hepática associada a lipidose hepática, com conseqüente aumento de resistência e hipertensão portal, justifica a redução de velocidade observada na veia porta em humanos.

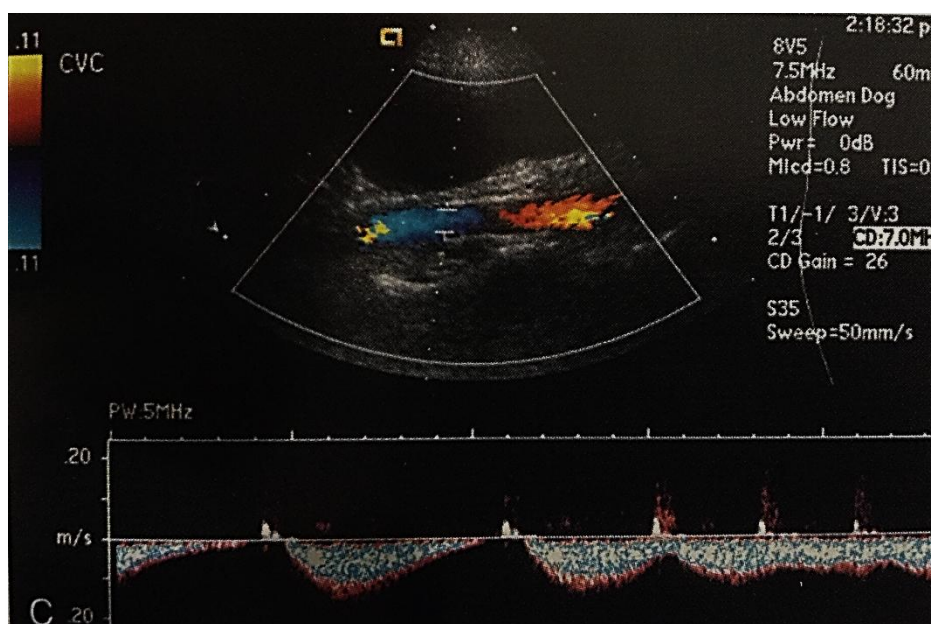
O IC portal no Homem saudável não excede 0.7 cmxs (Ochoa et al., 2011); em cães saudáveis não sedados/anestesiados é aproximadamente $0,04 \pm 0,015$ (cmxs) (Nyland & Matoon, 2004). Ao considerar alterações fisiológicas de diâmetro e velocidade do fluxo, permite a identificação de hipertensão portal (Ochoa et al., 2011). No Homem, valores superiores a 0.1 são indicativos de hipertensão portal (Blanco & Iglesias, 2006). Este parâmetro também está aumentado em casos de cirrose ou outras patologias hepáticas em animais (Faverzani et al., 2006).

Em humanos, o IC da veia porta foi significativamente superior num grupo com cirrose hepática do que num grupo de hepatite crónica ou controlo. Além disso, possibilitou a distinção entre diferentes estadios de evolução de cirrose (Iliopoulos et al., 1997; El-Shabrawi et al., 2010). Também Wu (2008), provou o valor da ultrassonografia Doppler na avaliação de cirrose hepática e/com hipertensão portal.

O padrão Doppler normal na porção cranial da veia cava caudal apresenta elevada semelhança com o padrão observado nas veias hepáticas proximais. Manifesta elevada complexidade com uma variação marcada na direcção e velocidade do fluxo, assumindo um padrão trifásico devido à actividade do átrio direito. Durante a sístole atrial, ocorre um discreto fluxo venoso hepático retrógrado (no sentido do fígado). Posteriormente ocorre um fluxo de sangue rápido desde as veias hepáticas, passando na veia cava até ao átrio direito, durante a diástole atrial. À medida que o átrio enche, o fluxo torna-se mais lento e a velocidade retorna ao valor basal. Quando a válvula tricúspide abre e o ventrículo direito enche, ocorre uma segunda onda de fluxo rápido no sentido do coração, sendo que esta é ligeiramente mais pequena que a primeira. Com a conseqüente contracção do átrio direito

inicia-se outro ciclo (Laaban et al., 1989; Finn-Bodner & Hudson, 1998; Szatmári et al., 2001; Nyland & Matoon, 2004) (Figura 15).

Figura 15. Traçado espectral normal da veia cava caudal (cão) (Nyland & Matoon, 2004).



Tal como observado na veia porta, a veia cava caudal apresenta igualmente variações fisiológicas com a actividade respiratória. Durante a inspiração, há um aumento do fluxo no sentido do coração devido à pressão intratorácica diminuída e pressão abdominal aumentada. Estes efeitos são revertidos com a expiração. A contracção dos músculos abdominais frente a uma glote fechada durante a inspiração (manobra de Valsalva) aumenta a pressão intratorácica e faz com que o fluxo diminua ou pare na veia cava caudal. Isto pode acontecer em animais durante um esforço intenso ou vocalização. A avaliação Doppler da veia cava caudal e da veia hepática deve, portanto, ser realizada no fim da expiração normal num animal calmo. Note-se ainda que outra frequente fonte de equívoco na avaliação hemodinâmica desta veia é a interpretação errónea do operador sobre a pulsatilidade. De facto, ao exame Doppler a veia cava caudal pode exibir pulsatilidade, contudo frequentemente deve-se apenas ao movimento da veia porta adjacente (Nyland & Matoon, 2004).

Contrariamente ao observado para a veia porta, o exame Doppler da veia cava caudal não requer um período de jejum prévio. Em medicina humana, verificou-se que após uma refeição os parâmetros hemodinâmicos da veia cava inferior mantêm-se inalterados. Na

avaliação portal, apesar do diâmetro e IP não evidenciarem diferenças estatisticamente significativas, a VFP aumentou após uma refeição padrão (Chuo, Mahmud & Salih, 2005).

Num estudo de Kamikawa & Bombonato (2012), o diâmetro da veia cava caudal na *porta hepatitis* de um grupo de 20 cães de raça pequena não anestesiados variou entre 0,22 e 0,49cm. Em cães de grande porte a veia cava caudal tem cerca de 1cm de diâmetro. A dimensão da veia cava caudal é dependente não só do tamanho do animal, fase do ciclo respiratório e cardíaco, bem como estado de hidratação (Finn-Bodner & Hudson, 1998). Em humanos, parece haver uma relação entre o diâmetro da veia cava inferior e o movimento diafragmático. Num estudo de Kimura et al. (2011), o diâmetro desta veia reduziu com o movimento descendente do diafragma.

Segundo Feissel, Michard, Faller e Teboul (2004), as diferentes alterações respiratórias de diâmetro da veia cava inferior provaram ser úteis como guia de fluidoterapia. Também a detecção de hipovolémia e consequente eficácia de tratamento podem ser avaliadas por esta variação de diâmetro (Lyon, Blaivas & Brannam, 2005; Yanagawa, Nishi, Sakamoto & Okada, 2005; Sefidbakht, Assadsangabi, Abbasi & Nabavizadeh, 2007). Actualmente assume-se inclusivamente que este método é mais sensível que os parâmetros convencionais de avaliação de hipovolémia (Zengin et al., 2013).

Em 2010, Nelson, Drost, Lerche & Bonagura colocaram a possibilidade de a avaliação Doppler da veia cava caudal e hepática estimar a pressão venosa central em cães.

O diâmetro da veia cava inferior é clinicamente usado para estimar a pressão atrial direita (Masugata et al., 2010). A sua variação leva a alterações de fluxo no coração direito e, consequentemente, na veia cava inferior (Nihei, Sasanuma & Yasuda, 2011). Verificou-se também que com o aumento da pressão atrial direita, o diâmetro da veia cava inferior aumenta e simultaneamente o IP da veia porta diminui. Logo, transformações hemodinâmicas e de diâmetro da veia cava inferior possivelmente fazem-se acompanhar de alteração hemodinâmica portal, estando o diâmetro máximo da veia cava inferior negativamente relacionado com a pulsatilidade portal (Rengo et al., 1998).

Em medicina veterinária, desenvolvimentos patológicos hepáticos associados a alterações da veia cava caudal são mais comuns em insuficientes cardíacos. Ainda assim, a obstrução da veia cava caudal por coágulos de sangue ou massas proximais ou craniais ao diafragma também pode levar a congestão hepática. Devido à obstrução, a veia cava caudal dilata e podem observar-se padrões de fluxo turbulento, reduzido, invertido ou ausente, dependendo da localização e extensão da obstrução (Nyland & Matoon, 2004). Também em *shunts* porto-cava em cães e gatos, o diâmetro da veia cava caudal pode estar aumentado, podendo inclusivamente observar-se turbulência no local da derivação (d'Anjou, 2007).

A veia cava caudal pode também estar dilatada devido a insuficiência cardíaca direita em casos de hipertensão pulmonar, derrame pericárdico com tamponamento cardíaco, doença

da válvula tricúspide, síndrome da veia cava caudal por dirofilariose e doença miocárdica. Van Schaik-Gerritsen, Schoemaker, Kik e Beijerink (2013) descrevem o caso de um furão com dilatação da veia cava caudal devido a insuficiência cardíaca direita. Em humanos, é referida não só a dilatação da veia cava inferior como também a frequente ausência ou diminuição do seu colapso normal durante a inspiração (Vilgrain, 2001).

Particularmente em insuficiência tricúspide, as velocidades de fluxo sanguíneo podem estar diminuídas na veia cava inferior e o fluxo inverso apresentar-se mais forte que o normal durante a sístole atrial (Wachsberg, Levine, Maldjian, & Simmons, 1998). Tanto neste caso como em insuficiência cardíaca congestiva, a veia cava inferior pode evidenciar pulsatilidade. Excepcionalmente, nestas duas doenças também a porção mais distal da veia cava inferior apresenta-se pulsátil (Coley, 2004b).

Em medicina humana, a dilatação da veia cava inferior é também um sinal imagiológico extra-hepático comum de cirrose. Por vezes, esta dilatação e cirrose partilham uma etiologia comum. Contudo, a dilatação da veia cava inferior pode também ser o resultado da terapia para complicações de cirrose (Wachsberg et al., 1998).

C. PROJECTO DESENVOLVIDO

1. OBJECTIVOS

O principal objectivo deste estudo prospectivo é definir valores de referência para parâmetros hemodinâmicos na veia porta e cava caudal da espécie *Mustela putorius furo*, através do exame Doppler espectral em animais sob anestesia volátil. Numa primeira fase obtém-se através do *software* do aparelho ecográfico os parâmetros velocidade mínima e velocidade máxima. Através destas pretende-se calcular a média aritmética para definir a VFP e VFC (velocidade média do fluxo sanguíneo na veia cava caudal). Pretende-se ainda determinar para ambos os vasos o FS, IP e IC. Adicionalmente, tem como objectivo mensurar através de ecografia em modo-B o diâmetro (D) da veia porta e veia cava caudal na *porta hepatis* de furões clinicamente saudáveis bem como conhecer o seu traçado espectral fisiológico.

Paralelamente, a mesma avaliação Doppler em animais com patologias diversas clinicamente comprovadas tem o intuito de averiguar possíveis diferenças hemodinâmicas em relação aos animais clinicamente saudáveis.

Até à data de início do presente trabalho não foi publicado nenhum estudo relativo aos valores hemodinâmicos em análise para a veia porta e veia cava caudal em *Mustela putorius furo*.

2. MATERIAIS E MÉTODOS

O presente estudo foi realizado durante um período de 3 meses (Novembro de 2011 a Fevereiro de 2012), utilizando 32 animais (Tabela 1) da espécie *Mustela putorius furo* que se apresentaram à consulta no centro veterinário Los Sauces em Madrid.

Este estudo prospectivo foi realizado por um único operador e cada animal foi submetido a um único exame ecográfico com duração média de 21 minutos. Este tempo ecográfico inclui não só a análise Doppler das veias porta e cava caudal mas também a avaliação em modo-B do fígado e estômago, para detecção de alterações estruturais e parenquimatosas hepáticas e estado de repleção gástrica, respectivamente.

Tabela 1. Amostra de animais envolvidos no estudo

N	Fêmeas	Machos	Idade (anos)		
			Média	Mínimo	Máximo
32	16	16	3,38	0,33	7,08

2.1. Caracterização da amostra

O conjunto de 32 animais seleccionados para este estudo foi organizado em dois grupos distintos (Tabela 2): A – animais clinicamente saudáveis e B – animais com patologia clinicamente comprovada. O grupo A constituiu o grupo controlo e foi usado para calcular valores de referência de VF, FS, IP, IC e D para a veia porta e cava caudal em *Mustela putorius furo*.

Tabela 2. Amostra de animais por grupo (F – fêmeas; M – machos; valores aproximados à centésima).

Grupo	Género		Peso (kg)			Idade (anos)		
	F	M	Média	Mínimo	Máximo	Média	Mínimo	Máximo
A (N=17)	10	7	0,97	0,73	1,69	2,06	0,33	5,40
B (N=15)	6	9	0,97	0,32	1,55	4,99	1,00	7,08

Os animais seleccionados foram avaliados por anamnese e exame físico completo. Os critérios de inclusão foram consentimento por parte do dono do animal e cumprimento do estado de jejum. Não houve nenhuma causa de exclusão por género ou idade. Especificamente para o grupo A, a higidez do animal constituiu critério de inclusão, isto é, ausência de doença nem sintomatologia declarada e ausência de alterações hepáticas no exame ecográfico em modo-B. Considerou-se também como critério de inclusão na avaliação de fluxo portal no grupo A, a confirmação de jejum por exame ecográfico do estômago. Isto porque se observou em humanos um efeito prandial na hemodinâmica da veia porta (Chuo, 2005). Os motivos de admissão no centro veterinário dos animais que constituíram o grupo A resumem-se a vacinação, revisão anual, residência e/ou a execução de cirurgias de conveniência, nomeadamente ovariohisterectomias em fêmeas ou orquiectomias em machos.

Na avaliação portal foram excluídos 2 furões do grupo A devido a confirmação de ingesta no estômago através de avaliação ecográfica. Assim, para a avaliação hemodinâmica da veia porta consideraram-se 15 animais no grupo A enquanto para a veia cava caudal 17 furões.

O grupo B compreende animais com patologia clinicamente comprovada, nomeadamente, insulinoma, linfossarcoma com metastases hepáticas, gastroenterite, doença renal (insuficiência renal e obstrução do tracto urinário), adrenal (hiperplasia e massa) e cardíaca (cardiomiopatia dilatada). Os critérios de inclusão usados foram confirmação clínica de doença e sintomatologia associada. De igual modo foi considerada a confirmação por

exame ecográfico do estômago do estado de jejum. De um modo geral, o grupo B é composto por animais que foram admitidos para consulta de seguimento ou que ficaram hospitalizados para tratamento médico e/ou cirúrgico. Devido ao estado de repleção gástrica, dois animais foram excluídos da avaliação portal. Um destes furões evidenciou marcada repleção gástrica e não foi possível obter um traçado espectral representativo do fluxo na veia cava caudal. Assim, foi igualmente excluído da avaliação da veia cava caudal. No total, o grupo B é composto por 13 animais para avaliação portal e 14 para avaliação hemodinâmica da veia cava caudal. Na Tabela 3 resume-se o número de animais que inicialmente formavam cada grupo bem como o total após exame ecográfico em modo-B do fígado e estômago.

Tabela 3. Resumo dos animais (N) envolvidos neste projecto, pré e pós-avaliação ecográfica do fígado e estômago.

	N pré-ecografia	N pós-ecografia	
		Veia Porta	Veia Cava caudal
Grupo A	17	15	17
Grupo B	15	13	14
Total	32	28	31

2.2. Equipamento

Foi utilizado o aparelho ultrassonográfico *Z-one®* (Zonare medical system, Mountain View, California, USA) com transdutor linear (*L14-5sp* – 5-14 MHz, Zonare medical system) a 12MHz para obter imagens em tempo real do fígado e informações Doppler da veia porta e cava caudal. Para documentação do trabalho, as imagens foram gravadas no aparelho ecográfico e posteriormente armazenadas em disco rígido.

Na monitorização dos animais recorreu-se a termómetro digital rectal, pulsóximetro, esfigmomanómetro e aparelho Doppler vascular. Utilizou-se também estetoscópio para vigilância cardiorespiratória.

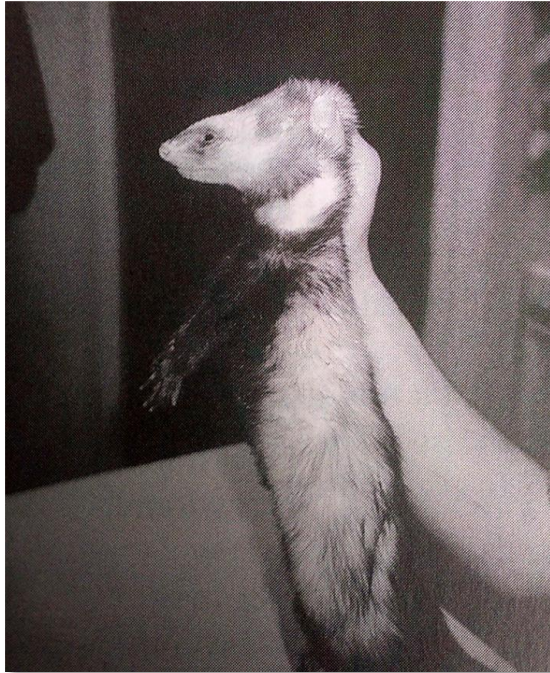
A anestesia foi realizada com aparelho anestésico volátil e aplicada ao animal através de máscara facial. Para controlo do tempo anestésico recorreu-se a um cronómetro.

Durante e após a anestesia, a temperatura dos animais foi mantida através do recurso a uma manta térmica.

2.3. Preparação dos animais

Todos os animais foram submetidos a jejum total (sólido e líquido) de pelo menos 4h antes do exame. Para realização do exame ecográfico procedeu-se primeiramente a contenção física através de prega de pele da região dorsal cervical (Figura 16).

Figura 16. Contenção física de um furão (McClearen & Mays, 2003).



Imediatamente a seguir adaptou-se a máscara anestésica ao focinho do furão e induziu-se a anestesia volátil com isoflurano a 5% (Isoflo®, Esteve veterinaria, Barcelona, Espanha); a sua taxa de manutenção durante o exame foi 3%. Após perda de consciência do animal, executou-se tricotomia do abdómen cranial, estendendo-se desde o apêndice xifóide do esterno até à cicatriz umbilical. Sobre a pele exposta foi, então, aplicado substância gel (Aquasonic®, Parker laboratories, Fairfield, New Jersey, USA) para uma boa coaptação do transdutor à pele.

Durante a anestesia, monitorizou-se a frequência cardíaca (FC) e respiratória (FR), saturação em oxigénio, temperatura e, ainda, através de esfigmomanómetro e aparelho Doppler vascular, pressão arterial do animal. Uma vez que em furões é bastante comum a hipotermia no período anestésico e de recuperação, a T dos animais foi mantida através de mantas térmicas (Brown, 1997b).

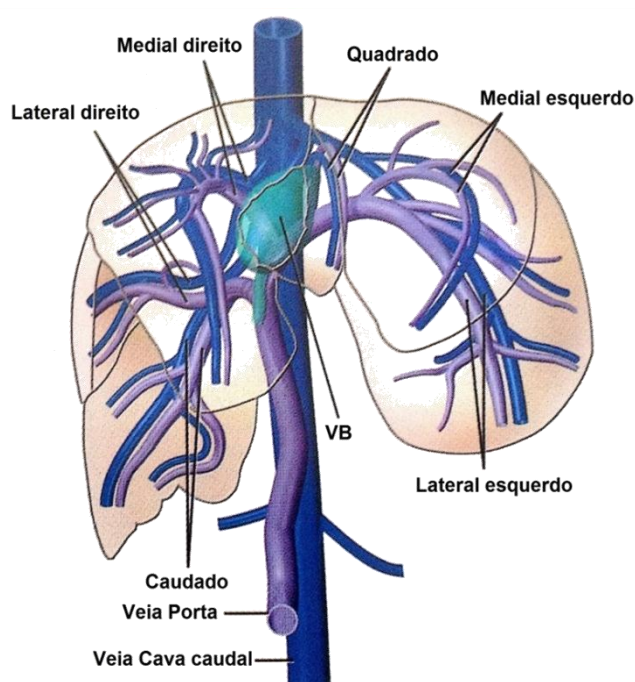
2.4. Técnica ecográfica

A sonda ecográfica foi posicionada na linha média ventral directamente caudal ao apêndice xifóide do esterno, com a sua marca indicadora direccionada cranialmente. Deste modo

obteve-se primeiramente um corte sagital do fígado com a parte esquerda da imagem correspondendo à posição cranial no animal. Visualizou-se próximo à linha média em vista longitudinal a veia porta a entrar no hilo hepático (*porta hepatis*) imediatamente dorsal ao ducto biliar. Para além do modo-B, recorreu-se ao modo Doppler cor para auxílio na sua identificação. Com este verificou-se também a direcção do fluxo sanguíneo. Com uma boa imagem da veia porta na *porta hepatis* (previamente à sua bifurcação) foi activado o Doppler espectral. Aplicando o método de exposição uniforme, ajustou-se o volume de amostra à dimensão do vaso com o cuidado de não incluir as paredes do vaso. Com ligeiras alterações de ângulo da sonda adaptou-se a posição da veia porta na imagem em modo-B ao cursor Doppler espectral, de modo a obter o ângulo de exposição desejado (60°). Estando todas as condições reunidas, obteve-se um bom traçado Doppler espectral e efectuaram-se três medições seriadas. Em cada uma o aparelho ecográfico forneceu a velocidade mínima e máxima.

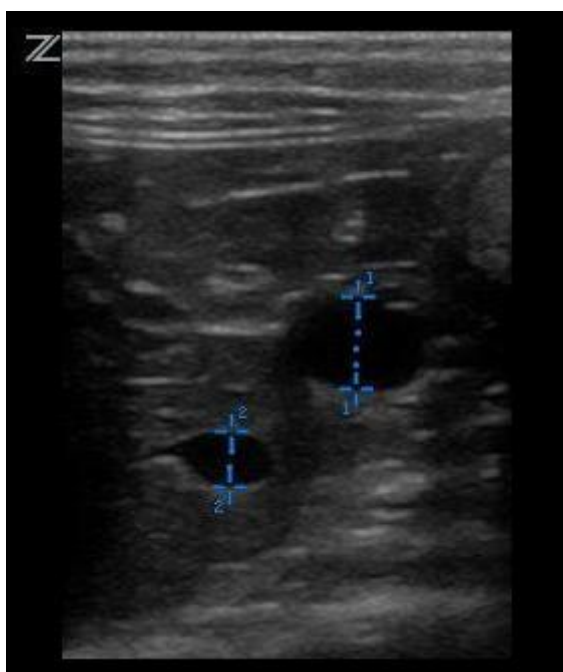
Tendo em conta a posição relativa da veia cava caudal à veia porta na região hepática (Figura 17), por vezes ao localizar a veia porta identifica-se igualmente a veia cava caudal – numa posição dorsal e ligeiramente à direita da veia porta. Tal como com a veia porta, as medições Doppler da veia cava caudal na região hepática foram obtidas com a veia longitudinalmente e aplicando o método de exposição uniforme com um ângulo de 60°. Executaram-se identicamente três medições seriadas. Destas três medições seriadas obteve-se como resultado um valor médio dos parâmetros obtidos para cada veia.

Figura 17. Esquema representativo da relação anatómica entre os principais ramos hepáticos e portais e os lobos hepáticos (VB – vesícula biliar) (adaptado de Nyland & Mattoon, 2004).



Posteriormente desactivou-se o modo Doppler espectral e em modo-B registaram-se as dimensões diametraais de cada vaso em estudo. Para tal, mantendo a sonda ecográfica na mesma posição procedeu-se apenas à sua rotação de tal modo que o seu marcador ficou direccionado para o lado direito do furão, no sentido do operador, estando o lado direito do fígado no lado esquerdo do monitor. A posição relativa das veias é, evidentemente, a mesma, pelo que a veia porta correspondeu à que se encontrava ventral e ligeiramente à esquerda. Quando se obteve uma boa imagem transversa destas veias e a sua forma se aproximou da circular, fixou-se a imagem e mediu-se o diâmetro desde a extremidade anterior até à extremidade posterior do vaso em corte transversal (Figura 18).

Figura 18. Medição do diâmetro antero-posterior da veia porta (1) e veia cava caudal (2) de um furão.



2.5. Análise estatística

Para o processamento e análise dos dados foi utilizado o programa R© *version 2.13.0* para o *Windows* (R development core team, 2011) e a sua extensão, R *commander*© *version 1.8-4*. A caracterização da amostra foi realizada recorrendo a métodos de estatística descritiva. Os valores de referência são calculados englobando 95% dos dados observados, sendo definidos como média $\pm 1,96$ dp. Devido à reduzida amostra deste estudo, calculou-se um intervalo de confiança de 95% (IC 95%), cujos limites inferior e superior delimitam o intervalo de referência (Petrie & Watson, 2006). Para comparação de variáveis entre animais de diferente género recorreu-se ao teste não-paramétrico *Wilcoxon rank sum test*. A

significância foi estabelecida para $p < 0,05$. Para avaliação da correlação linear entre duas variáveis quantitativas realizou-se o teste não-paramétrico *Spearman's rank correlation coefficient*.

3. RESULTADOS

3.1. Monitorização

Apesar da anestesia com isoflurano, todos os animais mantiveram sensivelmente os seus parâmetros fisiológicos. Na Tabela 4 resume-se a média do grupo A para cada parâmetro monitorizado.

Tabela 4. Parâmetros fisiológicos do grupo A durante a anestesia (média e desvio padrão).

Grupo A (N=17)	Média	DP	Valor de referência em furões conscientes
FC (b.p.m.)	229,22	20,35	180 – 250 (Brown, 1997a)
FR (m.r.p.m.)	23,81	13,90	33-36 (Schoemaker, 2005)
Sat (%)	99,70	0,63	>90 (Evans & Springsteen, 1998)
Temperatura (°C)	38,36	0,95	37,8 – 40 (Schoemaker, 2005)
PAs (mmHg)	89,88	23,57	

(DP – desvio padrão; FC – frequência cardíaca; FR – frequência respiratória; Sat – saturação da hemoglobina; PAs – pressão arterial sistólica)

De um modo geral, no grupo A, a FC foi mantida em valores fisiológicos referenciados para animais conscientes durante a anestesia. A FR foi inferior à estabelecida para furões não anestesiados mas ainda estável durante o período anestésico. Na Tabela 5 resume-se a média do grupo B para cada parâmetro monitorizado.

Tabela 5. Parâmetros fisiológicos do grupo B durante a anestesia (média e desvio padrão).

Grupo B (N=14)	Média	DP	Valor de referência em furões conscientes
FC (b.p.m.)	210,20	32,83	180 – 250 (Brown, 1997a)
FR (m.r.p.m.)	25,29	10,91	33-36 (Schoemaker, 2005)
Sat (%)	99,99	0,01	>90 (Evans & Springsteen, 1998)
Temperatura (°C)	37,33	1,15	37,8 – 40 (Schoemaker, 2005)
PAs (mmHg)	96,26	25,36	

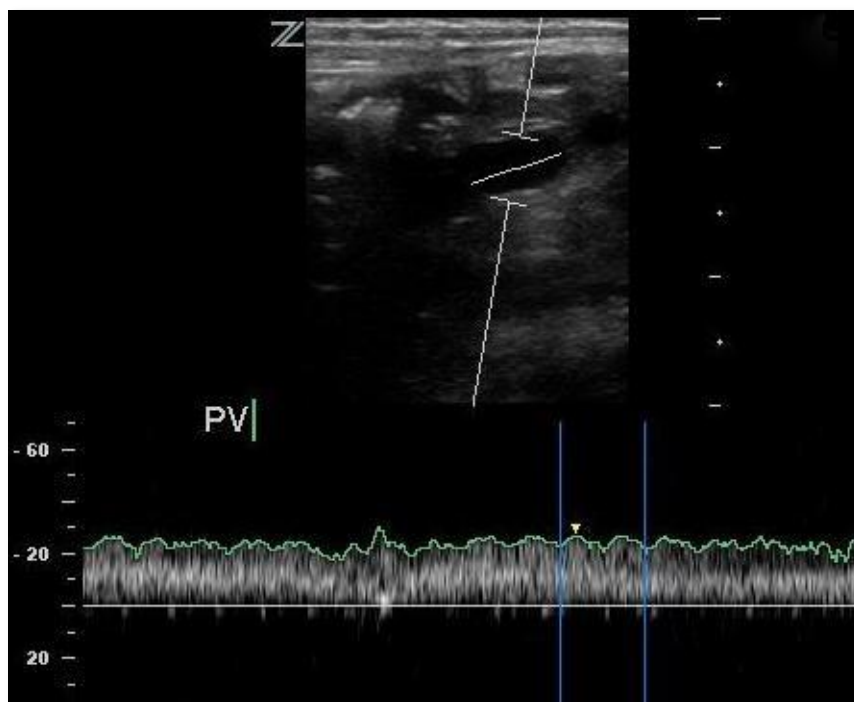
(DP – desvio padrão; FC – frequência cardíaca; FR – frequência respiratória; Sat – saturação da hemoglobina; PAs – pressão arterial sistólica)

Verificou-se elevada depressão respiratória num furão com gastroenterite tendo sido necessário reduzir a taxa de manutenção anestésica para 2%. Para evitar aumento da temperatura corporal, desligou-se a manta eléctrica de outro furão com gastroenterite. Opostamente, num furão com insuficiência renal crónica foram necessários meios de aquecimento extra, nomeadamente sacos de sementes aquecidas, para elevar a temperatura corporal para valores fisiológicos.

3.2. Veia porta

No grupo A, a observação na *porta hepatis* da veia porta em modo Doppler cor revelou que todos os animais apresentaram fluxo uniformemente anterógrado. O traçado espectral foi contínuo (padrão monofásico), sofrendo apenas ligeiras oscilações respiratórias (Figura 19). No grupo B, dois furões exibiram fluxo turbulento. Um animal apresentou também espectro pulsátil.

Figura 19. Traçado espectral do fluxo portal (*porta hepatis*) de um furão.



Na Tabela 6, estão organizados os resultados da análise estatística dos dados obtidos para o grupo A (média, desvio padrão e IC 95%). Não se observaram diferenças estatisticamente significativas entre machos e fêmeas para as variáveis hemodinâmicas definidas nesta tabela (Anexo 1). De igual modo não se verificou associação entre o peso dos animais e as variáveis em estudo (Anexo 2).

Tabela 6. Perfil de diâmetros e parâmetros hemodinâmicos da veia Porta no grupo A.

Grupo A (N=15)	Média	DP	IC 95%	
			Limite inferior	Limite superior
D (cm)	0,42	0,06	0,31	0,51
VFP (cm/s)	19,42	2,93	14,30	24,97
IC (cm x s)	0,009	0,004	0,00	0,01
IP (cm/s)	0,20	0,05	0,12	0,28
FSP (ml/min/kg)	3,04	1,37	1,50	5,92

(D – diâmetro; DP – desvio padrão; IC 95% - intervalo de confiança de 95%; VFP – velocidade média do fluxo portal; IC – índice de congestão; IP – índice de pulsatilidade; FSP – fluxo sanguíneo portal médio)

Os resultados obtidos na avaliação portal do grupo B (média e desvio padrão) são resumidos na Tabela 7.

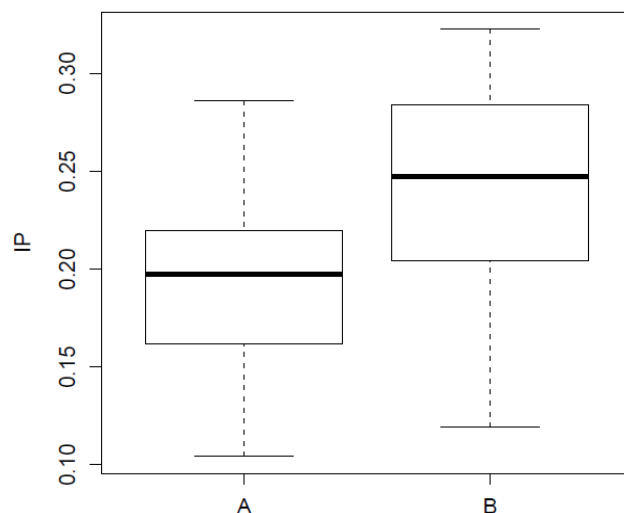
Tabela 7. Perfil de diâmetros e parâmetros hemodinâmicos da veia Porta do grupo B.

Grupo B (N=13)	Média	DP
D (cm)	0,44	0,09
VFP (cm/s)	19,66	8,39
IC (cm x s)	0,009	0,005
IP (cm/s)	0,25	0,06
FSP (ml/min/kg)	3,13	1,53

(D – diâmetro; DP – desvio padrão; VFP – velocidade média do fluxo portal; IC – índice de congestão; IP – índice de pulsatilidade; FSP – fluxo sanguíneo portal médio)

A comparação dos resultados obtidos entre o grupo A e B (Anexo 3) revelou diferença estatisticamente significativa entre o IP do fluxo sanguíneo portal no grupo A e B ($IP_A = 0,197$ cm/s e $IP_B = 0,247$ cm/s) ($p = 0,029$) – Gráfico 5.

Gráfico 5. Representação gráfica da distribuição de valores da variável IP para cada grupo de estudo da veia porta.



3.3. Veia cava caudal

A avaliação por Doppler cor da veia cava caudal no grupo A revelou que todos os animais apresentaram fluxo uniformemente anterógrado, exceptuando-se um que apresentou fluxo retrógrado no centro. O traçado espectral apresenta ligeira a marcada pulsatilidade e pequenas oscilações com o ciclo respiratório (Figura 20). No grupo B, 5 dos 14 animais exibiram fluxo turbulento.

Figura 20. Traçado espectral Doppler da veia cava caudal (*porta hepatis*) de um furão.



Descreve-se na Tabela 8 a estatística descritiva dos dados hemodinâmicos e intervalo de referência normal (IC 95%) para o grupo A. A comparação das variáveis em análise entre machos e fêmeas não evidenciou diferenças estatisticamente significativas (Anexo 4). Tal como observado para a veia porta, não se verificou associação entre o peso dos animais e as variáveis em estudo (Anexo 5). Compararam-se ainda os dados do grupo A tendo em conta o estado de jejum – 15 animais com jejum comprovado ecograficamente e 2 com observação de ingesta à ecografia. Não se revelaram diferenças estatisticamente significativas (Anexo 6).

Tabela 8. Perfil de diâmetros e parâmetros hemodinâmicos da veia cava caudal do grupo A.

Grupo A (N=17)	Média	DP	IC 95%	
			Limite inferior	Limite superior
D (cm)	0,24	0,06	0,16	0,34
VFC (cm/s)	19,83	5,73	13,11	30,57
IC (cm x s)	0,001	0,003	0	0,01
IP (cm/s)	0,23	0,11	0,11	0,46
FSC (ml/min/kg)	0,88	0,27	0,432	1,376

(D – diâmetro; DP – desvio padrão; IC 95% - intervalo de confiança de 95%; VFC – velocidade média do fluxo na veia cava caudal; IC – índice de congestão; IP – índice de pulsatilidade; FSC – fluxo sanguíneo médio na veia cava caudal)

Na Tabela 9, encontram-se compilados os resultados obtidos na avaliação da veia cava caudal do grupo B (média e desvio padrão).

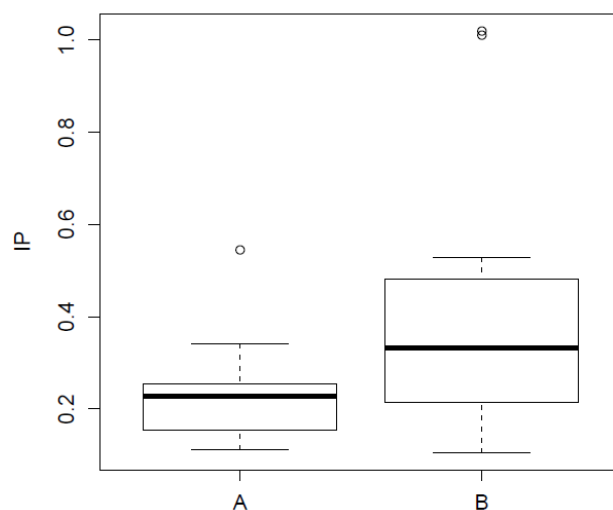
Tabela 9. Perfil de diâmetros e parâmetros hemodinâmicos da veia Cava caudal do grupo B.

Grupo B (N=14)	Média	DP
D (cm)	0,28	0,10
VFC (cm/s)	20,90	9,75
IC (cm x s)	0,001	0,004
IP (cm/s)	0,41	0,29
FSC (ml/min/kg)	1,31	0,81

(D – diâmetro; DP – desvio padrão; VFC – velocidade média do fluxo na veia cava caudal; IC – índice de congestão; IP – índice de pulsatilidade; FSC – fluxo sanguíneo médio na veia cava caudal)

Os parâmetros hemodinâmicos avaliados para a veia cava caudal foram comparados entre o grupo A e B (Anexo 7). Tal como observado para a veia porta, verifica-se diferença estatisticamente significativa entre o IP do grupo A e B ($IP_A=0,227$ cm/s e $IP_B=0,332$ cm/s) para o fluxo da veia cava caudal ($p=0,032$) – Gráfico 6.

Gráfico 6. Representação gráfica da distribuição de valores da variável IP para cada grupo de estudo da veia cava caudal.



4. DISCUSSÃO

4.1. Avaliação Hemodinâmica

No grupo A, o exame Doppler cor evidenciou fluxo uniformemente anterógrado na veia porta de todos os animais. O traçado espectral desta veia foi de padrão monofásico contínuo com ligeiras oscilações associadas ao ciclo respiratório. Estes resultados coadunam-se com os descritos em humanos, cães e gatos (Vilgrain, 2001; Nyland & Matoon, 2004). No grupo B, observou-se fluxo anterógrado pulsátil num animal com massa adrenal. A observação de pulsatilidade num traçado espectral portal não tem necessariamente que implicar disfunção cardíaca, é importante a interpretação em contexto clínico. Em humanos observou-se alguma periodicidade ou pulsatilidade associada à actividade cardíaca em pacientes saudáveis, sobretudo em indivíduos magros (Gallix et al., 1997; Martínez-Noguera, Montserrat, Torrubia & Villalba, 2002).

O perfil espectral da veia cava caudal dos animais do grupo A foi ligeira a marcadamente pulsátil com oscilações respiratórias. Ao contrário do padrão trifásico observado nesta veia em humanos, cães e gatos (Martínez-Noguera et al., 2002; Nyland & Matoon, 2004), todos os animais deste estudo apresentaram um padrão monofásico. Esta diferença poderá dever-se à reduzida dimensão do sistema sanguíneo desta espécie que poderá não manifestar tão

nitidamente a actividade do átrio direito. Além disso, a pulsatilidade da aorta adjacente poderá também não ser tão marcada. Por outro lado, a pequena dimensão do furão também leva a que a pressão exercida com a sonda ecográfica tenha um maior impacto no espectro obtido. Seria interessante avaliar o padrão espectral com uma abordagem ecográfica diferente, nomeadamente com o animal em decúbito lateral esquerdo. Na avaliação Doppler cor, à excepção de um furão com fluxo retrógrado no centro do vaso, todos os animais apresentaram fluxo uniformemente anterógrado na veia cava caudal. Os resultados assemelham-se aos descritos em humanos e cães (Coley, 2004a; Kamikawa & Bombonato, 2012). A pulsatilidade observada pode dever-se à proximidade da aorta, o seu fluxo arterial tipicamente pulsátil pode estar a ser transmitido devido ao contacto entre um vaso e outro, ou ainda ao movimento da veia porta adjacente (Nyland & Matoon, 2004).

A excepção observada para a veia cava caudal corresponde a um furão do género feminino com 1,15kg e cuja condição corporal estava acima do normal. A atenuação do feixe de ultrassom inerente a um elevado teor em massa gorda corporal, dificulta a obtenção de uma boa imagem do vaso e, portanto, a determinação do seu tamanho e características de fluxo (Kozaiwa et al., 1998; d'Anjou, 2007). Além disso, uma vez que os vasos sanguíneos não são estruturas rígidas, podem ser comprimidos pelas estruturas viscerais abdominais ou pela pressão do operador com a sonda, levando a que o fluxo se apresente turbulento. A distinção de fluxo verdadeiramente turbulento realiza-se pela avaliação Doppler do vaso com o animal em decúbito lateral esquerdo (Brown et al., 1989). Após a recolha dos dados necessários em decúbito dorsal, posicionou-se o furão em decúbito lateral esquerdo e verificou-se que o fluxo na veia cava caudal era uniformemente anterógrado, confirmando que a turbulência observada em decúbito dorsal não era patológica. O mesmo não se observou nos animais do grupo B – fluxo turbulento observado em decúbito dorsal manteve-se em decúbito lateral esquerdo, tanto para a veia porta como cava caudal.

Segundo Blanco & Iglesias (2006), o diâmetro de um vaso é aquele compreendido entre as suas paredes anterior e posterior. Contudo, quando se extrapola a área de secção do vaso através deste único diâmetro, assume-se que a secção do vaso é circular. No que remete à veia porta, esta suposição não corresponde à realidade pois o vaso não é cilíndrico. Efectivamente, humanos sem hipertensão portal geralmente apresentam uma veia porta de estrutura oval (Piscaglia et al., 2002). Segundo Wachsberg et al. (1998), a veia cava caudal inferior assume também uma secção oval. Assim, para evitar esta fonte de erro no cálculo de parâmetros hemodinâmicos como FS e IC, seria preferível medir dois diâmetros perpendiculares e a partir destes calcular a área seccional assumindo que é elipsoidal.

Os parâmetros hemodinâmicos avaliados para cada veia não apresentaram associação com o género dos animais (Anexo 1 e 4). Estes resultados são compatíveis com os observados na espécie humana. Num estudo de Chuo et al. (2005), apenas o IP apresentou alteração

com o género, estando ligeiramente mais elevado em homens. No entanto, esta diferença estatisticamente significativa entre sexo feminino e masculino deixou de se observar quando se expressou o IP por PC.

Estatisticamente não existe associação entre os parâmetros hemodinâmicos da veia porta e cava caudal com o PC dos furões (Anexo 2 e 5, respectivamente). Estes resultados estão de acordo com o observado em humanos. Segundo Chuo et al. (2005), não se observa associação de parâmetros hemodinâmicos com o PC. Em cães, verificou-se que a área de secção portal é significativamente maior em animais mais pesados. A VFP contudo é similar. Nesse mesmo estudo, o FSP e o IC são também positivamente influenciados pelo PC (Sartor, Mamprim, Takahira & Almeida, 2010).

Em humanos, a avaliação hemodinâmica do fluxo na veia cava caudal não sofre alterações com o estado de jejum do paciente (Chuo, Mahmud & Salih, 2005). Apesar da reduzida amostra deste estudo, verificou-se igualmente não haver um efeito prandial directo sobre o fluxo sanguíneo na veia cava caudal em furões (Anexo 6). Contudo, na prática, o jejum é uma mais-valia na identificação ecográfica desta veia e obtenção de um bom traçado espectral. No futuro, seria interessante avaliar o efeito prandial num grupo de furões de maiores dimensões.

A comparação dos resultados obtidos entre o grupo A e B evidenciou apenas diferença estatisticamente significativa do IP entre os dois grupos (Anexo 3 e 7, respectivamente). O IP é um bom indicador de depressão da onda espectral devido a estenoses nos vasos, bem como resistência ao fluxo natural pelo leito vascular. Este aumenta à medida que o fluxo é impelido por uma estenose (Boote, 2003). Tanto para a veia porta como para a veia cava caudal, o IP do grupo B é significativamente maior do que do grupo A. Isto sugere que a relevância deste índice na detecção de patologias associadas a resistência ao fluxo parece verificar-se de igual modo em furões.

O exame Doppler cor da veia cava caudal de furões do grupo B com doença cardíaca (N=4) evidenciou fluxo turbulento. A observação dos parâmetros hemodinâmicos permitiu verificar que dois furões (animal 4 e 6) exibiram também aumento do FSC (1,57 ml/min/kg e 2,9 ml/min/kg, respectivamente). O animal 6 exibiu adicionalmente fluxo turbulento e aumento do IP (0,32 cm/s) na veia porta, bem como, aumento do IP na veia cava caudal (1,02 cm/s). Manifestou ainda sinais ecográficos hepáticos compatíveis com congestão hepática e aumento do FSP (6,16 ml/min/kg). O animal 4, apesar de não exibir sinais ecográficos de alterações hepáticas, apresentava já um ligeiro aumento do D portal (0,56 cm) mas o fluxo portal manteve-se uniformemente hepatopetal. Os restantes animais com do grupo B com doença cardíaca apresentaram também alterações. O animal 3 exibiu aumento do IP (0,53 cm/s) da veia cava caudal. O animal 5 mostrou fluxo turbulento em ambas as veias examinadas, bem como, aumento do VFP (43,2 cm/s) e ligeiro aumento do VFC (31,5 cm/s).

Estas alterações observadas tanto na veia cava caudal como na veia porta em animais com doença cardíaca são cientificamente suportadas. Em humanos, a variação da pressão atrial direita leva a alterações de fluxo no coração direito e, conseqüentemente na veia cava inferior (Nihei et al., 2011). No cão e no gato, estas diferenças na veia cava caudal em insuficientes cardíacos estão frequentemente associados a desenvolvimentos patológicos hepáticos (Nyland & Mattoon, 2004). A pressão anterógrada é transmitida do átrio direito e pela circulação hepática para a veia porta (Zwiebel, 1995).

No grupo B, o animal 9 (linfossarcoma com metástases hepáticas evidentes à ecografia) apresentou aumento do D bem como do IC portal. A VFP estava diminuída. De acordo com um estudo em humanos, a VFP diminui com o agravamento de doença hepática, estando relacionada com necrose periportal e fibrose (Kozaiwa et al., 1998). Aumento do D e diminuição da VFP são sinais de hipertensão portal; numa fase avançada o fluxo perde qualquer tipo de flutuações, tornando-se contínuo e posteriormente inverte o sentido (Zwiebel, 1995). O espectro portal do animal 9 não exibiu alterações fisiológicas (padrão monofásico e fluxo portal hepatopetal). Ao considerar o D e a VF, o IC permite também o reconhecimento de hipertensão portal (Zwiebel, 1995). Na análise da veia cava caudal, verificou-se aumento do D (0,49 cm), FSC (1,62 ml/min/kg) e IP (1,01 cm/s). Também o fluxo nesta veia estava alterado, apresentando-se turbulento e o espectro Doppler pulsátil. Estas observações podem dever-se à repercussão das alterações hepáticas encontradas ou então ser também um indício de patologia cardíaca sub-clínica.

As observações ecográficas destes animais sugerem que, tal como em humanos, cães e gatos, a avaliação Doppler da veia porta e cava caudal fornecem informação útil na avaliação clínica de furões com alterações cardíacas e hepáticas.

4.2. Limitações do estudo e perspectivas futuras

De um ponto de vista prático, a grande limitação deste estudo foi a dependência de autorização do proprietário do animal para a realização do exame Doppler. Além disso, o estabelecimento de jejum como critério de inclusão também se tornou um factor limitante, pois a maioria dos furões apresentados em consulta não cumprem esse requisito. Inclusivamente, mesmo em situações em que os proprietários eram previamente avisados, o jejum não era cumprido. Estes motivos levaram a uma amostra de reduzida dimensão que, obviamente, limitam a força dos resultados. O ideal teria sido manter os animais internados num período prévio ao exame para garantir o cumprimento do jejum.

O recurso a um único operador para a realização dos exames ecográficos excluiu a variabilidade inter-operador. Contudo, a reduzida prática do operador em avaliações hemodinâmicas pode ter contribuído como factor de variabilidade ou erro.

Blanco & Iglesias (2006) recomendam que as medições de velocidade de fluxo da veia porta sejam feitas em respiração suspensa. Em humanos, o paciente tem a capacidade de colaborar com o operador, não só por não estar anestesiado mas por ser uma faculdade humana. Em animais, o operador é responsável pela selecção de fragmentos do traçado espectral que correspondam a períodos de expiração. Com furões esta tarefa torna-se complexa dado que a frequência respiratória desta espécie é mais elevada que a de cães e gatos. Neste sentido, o efeito depressor respiratório da anestesia com isoflurano torna-se vantajoso pois permite obter um traçado mais estável.

A influência da condição corporal na obtenção de uma boa imagem ecográfica também pode limitar a avaliação hemodinâmica, como verificado com o furão com fluxo retrógrado no centro da veia cava caudal. De um modo geral, os furões que constituíram o grupo A (grupo controlo) tinham uma condição corporal que se poderia considerar normal. Apesar de ainda não estar estabelecida uma escala oficial para esta espécie, deveria ter-se feito um registo mais preciso da condição corporal de cada animal para melhor compreensão das suas repercussões.

A avaliação hemodinâmica destas veias será na prática clínica realizada em animais de diversas condições corporais. Em futuros projectos será importante avaliar possíveis variações destes parâmetros hemodinâmicos com a condição corporal. Até lá, dever-se-ia estabelecer como método de exame a avaliação das veias tanto em decúbito dorsal como lateral esquerdo.

A comparação entre os valores obtidos para cada parâmetro no grupo A e B mostrou que o IP é significativamente superior no grupo de animais clinicamente doentes. Tendo em conta que alterações hemodinâmicas nas veias em estudo estão associadas a patologias cardíacas/hepáticas, a heterogeneidade das doenças no grupo B poderá ter impedido a expressão de diferenças significativas de outros parâmetros entre estes dois grupos. Para uma melhor compreensão das alterações que se podem observar em animais com alterações hepáticas e/ou cardíacas, é não só importante que futuros projectos incidam sobre uma amostra de maiores dimensões mas também patologicamente mais homogéneas.

5. CONCLUSÃO

O estudo hemodinâmico de vasos através de ultrassonografia Duplex é amplamente realizado em medicina humana e cada vez mais em medicina veterinária, especificamente em cães e gatos. No entanto, não existem registos da sua aplicação em furões. Este estudo prospectivo demonstra que, à semelhança do verificado noutras espécies, a ultrassonografia Duplex permite a avaliação hemodinâmica da veia porta e cava caudal na espécie *Mustela putorius furo*. O reduzido tamanho do animal e elevada frequência cardíaca tornam o exame mais desafiante mas, ainda assim, é possível identificar, localizar e posicionar a janela de volume de amostra no interior do vaso em análise e obter um bom traçado espectral. Note-se, contudo, que pequenos desvios ou erros por parte do operador e, inclusivé, os movimentos fisiológicos do animal originam facilmente falsos resultados. O exame deve, portanto, ser realizado com cuidado e precisão.

Este projecto pioneiro e inovador disponibiliza novos conhecimentos sobre a biologia do furão. Apesar das limitações inerentes a este estudo, os dados obtidos são válidos e constituem a primeira base de informação hemodinâmica em vasos sanguíneos em furões. Esta tem um carácter preliminar e carece de investigação e consolidação adicionais.

Futuramente, alguns aspectos do delineamento experimental poderão ser melhorados. Na ausência de constrangimentos económicos, seria interessante efectuar uma avaliação prévia do sistema hepático, através de análises sanguíneas, e também do sistema cardíaco, através de electrocardiograma e ecocardiografia.

Finalmente, a relevância deste estudo prende-se com o facto de os furões se terem tornado populares como novo animal de companhia. Até recentemente era uma espécie praticamente desconhecida do ponto de vista médico, sobretudo na realização e interpretação de exames complementares de diagnóstico. A capacidade de detectar alterações hemodinâmicas na veia porta e cava caudal é uma mais-valia na avaliação clínica hepática e cardíaca.

D. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Baik, S. K., Fouad, T. R., & Lee, S. S. (2007). Cirrhotic cardiomyopathy. *Orphanet Journal of rare diseases*, 2. Acedido em Fev. 18, 2013, disponível em: <http://www.ajrd.com/content/pdf/1750-1172-2-15.pdf>.
- Balci, A., Karazincir, S., Sumbas, H., Oter, Y., Egilmez, E., & Inandi, T. (2008). Effects of diffuse fatty infiltration of the liver on portal vein flow hemodynamics. *Journal of clinical ultrasound*. Acedido em Jun. 4, 2013, disponível em: <http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/jcu.20440/pdf>.
- Barone, R. (1996). *Anatome comparée des mammifères domestiques* (Vol. V). (3rd ed.). (pp. 595-683). Lyon: Vigot Frères.
- Berent, A. C., & Weisse, C. (2005). Hepatic vascular anomalies. In Ettinger, & Feldman, *Textbook of internal medicine of the dog and cat*, 2, 1649-1672.
- Bezuidenhout, A. J. (2013). Veins. In H. E. Evans, & A. d. Lahunta, *Anatomy of the dog* (4th ed.). (pp. 516-520). St. Louis, Missouri: Elsevier Saunders.
- Blanco, M. D., & Iglesias, J. V. (2006). La ecografía Doppler en el estudio vascular hepático. *Revista Española de ecografía digestiva*, 8(1). Acedido em Mai. 5, 2013, disponível em: http://www.ecodigest.net/revista/numeros/num_1/num_1_4.pdf.
- Bolondi, L., Gaiani, S., & Gebel, M. (1998). Portohepatic vascular pathology and liver disease: diagnosis and monitoring. *European Journal of Ultrasound*, 7. Acedido em Jan. 8, 2013, disponível em: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0929826698000287>.
- Boote, E. (2003). AAPM/RSNA Physics tutorial for residents: topics in US (Doppler US techniques: concepts of blood flow detection and flow dynamics). *Radiographics*, 23, 1315-1327. Acedido em Fev. 18, 2013, disponível em: <http://pubs.rsna.org/doi/full/10.1148/rq.235035080?pubCode=cgi>.
- Brown, H. S., Halliwell, M., Qamar, M., Read, A. E., Evans, J. M., & Wells, P. N. (1989). Measurement of normal portal venous blood flow by Doppler ultrasound. *Gut*, 30, 503-509. Acedido em Mar. 30, disponível em: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1434022/>.
- Brown, S. A. (1997a). Basic anatomy, physiology, and husbandry. In E. V. Hillyer, & K. E. Quesenberry, *Ferrets, rabbits, and rodents: clinical medicine and surgery* (pp. 3-13). Philadelphia, Pennsylvania: W.B. Saunders company.
- Brown, S. A. (1997b). Clinical techniques in domestic ferrets. *Seminars in avian and exotic pet medicine*, 6(2), pp. 75-85. Acedido em Mar. 30, disponível em: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1055937X9780014X>.
- Bunch, S. (2003). Hepatobiliary and exocrine pancreatic disorders. In R. Nelson, & C. Couto, *Small animal internal medicine* (3rd ed). (pp. 472-499). Missouri: Mosby.
- Carvalho, C. F., Cerri, G. G., & Chammas, M. C. (2009). Dopplervelocimetric evaluation of portal vein as a diagnostic tool for portosystemic shunt diagnosis in dogs. *Ciência rural*, 39, 1433-1437. Acedido em Mar. 15, 2013, disponível em: <http://web.ebscohost.com/ehost/pdfviewer/pdfviewer?sid=b40a26d6-f0ce-4cf0-876b-eef533c853c5%40sessionmgr110&vid=2&hid=114>.

- Carvalho, C., & Chammas, M. (2008). Uso do ultra-som dúplex doppler no diagnóstico de *shunt* portossistêmico em gatos. *Arq. Bras. Med. Vet. Zootec.* , 60, 109-112. Acedido em Fev. 8, 2013, disponível em: http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0102-09352008000100016&lng=pt&nrm=iso&tlng=pt.
- Carvalho, C. F., Chammas, M. C., & Cerri, G. G. (2008a). Morfologia duplex doppler dos principais vasos sanguíneos abdominais em pequenos animais. *Ciência rural* , 38, 880-888. Acedido em Mar. 9, 2013, disponível em http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0103-84782008000300048&lng=en&nrm=iso
- Carvalho, C. F., Chammas, M. C., & Cerri, G. G. (2008b). Princípios físicos do Doppler em ultrasonografia. *Ciência rural* , 38, 872-879. Acedido em Mar. 9, 2013, disponível em http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0103-84782008000300047&lng=en&nrm=iso.
- Chawla, Y., Sreedharan, A., Dhiman, R. K., Jain, S., & Suri, S. (2001). Portal hemodynamics in fulminant hepatic failure as assessed by duplex doppler ultrasonography. *Digestive diseases and sciences* , 36, 504-508. Acedido em Mar. 15, 2013, disponível em: http://download.springer.com/static/pdf/175/art%253A10.1023%252FA%253A1005634812578.pdf?auth66=1411228235_dda71b85557bbe6e3d82309399142114&ext=.pdf
- Chuo, L. S., Mahmud, R., & Salih, Q. A. (2005). Color doppler ultrasound examination of the main portal vein and inferior vena cava in normal malaysian adult population: a fasting and post prandial evaluation. *The internet journal of cardiovascular research* , 2(2). (pp. 1540-2592). Acedido em Mai. 5, 2013, disponível em: <http://ispub.com/IJCVR/2/2/9055>.
- Coatney, R. (2001). Ultrasound imaging: Principles and applications in rodent research. Acedido em Fev. 18, 2013, disponível em: <http://ilarjournal.oxfordjournals.org/content/42/3/233.full>.
- Coley, B. D. (2004a). Pediatric applications of abdominal vascular Doppler imaging: Part I. *Pediatr Radiol* , 34, 757-771. Acedido em Mar. 15, 2013, disponível em: <http://link.springer.com/article/10.1007/s00247-004-1228-2/fulltext.html>.
- Coley, B. D. (2004b). Pediatric applications of abdominal vascular doppler: part II. *Pediatr Radiol* , 34, 772-786. Acedido em Mar. 15, 2013, disponível em: <http://link.springer.com/article/10.1007/s00247-004-1227-3/fulltext.html>.
- d'Anjou, M.-A. (2007). The sonographic search for portosystemic *shunts*. *Clinical techniques in small animal practice* , 22, 104-114. Acedido em Mar. 15, 2013, disponível em: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1096286707000424>.
- Deasy, N. P., Wendon, J., Meire, H. B., & Sidhu, P. S. (1999). The value of serial Doppler ultrasound as a predictor of clinical outcome and the need for transplantation in fulminant and severe acute liver failure. *The british journal of radiology* , 72, 134-143.
- Diebold, B., Touati, R., Blanchard, D., Colonna, G., Guermonprez, J. L., Peronneau, P., Forman, J., Maurice, P. (1983). Quantitative assessment of tricuspid regurgitation using pulsed doppler echocardiography. *Br Heart J* , 50, 443-449. Acedido em Fev. 18, 2013, disponível em: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC481437/pdf/brheartj00143-0047.pdf>.

- Dyce, K. M., Sack, W. O., & Wensing, C. J. (2004). *Tratado de Anatomia Veterinária* (3ª ed.). (pp. 133-136). Rio de Janeiro: Elsevier.
- El-Shabrawi, M. H., El-Raziky, M., Sheiba, M., El-Karakasy, H., El-Raziky, M., Hassanin, F., Ramadan, A. (2010). Value of duplex doppler ultrasonography in non-invasive assessment of children with chronic liver disease. *World Journal of Gastroenterology* , 16(48), 6139-6144. Acedido em Fev. 18, 2013, disponível em: <http://www.wjgnet.com/1007-9327/full/v16/i48/6139.htm>
- Erdogmus, B., Tamer, A., Buyukkaya, R., Yazici, B., Buyukkaya, A., Korkut, E., Alcelik, A., Korkmaz, U. (2008). Portal vein hemodynamics in patients with non-alcoholic fatty liver disease. *The tohoku journal of experimental medicine* , 215, 89-93. Acedido em Mar. 9, 2013, disponível em: https://www.istage.ist.go.jp/article/tjem/215/1/215_1_89_.pdf.
- Evans, H. E., & Lahunta, A. d. (2013). *Anatomy of the dog*. (4th ed.). (pp. 327-331). St. Louis, Missouri: Elsevier Saunders.
- Evans, H., & Quoc An, N. (2014). Anatomy of the ferret. In Fox, J. G. & Marini, R.P. (2014).(3rd ed.). (pp. 23-68). Indianapolis, USA: Wiley-Blackwell.
- Evans, A.T., Springsteen, K. K. (1998). Anesthesia of ferrets. *Seminars in avian and exotic medicine*, 7, 48-52.
- Faverzani, S., Chinosi, S., & Lodi, M. (2006). The role of hepatic ultrasonography in small animal medicine: from the identification of the lesions to diagnosis. *Veterinary Research Communications*, 30 (1), 139-143. Acedido em Mar. 9, 2013, disponível em: http://download.springer.com/static/pdf/605/art%253A10.1007%252Fs11259-006-0027-7.pdf?auth66=1389056444_c6e7c0f1ce41eccc7f270d480c53c5ea&ext=.pdf.
- Feissel, M., Michard, F., Faller, J.-P., & Teboul, J.-L. (2004). The respiratory variation in inferior vena cava diameter as a guide to fluid therapy. *Intensive care med* , 30, 1834-1837. Acedido em Mai. 5, 2013, disponível em: <http://link.springer.com/article/10.1007/s00134-004-2233-5/fulltext.html>.
- Finn-Bodner, S. T., & Hudson, J. A. (1998). Abdominal vascular sonography. *Veterinary Clinics of North America Small Animal Practice* , 28, 887-941.
- Fish, P. (1992). *Physics and instrumentation of diagnostic medical ultrasound*. (pp. 117-142). West Sussex, England: John Wiley & Sons Ltd.
- Fox, J. G. (1998). *Biology and diseases of the ferret* (2 ed.)(pp 104-110). Pennsylvania: Williams & Wilkins.
- Gallix, B. P., Taourel, P., Dauzat, M., Bruel, J.-M., & Lafortune, M. (1997). Flow pulsatility in the portal venous system: a study of Doppler sonography in healthy adults. *American Journal of Roentgenology* , 141-144. Acedido em Fev. 18, 2013, disponível em: <http://www.ajronline.org/doi/pdf/10.2214/ajr.169.1.9207514>.
- Ginther, O. J., & Utt, M. D. (2004). Doppler ultrasound in equine reproduction: Principles, Techniques, and potential. *Journal of Equine Veterinary Science* , 24(12), 516-526. Acedido em Mar. 9, 2013, disponível em: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0737080604004411>.

- Görg, C., Riera-knorrenschild, J., & Dietrich, J. (2002). Colour Doppler ultrasound flow patterns in the portal venous system. *The british journal of radiology*, 75, 919-929. Acedido em Abr. 28, 2013, disponível em: <http://bjr.birjournals.org/content/75/899/919.full.pdf+html>.
- Gorka, T. S., & Gorka, W. (1997). Diagnostic significance of severe portal vein pulsatility in patients with cardiac disease [abstract]. *Ultrasound in medicine and biology*, 23(1), Acedido em Mar. 9, 2013, disponível em: http://ac.els-cdn.com/S0301562997804073/1-s2.0-S0301562997804073-main.pdf?_tid=1a44a5a0-75a6-11e3-ac5d-0000aacb35d&acdnat=1388884381_f4d74de2eec0b688dbd6275cf57683e0.
- Gorka, T. S., & Gorka, W. (1999). Doppler Sonographic Diagnosis of severe portal vein pulsatility in constrictive pericarditis: flow normalization after pericardiectomy. *Journal of clinical ultrasound*, 27(2), 84-88. Acedido em Mai. 8, 2013, disponível em: <http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/%28SICI%291097-0096%28199902%2927:2%3C84::AID-JCU7%3E3.0.CO;2-B/pdf>.
- Gorka, W., Gorka, T., & Lewall, D. B. (1998). Doppler ultrasound evaluation of advanced portal vein pulsatility in patients with normal echocardiograms. *European journal of ultrasound*, 8(2), 119-123. Acedido em Mai. 8, 2013, disponível em: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0929826698000603#>.
- Hangiandreou, N. J. (2003). AAPM/RSNA Physics tutorial for residents: topics in us. B-mode us: basic concepts and new technology. *Radiographics*, 23(4), 1019-1033. Acedido em Fev. 18, 2013, disponível em: <http://pubs.rsna.org/doi/pdf/10.1148/rq.234035034>.
- Hess, L. (2005). Topics in medicine and surgery - Ferret Lymphoma: the old and the new. *Seminars in avian and exotic pet medicine*, 14(3), pp. 199-204. NY USA: Elsevier. Acedido em Fev. 18, 2013, disponível em: http://ac.els-cdn.com/S1055937X05000447/1-s2.0-S1055937X05000447-main.pdf?_tid=53ca15fc-75a7-11e3-ac51-0000aacb360&acdnat=1388884907_039cec5faa8d3d62b41681c4c867ad57.
- Hofer, H. L. (1997). Gastrointestinal diseases. In E. V. Hillyer, & K. E. Quesenberry, *Ferrets, rabbits, and rodents - clinical medicine and surgery* (pp. 26-36). Philadelphia, pennsylvania: W. B. Saunders Company.
- Içer, S., & Kara, S. (2007). Spectral analysing of portal vein doppler signals in the cirrhosis patients. *Computers in biology and medicine*, 37, 1303-1307. Acedido em Fev. 18, 2013, disponível em: http://ac.els-cdn.com/S0010482506002277/1-s2.0-S0010482506002277-main.pdf?_tid=d96ce4a0-75a7-11e3-aea2-0000aab0f6b&acdnat=1388885131_08c97253dc25d822201e4314f691a699.
- Ijuin, H., Tokitoku, D., Atsuchi, Y., Kosaihiro, T., Nagamine, M., Nozaki, K., Arima, T., Takahama, T., Ishida H. (2008). Flaming portal vein as a new color doppler sign of portal gas: report of two cases. *Journal of medical ultrasonics*, 35, 119-123. Acedido em Fev. 18, 2013, disponível em: http://download.springer.com/static/pdf/868/art%253A10.1007%252Fs10396-008-0184-0.pdf?auth66=1389057910_f78a1bdda8aa627ffa104672e236c8f3&ext=.pdf.
- Iliopoulos, P., Vlychour, M., Margaritis, V., Tsamis, I., Tepetes, K., Petsas, T., Karatza, C. (1997). Gray and color doppler ultrasonography in differentiation between chronic viral hepatitis and compensated early stage cirrhosis. *Journal of gastrointestinal and liver diseases*, 16, 279-286. Acedido em Mar. 15, 2013, disponível em: <http://www.jgld.ro/2007/3/8.pdf>.
- Jakab, F., Ráth, Z., Schmal, F., Nagy, P., & Faller, J. (1996). Changes in hepatic hemodynamics due to primary liver tumours. *HPB Surgery*, 9, 245-248. Acedido em Fev. 19, 2013, disponível em: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2443774/pdf/HPB-09-245.pdf>.

- Jang, H.-J., Khalili, K., Yu, H., & Tim, T. K. (2011). Perfusion and parenchymal changes related to vascular alterations of the liver. *Abdominal imaging*, 37, 404-421. Acedido em Fev. 20, 2013, disponível em: http://download.springer.com/static/pdf/760/art%253A10.1007%252Fs00261-011-9767-0.pdf?auth66=1389058157_7f3e768897d79f85b525f46ad12a5008&ext=.pdf.
- Jullien, T., Valtier, B., Hongnat, JM, Dubourg, O., Bourdarias, JP, Jardin, F. (1995). Incidence of tricuspid regurgitation and vena caval backward flow in mechanically ventilated patients: a color Doppler and contrast echocardiographic study. *Journal of the american college of chest physicians*, pp. 488-493. Acedido em Fev. 20, 2013, disponível em: <http://journal.publications.chestnet.org/data/Journals/CHEST/21708/488.pdf>.
- Junqueira, L. C., & Carneiro, J. (2004). *Histologia Básica* (10 ed.). Rio de Janeiro: Guanabara Koogan.
- Kamikawa, L., & Bombonato, P. P. (2012). Avaliação morfométrica e hemodinâmica dos vasos envolvidos no *shunt* portossistêmico congênito em cães. *Pesq. Vet. Bras.*, pp. 941-946. Acedido em Mai. 5, 2013, disponível em: <http://www.scielo.br/pdf/pvb/v32n9/21.pdf>.
- Kealy, J. K., & McAllister, H. (2005). *Diagnostic radiology & ultrasonography of the dog and cat* (4ª ed.). (pp 8-19). St. Louis, Missouri: Elsevier Saunders.
- Kimura, B. J., Dalugdugan, R., Gilcrease III, G. W., Phan, J. N., Showalter, B. K., & Wolfson, T. (2011). The effect of breathing manner on inferior vena caval diameter. *European journal of echocardiography*, 12, 120-123. Acedido em Mai. 5, 2013, disponível em: <http://ehjcmaging.oxfordjournals.org/content/12/2/120.full.pdf+html>.
- King, A. M. (2006). Development, advances and applications of diagnostic ultrasound in animals. *The Veterinary Journal*, 171, 408-420. Acedido em Mar. 9, 2013, disponível em <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S109002330400231X>.
- Kozaiwa, K., Sawada, A., Tajiri, H., Miyoshi, Y., Tada, K., Etani, Y., Miki, K., Okada, S. (1998). Portal blood flow measured with duplex doppler ultrasound correlates histological activity of chronic liver disease in children [abstract]. Acedido em Mar. 19, 2013, disponível em: http://ac.els-cdn.com/S0016508598851949/1-s2.0-S0016508598851949-main.pdf?_tid=43a006b0-3f4f-11e4-9aa4-00000aab0f6c&acdnat=1411057219_fcd180f66d6a4496b8c92d62fbee56e2.
- Kruskal, J. B., Newman, P. A., Sammons, L. G., & Kane, R. A. (2004). Optimizing doppler and color flow us: application to hepatic sonography. *Radiographics*, 24(3), 657-675. Acedido em Mar. 19, 2013, disponível em: <http://pubs.rsna.org/doi/pdf/10.1148/rq.243035139>.
- Laaban, J. P., Diebold, B., Lafay, M., Rochemaure, J., & Peronneau, P. (1989). Detection of pulmonary hypertension by doppler echocardiography of the inferior vena cava in chronic airflow obstruction. *Thorax*, 44, 396-401. Acedido em Fev. 19, 2013, disponível em: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC461843/pdf/thorax00281-0030.pdf>.
- Lang, J. (2006). Doppler ultrasound. In P. Mannion, *Diagnostic ultrasound in small animal practice* (pp. 216-226). Oxford: Blackwell science.
- Lee, Y. (1999). Pulsed Doppler ultrasonographic evaluation of portal blood flow in dogs with experimental portal vein branch ligation. *Journal of medical sciences*, 61(1), 59-61. Acedido em Fev. 19, 2013, disponível em: https://www.jstage.ist.go.jp/article/jvms/61/1/61_1_59/_pdf.

- Leen, E., Goldberg, J. A., Robertson, J., Sutherland, G. R., Hemingway, D. M., Cooke, T. G., McArdle, C. (1991). Detection of hepatic metastases using duplex/color doppler sonography. *Ann. Surg.* , 599-604. Acedido em Fev. 19, 2013, disponível em: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1358616/pdf/annsurg00153-0069.pdf>.
- Lessa, A. S., Paredes, B. D., Dias, J. V., Carvalho, A. B., Quintanilha, L. F., Takiya, C. M., Tura, B., Rezende, G., Campos de Carvalho, A., Resende, C., Goldenberg, R. (2010). Ultrasound imaging in an experimental model of fatty liver disease and cirrhosis in rats. *BMC veterinary research* , 6. Acedido em Mai. 5, 2013, disponível em: <http://www.biomedcentral.com/content/pdf/1746-6148-6-6.pdf>.
- Longley, L. (2008). *Anaesthesia of exotic pets*. (pp 45-50). Edinburgh: Saunders Elsevier.
- Lyon, M., Blaivas, M., & Brannam, L. (2005). Sonographic measurement of the inferior vena cava as a marker of blood loss. *American journal of emergency medicine* , 23, 45-50. Acedido em Jun. 12, 2013, disponível em: http://ac.els-cdn.com/S0735675704002748/1-s2.0-S0735675704002748-main.pdf?_tid=5d31638a-75ab-11e3-a3b7-00000aab0f6c&acdnat=1388886641_ff66c99b67632ee1f96d0a34806a0947.
- Machado, M. M., Rosa, A. C., Barros, N. d., Azeredo, L. M., Rosa, J. B., Cerri, L. M., Chammas, M.C., Daher, M.T., Daher, R.T., Saad, W.A., Cerri, G.G. (2004). Estudo doppler na hipertensão portal. *Radiologia Brasileira* , 37, 35-39. Acedido em Abr. 28, 2013, disponível em: <http://www.scielo.br/pdf/rb/v37n1/19219.pdf>.
- Magalotti, D., Marchesini, G., Ramilli, S., Berzigotti, A., Bianchi, G., & Zoli, M. (2004). Splanchnic haemodynamics in non-alcoholic fatty liver disease: effect of a dietary/pharmacological treatment - a pilot study. *Digestive and liver disease* , 36, 406-411. Acedido em Mar. 30, 2013, disponível em: http://ac.els-cdn.com/S1590865804000957/1-s2.0-S1590865804000957-main.pdf?_tid=cd78f7ca-75ab-11e3-a4e6-00000aacb35e&acdnat=1388886829_2cd5cc0de42918d579a5eb5c04952ebe.
- Manganaro, A., Ando, G., Salvo, A., Consolo, A., Coppolino, F., & Giannino, D. (2004). A comparison of power doppler with conventional sonographic imaging for the evaluation of renal artery stenosis. *Cardiovascular ultrasound* , 2(1). Acedido em Fev. 19, disponível em: <http://www.cardiovascularultrasound.com/content/pdf/1476-7120-2-1.pdf>.
- Mannion, P. (2006). The liver and spleen. In P. Mannion, *Diagnostic ultrasound in small animal practice* (pp. 50-80). Oxford: Blackwell.
- Manov, E. I., Runev, N. M., Donova, T. I., & Tchernev, K. G. (2012). Can the development of cardiac dysfunction in patients with liver cirrhosis and portal hypertension be predicted? *International Journal of cardiology* , 1528-1530. Acedido em Fev. 19, 2013, disponível em: http://ac.els-cdn.com/S0167527312014672/1-s2.0-S0167527312014672-main.pdf?_tid=1b16b80a-75ac-11e3-b5c2-00000aacb361&acdnat=1388886960_9de510063e15ad82770b863f9d594503.
- Martínez-Noguera, A., Montserrat, E., Torrubia, S., & Villalba, J. (2002). Doppler in hepatic cirrhosis and chronic hepatitis. *Seminars in ultrasound, CT, and MRI* , pp. 19-36. Acedido em Abr. 29, 2013, disponível em: http://ac.els-cdn.com/S0887217102900272/1-s2.0-S0887217102900272-main.pdf?_tid=80e7b878-3f50-11e4-8140-00000aacb362&acdnat=1411057752_6f6c1fa4174c60edf236ff4f1bbd1364.
- Masugata, H., Senda, S., Okuyama, H., Murao, K., Inukai, M., Hosomi, N., Iwado, Y., Noma, T., Kohno, M., Himoto, T., Goda, F. (2010). Age-related decrease in inferior vena cava diameter measured with echocardiography. *The tohoku journal of experimental medicine* , 222, 141-

147. Acedido em Mai. 20, 2013, disponível em: https://www.istage.ist.go.jp/article/tjem/222/2/222_2_141/pdf.

McCall, J. W. (1998). Dirofilariosis in the domestic ferret. *Clinical techniques in small animal practice*, 13(2), 109-112. Acedido em Fev. 19, 2013, disponível em: http://ac.els-cdn.com/S1096286798800157/1-s2.0-S1096286798800157-main.pdf?tid=b7fac9e4-766b-11e3-8b9a-00000aab0f26&acdnat=1388969257_9be7cdb899539dd073409d2102c00c66.

McClearen, J., & Mays, J. (2003). The ferret. In B. Ballard, R. Cheek, & Blackwell Publishing (Ed.), *Exotic animal medicine for the veterinary technician* (p. 185). Iowa.

Miño, N., Espino, L., Suárez, M., Santamarina, G., & Barriero, A. (2004). Estudio de la aorta abdominal mediante Doppler espectral pulsado en perros. *Archivos de medicina veterinaria*, 36(1). Acedido em Abr. 29, 2013, disponível em: http://www.scielo.cl/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0301-732X2004000100010&lng=en&nrm=iso&tlng=en.

Nakanishi, S., Shiraki, K., Yamamoto, K., Koyama, M., Kimura, N., & Nakano, T. (2005). Hemodynamics in the portal vein evaluated by pulsed wave doppler ultrasonography in patients with chronic hepatitis c treated with interferon. *World Journal of Gastroenterology*, 11(3), 396-399. Acedido em Fev. 19, 2013, disponível em: <http://www.wjgnet.com/1007-9327/full/v11/i3/396.htm>.

Nelson, N. C., Drost, T., Lerche, P., & Bonagura, J. D. (2010). Noninvasive estimation of central venous pressure in anesthetized dogs by measurement of hepatic venous blood flow velocity and abdominal venous diameter. *Veterinary radiology & ultrasound*, 51(3), 313-323. Acedido em Abr. 7, 2013, disponível em: <http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1111/j.1740-8261.2010.01668.x/pdf>.

Nelson, T. R., & Pretorius, D. H. (1988). The doppler signal: wher does it come from and what does it mean? *AJR*, 439-447. Acedido em Fev. 20, 2013, disponível em: www.ajronline.org/doi/pdf/10.2214/ajr.151.3.439.

Nihei, Y., Sasanuma, H., & Yasuda, Y. (2011). Experimental evaluation of portal venous pulsatile flow synchronized with heartbeat intervals. *J med ultrasonics*, 38, 141-149. Acedido em Mai. 17, 2013, disponível em: <http://link.springer.com/article/10.1007%2Fs10396-011-0308-9#page-1>.

Nyland, T., & Mattoon, J. S. (2004). *Diagnóstico ecográfico en pequeños animales* (2ª ed.). Barcelona: Multimédia Ediciones Veterinarias.

Ochoa, P. G., Lacasta, D., Sosa, I., Gascon, M., Ramos, J. J., & Ferrer, L. M. (2011). Fundamentals and applications of abdominal Doppler. In I. Minin, & O. Minin, *Ultrasound imaging - medical applications*. Acedido em Fev. 19, 2013, disponível em: <http://cdn.intechopen.com/pdfs-wm/18263.pdf>.

Pedersen, J. F., Dakhil, A. Z., Jensen, D. B., Sondergaard, B., & Bytzer, P. (2005). Abnormal hepatic vein doppler waveform in patients without liver disease. *The british journal of radiology*, 78, 242-244.

Petrie, A., & Watson, P. (2006). *Statistics for veterinary and animal science*. (2nd ed.) (pp. 158-170). Cornwall,UK: Blackwell Publishing.

- Piscaglia, F., Donati, G., Cecilioni, N., Celli, N., Stagni, B., Pini, P., Gaiani, S., Gherlinzoni F., Bolondi, L. (2002). Influence of the spleen on portal haemodynamics: a non-invasive study with doppler ultrasound in chronic liver disease and haematological disorders. *Scandinavian Journal of gastroenterology* , pp. 1220-1227. Acedido em Mai. 5, 2013, disponível em: <http://web.b.ebscohost.com/ehost/pdfviewer/pdfviewer?sid=9b5bd691-7fe3-424c-84a3-2ff02f1ca584%40sessionmgr114&vid=1&hid=103>.
- Pozniak, M. A., Zagzebski, J. A., & Scanlan, K. A. (1992). Spectral and color doppler artifacts. *Radiographics* , 12, 35-44. Acedido em Fev. 19, 2013, disponível em: <http://pubs.rsna.org/doi/pdf/10.1148/radiographics.12.1.1734480>.
- Purkiss, S. F., Fort, S., Graham, T. R., Mills, P. G., & Lewis, C. T. (1994). Hepatic portal venous flow in patients undergoing tricuspid valve surgery. *Br Heart J* , 71, 354-357. Acedido em Fev. 19, 2013, disponível em: <http://heart.bmj.com/content/71/4/354.long>.
- Rengo, C., Brevetti, G., Sorrentino, G., D'amato, T., Imparato, M., Vitale, D., Acanfora D., Rengo, F. (1998). Portal vein pulsatility ratio provides a measure of right heart function in chronic heart failure. *Ultrasound in Medicine & Biology* , 24(3), 327-332. Acedido em Mai. 5, 2013, disponível em: http://ac.els-cdn.com/S030156299700272X/1-s2.0-S030156299700272X-main.pdf? tid=54958a60-7670-11e3-ba11-00000aacb35f&acdnat=1388971237_84ff0fc153a9698d8085ca98944e7aac.
- Rose, S. C., & Nelson, T. R. (2004). Ultrasonographic modalities to assess vascular anatomy and disease. *Journal of Vascular and Interventional Radiology*, 15(1), 25-38. Acedido em Fev. 19, 2013, disponível em: http://ac.els-cdn.com/S1051044307606666/1-s2.0-S1051044307606666-main.pdf? tid=b1873c00-7670-11e3-9589-00000aab0f27&acdnat=1388971393_8d66b40e64aedf5215754b03902a8905.
- Sagie, A., Freitas, N., Padial, L. R., Leavitt, M., Morris, E., Weyman, A. E., Levine, R. (1996). Doppler echocardiographic assessment of long-term progression of mitral stenosis in 103 patients: valve area and right heart disease. *Journal of american college of cardiology*, 28(2), 472-479. Acedido em Fev. 19, 2013, disponível em: http://ac.els-cdn.com/0735109796001532/1-s2.0-0735109796001532-main.pdf? tid=6d2a4ac4-7671-11e3-9b54-00000aab0f27&acdnat=1388971708_c85651b74f1b31d84facfbd29f8b73da.
- Sartor, R., Mamprim, M. J., Takahira, R. F. & Almeida, M.F. (2010). Hemodynamics evaluation of the right portal vein in healthy dogs of different body weights. *Acta Veterinaria Scandinavica*, 52(36). Acedido em Fev. 18, 2013, disponível em: <http://www.actavetscand.com/content/52/1/36>
- Scheinfeld, M. H., Bilali, A., & Koenigsberg, M. (2009). Understanding the spectral doppler waveform of the hepatic veins in health and disease. *Radiographics* , 29, 2081-2098. Acedido em Fev. 18, 2013, disponível em: <http://pubs.rsna.org/doi/pdf/10.1148/rq.297095715>.
- Schoemaker, N. J. (2005). Ferrets. In A. Meredith, & S. Redobre, *BSAVA manual of exotic pets* (4ª ed., pp. 93-101). Barcelona: British small animal veterinary association.
- Schwarze, E. (1970). *Compendio de Anatomia Veterinaria* (Vol. II) (pp. 100-107). Zaragoza: Acribia.
- Sefidbakht, S., Assadsangabi, R., Abbasi, H. R., & Nabavizadeh, A. (2007). Sonographic measurement of the inferior vena cava as a predictor of shock in trauma patients. *Emergency Radiology*, 14 (3), 181-185. Acedido em Mai. 5, 2013, disponível em:

http://download.springer.com/static/pdf/206/art%253A10.1007%252Fs10140-007-0602-4.pdf?auth66=1389144854_07b3076968ef0269c06778b0867cbdcf&ext=.pdf.

- Shapiro, R. S., Stancato-Pasik, A., Glajchen, N., & Zalasin, S. (1998). Color Doppler applications in hepatic imaging. *Clinical imaging*, 22(4), 272-279. Acedido em Mar. 9, 2013, disponível em: http://ac.els-cdn.com/S0899707198000072/1-s2.0-S0899707198000072-main.pdf?_tid=e09a157e-7672-11e3-8a68-00000aab0f6c&acdnat=1388972331_913e10fbb15e4b2468d64f1541d968f5.
- Solhjo, E., Mansour-Ghanaei, F., Moulaei-Langorudi, R., & Joukar, F. (2011). Comparison of portal vein doppler indices and hepatic vein doppler waveform in patients with nonhalcoholic fatty liver disease with healthy control. *Hepatitis monthly*, 11(9), 740-744. Acedido em Abr. 28, 2013, disponível em: http://hepatmon.com/?page=article&article_id=404.
- Spaulding, K. A. (1997). A review of sonographic identification of abdominal blood vessels and juxtavascular organs. *Veterinary Radiology and Ultrasound*, 38(1), 4-23. Acedido em Mar. 10, 2013, disponível em: <http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1111/j.1740-8261.1997.tb01597.x/pdf>
- Stamoulis, M. E. (1995). Cardiac disease in ferrets. *Seminars in avian and exotic pet medicine*, 4(1), 43-48. Acedido em Fev. 19, 2013, disponível em: http://ac.els-cdn.com/S1055937X0580009X/1-s2.0-S1055937X0580009X-main.pdf?_tid=f8b8db1c-7673-11e3-96d2-00000aab0f01&acdnat=1388972801_6f3b5cd351dcd2adb36280b2686db4aa.
- Starck, J. M., & Dietz, M. W. (2001). The assessment of body composition and other parameters by ultrasound scanning. In J. R. Speakman, *Body composition analysis of animals: a handbook of non-destructive methods* (pp. 188-209). Acedido em Mai. 5, 2013, disponível em: <http://books.google.pt/books?id=yQQSMVd-jiAC&printsec=frontcover&hl=pt-PT#v=onepage&q&f=false>.
- Starke, A., Schmidt, S., Haudum, A., Scholbach, T., Wohlsein, P., Beyerbach, M. Rehage, J. (2011). Evaluation of portal blood flow using transcutaneous and intraoperative doppler ultrasonography in dairy cows with fatty liver. *Journal of dairy science*, 94, 2964-2971. Acedido em Mai. 5, 2013, disponível em: <http://web.ebscohost.com/ehost/pdfviewer/pdfviewer?sid=579ee3e4-da1f-4f39-bb6b-7b876d3403f9%40sessionmgr112&vid=2&hid=122>.
- Strickland, K. N. (1998). Canine and feline caval syndrome. *Clinical Techniques in small animal practice*, 13(2), 88-95. Acedido em Fev. 20, 2013, disponível em: http://ac.els-cdn.com/S1096286798800121/1-s2.0-S1096286798800121-main.pdf?_tid=6137678a-7674-11e3-8c78-00000aab0f01&acdnat=1388972977_09d14cb5640bb8baedaa517c000379f4.
- Subias, P. E., Mir, J. A., & Suberviola, V. (2010). Current diagnostic and prognostic assessment of pulmonary hypertension. *Rev Esp Cardiol*, 63, 583-596. Acedido em Fev. 20, 2013, disponível em: <http://www.revespcardiol.org/en/current-diagnostic-and-prognostic-assessment/articulo/13150752/>.
- Sugimoto, H., Kato, K., Hirota, M., Takeda, S., Kamei, H., Nakamura, T., Kiuchi T., Nakao A. (2009). Serial measurement of doppler hepatic hemodynamic parameters for the diagnosis of acute rejection after live donor liver transplantation. *American association for the study of liver diseases*, 15(9), 1119-1125. Acedido em Abr. 29, 2013, disponível em: <http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/lt.21777/pdf>.
- Szatmári, V., Sótónyi, P., & Vörös, K. (2001). Normal duplex Doppler waveforms of major abdominal blood vessels in dogs: a review. *Veterinary Radiology & Ultrasound*, 42, 93-107. Acedido em

Fev. 19, 2013, disponível em: <http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1111/j.1740-8261.2001.tb00911.x/pdf>.

- Taourel, P., Blanc, P., Dauzat, M., Chabre, M., Pradel, J., Gallix, B., Larrey D., Bruel J. (1998). Doppler study of mesenteric, hepatic, and portal circulation in alcoholic cirrhosis: relationship between quantitative doppler measurements and the severity of portal hypertension and hepatic failure. *Hepatology* , 28(4), 932-936. Acedido em Mai. 1, 2013, disponível em: <http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/hep.510280406/pdf>.
- Torp-pedersen, S. T., & Terslev, L. (2008). Settings and artefacts relevant in colour/power doppler ultrasound in rheumatology. *Annals of the reumatic diseases* , 67(2), 143-149. Acedido em Fev. 25, 2013, disponível em: <http://ard.bmj.com/content/67/2/143.full.pdf+html>.
- Tziafalia, C., Vlychou, M., Tepetes, K., Kelekis, N., & Fezoulidis, I. (2006). Echo-doppler measurements of portal vein and hepatic artery in asymptomatic patients with hepatitis b virus and healthy adults. *Journal of gastrointestinal and liver diseases* , 15, 343-346. Acedido em Mar. 9, 2013, disponível em: <http://www.jgld.ro/2006/4/2.html>.
- Van Schaik-Gerritsen, K., Schoemaker, N. J., Kik, M. J., & Beijerink, N. J. (2013). Atrial septal defect in a ferret (*Mustela putorius furo*). *Journal of exotic pet medicine* , 22, 70-75. Acedido em Jan. 6, 2014, disponível em: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1557506312002042>.
- Vastenburger, M. H., Boroffka, S. A., & Schoemaker, N. J. (2004). Echocardiographic measurements in clinically healthy ferrets anesthetized with isoflurane. *Veterinary Radiology & Ultrasound* , 45, 228-232. Acedido em Fev. 20, 2013, disponível em: <http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1111/j.1740-8261.2004.04040.x/abstract;jsessionid=A3BE7CAD7756632D4C6F6E96D573EC25.f03t01>.
- Vilgrain, V. (2001). Ultrasound of diffuse liver disease and portal hypertension. 11, 1563-1577. Acedido em Mai. 5, 2013, disponível em: <http://link.springer.com/article/10.1007/s003300101050>.
- Von Herbay, A., Frieling, T., & Häussinger, D. (2000). Color Doppler sonographic evaluation of spontaneous portosystemic shunts and inversion of portal venous flow in patients with cirrhosis. *Journal of clinic ultrasound* , 28, 332-339. Acedido em Abr. 29, 2013, disponível em: <http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/1097-0096%28200009%2928:7%3C332::AID-JCU3%3E3.0.CO;2-9>.
- Wachsberg, R. H., Bahramipour, P., Sofocleous, C. T., & Barone, A. (2002). Hepatofugal flow in the portal venous system: pathophysiology, imaging findings, and diagnostic pitfalls. *Radiographics* , 22, 123-140. Acedido em Mai. 5, 2013, disponível em: <http://pubs.rsna.org/doi/full/10.1148/radiographics.22.1.q02ja20123>.
- Wachsberg, R. H., Levine, C. D., Maldjian, P. D., & Simmons, M. Z. (1998). Dilatation of the inferior vena cava in patients with cirrhotic portal hypertension - causes and imaging findings. *Clinical imaging* , 22, 48-53. Acedido em Mai. 5, 2013, disponível em: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0899707197000478>.
- Webster, C. R. (2005). History, Clinical Signs, and Physical Findings in Hepatobiliary Disease. In S. J. Ettinger, & E. C. Feldman, *Textbook of Veterinary Internal Medicine - Diseases of the Dog and the Cat* (7^a ed., Vol. 2, pp. seccao XVI cap 274 1612-1625). St. Louis, Missouri: Elsevier.
- Wu, C.-C. (2008). Ultrasonographic evaluation of portal hypertension and liver cirrhosis. *Journal of ultrasound in medicine* , 16, 188-193. Acedido em Mai. 5, 2013, disponível em: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0929644108600478>.

- Yanagawa, Y., Nishi, K., Sakamoto, T., & Okada, Y. (2005). Early diagnosis of hypovolemic shock by sonographic measurement of inferior vena cava in trauma patients [abstract]. *Journal of trauma-injury infection & critical care* , 58, 825-29. Acedido em Abr. 17, 2013, disponível em: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0929644108600478>.
- Yanik, L. (2002). The basics of Doppler ultrasonography. *Veterinary Medicine* , 4(23), 58-66.
- Zengin, S., Al, B., Genc, S., Yildirim, C., Ercan, S., Dogan, M. Altunbas, G. (2013). Role of inferior vena cava and right ventricular diameter in assessment of volume status: a comparative study. *American journal of emergency medicine* , 31, 763-767. Acedido em Jun. 15, 2013, disponível em: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0735675712005384>.
- Zwiebel, W. J. (1995). Sonographic diagnosis of hepatic vascular disorders. *Seminars in ultrasound, CT and MRI*. 16, 34-48. Salt Lake city, UT: W. B. Saunders company. Acedido em Fev. 20, 2013, disponível em: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/0887217195900136>.

E. ANEXOS

ANEXO 1. WILCOXON RANK SUM TEST (VEIA PORTA)

Relação entre Género e	Valor de P
D	0.52
VF	0.69
IC	0.27
IP	0.78
FS	0.69

ANEXO 2. SPEARMAN'S RANK CORRELATION (VEIA PORTA)

Relação entre Peso e	Valor de P	Valor de ρ
D	0.81	-0.07
VF	0.80	-0.07
IC	0.37	-0.25
IP	0.91	0.03
FS	0.01	-0.67

ANEXO 3. WILCOXON RANK SUM TEST (VEIA PORTA) – RELAÇÃO ENTRE GRUPO A E B

Relação entre Grupo A e B	Valor de P
D	0.95
VF	0.62
IC	0.93
IP	0.03
FS	1

ANEXO 4. WILCOXON RANK SUM TEST (VEIA CAVA CAUDAL)

Relação entre Género e	Valor de P
D	0.09
VF	0.31
IC	0.10
IP	0.67
FS	0.60

ANEXO 5. SPEARMAN'S RANK CORRELATION (VEIA CAVA CAUDAL)

Relação entre Peso e	Valor de P	Valor de ρ
D	0.39	0.22
VF	0.51	0.17
IC	0.09	0.43
IP	0.44	-0.20
FS	0.89	-0.04

ANEXO 6. WILCOXON RANK SUM TEST (VEIA CAVA CAUDAL)

Relação entre Jejum e	Valor de P
D	0.63
VF	0.89
FS	0.10
IC	0.57
IP	0.89

ANEXO 7. WILCOXON RANK SUM TEST (VEIA CAVA CAUDAL): RELAÇÃO ENTRE GRUPO A E B

Relação entre Grupo A e B	Valor de P
D	0.18
VF	0.83
IC	0.86
IP	0.03
FS	0.30