

BASES FÍSICAS DA FORMAÇÃO DA IMAGEM ULTRASSONOGRÁFICA

[Physical foundations of the formation of ultrasonographic image]

Gislayne Christianne Xavier Peixoto, Rodrigo Araújo Lira, Nilza Dutra Alves, Alexandre Rodrigues Silva*

Departamento de Ciências Animais, Universidade Federal Rural do Semi-árido (UFERSA), BR 110 Km 47, 59625-900, Mossoró, RN, Brasil.

RESUMO - A ultrassonografia é um método de diagnóstico por imagem que fornece informações em tempo real da arquitetura dos órgãos abdominais e pélvicos. As interfaces dos tecidos refletem o som, onde esta reflexão é processada por um computador produzindo uma fotografia ou uma imagem em movimento em um monitor. O presente artigo consiste de uma breve análise da formação da imagem ultrassonográfica, onde conceitos de terminologia, instrumentação e modos de exibição são detalhadamente discutidos. Ainda, compila as informações sobre os princípios físicos da ultrassonografia. A ampliação do conhecimento desta tecnologia possibilita a melhor compreensão das aplicações e limitações deste método diagnóstico, que tem se tornado rotina na medicina veterinária de pequenos animais.

Palavras-Chave: Ultrassonografia, diagnóstico por imagem, artefatos.

ABSTRACT - The ultrasound scan is a diagnostic method by image that details information in real-time of the abdominal and pelvic organs structure. Tissues interfaces reflect the sounds and that mentioned reflection is processed by a computer which shoots either a picture or a real-time movement image into a screen. The current paper consists of a brief analysis of the ultrasound scan image formation in which terminology concepts, instrumentation and ways of displaying are circumstantially discussed. Yet, it summarizes information about the ultrasound scan material principles. The knowledge enlargement of this technology allows the best comprehension of the applications and limitations of this diagnostic method, which has become a routine in the veterinarian medicine for small animals.

Keywords: Ultrasound scan, diagnostic by image, artifacts.

INTRODUÇÃO

A ultrassonografia é um método de diagnóstico por imagem bastante usado na Medicina Veterinária por fornecer informações em tempo real sobre a arquitetura e características ultrassonográficas dos órgãos, identificando condições fisiológicas dos tecidos bem como condições patológicas, quando realizada de forma dinâmica (Cruz & Freitas, 2001). O conhecimento dos princípios físicos básicos desta técnica auxilia na compreensão do método. Por ser uma técnica não invasiva, precisa e de rápida mensuração, pode ser empregada em laboratórios ou a campo. Seu grande potencial aliado às vantagens sobre as demais técnicas tem levado muitos pesquisadores a estudarem aplicações

variadas na experimentação animal em todo o mundo (Huda & Slone, 2003).

Apesar dos inúmeros benefícios, o exame ultrassonográfico apresenta divergência na interpretação dos seus achados, devido à análise subjetiva e individual, tornando-se importante a utilização de técnicas que quantifiquem a ecogenicidade e ecotextura (Vescovi et al., 2009). Graças ao surgimento de aparelhos com maior definição de imagem no mercado e ao crescente interesse dos profissionais da área no desenvolvimento dessa técnica diagnóstica, o ultrassom tem atualmente papel fundamental na rotina da clínica de pequenos e de grandes animais (Carvalho, 2004). O equipamento de ultrassom é portátil, geralmente não requer anestesia geral e a

* Autor para correspondência. E-mail: legio2000@yahoo.com.

exposição à radiação ionizante é eliminada (Nyland & Matton, 2004).

Estudos de ultrassom de alta qualidade requerem sólido conhecimento dos princípios físicos e técnicos importantes ao diagnóstico. O conhecimento das particularidades de alguns sistemas de ultrassonografia e das propriedades dos órgãos e tecidos a serem examinados são pré-requisitos para um exame. É importante saber como e porque a imagem é formada e influenciada para que se possa explorar ao máximo o potencial da técnica (Hagen, 2009). Desta forma, o presente trabalho objetiva revisar os princípios básicos da formação da imagem ultrassonográfica, enfatizando seus princípios físicos, instrumentação e classificação de artefatos.

COMPRIMENTO DE ONDA, FREQUÊNCIA E VELOCIDADE DE PROPAGAÇÃO

O som é uma onda mecânica e sua propagação se dá pela vibração das partículas do meio no qual se alastra. Ultrassom é um termo que se aplica à onda sonora cuja frequência é superior àquela percebida pelo ouvido humano, ou seja, acima de 20KHz (Carvalho, 2004). No caso do ultrassom não há transporte de matérias, deslocamento de partículas, apenas áreas de compressão e rarefação (Colby, 2003).

O comprimento de onda, representada por λ (lambda), corresponde a distância em que o fenômeno se repete; pode representar também a distância entre duas áreas de compressão e rarefação ou dois pontos similares em uma dada onda (Carvalho, 2004). Quanto menor o comprimento de onda, melhor a resolução da imagem visualizada (Nyland & Matton, 2004).

As ondas acústicas ou som propriamente dito são classificados de acordo com suas frequências e medidos em ciclos por segundo, ou seja, o número de ondas que passam por segundo pelos ouvidos do ser humano. A unidade “ciclos por segundos” é normalmente conhecida por Hertz, abreviatura Hz (Andreucci et al., 2002).

Frequências de milhões de ciclos por segundo possuem comprimentos de ondas curtos, os quais são essenciais para uma imagem de alta resolução (Nyland & Matton, 2004). O comprimento de onda e a frequência são inversamente relacionados se a velocidade do som no meio for mantida constante. Uma vez que a velocidade do som é independente

da frequência e praticamente constante nos tecidos moles do corpo, selecionar um transdutor de frequência mais alta causa diminuição do comprimento da onda sonora emitida, o que propicia melhor resolução (Kremkau & Chapter, 2006).

Existem várias maneiras de uma onda sonora se propagar, e cada uma com características particulares e vibrações diferentes. Define-se velocidade de propagação como sendo a distância percorrida pela onda sônica por unidade de tempo. É importante lembrar que a velocidade de propagação é uma característica do meio, sendo uma constante, independente da frequência (Andreucci et al., 2002). O equipamento de ultrassom pressupõe uma velocidade de som constante em tecidos moles, embora existam suaves diferenças. No entanto, quando um feixe encontra gás ou osso, ocorrem diferenças marcantes de velocidade nesses meios que resultam em forte reflexão e interpretação imprópria dos ecos. Essa forte reflexão é decorrente da combinação de uma mudança abrupta na velocidade do som e da densidade do meio, que é o mesmo que impedância acústica, em uma interface osso-tecido mole ou artecido mole (tabela 1) (Nyland & Matton, 2004). A maioria dos aparelhos de ultrassonografia é calibrada para a velocidade média 1.540m/s (Wrigley, 1998).

Tabela 1. Velocidade do som em tecidos corporais¹

Tecido ou substância	Velocidade (m/s)
Ar	331
Gordura	1.450
Água (50° C)	1.540
Tecido mole “médio”	1.540
Cérebro	1.541
Fígado	1.549
Rim	1.561
Sangue	1.570
Músculo	1.585
Lente	1.620
Osso	4.080

¹(dados de Curry TS III, Dowdey JE, Murry RC Jr: Christensen's Physics of Diagnostic Radiology, 4th Ed. Philadelphia: Lea & Febiger, 1990)

À medida que percorrem o corpo do paciente, as ondas sonoras produzidas pelo aparelho de ultrassom interagem com os tecidos de diversas maneiras, ocasionando atenuação do feixe sonoro. Segundo Carvalho (2004), atenuação é um termo utilizado para indicar o que acontece com a

intensidade do ultrassom depois que ele penetra no corpo do paciente. Quando o feixe sonoro se propaga, há uma redução da sua amplitude em função da distância percorrida. Ou seja, quanto maior a distância percorrida maior será a atenuação. É importante destacar que a atenuação também depende da frequência. Dentro deste contexto existem dois fatores que são responsáveis por esta ação: a absorção e a reflexão.

A absorção ocorre pela transformação da energia acústica em calor. No entanto, no ultrassom diagnóstico, a intensidade da onda é tão baixa que a quantidade absorvida na forma de calor é ínfima (Barthez et al., 1997). Já a reflexão, refere-se a pequenas porções da onda sonora que batem em superfícies refletoras e retornam ao transdutor. A reflexão depende da diferença de impedância acústica entre dois meios, sendo assim, quanto maior a diferença, mais intensa a reflexão das ondas sonoras. Esse fator é responsável pela base da formação da imagem ultrassonográfica. A princípio espera-se que apenas parte do feixe sonoro sofra reflexão na interface de duas estruturas, para que seja possível visualizar nitidamente o limite entre elas, e que a maior parte do som seja transmitida para possibilitar o estudo das estruturas mais profundas (Colby, 2003).

Existem ainda outras formas de interação do som com os tecidos do animal, que inclui o espalhamento e a refração. O primeiro fenômeno acontece quando o comprimento da onda do feixe sonoro é maior que as partículas que compõe o meio, produzindo em consequência, uma série de pequenas reflexões a partir de cada partícula e em várias direções (Wrigley, 1998). Já a refração, é o fenômeno que ocorre quando o feixe sonoro não incide perpendicularmente á interface das estruturas e há diferença da velocidade do som entre elas (Cerri & Rocha, 1993; Nyland et al., 1995).

TERMINOLOGIA

O termo “ecogenicidade” refere-se a capacidade de diferentes estruturas em refletir as ondas de ultrassom, gerando ecos. O parênquima dos órgãos e os tecidos são visualizados em vários graus de tons de cinza, que são relativamente constantes de animal para animal. Doenças difusas podem alterar a ecogenicidade normal de um órgão (Farrow, 1992).

O termo “aneicóico” é utilizado quando ocorre ausência de ecos, ou seja, uma estrutura anecóica é

totalmente atravessada pelas ondas de ultrassom sem gerar eco. Isso é típico de estruturas líquidas que aparecem como imagens negras no monitor. Quando ocorre uma reflexão parcial ou intermediária das ondas de ultrassom, utiliza-se o termo “hipoecóico”, e neste caso a imagem aparece no monitor em vários tons de cinza, como é típico da maioria dos tecidos moles (Barr, 1990).

O termo “hiperecóico” refere-se a alta reflexão das ondas de ultrassom e aparece como uma imagem branca e brilhante na tela, o que é típico de gases e ossos. Estruturas diferentes que apresentam a mesma ecogenicidade, quando comparadas entre si, são denominadas “isoeecóicas” (Farrow, 1992).

INSTRUMENTAÇÃO

A. Transdutores

O transdutor de ultrassom é um dispositivo que gera energia mecânica (sonora) a partir da excitação elétrica; este contém um ou mais elementos piezoelétricos que, aplicado um pulso elétrico, vibram em suas frequências de ressonância emitindo, assim, o ultrassom. Este dispositivo pode também receber energia mecânica, após interação com o meio de propagação, e convertê-la em energia elétrica, de forma que se pode armazenar, processar e visualizar este sinal (Mann I & Button, 2008).

A escolha de um transdutor (*scan head*) também define a frequência de ultrassom que será empregada em um exame em particular. A frequência emitida por determinado transdutor depende das características dos cristais piezoelétricos especiais contidos nesse (Nyland & Matton, 2004), bem como da espessura do material piezoelétrico utilizado na sua construção (Carvalho, 2004). Ou seja, quanto menor a espessura, maior a frequência produzida.

A idéia básica de formação de imagem utilizando ultrassom é mapear as ondas ultrassônicas refletidas em diferentes níveis de cinza. Essa técnica é conhecida como princípio pulso-eco (Kimura & Costa, 2007). Isso significa que o som é produzido em pulsos, em vez de continuamente. A imagem é formada a partir dos ecos que retornam dos tecidos ao transdutor após cada pulso. Portanto, o tempo adequado para que todos os ecos retornem ao transdutor antes que ele pulse novamente deve ser respeitado. Caracteristicamente, o som é transmitido

em menos de 1% do tempo, e em mais de 99% do tempo o transdutor espera o retorno de todos os ecos. Quando o cristal pulsa, mais ou menos dois ou três comprimentos de ondas são emitidos em cada pulso antes que o bloqueio de retorno do transdutor amortea a vibração. Desse modo, o comprimento do pulso espacial é normalmente dois ou três comprimentos de ondas curtos e, portanto, pulsos curtos correspondentes, se comparado a um transdutor de baixa frequência (Nyland & Matton, 2004).

Dependendo da frequência na qual um transdutor possua, a penetração do som nos tecidos ocorre de forma limitada, chegando a uma profundidade de aproximadamente 7 cm por exemplo em um transdutor com 7MKz; mas atualmente com o avanço da tecnologia, esse mesmo transdutor chega a uma profundidade de 12 cm ou mais. Essa característica é altamente desejável para o diagnóstico por imagem (O' Brien & Holmes, 2007).

Segundo Fischetti & Scott (2007), os transdutores podem ser classificados, de acordo com o tipo de imagem produzida podendo ser setoriais, lineares ou convexos. Os transdutores setoriais podem ser eletrônicos ou mecânicos, diferentemente dos lineares e convexos que são somente eletrônicos. Os setoriais e os convexos dão origem a feixes sonoros divergentes de cunha, já os lineares produzem um feixe sonoro de linhas paralelas, dando origem a um campo de imagem retangular. Alguns transdutores possuem a capacidade de operar em frequências diferentes, desta forma obtendo várias vantagens, incluindo a capacidade de variar a profundidade de penetração, sem alterar o transdutor (Kremkau & Chapter, 2006).

B. Modos de exibição dos ecos

Os sinais elétricos que são produzidos e processados pelos cristais do transdutor retornam como ecos ao mesmo e, posteriormente, ao monitor e são analisados de acordo com a sua força e amplitude. O cálculo da distância percorrida pelo som, ou seja, entre o objeto de estudo e o transdutor, é feito com base no tempo que a onda demora em chegar ao objeto, refletir e retornar ao transdutor. Quanto maior o tempo que o som demorar a retornar ao transdutor, mais distantes estará o objeto. O eco retornado é transformado em impulso elétrico pelo cristal, enviado a um amplificador e demonstrado no monitor com intensidades proporcionais à sua energia. Dessa forma, eles podem ser decodificados

de diferentes modos: modo-A, modo-B e modo-M (Farrow, 1992).

O modo-A (modo de amplitude) é utilizado com menor frequência, mas ainda pode ser usado especialmente para exames oftálmicos e outras aplicações que requerem medidas de comprimento ou de profundidade precisas, como exames do encéfalo (encefalografia); esse é o modo mais simples dos três (Nyland & Matton., 2004). Baseia-se na visualização da amplitude do eco em um osciloscópio, onde o sistema de coordenada é utilizado, medindo-se as distâncias percorridas pelo som. É um método unidimensional. O eixo "y" corresponde a amplitude do eco retornado e o eixo "x", ao tempo de retorno (Carvalho, 2004).

A exibição mais evidente é a claridade ou apresentação modo-B. Aparelhos modernos permitem variação na frequência de atualização do computador ou do índice de imagem. Imagens de melhor qualidade são obtidas a partir de estruturas relativamente estáticas, como músculos e tendões, com índices de imagem mais baixos. Os ecos de retorno são digitalizados e convertidos em várias intensidades de brilho, em duas dimensões, na forma de uma escala em cinza, e são exibidos em um monitor de televisão. Os retornos dos ecos fortes são muito brilhantes, e os ecos pobres são acinzentados ou pretos. Ainda no modo-B, a imagem de retorno é continuamente atualizada pelo computador, para fornecer uma imagem bidimensional (2-D), que é uma *imagem dinâmica* ou em *tempo real*. A atualização contínua do computador permite que o movimento seja avaliado. Uma escala presente no monitor indica a profundidade do tecido examinado do paciente (Kealy & Mcallister, 2005).

O modo-M é usado em ecocardiografia para obter imagens de resolução alta de estruturas cardíacas que se movimentam ao longo do tempo (Reef, 1998). Os traçados do modo-M geralmente registram a profundidade no eixo vertical e o tempo no horizontal. A imagem é orientada com o transdutor no topo. A linha única dos pontos do modo-B com brilho (ou escala em cinza) proporcional a amplitude do eco, é variada ao longo do monitor ou registrada em um gravador de imagens. A movimentação dos pontos (mudança na distância das interfaces refletoras do transdutor) é registrada com relação ao tempo. Os traçados de eco produzidos em modo-M são úteis para uma avaliação precisa das câmaras e paredes cardíacas, além da avaliação quantitativa da movimentação da

válvula e da parede com o tempo (Nyland & Matton, 2004).

ARTEFATOS

Artefatos se referem à exibição e informações que não transmitem exatamente a verdadeira imagem da área examinada. A informação gerada pode ser errônea, superficial ou deslocada. É importante reconhecer esses artefatos, a fim de evitar falsas interpretações. Deve haver um manuseio cuidadoso do transdutor para assegurar um ângulo reto de incidência do feixe de ultrassom em relação á área de interesse. Isso identificará com frequência se o eco percebido na imagem é verdadeiro ou não. Quando o feixe não está em ângulo reto, ele é denominado ângulo de incidência imprópria (Kealy & Mcallister, 2005).

A classificação dos artefatos permanece um desafio, pois vários deles podem ser incluídos em categorias diferentes. Muitos dos artefatos produzidos por uso inadequado, configuração incorreta do aparelho, procedimentos de varredura incorretos ou preparo impróprio do paciente são confusos (Kinberger, 1995).

Os artefatos mais comumente observados durante avaliações ultrassonográficas são “reverberação”, “imagem em espelho”, “lobo lateral”, “refração”, “sombra acústica” e “reforço acústico” (Nyland & Matton, 2004).

A reverberação, produção de ecos falsos, é causada por dois ou mais refletores no caminho do som. Os exemplos clássicos desse artefato são os ecos internos criados por segmentos intestinais localizados superficialmente e preenchidos por gás (Figura 1), e o artefato de contato criado pela interposição de uma interface altamente refletiva (ar) entre o transdutor e o paciente, como ausência do gel. O ultrassom é totalmente refletido pelo gás e, em seguida, salta para trás e para frente entre o transdutor e o gás, criando ecos múltiplos de um único pulso ultrassonográfico. As numerosas linhas representam vários refletores encontrados pelo feixe ultrassonográfico. O número de imagens de reverberação depende do poder de penetração do feixe e da sensibilidade do transdutor (Nyland & Matton, 2004; Curry et al., 1984).

Por outro lado, em exames ultrassonográficos abdominais de pacientes obesos, a reverberação tende a ocorrer com mais frequência em função da

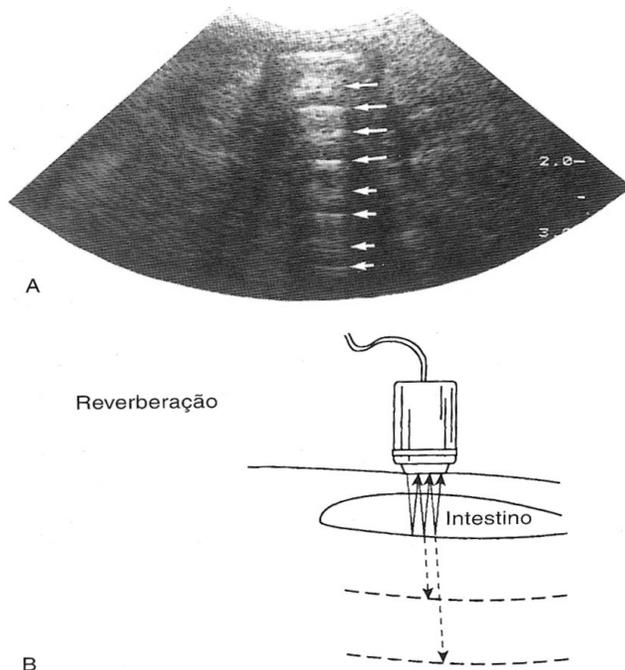


Figura 1. Artefato de reverberação. (A) Artefato de reverberação criado por alça intestinal, localizada superficialmente, preenchida de ar. (B) Representação esquemática do mecanismo de reverberação.

Fonte: Nyland & Matton (2004).

impedância acústica existente entre a gordura e os órgãos abdominais (Carvalho, 2004). Este artefato pode ser minimizado pela redução do ganho proximal (Reef, 1998). Um tipo de reverberação é conhecido como cauda de cometa e de fácil reconhecimento sendo constituído por uma série de ecos estreitamente espaçados, discretos, brilhantes e pequenos (Carvalho, 2004).

Erros na interpretação da localização de órgãos podem ocorrer quando é encontrada uma grande estrutura refletora, como a interface pulmão-diafragma. A “imagem espelho” do fígado limita este órgão na cavidade torácica em posição imediatamente cranial ao diafragma, podendo simular uma hérnia diafragmática ou uma alteração pulmonar. Este artefato é produzido por interfaces arredondadas com alta reflexão (Larson, 2009) (Figura 2). Uma parte do pulso de ultrassom é refletida de volta para o fígado. Devido a várias reflexões internas que levam a um atraso do retorno

dos ecos para o transdutor, o aparelho de ultrassonografia coloca esses ecos de estruturas mais superficiais em localizações mais distais, formando a mesma imagem cranialmente ao diafragma (Han & Hurd, 1994).

Artefatos de lobo lateral são produzidos por feixes de ultrassom secundários que viajam ao lado, e em direções diferentes, do feixe de ultrassom primário (Nyland & Matton, 2004). Superfícies curvas, como diafragma, bexiga e vesícula biliar, e uma interface altamente refletiva, como o ar, são condições comuns em que os artefatos de lobo lateral ocorrem. Eles exibem efeito limiar e desaparecem com configurações inferiores do aparelho, enquanto os ecos reais persistem. Os artefatos de lobo lateral podem desaparecer quando o ponto focal de um transdutor eletrônico é posicionado mais profundamente ou um transdutor diferente é usado (Nyland & Matton, 2004).

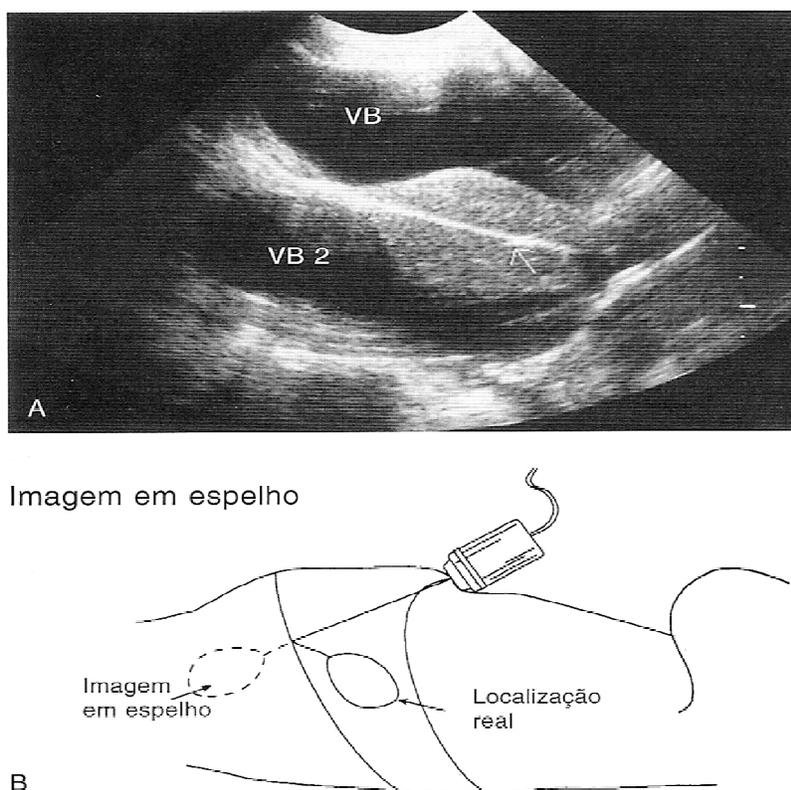


Figura 2. Artefato de imagem em espelho. (A): Imagem em espelho do fígado e vesícula biliar. (B) Desenho esquemático do artefato de imagem em espelhos mostrado em A. Fonte: Nyland & Matton (2004).

A refração do feixe ultrassonográfico ocorre quando a onda sonora incidente atravessa tecidos de diferentes impedâncias acústicas (Nyland & Matton, 2004). O caminho mais longo percorrido pelo eco faz com que o objeto refletido apareça estar mais profundo do que ele realmente se encontra (Toal, 1994).

A interação do feixe de som com um limite acústico altamente refletivo como osso, cálculo ou gás resulta no sombreamento acústico (Wrigley, 1998), ocorrendo de forma mais pronunciada e evidente quando se faz uso de transdutores de alta frequência (Toal, 1994). Ocorre um alto grau de reflexão que, atenuando marcadamente o feixe sonoro, bloqueia a sua passagem para uma camada mais profunda de tecido. Esse fenômeno tem aplicação diagnóstica, pois o reconhecimento da sombra ajuda na localização de calcificações, cálculos (Figura 3) e gás. (Carvalho, 2004).

Reforço acústico (também chamado de transmissão sem interrupção) representa um aumento localizado da amplitude do eco que ocorre distal a uma estrutura de baixa atenuação. Em uma avaliação ultrassonográfica, o reforço aparece como uma área de claridade intensificada; isso normalmente é visualizado distal a vesícula biliar, e ocasionalmente, distal a vesícula urinária. Esse artefato é útil na diferenciação de estruturas císticas de massas sólidas, hipoeecóicas (Nyland & Matton,

2004), auxiliando na identificação de presença de fluido no interior de uma dada estrutura (Reef, 1998).

Muitos estudos atualmente tentam desenvolver técnicas ou equipamentos que diminuam a interferência dos artefatos na formação das imagens, dentre estas se tem a técnica de sinal harmônico. Consiste em transmitir uma onda de frequência usual, e que sofre a ação dos tecidos do corpo do animal, retornando de forma harmônica, geralmente com uma frequência o dobro da transmitida, onde será filtrado, maximizando o sinal, exibindo uma imagem com o mínimo de artefatos. Em resumo, as frequências harmônicas são unicamente geradas pelos tecidos e não pelo pulso transmitido (O' Brien & Holmes, 2007).

VANTAGENS E DESVANTAGENS COM RELAÇÃO A RADIOGRAFIA

Atualmente, exames complementares como radiografia e ultrassonografia estão sendo utilizados para auxílio no diagnóstico de diversas patologias, bem como identificar estruturas essenciais em intervenções cirúrgicas. No entanto, muitos profissionais encontram dificuldades na escolha do método apropriado para determinada suspeita clínica (Kolber & Kishimoto, 2004). O emprego desses métodos deve ter a finalidade de confirmar

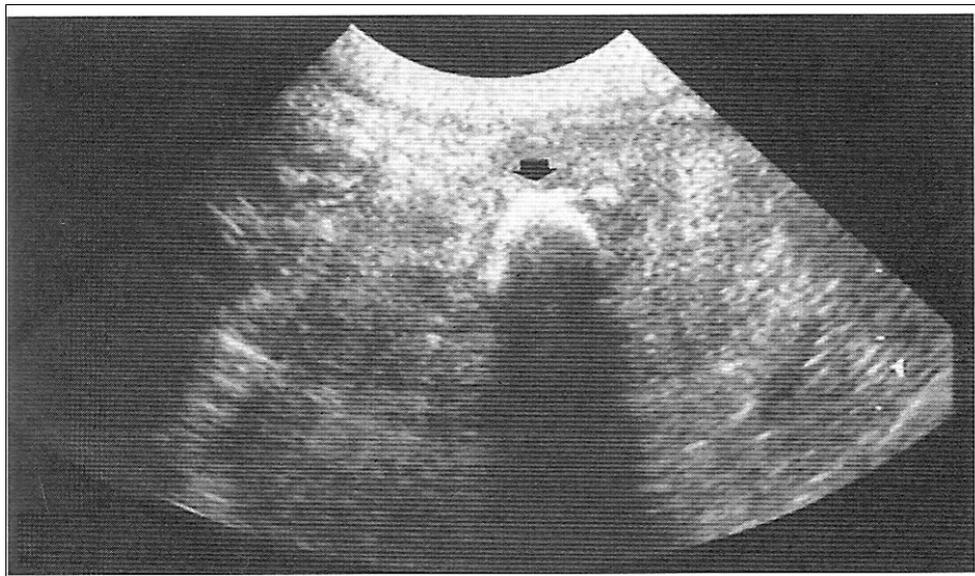


Figura 3. Cálculo renal (seta) é reconhecido por sua interface brilhante e curvilínea e está associado com uma sombra acústica limpa e forte.

Fonte: Nyland & Matton (2004).

ou descartar a suspeita inicial, fornecendo informações adicionais que proporcionem maior segurança ao clínico, e tranquilidade ao proprietário, principalmente frente a uma enfermidade de tratamento cirúrgico (Gonzalez et al., 2003).

Durante muitos anos, a radiologia convencional foi empregada na avaliação de diversas patologias, e atualmente vem sendo progressivamente substituída pela ultrassonografia. Este exame de imagem apresenta muitas vantagens: detecção de pequenos aumentos, maior número de detalhes, rapidez na execução e alta sensibilidade diagnóstica, sem a utilização de radiação ionizante (Feeney & Johnston, 1998).

São várias as vantagens do uso da ultrassonografia, além das já citadas anteriormente. Dentre estas se tem a diferenciação de vários tipos de tecidos; a possibilidade de visualizar estruturas que não podem ser reconhecidas radiograficamente como os ovários, linfonodos, pâncreas, adrenais e estruturas do olho; permite examinar o abdome na presença de líquido livre; fornece informações de vasos sanguíneos, assim como reporta Schwarzwald & Jenni (2009), onde realizaram um trabalho com o uso da ultrassonografia na identificação dos diâmetros da veia jugular em cavalos e bovinos. A análise de ductos biliares também é possível serem visualizados pelo uso deste meio de diagnóstico; o mesmo permite diagnosticar precocemente gestações em comparação com o exame radiográfico; avalia viabilidade fetal através dos batimentos cardíacos e mobilidade fetal; permite guiar cistocenteses, punções, citologias aspirativas e biópsias (Torriani et al., 2002), assim como exames do cérebro e medula espinhal (Popdimitrova et al., 2005). Além disso, esta é uma técnica não invasiva.

Segundo Silva et al (2008), o exame ultrassonográfico é um ótimo meio de diagnóstico auxiliar em pequenos animais com suspeita de nefropatias, mesmo que as doenças renais possam apresentar características ultrassonográficas semelhantes. Deste modo, há indicação da realização de exames complementares para auxiliar no estabelecimento do diagnóstico definitivo.

A ultrassonografia também possui suas desvantagens, e que impossibilita muitas vezes, a realização de um exame mais preciso. O que pode acarretar tal dano seria a presença de gases, contrastes e ossos que impedem a adequada visualização dos órgãos; a necessidade de se realizar a tricotomia da área a ser examinada; bem como

pacientes taquipnéicos, que apresentem sensibilidade dolorosa; o equipamento pode ser caro; artefatos podem conduzir a interpretações erradas; como também a dificuldade de atribuir mudanças na ecotextura e ecogenicidade para certas causas fisiopatológicas (Kealy & Mcallister, 2000).

Gonzalez et al. (2003) fez um estudo comparativo entre a radiologia e a ultrassonografia no diagnóstico de piometra em cães, e percebeu que a ultrassonografia surgiu como um exame 100% sensível, com achados cirurgicamente confirmados. Em outro estudo, realizado por Kolber & Kishimoto (2004), verificou-se que o exame ultrassonográfico é aconselhável para determinadas doenças vesicais, como a cistite, cálculo e neoplasia. Os autores citam que a associação das técnicas de ultrassonografia e radiografia também pode ser útil no diagnóstico de algumas outras doenças. Apesar da impossibilidade de algumas vezes diferenciar neoplasias, pólipos e coágulos, a ultrassonografia contribui na orientação de biópsia aspirativa como meio de confirmação do diagnóstico e é muito importante na determinação da localização exata da neoplasia. Permite ainda a avaliação da anatomia interna dos órgãos, muitas vezes facilitando a escolha do melhor exame radiográfico contrastado a ser usado (Kealy & Mcallister, 2000).

Um estudo prospectivo destinado a avaliar a ultrassonografia como método de imagem para guiar a realização de biópsias de tumores no sistema musculoesquelético, revelou uma acurácia de 97%, sensibilidade de 96%, especificidade de 100% e valores preditivos positivo e negativo de 100 e 95%, respectivamente, para tumores de partes moles, ou porção extra-óssea de tumores ósseos maiores ou iguais a 2 cm no esqueleto apendicular, com correlação com outros métodos de imagem (tomografia computadorizada, radiografia e ressonância magnética), estudo anatomopatológico e/ou evolução clínica. Este mesmo estudo considerou o método de ultrassonografia limitado para a avaliação de tumores císticos, mixóides e tumores cartilagosos de lesões localizadas no esqueleto axial (Torriani et al., 2002).

Em casos de formação de calos ósseos, exames subsidiários, como planigrafias, tomografias axiais computadorizadas e ressonância nuclear magnética, além da emissão de raios nocivos e das complicações inerentes aos métodos, não podem ser aplicados na maioria das vezes, por sofrerem interferências dos materiais de síntese (Milani, 1994). Este mesmo autor comenta que a ultrassonografia consiste no exame de imagem de

melhor precisão e precocidade em casos de diagnóstico de calos ósseos. A avaliação da consolidação do osso quando fraturado pode ser feita através dos exames radiológicos, em que ocorre o aumento da radiopacidade estando relacionado com maior mineralização. Esta metodologia, no entanto, fornece resultados aproximadamente após um mês da fratura, quando o processo osteogênico já está bem avançado (Ricciardi, 1991).

Estudos em relação aos exames radiográficos e ultrassonográfico vêm sendo desenvolvidos por diversos profissionais da área, sendo esses, fatores importantes para a evolução da Medicina Veterinária, favorecendo não só o profissional em sua conduta, mas beneficiando ambos, o proprietário e o animal. Estes estudos possuem importância prática, pois auxiliará o clínico na melhor opção de escolha entre um estudo radiográfico, ou até mesmo a associação de ambos, de acordo com as suas suspeitas clínicas. Essa associação resulta em informações quanto ao tamanho, forma e posição dos órgãos (Kealy & Mcallister, 2005). Além disso, aumenta a chance de um diagnóstico definitivo, favorecendo o rápido tratamento e prevenção da doença (Kolber & Kishimoto, 2004).

CONSIDERAÇÕES FINAIS

A compilação de todas as informações apresentadas neste artigo leva a concluir que é imprescindível conhecer os fundamentos da técnica ultrassonografia pra melhor entender a amplitude de suas aplicações, os resultados e as suas limitações técnicas. Além disso, o desenvolvimento de novas tecnologias têm melhorado muito a qualidade das imagens produzidas por aparelhos de diagnóstico por imagem e o conhecimento sobre os princípios físicos, termos e artefatos de técnica, é fundamental para otimizar a avaliação ultrassonográfica. O uso da ultrassonografia surgiu para complementar outras formas de diagnóstico por imagem, como por exemplo, os exames radiológicos, tornando cada vez mais fácil, rápido e preciso a chegada ao diagnóstico definitivo. É uma técnica com aplicações promissoras nas áreas de medicina interna, vascular e oncologia veterinária.

REFERÊNCIAS

Andreucci R. 2002. Ensaio por ultra-som. 3ª edição. Editora Copyright, São Paulo, p.77.

Barr, F. 1990. Principles of diagnostic ultrasound: diagnostic ultrasound in the dog and cat. Editora Blackwell Scientific Publications, London, p.1-20.

Barthez P. Y., Leveiller R. & Scrivani P. V. 1997. Side lobe and grating lobes artifacts in ultrasound imaging. Revista Veterinary Radiology and Ultrasound. 38: 387-393.

Carvalho C. F. 2004. Ultrassonografia em pequenos animais. Editora ROCA, São Paulo, p.365.

Cerri G. C. & Rocha D. C. 1993. Ultrassonografia abdominal. 2ª ed. Editora Sarvier, São Paulo, p 1-30.

Colby, J. 2003. Artifacts and image quality in ultrasound. J. Equine Vet Sci. 5: 295-397.

Cruz J. F. & Freitas V. J. F. 2001. Ultrassonografia em tempo real na reprodução de caprinos. Ciência Animal 11: 53-61.

Curry T. S., Dowdey J. G. & Murry R. C. 1984. Christensen's introduction to the physics of diagnostic radiology. 3ª ed. Editora Lea & Febiger, Philadelphia.

Farrow C. S. 1992. Ultra talk: beninners guide to the language of ultrasound. Veterinary Radiology & Ultrasound. Releigh, 33: 33-31.

Feeney D. A. & Johnston G. R. 1998. The uterus, ovaries, and testis. In: Thrall, D. E. Text book of veterinary diagnostic radiology. 3ª ed. Editora W.B. Saunders, Philadelphia, p511-519.

Fischetti A. J. & Scott R. C. 2007. Basic ultrasound beam formation and instrumentation. Clinical Tecniques in Small Animal Practice. 1:90-92.

Gonzales J. R. M., Salgado A. B., Faustino M. & Iwasaki M. 2003. Estudo comparativo entre a radiografia e a ultrassonografia no diagnóstico da piometra canina. Clínica Veterinária. 8(44): 36-44.

Hagen S. Bases físicas da ultrassonografia e introdução á aplicação clínica em eqüinos. Capturado em 22 de maio de 2009. Online. Disponível na Internet <http://www.equalli.com.br/upload/textos/pdf/prt/48.pdf>.

Han C. M., Hurd C. D. & Kurklis L. 1994. Diagnostic ultrasound. In: Pratical guide to diagnosticimaging: radiography and ultrasonography. Editora American Veterinary Publications, California, p. 231-256.

Huda W & Slone R. 2003. Ultrasound, in Review of Radiologic Physics. 2ª edição. Editora Lippincot Williams & Wilkins, Philadelphia, p. 178.

Kealy K. & Mcallister H. 2000. Diagnostic radiology and ultrasonography of the dog and cat. Editora W. B. Saunders Company, Philadelphia, p.436.

Kealy J. K. & Mcallister H. 2005. Radiologia e ultrassonografia do cão e do gato. 3ª ed. Editora Manole, São Paulo, p.436.

Kimura J. P. E. & Costa E. T. 2007. Programa código aberto para a formação de imagens por ultra-som. Editora IFMBE, São Paulo, p.588-597.

Kirberger R. M. 1995. Imaging artifacts in diagnostic ultrasound: A review. Vet Radiol Ultrasound. 36: 297-306.

Kremkau F.W. & Chapter L. 2006. Ultrasound, in Diagnostic Ultrasound, Principles and Instruments. 7ª ed. Editora Saunders Elsevier, St. Louis.

Kolber M. & Kishimoto L. 2004 Estudo comparado entre os exames radiográfico e ultrassonográfico como auxilio diagnostico de doenças vesicais dos cães. Revista CFMV, 10 (33): 103.

Larson M. M. 2009. Ultrasound of the Thorax (Noncardiac). *Vet Clin Small Anim.* 39: 733-745.

Mann I A. L. M. C. M. & Button V. L. S. N. 2008. Caracterização de transdutores de ultra-som de elemento piezoelétrico único. In: XVI congresso interno – iniciação científica. Anais: ... Campina Grande: UNICAMP.

Milani A. 1994. A utilização da ultrassonografia no acompanhamento a formação do calo ósseo. *Ver Bras Ortop.* 29(10).

Nyland T. G. & Matton J. S. 2004. Ultra-som diagnóstico em pequenos animais. 2ª edição. Editora ROCA, São Paulo, p.463.

Nyland T. G., Matton J. S. & Wisner E. R. 1995. Physical principles, instrumentation, and safety of diagnostic ultrasound. In: Nyland T. G. & Matton J. S. *Veterinary Diagnostic Ultrasound*. Editora Philadelphia, W. B. Saunders, p. 3-10.

O'Brien R. T. & Holmes S. P. 2007. Recent Advances in Ultrasound Technology. *Clin Tech Small Anim Pract.* 22:93-103.

Popdimitrova N., Zlateva G., Deleva J., Logofetov A., Gegova A. & Vladimirova D. 2005. Image diagnostics, physical basis and perspectives. *Trakia Journal of Sciences.* 3(3): 52-54.

Reef V. B. 1998. *Equine diagnostic ultrasound*. Editora Saunders, USA, p.560.

Ricciardi L. 1991. *Il Trattamento delle fratture con il fissatore esterno deHoffmann*. Editora Piccin SPA, Padova.

Schwarzwalz C. C. & Jenni R. 2009. The search for valved conduit tissue grafts for adults (>22 mm): an ultrasonographic study of jugular vein diameters of horses and cattle. *BMC Cardiovascular Disorders*, 9(38):1-5.

Silva V. C., Mamprim M. J. & Vulcano L. C. 2008. Ultrassonografia no diagnóstico das doenças renais em pequenos animais. *Veterinária e Zootecnia.* 15(3):435-444.

Toal R. 1994. Ultrasound artifacts. In: *Ultrasound for the practitioner*. Editora University of Tennessee, Knoxville, p. 27-35.

Torriani M., Etchebehere M., Amstalden M. S. C. & Amstalden E. M. I. 2002. Sonographically guided core needle biopsy of bone and soft tissue tumors. *J Ultrasound Med.* 21:b275-281.

Vescovi L. A., Monteiro J. N. M., Santos W. G., Oliveira D. C., Borlin, D. C., Machado F. M., Martins Filho S. & Costa F. S. 2009. Ultrassonografia quantitativa do baço de gatos normais. *Veterinária em Foco.* 7(1): 4-10.

Wrigley R. H. 1998. Ultrasound artifacts. In: Rantanen, N. W., Mckinnon A. O. *Equine Diagnostic Ultrasonography*. Editora Willians & Wilkins, Baltimore, p.119-124.