

Ultrassonografia modo B e Doppler na avaliação renal de cães após administração intravenosa de meio de contraste iodado: validação da técnica¹

Cláudia Matsunaga Martín^{2*}, Cinthia Keiko Souto², Bruno Ferrante²
e Ana Carolina B.C. Fonseca-Pinto³

ABSTRACT.- Martín C.M., Souto C.K., Ferrante B. & Fonseca-Pinto A.C.B.C. 2015. [**B-mode and Doppler ultrasonography in the renal evaluation of dogs after intravenous administration of iodinated contrast media: technical validation.**] Ultrassonografia modo B e Doppler na avaliação renal de cães após administração intravenosa de meio de contraste iodado: validação da técnica. *Pesquisa Veterinária Brasileira* 35(9):801-810. Programa de Pós-Graduação em Clínica Cirúrgica Veterinária, Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia, Universidade de São Paulo, Av. Prof. Orlando Marques de Paiva 87, Cidade Universitária, São Paulo, SP 05508-270, Brazil. E-mail: cmmartin@uol.com.br

Iodinated contrast media can provide hemodynamic effects related to prolonged intrarenal vasoconstriction and reduced perfusion, predisposing to hypoxia and medular ischemia. Changes in the renal vascular resistance may represent the first sign of impaired renal function. Pulsed wave Doppler sonography is low cost, non-invasive and allows renal hemodynamic evaluation by resistivity (RI) and pulsatility (PI) indices. However in dogs, spectral Doppler waveform may be hard to obtain due to scanning difficulties and lack of signal Doppler. This fact occurs mostly in the right kidney because of its cranial and dorsal position in the abdominal cavity and may prolong the exam. The purpose of this study is to prove that the pulsed wave Doppler interrogation of the canine left kidney intrarenal arteries represent the renal hemodynamic effects of intravenous administration of iodinated contrast media and is not necessary to perform the exam in both kidneys. Right and left kidneys of six adult dogs were evaluated at four different times: before intravenous contrast infusion and after 1.5 hours, 24 hours and 48 hours, subjectively by using renal morphology, cortical echogenicity and renal perfusion, and objectively by using renal length, renal volume and intrarenal vascular resistance (RI and PI). No significant differences were noted between the parameters assessed by B mode and Doppler sonography of the right and left kidney in each evaluated moment. Thus, it was noted that pulsed wave Doppler sonographic evaluation of the left kidney represented the renal hemodynamic response of intravenous iodinated contrast media administration, only if both kidneys presented similar morphometry, morphology, cortical echogenicity, and perfusion during the first assessment.

INDEX TERMS: Pulsed wave Doppler, intrarenal hemodynamics, radiocontrast, dog.

¹ Recebido em 6 de janeiro de 2015.

Aceito para publicação em 4 de setembro de 2015.

Este trabalho é parte da tese de doutorado do primeiro autor.

² Programa de Pós-Graduação em Clínica Cirúrgica Veterinária, Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia (FMVZ), Universidade de São Paulo (USP), Cidade Universitária, Avenida Prof. Orlando Marques de Paiva 87, São Paulo, SP 05508-270, Brasil. *Autor para correspondência: cmmartin@uol.com.br

³ Departamento de Cirurgia, FMVZ-USP, Cidade Universitária, Av. Prof. Orlando Marques de Paiva 87, São Paulo, SP 05508-270.

RESUMO.- Meios de contraste iodado podem promover efeitos hemodinâmicos relacionados à vasoconstrição intrarrenal prolongada e redução da perfusão, predispondo à hipóxia e isquemia medular. Alterações de resistência vascular renal podem representar os primeiros sinais de mudança funcional desse órgão. A técnica Doppler pulsado é considerada acessível, não invasiva e permite avaliar a dinâmica vascular dos rins, por meio da aferição dos índices de resistividade (IR) e pulsatilidade (IP). Contudo, na

espécie canina, a aquisição de traçados espectrais pode ser penosa devido às dificuldades de varredura e captação de sinal Doppler, sobretudo em relação ao rim direito, devido à sua localização dorsocranial na cavidade abdominal, o que prolonga substancialmente a realização do exame. O objetivo deste estudo é comprovar que a avaliação Doppler pulsado das artérias intrarrenais do rim esquerdo de cães representa a repercussão hemodinâmica renal da administração intravenosa de meios de contraste iodado não sendo necessária a realização do exame nos dois rins. Foram avaliados ambos os rins de seis cadelas adultas em quatro momentos distintos: antes da infusão intravenosa do contraste radiológico e após 1,5 horas, 24 horas e 48 horas, por meio da análise subjetiva da morfologia, ecogenicidade cortical e grau de perfusão renais e análise objetiva do comprimento, volume e resistência vascular intrarrenais (IR e IP). Os parâmetros avaliados ao modo B e Doppler dos rins direito e esquerdo não apresentaram diferenças estatisticamente significativas entre si em cada momento avaliado. Assim, constatou-se que o exame ultrassonográfico Doppler pulsado do rim esquerdo representou a repercussão hemodinâmica renal da aplicação intravenosa de meios de contraste iodado, desde que morfometria, morfologia, ecogenicidade cortical e perfusão de ambos os rins fossem consideradas semelhantes na abordagem ultrassonográfica inicial.

TERMOS DE INDEXAÇÃO: Doppler pulsado, hemodinâmica intrarrenal, contraste radiológico, cão.

INTRODUÇÃO

A técnica Doppler pulsado é considerada método simples, acessível e não invasivo que permite avaliar a hemodinâmica renal por meio das mensurações da velocidade máxima ou de pico sistólico (VPS), a velocidade mínima ou diastólica final (VDF), a velocidade média (Vm) durante o ciclo cardíaco (Finn-Bodner & Hudson 1998, Szatmári et al. 2001, Novellas et al. 2007a) e pelo cálculo dos índices hemodinâmicos de resistividade (IR) (Pourcelot 1974) e de pulsatilidade (IP) (Gosling et al. 1974). O IR, também denominado índice de *Pourcelot* e o IP quando obtidos nas artérias intrarrenais (arqueadas e interlobares) refletem a impedância vascular renal (Rivers et al. 1997b). O IR e o IP são valores adimensionais calculados segundo as fórmulas:

$$IR = \frac{\text{velocidade de pico sistólico} - \text{velocidade diastólica final}}{\text{velocidade de pico sistólico}}$$

$$IP = \frac{\text{velocidade de pico sistólico} - \text{velocidade diastólica final}}{\text{velocidade média durante o ciclo cardíaco}}$$

Embora o IR renal seja resultado da complexa interação entre complacência arterial, resistência vascular periférica e pulsatilidade arterial (Schnell & Darmon 2012), para fins clínicos e investigativos, é geralmente aceito como uma expressão da resistência a passagem do fluxo sanguíneo arterial (Morrow et al. 1996, Novellas et al. 2007a). O IP também é considerado uma mensuração indireta da resistência vascular arterial e tem se mostrado mais sensível que o IR para diferenciar espectros de ondas anormais e detectar mudanças na resistência, porque o denominador é a velocidade média durante um ciclo cardíaco completo (Novellas

et al. 2007a). No entanto, o IP renal ainda é um parâmetro pouco utilizado. Acredita-se que este índice seja mais apropriado ao estudo dos territórios vasculares de alta impedância, o que explica a preferência pela avaliação do IR em estudos relacionados à dinâmica vascular renal (Schnell & Darmon 2012). O IR e o IP apresentam forte correlação, mas não existem dados que comprovem a superioridade de um em relação ao outro (Schnell & Darmon 2012).

A análise dos índices hemodinâmicos renais pode ser utilizada com diferentes finalidades. Dentro de uma aplicação clínica comum para o homem e o cão, tais valores podem contribuir especialmente para o diagnóstico de doenças renais parenquimatosas de caráter agudo (Daley et al. 1994, Morrow et al. 1996, Rivers et al. 1997b), no monitoramento desses pacientes após a instituição da terapia renal (Rivers et al. 1997b) e na determinação do prognóstico de indivíduos diagnosticados com lesão renal aguda, sob cuidados intensivos, independentemente da etiologia (Darmon et al. 2011). Além disso, outros estudos avaliaram o IR como auxiliar na investigação da resposta hemodinâmica renal após a administração intravenosa de meios de contraste iodado (Hetzl et al. 2001); como parâmetro para avaliar indiretamente a tolerância do parênquima renal aos meios de contraste iodado (Shakourirad et al. 2009) e para averiguar mecanismos hemodinâmicos relacionados à nefroproteção (Choi et al. 2001). Cães submetidos às condições sistêmicas extrarrenais, como presença de piometra (Santos et al. 2013), doenças hepáticas (Novellas et al. 2008a), hipoadrenocorticismo (Koch et al. 1997), hiperdrenocorticismo, *diabetes mellitus* (Novellas et al. 2008b), diferentes graus de insuficiência cardíaca secundária à doença degenerativa da valva mitral (Chetboul et al. 2012) e diferentes graus de anemia normovolêmica (Koma et al. 2006) e hiper-hidratação (Lee et al. 2014) induzidos experimentalmente, também foram avaliados buscando compreender a repercussão na dinâmica vascular nos rins, a fim de identificar a vulnerabilidade do parênquima renal ao desenvolvimento de injúrias (Koma et al. 2006, Santos et al. 2013) mesmo quando não são observadas alterações nas concentrações séricas de ureia e creatinina (Novellas et al. 2008b, Chetboul et al. 2012, Santos et al. 2013).

No entanto, mesmo com esta vasta aplicabilidade, os índices hemodinâmicos renais podem ser de difícil aferição em cães, devido à mobilidade dos rins e das artérias intrarrenais, fator que interfere na obtenção de ondas espectrais adequadas para análise. Essa movimentação geralmente é decorrente de fatores relacionados a pouca colaboração do paciente, como estresse, vocalização, movimentos involuntários e altas frequências respiratórias (Novellas et al. 2007a). Tais comportamentos poderiam ser driblados pela contenção química desses animais, entretanto, sabe-se que em cães saudáveis certos fármacos sedativos ou anestésicos, podem alterar o fluxo sanguíneo renal e conseqüentemente o IR e o IP renais (Rivers et al. 1996, Rivers et al. 1997a, Novellas et al. 2007b), limitando assim a sensibilidade e especificidade do método (Cerri et al. 1996, Rivers et al. 1996).

Outra limitação da técnica ultrassonográfica que interfere na obtenção dos traçados espectrais nos cães, se refere à varredura do rim direito, que geralmente é realizada

com maior dificuldade quando comparada ao rim esquerdo, pois ele assume uma posição cranial no abdômen, dificultando a livre movimentação do transdutor adjacente ao arco costal ou entre as costelas em todos os animais, e de forma mais pronunciada naqueles com conformação torácica mais estreita (Nyland et al. 2002, Widmer et al. 2004). A varredura da região cranial do rim direito também pode ser prejudicada pelo conteúdo gasoso em alças intestinais posicionadas ventralmente (Nyland et al. 2002). Além disso, a porção cranial do rim direito está localizada mais profundamente, dificultando a obtenção de sinal Doppler (Novellas et al. 2007a).

As dificuldades relacionadas ao comportamento e a localização dorsocranial do rim direito nos cães prolongam o tempo de avaliação da técnica Doppler pulsado das artérias intrarrenais de ambos os rins (Novellas et al. 2007a, 2007b), o que pode constituir desvantagem, sobretudo se forem necessárias avaliações seriadas da hemodinâmica renal do mesmo paciente (Barozzi et al. 2007). No homem, por razões anatômicas e dificuldades de varredura, é o rim esquerdo que se mostra menos acessível pela técnica ultrassonográfica. A fim de agilizar o monitoramento renal de indivíduos internados em unidades de terapia intensiva, onde são necessárias sucessivas avaliações pela técnica Doppler pulsado, é recomendado restringir a investigação ao rim direito (Barozzi et al. 2007).

Dessa forma, restringir a análise do fluxo sanguíneo ao rim esquerdo de cães poderia contribuir na avaliação e no monitoramento de alterações hemodinâmicas renais nesta espécie. Dois grupos de pesquisadores já optaram por avaliar sucessivamente somente a dinâmica vascular do rim esquerdo para monitorar a resposta renal de cães saudáveis jovens (Koma et al. 2006) e adultos (Lee et al. 2014), sob diferentes condições experimentais. Todavia, não foram encontradas na literatura validações para a aferição de dados ultrassonográficos hemodinâmicos em apenas um dos rins.

Portanto, o objetivo deste artigo é comprovar que a avaliação Doppler pulsado das artérias intrarrenais do rim esquerdo é suficiente para representar a repercussão hemodinâmica renal da administração intravenosa de meio de contraste iodado.

MATERIAL E MÉTODOS

Foram avaliadas prospectivamente seis cadelas adultas, entre dez e quatorze anos de idade, das raças Beagle, Poodle, Chow chow, Labrador Retriever e sem definição racial, classificadas em risco anestésico 2, segundo o critério da ASA (*American Society of Anesthesiologists*), devido à insuficiência cardíaca assintomática (categorias Ia ou Ib, de acordo com a *International Small Animal Cardiac Health Council*). Os animais apresentavam concentração sérica de creatinina, exame de urina I e razão proteína:creatinina urinária dentro dos limites de normalidade e foram submetidos aos procedimentos anestésicos e de tomografia computadorizada (TC) com contraste, para estadiamento e planejamento cirúrgico de neoformações originadas em partes moles. Os cães faziam parte de um experimento maior, aprovado pela Comissão de Ética no Uso de Animais da Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia da Universidade de São Paulo (Protocolo 2901/2013). Todos os proprietários tomaram ciência dos procedimentos. Durante o exame de TC, os animais receberam meio de contraste iodado

não iônico de baixa osmolaridade (iohexol) com concentração de 300mgI/ml (Omnipaque300®, GE Healthcare), via intravenosa, no volume de 2ml/kg, *in bolus*.

As avaliações renais, por meio da ultrassonografia modo B, Doppler colorido, de amplitude e pulsado, foram realizadas em quatro momentos distintos: antes (momento T0) da infusão intravenosa do meio de contraste iodado e 1,5 horas (momento T1), 24 horas (momento T2) e 48 horas (momento T3) após. Ao todo se procederam 24 exames ultrassonográficos de ambos os rins, realizados por um único operador (CMM).

Foi utilizado aparelho de ultrassonografia dinâmico, modelo MyLab™40VET (Esaote Healthcare do Brasil), com os recursos de Doppler colorido, de amplitude e pulsado e três transdutores eletrônicos multifrequências de banda larga (microconvexo com frequência de 5-8 MHz, convexo de 2.5-6.6 MHz e linear de 3-11 MHz), cuja escolha foi feita de acordo com o biotipo do paciente e a profundidade renal. Foi realizada tricotomia abdominal e dos flancos direito e esquerdo para possibilitar a movimentação do transdutor e minimizar ao máximo a presença de ar entre o transdutor e a pele do paciente, cujo melhor contato se deu pela aplicação de gel acústico específico (Ultra-gel ULTRA®, MultiGel). Os animais foram contidos manualmente por auxiliares e mantidos nos decúbitos dorsal e lateral.

Ao modo B foram determinados os aspectos sonográficos morfológicos (comprimento e volume), morfológicos (contornos, definição da junção corticomedular e arquitetura) e a ecogenicidade cortical dos rins. As janelas acústicas utilizadas na varredura foram a abdominal, com o cão em decúbito dorsal, e as paralombar direita e esquerda com o paciente em decúbitos lateral esquerdo e direito, respectivamente. O acesso da janela paralombar foi feito com o transdutor posicionado na parede abdominal lateral, caudalmente ao gradil costal. A varredura dos rins com orientação longitudinal do transdutor, realizada pela janela acústica paralombar com o cão em decúbito lateral direito ou esquerdo, permitiu obter o plano de secção dorsal e a mensuração do comprimento renal. A partir dessa imagem do rim rotacionou-se o transdutor 90°, alterando o feixe sonoro para uma orientação transversal, obtendo-se o plano de secção transversal e as mensurações da largura e da altura. A largura foi mensurada no eixo renal lateromedial e a altura no eixo renal ventrodorsal (Mattoon et al. 2002, Nyland et al. 2002). As mensurações renais de comprimento, altura e largura foram feitas três vezes e calculadas as médias aritméticas simples, visando um resultado mais fidedigno. A partir das medidas lineares de comprimento (c), altura (a) e largura (l), foi possível estimar o volume renal (V) por meio da fórmula para o volume de um elipsoide ($V = \pi/6.c.a.l$), conforme proposto por Barr (1990) com auxílio do software *Excel* (Microsoft Office 2010®). Quando não foi possível obter o comprimento pela secção dorsal, utilizou-se o acesso abdominal obtendo-se o plano de secção sagital mediano (Mattoon et al. 2002). O comprimento e o volume renais foram utilizados para comparar as dimensões dos rins ao longo do tempo, nos momentos de avaliação.

Durante a varredura os rins foram avaliados morfológicamente quanto aos contornos, definição da junção corticomedular e arquitetura renal, baseada na análise da relação espessura corticomedular e na presença ou não de dilatação do sistema coletor. Os contornos foram classificados em regulares ou irregulares, a definição da junção corticomedular em definida e mal definida e a arquitetura renal em preservada ou não preservada. A partir destas informações, realizou-se a classificação morfológica em escores. Escore 1 (morfologia preservada): ausência de alterações nos contornos, definição da junção corticomedular e arquitetura, escore 2 (morfologia parcialmente preservada): alteração de contornos isolada ou associada a alteração de definição da junção corticomedular com arquitetura preservada, escore 3 (morfologia

não preservada): alteração da relação corticomedular isolada ou associada a dilatação de pelve, independentemente da classificação dos contornos. A ecogenicidade cortical renal foi avaliada durante a varredura, de forma subjetiva em comparação com o parênquima esplênico à esquerda e o parênquima hepático à direita e classificada em (1) preservada, (2) aumentada, (3) reduzida, (4) mista, caso fossem observadas lesões focais que sugerissem cistos, infartos, pontos de mineralização ou fibrose e (5) acentuadamente aumentada ou reduzida, caso fossem observadas mudanças bruscas de ecogenicidade em relação ao momento anterior.

A avaliação semiquantitativa da perfusão renal foi graduada de acordo com o preenchimento das artérias e veias renais interlobares, arqueadas e interlobulares em todo o parênquima por meio dos mapeamentos Doppler colorido e de amplitude. Dessa forma, a perfusão renal foi classificada em quatro graus (0 a 3), conforme proposto por Barozzi et al. (2007). Grau 0: vasos renais não identificáveis, grau 1: poucos vasos identificáveis na proximidade do hilo renal, grau 2: vasos hilares e interlobares identificáveis na maior parte do parênquima e grau 3: todos os vasos renais identificáveis do hilo até as artérias arqueadas/interlobulares em todo o parênquima renal (Fig.1). Utilizou-se o transdutor linear de 3 a 11 MHz, ajustando-se a caixa colorida sobre os rins, configurando-se a menor frequência de repetição de pulso (*pulse repetition frequency* ou PRF) sem que ocorresse *aliasing*, com filtro de parede médio e baixo e o ganho no nível máximo anterior à formação de ruídos.

A avaliação quantitativa e indireta da resistência vascular renal foi realizada por meio do estudo Doppler pulsado e aferição dos IR e IP das artérias interlobares nas regiões cranial (cr), média (md) e caudal (cd) de ambos os rins. A porção mais distal de cada artéria interlobar foi localizada por meio do mapeamento colorido de fluxo, o Doppler pulsado foi acionado e o volume de amostra, entre 2 a 4 mm, posicionado sobre o vaso. Embora o cálculo dos índices hemodinâmicos independa do ângulo de insonação entre o feixe sonoro e o eixo do vaso em questão, procurou-se atentar para que o mesmo fosse mantido entre 0° e 60°, sempre que possível. Ao Doppler pulsado analisaram-se as artérias intrarrenais com frequências variando entre 2.5 e 6.6 MHz, filtro de parede baixo (50Hz) e o ganho no nível máximo anterior à formação de

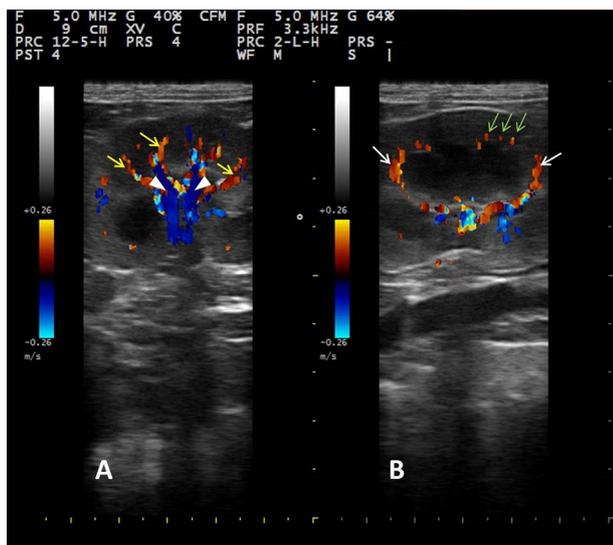


Fig.1. (A,B) Sonogramas de rim esquerdo em planos seccionais dorsais, ilustram o preenchimento vascular por meio da técnica Doppler colorido. É possível identificar as artérias (setas amarelas em A) e veias interlobares (cabeças de seta em A), artérias arqueadas (setas brancas em B) e interlobulares (setas verdes em B).

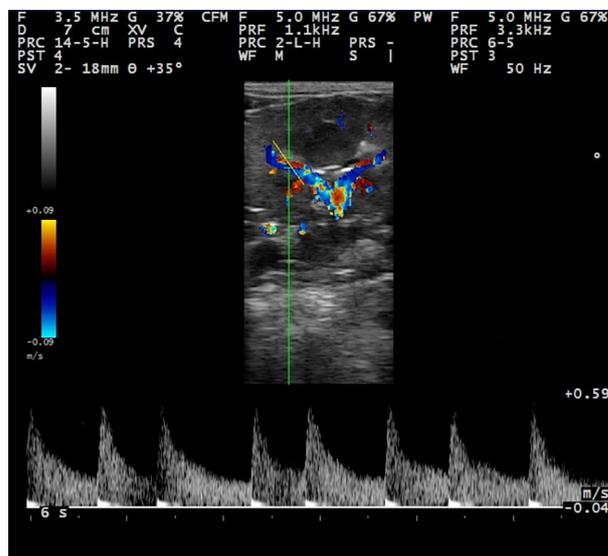


Fig.2. Imagem tríplex Doppler de artéria intrarrenal interlobar e traçado obtido com transdutor linear (frequência Doppler 5.0 MHz), no qual se observam pelo menos três ondas espectrais semelhantes e consecutivas, para o cálculo dos índices hemodinâmicos. Neste caso não se obteve paralelismo entre o eixo do vaso e o cursor do ângulo (linha amarela).

ruídos ao fundo do espectro. A PRF foi ajustada de modo que não ocorresse *aliasing*. A menor escala de velocidades que exibisse o traçado espectral sem *aliasing* foi selecionada.

Foram analisados os traçados que apresentassem de preferência, pelo menos três ondas espectrais de aspecto semelhante e consecutivas (Fig.2). A partir dos traçados espectrais, analisados posteriormente no software Mylab Desk (Esaote Healthcare do Brasil), foi possível obter a VPS, VDF, Vm e posteriormente, os valores do IR e do IP (Fig.3). Os IRs obtidos em cada uma das três

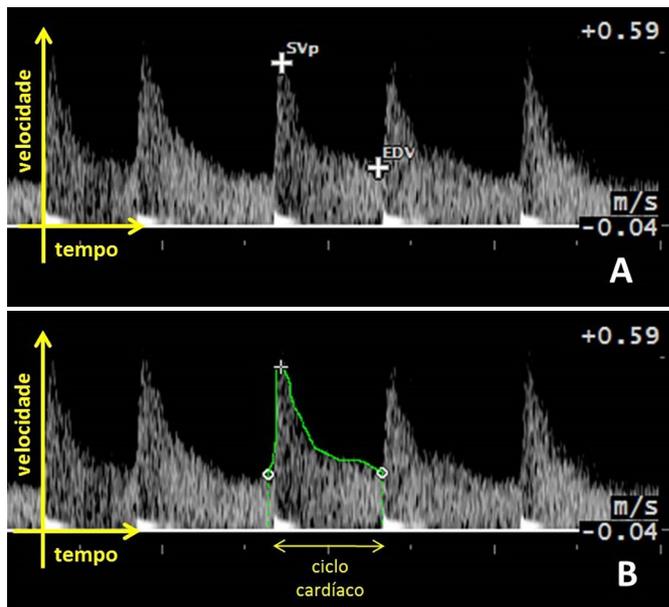


Fig.3. (A,B) Traçados espectrais da artéria interlobar. A: na onda espectral selecionada (entre calipers) foi determinado o pico de velocidade sistólica (SVp) e a velocidade diastólica final (EDV) para aferição do IR. B: a linha contínua delimita a onda espectral, que representa a velocidade média durante o ciclo cardíaco completo e é utilizada para cálculo do IP.

ondas espectrais de um traçado foram submetidos à média aritmética simples, resultando no índice de resistividade de uma determinada porção do parênquima (IRcr, IRmd ou IRcd). Considerou-se como IR intrarrenal a média aritmética simples das porções onde foi possível obter o IR regional. Quando foi possível aferir apenas o IR de uma região, esse foi considerado o IR intrarrenal. O mesmo foi feito para se obter o valor do IP de ambos os rins.

A quantidade de traçados espectrais regionais não obtidos em cada rim foi calculada por meio de porcentagens simples, em um total de 72 avaliações regionais de cada rim. A quantidade de traçados regionais não obtidos em cada porção (cranial, média e caudal) também foi calculada, em um total de 24 avaliações por porção.

Em todos os momentos, o rim esquerdo foi avaliado antes do direito, pelo modo B, seguidos pelo Doppler colorido, de amplitude e pulsado.

O tempo decorrido para a aquisição dos traçados espectrais, desconsiderando-se a análise das ondas e cálculo do IR e IP, foi quantificado em minutos.

O escore de morfologia, a ecogenicidade cortical e o grau de perfusão renal pelo Doppler colorido e de amplitude mantiveram-se inalterados ao longo do tempo e iguais para ambos os rins, não sendo necessária a aplicação de testes de hipótese estatística. Foram obtidas as médias e desvios padrão das variáveis: comprimento, volume, IR, IP e tempo decorrido para avaliação Doppler pulsado para cada momento e cada rim (Bussab & Morettin 2006). Para avaliar o efeito do lado (rim direito ou esquerdo) sobre estas variáveis foram construídos gráficos de perfis individuais por lado (esquerdo ou direito) e momento (T0 a T3) e ajustados modelos para medidas repetidas por equações de estimação generalizada (*generalized estimating equation* ou GEE) com distribuição normal e matriz de correlação de trabalho uniforme (Hardin & Hilbe 2003).

As análises de variância do modelo GEE ajustado para volume, IR, IP e tempo de avaliação testaram:

(1) o efeito fixo do lado, para responder se houve diferença estatisticamente significativa entre a variável do rim direito e do esquerdo;

(2) o efeito fixo do momento, para responder se houve diferença da variável em cada um dos momentos avaliados;

(3) e se o efeito do momento foi diferente entre os lados (interação lado:momento), ou seja, se houve diferença entre a variável do rim direito e do rim esquerdo em um determinado momento.

Uma vez que o efeito fixo do momento fosse significativo ao nível de significância de 5% foram calculados os coeficientes estimados para o modelo GEE para responder se a variável foi diferente em algum momento avaliado. O mesmo foi realizado se o efeito fixo do lado fosse significativo ao nível de significância de 5% para responder se a variável foi diferente entre os lados.

Os cálculos foram realizados com o *software* estatístico R 3.1.0 (R Core Team, 2014), com auxílio dos pacotes *geepack* (Højsgaard et al. 2006) para os modelos ajustados e *ggplot2* (Wickham 2009) para os gráficos.

Por fim, avaliou-se para essa amostra de seis cães, a probabilidade (poder do teste) em detectar diferenças entre as medidas de IR e IP para o rim direito e esquerdo e o valor das diferenças detectadas, por meio do erro padrão e com auxílio do pacote *pwr* (Champely 2012).

RESULTADOS

Considerando-se a aquisição de traçados espectrais adequados para a aferição do IR e do IP, a quantidade de traçados regionais não obtidos foi maior no rim direito (Quadro 1) e na porção cranial para ambos os rins, destacando-se dentre elas, a região cranial do rim direito (Quadro 2).

Quadro 1. Traçados espectrais regionais não obtidos em cada rim, considerando um total de 72 avaliações regionais, tanto no rim direito, quanto no esquerdo

Porcentagem (%) e quantidade de traçados espectrais regionais (n) não obtidos em todas as 72 porções de cada rim avaliado	
Rim direito	36,11% (26)
Rim esquerdo	9,72% (7)

Quadro 2. Traçados espectrais regionais não obtidos em cada porção (cranial, média e caudal) dos rins direito e esquerdo, considerando um total de 24 avaliações por porção

	Porcentagem (%) e quantidade de traçados espectrais (n) regionais não obtidos em cada porção renal		
	Cranial (24)	Média (24)	Caudal (24)
Rim direito	58,33% (14)	16,67% (4)	33,33% (8)
Rim esquerdo	20,83% (5)	4,17% (1)	4,17% (1)

Quadro 3. Média±desvio padrão do comprimento, volume, IR, IP e tempo decorrido para avaliação Doppler pulsado de ambos os rins nos quatro momentos de avaliação

Variável	Momentos	n	Média±desvio padrão
Rim direito comprimento (cm)	T0	6	5,96 ± 1,24
	T1	6	6,21 ± 1,21
	T2	6	6,02 ± 1,20
	T3	6	6,00 ± 1,30
Rim esquerdo comprimento (cm)	T0	6	5,79 ± 1,39
	T1	6	6,07 ± 1,36
	T2	6	5,99 ± 1,25
	T3	6	5,90 ± 1,17
Rim direito volume (cm ³)	T0	6	32,98 ± 14,26
	T1	6	36,87 ± 17,44
	T2	6	34,15 ± 16,17
	T3	6	33,06 ± 15,12
Rim esquerdo volume (cm ³)	T0	6	35,89 ± 18,22
	T1	6	39,96 ± 24,78
	T2	6	36,99 ± 19,63
	T3	6	34,55 ± 16,20
IR Rim direito	T0	6	0,61 ± 0,05
	T1	6	0,65 ± 0,05
	T2	6	0,62 ± 0,06
	T3	5	0,60 ± 0,03
IR Rim esquerdo	T0	6	0,61 ± 0,05
	T1	6	0,65 ± 0,05
	T2	6	0,63 ± 0,06
	T3	6	0,61 ± 0,03
IP Rim direito	T0	6	1,12 ± 0,21
	T1	6	1,27 ± 0,18
	T2	6	1,17 ± 0,27
	T3	5	1,04 ± 0,16
IP Rim esquerdo	T0	6	1,11 ± 0,21
	T1	6	1,28 ± 0,19
	T2	6	1,19 ± 0,25
	T3	6	1,11 ± 0,11
Rim direito tempo de avaliação Doppler pulsado (minutos)	T0	6	24,83 ± 3,55
	T1	6	22,00 ± 3,16
	T2	6	21,17 ± 3,43
	T3	6	20,00 ± 4,15
Rim esquerdo tempo de avaliação Doppler pulsado (minutos)	T0	6	18,67 ± 3,72
	T1	6	15,33 ± 3,08
	T2	6	14,50 ± 3,45
	T3	6	14,33 ± 3,39

N = quantidade de dados obtidos para cada variável.

O escore de morfologia, a ecogenicidade cortical e o grau de perfusão renal obtidos pelos exames ultrassonográficos modo B, Doppler colorido e de amplitude de três cadelas não estavam totalmente preservados nas avaliações iniciais (momento T0), no entanto, eram semelhantes entre os dois rins e permaneceram inalterados ao longo do experimento, ou seja, em cada um dos momentos avaliados (T1, T2, T3). Os outros três animais apresentavam todos os aspectos sonográficos preservados e iguais para ambos os rins, e estes se mantiveram inalterados ao longo do tempo.

A média e o desvio padrão do comprimento, volume, IR, IP e tempo decorrido para avaliação Doppler pulsado de ambos os rins encontram-se no Quadro 3. Em um dos animais, não foi possível obter o IR e o IP no momento T3, devido à falta de colaboração e mudança de temperamento do mesmo durante a realização do exame. Nas Figuras 4 a 8,

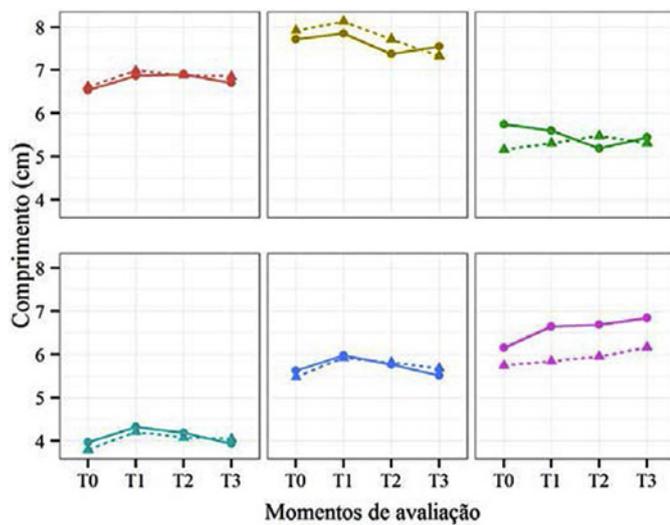


Fig. 4. Representações gráficas dos perfis individuais de comprimento dos rins dos seis cães por lado (direito e esquerdo), nos quatro momentos de avaliação (T0 a T3). Linha contínua=lado direito; linha tracejada=lado esquerdo.

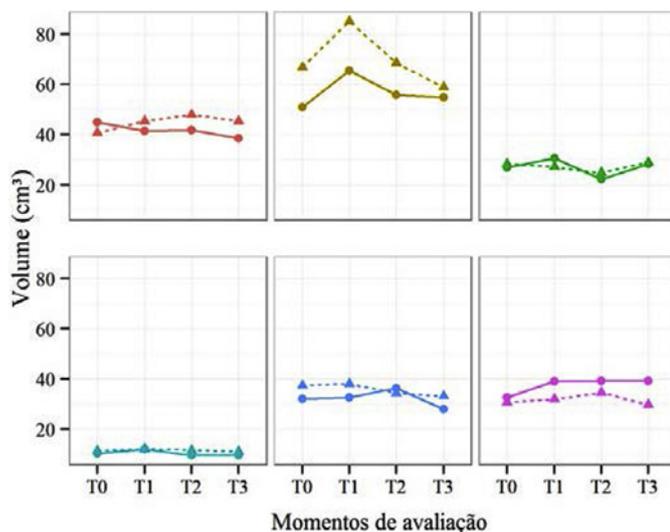


Fig. 5. Representações gráficas dos perfis individuais de volume dos rins dos seis cães por lado (direito e esquerdo), nos quatro momentos de avaliação (T0 a T3). Linha contínua=lado direito; linha tracejada=lado esquerdo.

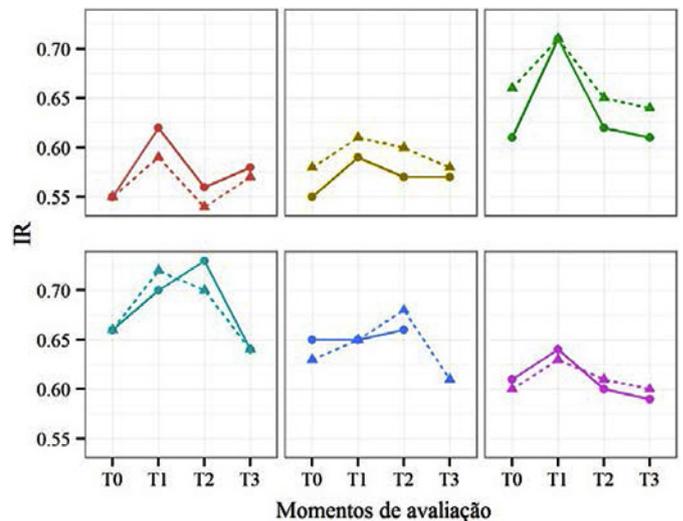


Fig. 6. Representações gráficas dos perfis individuais de IR dos rins dos seis cães por lado (direito e esquerdo), nos quatro momentos de avaliação (T0 a T3). Linha contínua=lado direito; linha tracejada=lado esquerdo.

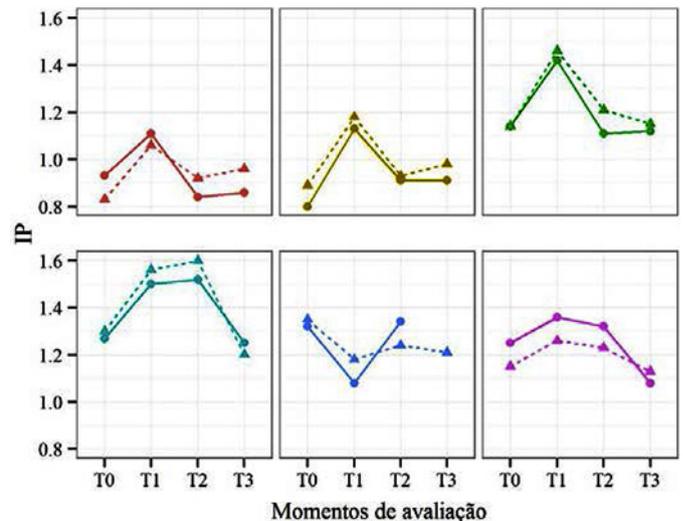


Fig. 7. Representações gráficas dos perfis individuais de IP dos rins dos seis cães por lado (direito e esquerdo), nos quatro momentos de avaliação (T0 a T3). Linha contínua=lado direito; linha tracejada=lado esquerdo.

as mesmas variáveis estão representadas pelos gráficos de perfis individuais por lado (esquerdo ou direito) e momento (T0, T1, T2 e T3).

O comprimento (Fig. 4) não apresentou diferenças estatisticamente significativas entre os rins direito e esquerdo, em cada momento avaliado, mas foram observadas diferenças estatísticas do comprimento ao longo do tempo (Quadro 4). Assim, os comprimentos de ambos os rins apresentaram um discreto aumento (em média de 0,268cm) no momento T1 (Quadro 4.1). Contudo, o coeficiente estimado da correlação uniforme para o comprimento foi altíssimo (0,963), o que indica que o comprimento é praticamente constante entre os rins direito e esquerdo e ao longo tempo (Quadro 4.1).

Já entre o volume do rim direito e do rim esquerdo não foram encontradas diferenças estatisticamente significati-

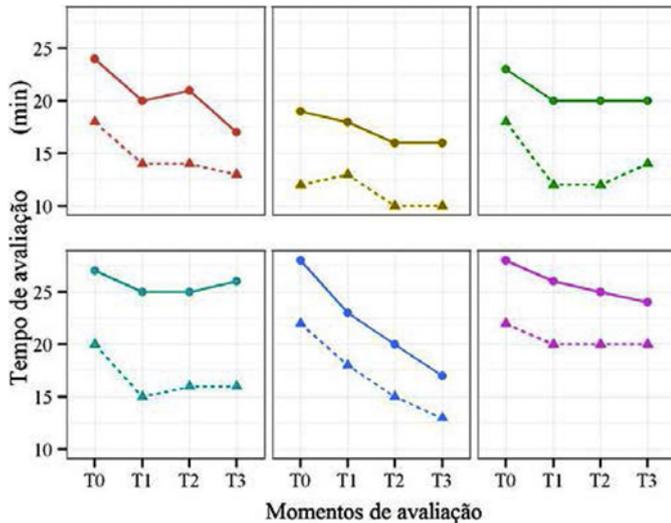


Fig.8. Representações gráficas dos perfis individuais de tempo de avaliação do Doppler pulsado dos rins dos seis cães por lado (direito e esquerdo), nos quatro momentos de avaliação (T0 a T3). Linha contínua=lado direito; linha tracejada=lado esquerdo.

Quadro 4. Análise de variância do modelo GEE ajustado para comprimento segundo lado, momento e interação lado:momento

Fator	Graus de liberdade	Estatística	Valor p
Lado	1	1,1	0,3
Momento	3	66,3	<0,01
Lado:momento	3	1,5	0,7

Quadro 4.1. Coeficientes estimados para o modelo GEE ajustado para o comprimento segundo momento e lado

Coefficiente	Estimativa	Erro padrão	Wald test	Valor p
Intercepto*	5,929	0,476	155,180	<0,001
Lado esquerdo	-0,114	0,109	1,090	0,30
MomentoT1	0,268	0,058	21,260	<0,001
MomentoT2	0,131	0,098	1,780	0,18
MomentoT3	0,077	0,116	0,440	0,51
Sigma (desvio padrão)	1,3	0,6		
Alpha (correlação)	0,963	0,023		

*Estimativa do comprimento para o lado direito no momento T0.

Quadro 5. Análise de variância do modelo GEE ajustado para volume (cm³) segundo lado, momento e interação lado:momento

Fator	Graus de liberdade	Estatística	Valor p
Lado	1	1,28	0,26
Momento	3	3,29	0,35
Lado:momento	3	0,52	0,92

vas, ou seja, não houve variação entre os lados, em cada um dos momentos avaliados e nem ao longo do tempo (Fig.5, Quadro 5).

O IR (Fig.6) também não apresentou diferenças estatisticamente significativas entre os valores dos rins direito e esquerdo, ou seja, não ocorreram variações entre os lados. Também não foram encontradas diferenças entre o IR dos rins em cada momento de avaliação (Quadro 6), contudo há evidências que o IR de ambos os rins variaram ao longo do

Quadro 6. Análise de variância do modelo GEE ajustado para IR segundo lado, momento e interação lado:momento

Fator	Graus de liberdade	Estatística	Valor p
Lado	1	0,4	0,5
Momento	3	39,4	<0,001
Lado:momento	3	0,7	0,9

Quadro 6.1. Coeficientes estimados para o modelo GEE ajustado para o IR segundo momento e lado

Coefficiente	Estimativa	Erro padrão	Wald test	Valor p
Intercepto*	0,60672	0,01622	1399,49	<0,001
Lado esquerdo	0,0049	0,00636	0,59	0,441
MomentoT1	0,0425	0,0084	25,63	<0,001
MomentoT2	0,0175	0,00831	4,43	0,035
MomentoT3	-0,0048	0,00758	0,4	0,526
Sigma (desvio padrão)	0,002	0,001		
Alpha (correlação)	0,806	0,0483		

*Estimativa do comprimento para o lado direito no momento T0.

Quadro 7. Análise de variância do modelo GEE ajustado para IP segundo lado, momento e interação lado:momento

Fator	Graus de liberdade	Estatística	Valor p
Lado	1	0,7	0,4
Momento	3	32,5	<0,001
Lado:momento	3	4	0,3

Quadro 7.1. Coeficientes estimados para o modelo GEE ajustado para o IP segundo momento e lado

Coefficiente	Estimativa	Erro padrão	Wald test	Valor p
Intercepto*	1,106	0,079	196,000	<0,001
Lado esquerdo	0,017	0,016	1,210	0,272
MomentoT1	0,161	0,072	4,980	0,026
MomentoT2	0,067	0,042	2,550	0,110
MomentoT3	-0,032	0,035	0,810	0,369
Sigma (desvio padrão)	0,035	0,009		
Alpha (correlação)	0,751	0,089		

*Estimativa do comprimento para o lado direito no momento T0.

Quadro 8. Análise de variância do modelo GEE ajustado para tempo de avaliação Doppler pulsado segundo lado, momento e interação lado:momento

Fator	Graus de liberdade	Estatística	Valor p
Lado	1	133,5	<0,001
Momento	3	35,1	<0,001
Lado:momento	3	4,7	0,2

tempo com tendência de aumento nos momentos T1 e T2, em relação ao T0 (Quadro 6.1).

Da mesma forma que o IR, o IP (Fig.7) também não apresentou diferenças estatisticamente significativas entre os valores dos rins direito e esquerdo, e também não foram encontradas diferenças entre o IP dos rins em cada momento de avaliação (Quadro 7). No entanto, há evidências que o IP de ambos os rins variaram ao longo do tempo, com tendência de aumento no momento T1, em relação ao T0 (Quadro 7.1).

Em relação ao tempo utilizado para a avaliação Doppler pulsado (Fig.8) foram encontradas diferenças estatisticamente significativas entre os rins e nos momentos avaliados (Quadro 8). O tempo médio decorrido para a avaliação

Quadro 8.1. Coeficientes estimados para o modelo GEE ajustado para o tempo de avaliação Doppler pulsado segundo momento e lado

Coeficiente	Estimativa	Erro padrão	Wald test	Valor p
Intercepto*	24,896	1,363	333,7	<0,001
Lado esquerdo	-6,292	0,545	133,5	<0,001
MomentoT1	-3,083	0,661	21,8	<0,001
MomentoT2	-3,917	0,711	30,3	<0,001
MomentoT3	-4,583	1,102	17,3	<0,001
Sigma (desvio padrão)	10,3	3,2		
Alpha (correlação)	0,771	0,110		

*Estimativa do tempo de avaliação Doppler pulsado para o lado direito no momento T0.

do rim direito foi em média 6,3 minutos superior à avaliação do rim esquerdo. Além disso, a duração do exame Doppler pulsado de ambos os rins sofreu um decréscimo gradual da primeira (T0) para a última análise (T3). O tempo de avaliação foi maior no momento T0 e menor no momento T3, sendo necessários em média 4,6 minutos a menos, na última avaliação (Quadro 8.1).

Em relação à probabilidade (poder do teste) em detectar diferenças entre as medidas de IR e IP para o rim direito e esquerdo foi observado, com nível de significância de 5%, que esta amostra de seis cães tem uma probabilidade de 80% (poder de 80%) para detectar diferenças de 0,009 unidades de IR e de 0,023 unidades de IP, entre os rins direito e esquerdo.

DISCUSSÃO

A quantidade não obtida de traçados espectrais regionais considerados adequados para a realização das aferições foi maior para o rim direito e na porção cranial de ambos os rins, destacando-se dentre todas, a região cranial do rim direito o que pode ser justificado pelas dificuldades de varredura (Widmer et al. 2004, Nyland et al. 2002) e obtenção de sinal Doppler em regiões mais profundas (Novellas et al. 2007a). Neste estudo, a posição dorsocranial do rim direito junto à margem costal ou no interior do gradil costal permitiu menor movimentação e angulação do transdutor, além de maior dificuldade de captação do sinal Doppler, quando comparado ao acesso sonográfico do rim esquerdo posicionado mais caudalmente.

Os dados ultrassonográficos relacionados ao volume, morfologia, ecogenicidade cortical e grau de perfusão renal das seis cadelas avaliadas permaneceram inalterados ao longo do tempo (T1, T2 e T3) e sem diferenças para os rins direito e esquerdo, mesmo que morfologia, ecogenicidade e perfusão não estivessem totalmente preservadas na avaliação inicial (momento T0). Já o comprimento apresentou uma diferença estatisticamente detectável no momento T1, mas para ambos os rins. Um aumento médio de 0,27 cm na mensuração longitudinal não aparenta grande magnitude, especialmente se for levado em consideração que o volume permaneceu inalterado e que o coeficiente de correlação uniforme para o comprimento indicou que esta variável se manteve praticamente constante entre os rins e ao longo tempo. Uma possível explicação para o aumento do comprimento renal em T1 seria a expansão medular por diurese,

após a aplicação do meio de contraste (Walter et al., 1987). No homem, o comprimento apresenta melhor reprodutibilidade em comparação ao volume, sendo preferível quando são necessárias avaliações seriadas do mesmo paciente (Emamian et al. 1995). Tendo em vista a facilidade de aferição do comprimento neste estudo, os autores sugerem a sua utilização para o monitoramento sequencial dos rins de cães.

Os valores de IR dos rins direito e esquerdo, isoladamente ou em conjunto com o IP, não apresentaram diferenças estatisticamente significativas quando analisadas as artérias intrarrenais de cães jovens ou adultos saudáveis, (Nyland et al. 1993, Morrow et al. 1996, Novellas et al. 2007a, Chang et al. 2010), com enfermidades sistêmicas extrarrenais (Novellas et al. 2008a, 2008b, Chetboul et al. 2012, Santos et al. 2013) ou doenças renais parenquimatosas de natureza não obstrutiva (Morrow et al. 1996, Rivers et al. 1997b, Novellas et al. 2010), sem efeito de sedação ou anestesia, da mesma forma que neste estudo, onde os animais receberam infusão intravenosa de meio de contraste iodado.

Em rins de indivíduos humanos saudáveis, quando são analisados os valores dos IR é constatada uma diferença igual ou menor que 5% entre eles, o que corresponde a 0,03 e não é considerado estatisticamente significativo (El Helou et al. 1993). Neste estudo, onde foram analisadas seis cadelas idosas sem diferenças estatísticas entre os aspectos sonográficos morfométricos, morfológicos, de ecogenicidade cortical e de perfusão do rim direito e esquerdo, foi constatado que os rins podem ser diferentes em 0,009 unidades de IR e 0,023 unidades de IP, com 80% de probabilidade. Assim, caso houvesse diferença estatística entre os rins dos animais deste estudo, esta teria sido detectada com valores inferiores ao que se têm como estatisticamente significativas para o homem.

O fato de não terem sido encontradas diferenças estatisticamente significativas entre os rins direito e esquerdo, nas análises de comprimento, volume, morfologia, ecogenicidade, grau de perfusão e de resistência vascular intrarrenal (IR e IP), independente da uniformidade do grupo quanto ao seu biotipo, sinaliza para o comportamento indiferente entre os rins quando submetidos à avaliação dos efeitos do meio de contraste, podendo justificar o monitoramento de apenas um rim para otimizar avaliações seriadas.

Neste estudo com seis cadelas, foram constatadas evidências de que os valores de IR e de IP de ambos os rins variaram ao longo do tempo, com tendência de aumento nos momentos T1 e T2 para o IR e no momento T1 para o IP, reforçando o fato de não terem sido encontradas diferenças estatísticas entre os índices hemodinâmicos de cada rim, em cada momento avaliado. Este fato reitera a hipótese de que quando se restringe a análise Doppler pulsado apenas para o rim esquerdo, esta é capaz de representar a repercussão da administração intravenosa dos meios de contraste iodado na hemodinâmica renal.

Em relação ao tempo decorrido para a obtenção de traçados espectrais adequados para a aferição do IR e do IP, a avaliação do rim direito foi em média 6,3 minutos mais demorada quando comparada ao rim esquerdo, podendo

ser justificada pelas dificuldades de varredura e captação de sinal Doppler do primeiro, o que defenderia a escolha do monitoramento do rim esquerdo, a fim de facilitar análises sequenciais.

O tempo de avaliação tanto do rim direito quanto do esquerdo foi maior no momento T0 e menor no momento T3 sendo necessário em média 4,6 minutos a menos na última avaliação, provavelmente devido ao aprendizado do operador em relação aos parâmetros Doppler para captar o sinal em cada cão com peculiaridades anatômicas específicas.

As análises Doppler pulsado dos dois rins levaram em média 37,7 minutos, o que prejudica o pareamento dos resultados obtidos nos dois rins às 1,5, 24 e 48 horas após a aplicação intravenosa do contraste e consequentemente a exequibilidade de projetos complexos com múltiplas aferições. Procedendo-se somente a análise do rim esquerdo, o tempo de avaliação foi reduzido em média para 15,7 minutos, otimizando a realização do exame e tornando mais efetivo o pareamento da hemodinâmica renal por meio dos valores de IR e IP nos momentos pré-determinados.

CONCLUSÕES

O exame ultrassonográfico Doppler pulsado do rim esquerdo de cães foi capaz de representar a repercussão da aplicação intravenosa do meio de contraste iodado na hemodinâmica renal, desde que a morfometria, morfologia, a ecogenicidade cortical e a perfusão renal de ambos os rins fossem consideradas semelhantes na abordagem ultrassonográfica inicial.

Assim, como não foram constatadas diferenças estatisticamente significativas entre o IR e o IP dos rins direito e esquerdo, neste grupo de seis animais, restringir a análise Doppler pulsado para o rim esquerdo em cães é escolha vantajosa, ao se considerar a maior dificuldade de varredura, captação de sinal Doppler, menor aquisição de traçados espectrais e maior tempo da avaliação Doppler pulsado do rim direito.

REFERÊNCIAS

- Barozzi L., Valentino M., Santoro A., Mancini E. & Pavlica P. 2007. Renal ultrasonography in critically ill patients. *Crit. Care Med.* 35:S198-S205.
- Barr F.J. 1990. Evaluation of ultrasound as a method of assessing renal size in the dog. *J. Small Anim. Pract.* 31:174-179.
- Bussab W.O. & Morettin P.A. 2006. *Estatística Básica*. 6ª ed. Saraiva, São Paulo.
- Cerri G.G., Mólnar L.J. & Vezozzo D.C.P. 1996. *Doppler*. Sarvier, São Paulo, p.133-154.
- Champely S. 2012. *pwr: basic functions for power analysis*. R package version 1.1.1 [http://CRAN.R-project.org/package=pwr]. Acessado em 31 ago. 2014.
- Chang Y.J., Chan I.P., Cheng F.P., Wang W.S., Liu P.C. & Lin S.L. 2010. Relationship between age, plasma renin activity, and renal resistive index in dogs. *Vet. Radiol. Ultrasound* 51:335-337.
- Chetboul V., Daste T., Gouni V., Concordet D., Trehiou-Sechi E., Serres F., Pouchelon J.L., Germain C.A., Layssol-Lamour C. & Lefebvre H.P. 2012. Renal resistive index in 55 dogs with degenerative mitral valve disease. *J. Vet. Intern. Med.* 26:101-108.
- Choi J., Lee H., Chang D., Lee K., Choi K. & Yoon J. 2001. Effect of dopamine on excretory urography image quality and the prevention of contrast induced nephropathy in dogs. *J. Vet. Med. Sci.* 63:383-388.
- Daley C.A., Finn-Bodner S.T. & Lenz S.D. 1994. Contrast-induced renal failure documented by color-doppler imaging in a dog. *J. Am. Anim. Hosp. Assoc.* 30:33-37.
- Darmon M., Schortgen F., Vargas F., Liazydi A., Schlemmer B., Brun-Buisson C. & Brochard L. 2011. Diagnostic accuracy of Doppler renal resistive index for reversibility of acute kidney injury in critically ill patients. *Intensive Care Med.* 37:68-76.
- Emamian S.A., Nielsen M.B. & Pedersen J.F. 1995. Intraobserver and Interobserver Variations in Sonographic Measurements of Kidney Size in Adult Volunteers: a comparison of linear measurements and volumetric estimates. *Acta Radiol.* 36:399-401.
- El Helou N., Helenon O., Augusti M., Correas J.M., El Rody F., Souissi M. & Moreau J.F. 1993. Renal Doppler ultrasonography in the diagnosis of acute obstructions of the upper urinary tract. *J. Radiol.* 74:499-507.
- Finn-Bodner S.T. & Hudson J.A. 1998. Abdominal vascular sonography. *Vet. Clin. North Am., Small Anim. Pract.* 28:887-942.
- Gosling R.G., Dunbar G., King D.H., Newman D.L., Side C.D., Woodcock J.P., Fitzgerald D.E., Keates J.S. & MacMillan D. 1974. The quantitative analysis of occlusive peripheralarterial disease by a non-intrusive ultrasonic technique. *Angiology* 22:52-55.
- Hardin J.W. & Hilbe J.M. 2003. *Generalized Estimating Equations*. Chapman and Hall/CRC, London. 229p.
- Hetzl G.R., May P., Hollenbeck M., Voiculesci A., Mödder U. & Grabensee B. 2001. Assessment of radiocontrast media induced renal vasoconstriction by color coded duplex sonography. *Ren. Fail.* 23:77-83.
- Højsgaard S., Halekoh U. & Yan J. 2006. The R package geepack for generalized estimating equations. *J. Stat. Softw.* 15:1-11.
- Koch J., Jensen A.L., Wenck A., Iversen L. & Lykkegaard K. 1997. Duplex Doppler measurements of renal blood flow in a dog with Addison's disease. *J. Small Anim. Pract.* 38:124-126.
- Koma L.M., Kirberger R.M. & Scholtz L. 2006. Doppler ultrasonography changes in the canine kidney during normovolaemic anaemia. *Res. Vet. Sci.* 80:96-102.
- Lee S., Park N., Kim J. & Eom K. 2014. Doppler ultrasonographic evaluation of renal arterial resistive and pulsatility indices in overhydrated Beagles. *Am. J. Vet. Res.* 75:344-348.
- Mattoon J.S., Auld D.M. & Nyland T.G. 2002. *Abdominal Ultrasound Scanning Techniques*, p.49-81. In: Nyland T.G. & Mattoon J.S. (Eds), *Small Animal Diagnostic Ultrasound*. 2nd ed. W.B. Saunders Company, Philadelphia.
- Morrow K.L., Salman M.D., Lappin M.R. & Wrigley R. 1996. Comparison of the resistive index to clinical parameters in dogs with renal disease. *Vet. Radiol. Ultrasound* 37:193-199.
- Novellas R., Espada Y. & Gopegui R.R. 2007a. Doppler ultrasonographic estimation of renal and ocular resistive and pulsatility indices in normal dogs and cats. *Vet. Radiol. Ultrasound* 48:69-73.
- Novellas R., Gopegui R.R. & Espada Y. 2007b. Effects of sedation with midazolam and butorphanol on resistive and pulsatility indices in healthy dogs. *Vet. Radiol. Ultrasound* 48:276-280.
- Novellas R., Gopegui R.R. & Espada Y. 2008a. Increased renal vascular resistance in dogs with hepatic disease. *Vet. J.* 178:255-260.
- Novellas R., Gopegui R.R. & Espada Y. 2008b. Determination of renal vascular resistance in dogs with *diabetes mellitus* and hyperadrenocorticism. *Vet. Rec.* 163:592-596.
- Novellas R., Gopegui R.R. & Espada Y. 2010. Assessment of renal vascular resistance and blood pressure in dogs and cats with renal disease. *Vet. Rec.* 166:618-623.
- Nyland T.G., Fisher P.E., Doverspike M., Hornof W.J. & Olander H.J. 1993. Diagnosis of urinary tract obstruction in dogs using duplex Doppler ultrasonography. *Vet. Radiol. Ultrasound* 34:348-352.
- Nyland T.G., Mattoon J.S., Herrgesell E.J. & Wisner E.R. 2002. *Urinary Tract*, p.158-195. In: Nyland T.G. & Mattoon J.S. (Eds), *Small Animal Diagnostic Ultrasound*. 2nd ed. W.B. Saunders Company, Philadelphia.
- Pourcelot L. 1974. Applications cliniques de l'examen Doppler transcutané, p.213-240. In: Peronneau P. (Ed), *Velocimetrie Ultrasonore Doppler*. Semin Inserm, Paris.

- R Core Team 2014. The R Project for Statistical Computing, Vienna [<http://www.R-project.org/>]. Acessado em 31 de agosto de 2014.
- Rivers B.J., Walter P.A., Letourneau J.G., Finlay D.E., Ritenour E.R., King V.L., O'Brien T.D. & Polzin D.J. 1996. Estimation of arcuate artery resistive index as a diagnostic tool for aminoglycoside-induced acute renal failure in dogs. *Am. J. Vet. Res.* 57:1536-1544.
- Rivers B.J., Walter P.A., Letourneau J.G., Finlay D.E., Ritenour E.R., King V.L., O'Brien T.D. & Polzin D.J. 1997a. Duplex Doppler estimation of resistive index in arcuate arteries of sedated, normal female dogs: Implications for use in the diagnosis of renal failure. *J. Am. Anim. Hosp. Assoc.* 33:69-76.
- Rivers B.J., Walter P.A., Polzin D.J. & King V.L. 1997b. Duplex Doppler estimation of intrarenal Pourcelot resistive index in dogs and cats with renal disease. *J. Vet. Intern. Med.* 11:250-260.
- Santos R.V., Merlini B., Souza L.P., Machado V.M.V., Pantoja J.C.F. & Prestes N.C. 2013. Ultrassonografia Doppler na avaliação renal de cadelas diagnosticadas com piometra antes e após tratamento com ovariosalpingo-histerectomia. *Pesq. Vet. Bras.* 33:635-642.
- Shakourirad A., Ataefar M. & Jozagui S. 2009. Assessment of the effect of radio contrast media on resistive index of renal artery by color Doppler sonography. *Saudi J. Kidney Dis. Transplant.* 20:91-96.
- Schnell D. & Darmon M. 2012. Renal Doppler to assess renal perfusion in the critically ill: a reappraisal. *Intensive Care Med.* 38:1751-1760.
- Szatmári V., Sótónyi P. & Vörös K. 2001. Normal duplex Doppler waveforms of major abdominal blood vessels in dogs: a review. *Vet. Radiol. Ultrasound* 42:93-107.
- Walter P.A., Johnston G.R., Feeney D.A. & O'Brien T.D. 1987. Renal ultrasonography in healthy cats. *Am. J. Vet. Res.* 48:600-607.
- Wickham H. 2009. *Ggplot2: elegant graphics for data analysis*. 3rd ed. Springer, New York. 221p.
- Widmer W.R., Biller D.S. & Adams L.G. 2004. Ultrasonography of the urinary tract in small animals. *J. Am. Vet. Med. Assoc.* 225:46-54.