

# DESCRIPCIÓN MEDIANTE ECOGRAFÍA DE ÓRGANOS Y VASOS EN LA CAVIDAD ABDOMINAL

AUTOR: NOEMI GÓMEZ MARTÍN

TUTORES:

RAFAEL BARRERA CHACÓN

FRANCISCO JAVIER DUQUE CARRASCO



TRABAJO  
FIN DE GRADO  
2013/2014



DEPARTAMENTO DE MEDICINA ANIMAL.  
FACULTAD DE VETERINARIA. UNIVERSIDAD DE EXTREMADURA.



# Agradecimientos

---

Me gustaría dedicar este apartado para poder expresar mis agradecimientos a todas las personas que han hecho posible la realización de este trabajo de fin de grado.

Para empezar, quisiera agradecerles a mis dos tutores del trabajo fin de grado todo lo que me han ayudado en este proyecto. Al Dr. Francisco Javier Duque Carrasco toda la dedicación que ha tenido hacia mi trabajo, muchas gracias por todas esas horas enseñándome a manejar el ecógrafo y a realizar todos los objetivos de este trabajo; y porque, todos los conocimientos prácticos que puedo tener de ecografía, se los debo a él. Al Dr. Rafael Barrera Chacón, por su infinita paciencia a la hora de explicarme cada punto de este trabajo, al igual que la corrección del mismo; sin todo el tiempo dedicado a mejorarlo, nunca hubiera sido posible aprender cómo realizar un trabajo científico; que, bajo mi punto de vista, es uno de los objetivos de la realización del trabajo fin de grado, a parte de la adquisición de conocimientos. Quisiera dar las gracias al profesor Santiago Andrés Díaz por su ayuda en la realización del análisis estadístico.

Agradecer a David, por todos los días que dedicó a ayudarme a realizar las medidas de todos los perros y por todo su apoyo, ya que él me impulsó a escoger este trabajo.

A mis compañeras de piso y futuras veterinarias; Rocio, Alba y Amaia, que son uno de mis pilares y han confiando en todo momento en mí.

Al equipo de veterinarios del HCV de la UEx, así como a todos sus alumnos internos, que han contribuido a este trabajo de manera desinteresada.

Y por último, gracias a mis padres por su incondicional apoyo durante todo este tiempo. Todo esta pasión por la ecografía, se lo debo a mi padre, ya que, como él, existen muchas personas que se dedican a la reparación y el mantenimiento de estos aparatos; siendo la cara no visible que hacen que se puedan realizar diagnósticos correctos tanto a humanos como a animales.



# ÍNDICE

---

<b>I. Resumen y palabras claves.</b>	<b>1</b>
<b>II. Summary and keywords</b>	<b>3</b>
<b>III. Introducción</b>	<b>5</b>
<b>IV. Revisión Bibliográfica</b>	<b>7</b>
<b>IV.1 Principio físico del efecto Doppler en ecografía diagnóstica</b>	<b>7</b>
<b>IV.2 Instrumentación</b>	<b>13</b>
<b>IV.3 Indicaciones clínicas</b>	<b>13</b>
<b>IV.4 Preparación del paciente</b>	<b>15</b>
<b>IV.5 Protocolo de trabajo</b>	<b>16</b>
<b>IV.6 Técnicas y abordajes</b>	<b>16</b>
<b>IV.6.1 Órganos Abdominales</b>	<b>16</b>
<b>IV.6.2. Vasos de los principales órganos abdominales</b>	<b>21</b>
<b>IV.7 Utilidad del estudio del flujo en los vasos abdominales</b>	<b>27</b>
<b>V. Material y métodos</b>	<b>31</b>
<b>V. 2. Estudio ecográfico</b>	<b>32</b>
<b>V. 3. Estudio estadístico</b>	<b>36</b>
<b>VI. Resultados</b>	<b>37</b>
<b>VI. 1 Estudio del flujo sanguíneo mediante modo Doppler de la arteria aorta y de la vena cava caudal</b>	<b>37</b>
<b>VI. 2 Estudio del flujo sanguíneo mediante modo Doppler en las arterias interlobulares renales, esplénica y hepática</b>	<b>40</b>

VI. 4 Ratio riñón/aorta.....	44
VI. 3 Medidas ecográficas renales.....	45
VII. Discusión.....	47
VI. 1 Estudio del flujo sanguíneo mediante modo Doppler de la arteria aorta y de la vena cava caudal.....	47
VI. 2 Estudio del flujo sanguíneo mediante modo Doppler en las arterias interlobulares renales, esplénica y hepática.....	48
VI. 4 Ratio riñón/aorta.....	50
VI. 3 Medidas ecográficas renales.....	50
VIII. Conclusiones.....	51
X. Bibliografía.....	53
XI. Anexos.....	59
X. 1. Glosario de abreviaturas.....	59

# I. RESUMEN Y PALABRAS CLAVES

---

La utilización del diagnóstico por imagen mediante Doppler color es una técnica no invasiva que permite evaluar la vascularización del hígado, bazo, riñones y grandes vasos abdominales, como aorta abdominal y vena cava caudal. Esta herramienta, puede ayudar al diagnóstico y monitorización de diferentes enfermedades, ya que se pueden determinar cambios hemodinámicos en fases tempranas de la enfermedad. Por ello, el principal objetivo del presente trabajo ha sido la determinación de parámetros fisiológicos para la posible identificación de manera temprana de algunas enfermedades que afectan a órganos abdominales y que presentan alteraciones hemodinámicas.

Para la realización de este trabajo se han estudiado los parámetros de velocidad y resistencia en arteria hepática, esplénica, interlobular, aorta y vena cava caudal, así como el diámetro y el área de las dos últimas. Quince perros fueron estudiados y clasificados en función del peso (menos de 10 Kg, entre 11 y 20 Kg y más de 21 Kg), para obtener grupos homogéneos que permitan afinar más el estudio estadístico, y así poder realizar un estudio comparativo.

El estudio ha revelado diferencias estadísticamente significativas ( $p$ -valor  $< 0,05$ ) para los parámetros evaluados mediante ecografía, como diferencias en función del peso para el diámetro y área de la arteria aorta y vena cava caudal, el tamaño renal y la ratio riñón-aorta.

Se puede concluir que el establecimiento de estos parámetros puede ser muy útil, ya que muchos de ellos o bien no han sido investigados, o hay muy pocos estudios al respecto.

Palabras clave: perro, ecografía, doppler, peso, medidas, vasos abdominales, órganos abdominales





## II. SUMMARY AND KEY WORDS

---

The use of diagnostic imaging with color Doppler is a non-invasive technique to assess the vascularity of the liver, spleen, kidneys and large abdominal vessels, like abdominal aorta and caudal vein cava. This tool can help the diagnosis and monitoring of a large numbers of diseases, as they can determine hemodynamic changes in early stages of them. Therefore, the main objective of this work has been the determination of physiological parameters for early identification of some diseases which can involve abdominal organs and presenting hemodynamic changes.

To carry out this work, it has been studied parameters as important as the velocity and resistive index in hepatic artery, splenic artery, interlobular artery, aorta artery and caudal vein cava, and also, the diameter and area of the two last ones.

Fifteen dogs (five dogs in each group) were enrolled in the study classified according to the weight (less or equal than 10 kg, between 11 and 20 kg and over 21 kg), for doing homogeneous groups which it was allowed to refine the statistical study, so it could be possible to make a comparative study.

The study found statistically significant differences (p-value <0.05) for the parameters evaluated by ultrasound, as differences in body weight for the diameter and area of the aorta and caudal vena cava, renal kidney size and ratio - aorta.

This study suggests that the establishment of these parameters can be very useful, because many of them have never been studied, or there are fewer studies about this.

Keywords: dog, ultrasound doppler, weight, measurements, abdominal vessels, abdominal organ.



### III. Introducción

---

La ecografía es una técnica de diagnóstico por imagen muy utilizada en pequeños animales. Sus beneficios como procedimiento de diagnóstico por imagen en medicina veterinaria son numerosos. Los ultrasonidos se consideran un procedimiento seguro para el paciente, el operador y el personal cercano, lo que permite llevarlo a cabo en cualquier lugar sin la necesidad de tomar precauciones de seguridad específicas (Preston y Shaw, 2001). Es una técnica no invasiva y, por lo tanto, bien tolerada en animales no sedados; se ha demostrado en numerosas ocasiones que los exámenes de rutina no tienen efectos biológicos nocivos.

Sus utilidades son numerosas, como hacer exámenes para controlar la progresión de la enfermedad, la respuesta al tratamiento o para practicar técnicas posibles de escaneado (Nyland y Mattoon, 2002c).

La técnica ecográfica consiste en la emisión y recepción de ondas de sonido de alta frecuencia, convenientemente procesadas una vez que han interactuado con los diferentes tejidos, para recrear una imagen bidimensional o tridimensional de los órganos y estructuras exploradas en una pantalla o monitor.

Existen varios métodos de visualización: modo A, modo B y modo M. El más empleado en ecografía abdominal es el modo B, pues permite visualizar a los órganos y estructuras abdominales y su interior en escala de grises y en tiempo real. Con el fin de estudiar la vascularización de dichos órganos y estructuras, se utiliza un sistema más complejo, denominado Doppler, que permite estudiar el sistema vascular.

El uso de la ecografía Doppler color se ha convertido en una práctica común en ecografía abdominal canina como método de diagnóstico. Sin embargo, su interpretación no es fácil. Existen numerosos libros de consulta que describen la apariencia ecográfica normal de los principales órganos abdominales en el perro. Son claros ejemplos de ellos los escritos por Dominique Penninck y Marc-André d'Anjou en 2002 y por Paddy Mannion, Thomas G. Nyland y John S. Mattoon en 2008. Igualmente, existen numerosos artículos de investigación que aportan cálculos de las medidas Doppler en vasos abdominales en el perro (Novellas, *et al.*

2007; Rivers, *et al.*, 1997; Miño *et al.*, 2008), pero no es fácil encontrar una descripción completa en el mismo texto.

Por tanto, la introducción de la herramienta Doppler en la exploración rutinaria abdominal es necesaria, ya que proporciona una precisión diagnóstica superior. En muchos de los parámetros estudiados, existe escasa bibliografía en animales de compañía (como índice de resistencia en arteria esplénica y arteria hepática), o incluso, nula (no se ha investigado la velocidad en perros sanos en vena cava caudal). En los próximos años, se prevé que aparecerán nuevas aplicaciones de su uso, tal como sucede en humana.

Con este fin, en el presente Trabajo de Fin de Grado se han planteado los siguientes objetivos:

1. Determinar el diámetro y el área de la arteria aorta y de la vena cava caudal en perros sanos, utilizando la ventana acústica correspondiente.
2. Medir el flujo sanguíneo en diferentes vasos abdominales (arteria aorta, vena cava caudal, arterias interlobulares renales, arteria hepática y arteria esplénica) en perros sanos, para poder obtener el valor de velocidad máxima ( $V_{max}$ ) e índice de resistencia (IR) en arteria aorta y vena cava caudal, así como el pico de velocidad sistólica (PVS), velocidad media diastólica (VMD) e índice de resistencia (IR) en arterias interlobulares renales, arteria hepática y arteria esplénica, y utilizarlo en el diagnóstico de diferentes enfermedades.
3. Realizar medidas ecográficas de la longitud del riñón y establecer la ratio riñón-aorta de ambos riñones, para que pueda ser utilizado como parámetro en el diagnóstico de distintas enfermedades renales.

# IV. Revisión bibliográfica

---

## IV.1 Principio físico del efecto Doppler en ecografía diagnóstica

La ecografía Doppler es en la actualidad un método de diagnóstico fundamental en la veterinaria, usado para valorar el flujo de la sangre (Tabla 1). El transductor emite una onda de ultrasonidos en el vaso y, si existe movimiento en la sangre, la onda es reflejada por los hematíes, y el transductor actúa como receptor (Nelson y Pretorius, 1988). Aporta información sobre la patología vascular y es fundamental para la modificación que provocan diversas patologías sobre los vasos (Brinkman-Ferguson y Biller, 2009).

**Tabla 1.** Aplicaciones fundamentales de la ecografía Doppler (Nyland, 2007).

APLICACIONES CLÍNICAS	
<b>Caracterización del vaso sanguíneo</b>	Permite distinguir una arteria de una vena por el tipo de flujo característico, así como el tipo de flujo arterial: de alta resistencia (propio de las arterias musculares) y de baja resistencia (propio de las arterias que irrigan parénquimas).
<b>Detección del flujo sanguíneo</b>	Diagnóstico de oclusión en arterias y venas. Alteración del flujo en los órganos.
<b>Cuantificar velocidades</b>	Medir grado de estenosis de un vaso (aumento de la velocidad sistólica).
<b>Índices</b>	Cambios en resistencias vasculares y periféricas.

En 1880, Curie y de Curie descubrieron las propiedades piezoeléctrica de ciertos cristales (la aplicación de la electricidad da lugar a su deformación y la producción de sonido con una frecuencia superior a 20 KHz), conocida como ultrasonido (Curie y de Curie, 1880).

Aunque la primera utilidad de los ecos para producir imágenes de órganos fue en 1950 (Wild, 1950), no fue hasta 1970 que se introdujeron los sistemas informáticos, lo que hizo posible la ecografía tal como la conocemos hoy (Kossov *et al.*, 1971; Milán, 1972). La capacidad de almacenar, procesar y reproducir gran cantidad de datos permitió la producción de imágenes en dos dimensiones en escala de grises y, en 1973, la emisión de imagen en tiempo real (Griffith y Henry, 1973).

El modo B aporta información acerca de las variaciones de la amplitud del pulso, que se representa en cada punto como una escala de grises. Así, la imagen en modo

B muestra la localización espacial de cada punto (resolución axial y lateral), así como una representación en escala de grises de la ecogenicidad del reflector. También permite evaluar estructuras en movimiento y orientar las aspiraciones con aguja fina o biopsia (Burns, 1987).

Dentro del modo B, existe una utilidad llamada ecografía Doppler, descrita en 1846 por Christian Andrus Doppler. Este efecto (Figura 1) es un fenómeno de la física ondulatoria y estudia el cambio en la frecuencia recibida desde un receptor fijo, en relación a una fuente emisora en movimiento acoplada a ultrasonidos (>20 KHz) con una frecuencia determinada, desde un transductor hacia una columna de partículas sanguíneas en movimiento. Esta utilidad permite conocer las ondas de velocidad de flujo de un vaso determinado y la diferencia entre la frecuencia emitida y la reflejada se denomina frecuencia Doppler, que es proporcional a la velocidad del flujo sanguíneo (White, 1982). La onda de ultrasonidos sufre una variación de su frecuencia que es directamente proporcional a la velocidad del objeto que la mueve; así, los hematíes actúan como dispersores de ultrasonidos (Sigel *et al.*, 1983).

Cuando existe movimiento, el reflector se acerca a la fuente emisora y la frecuencia recibida es menor que la emitida. Cuando el reflector se aleja del emisor, la frecuencia es mayor. Por tanto, se detectará un cambio de frecuencia, cuya magnitud depende de la velocidad del movimiento y del ángulo de incidencia entre la trayectoria de las ondas y el receptor (Finn-Bodner y Hudson, 1988).

$$\Delta F(F_r - F_t) = 2V F_t \cos\theta / C$$

$\Delta F$ = Diferencia de frecuencia entre onda transmitida y reflejada  
V= Velocidad del vaso  
Fr= Frecuencia de la onda reflejada  
Ft= Frecuencia de la onda transmitida  
 $\theta$ = Ángulo formado por la dirección del haz de ultrasonidos y el eje del vaso  
C= Velocidad de transmisión del haz en los tejidos (Se utiliza valor promedio de 1,540 m/s)

**Figura 1.** Fórmula del efecto Doppler (Sigel *et al.*, 1983; Nelson Pretorius., 1988; Finn-Bodner y Hudson, 1988).

Se puede calcular la velocidad del flujo sanguíneo, siempre que pueda medirse el ángulo. Las velocidades se pueden medir con ángulos de 30 y 60 grados, ya que cuando aumenta de los 60 grados, el coseno (cos) posee grandes cambios para

pequeñas variaciones del ángulo, por lo que errores pequeños del cálculo del ángulo pueden acarrear grandes variaciones de la velocidad. Si el ángulo fuese de 90°, no se obtendría cambio en la frecuencia, ya que el  $\cos 90$  es 0 (Sigel *et al.*, 1983).

**Tabla.2.** Aspectos técnicos fundamentales en Doppler (Nyland, 2007).

ASPECTOS TÉCNICOS	AJUSTE
Ganancia del color	Correctamente ajustada
Ventana del color	Lo más estrecha posible y con adecuada angulación.
Volumen de muestra	En el centro del vaso (flujo laminar)
Ángulo de incidencia	30°-60°
Frecuencia de repetición de pulsos	En función de profundidad del vaso y velocidad del flujo

La señal Doppler (espectro Doppler) obtenida puede ser representada de 3 modos: como señal de audio, de color (Doppler color) y como representación gráfica (Doppler pulsado).

El **duplex Doppler** es la combinación del modo B y el Doppler pulsado. El doppler pulsado se obtiene por un único elemento que es a la vez emisor y receptor. El tiempo transcurrido entre la emisión y la recepción permite el estudio de la profundidad del vaso. La recepción de la onda por el transductor tiene un sistema de apertura-cierre. Así, se cierra durante el tiempo que el pulso atraviesa y se refleja en una determinada profundidad, por lo que todos los ecos del tejido que se ha atravesado se anulan; sin embargo, cuando recibe el haz rebotado se abre el receptor y se puede seleccionar el vaso a estudiar mediante ecografía Doppler (Curry *et al.*, 1990).

Esta técnica, como se ha comentado anteriormente, tiene dos herramientas: el modo Doppler continuo (Light, 1969) y el pulsado (Wells, 1969). El doppler de onda continua se utiliza en cardiología para medir altas velocidades, mientras que el modo pulsado se utiliza en cavidad abdominal. Un transductor Doppler pulsado contiene un cristal piezoeléctrico. El cristal transmite ráfagas cortas de ultrasonido (pulsos) a intervalos regulares y el mismo cristal recibe la señal reflejada en el resto del tiempo y la compara con la onda transmitida de referencia (Curry *et al.*, 1990).

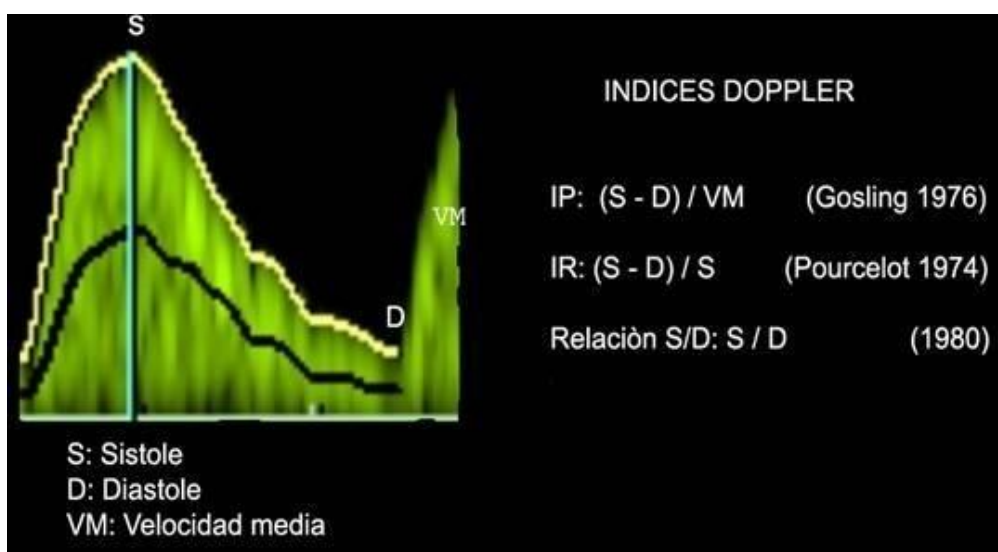
Esta técnica también es adecuada para diferenciar entre arterias y venas; además, distingue entre los distintos perfiles de velocidad de flujo de las arterias: de baja y alta resistencia. Cada vaso sanguíneo tiene su propio patrón, que se puede utilizar para ayudar en su identificación. Los cambios en la forma de la onda pueden también tener un significado patológico (Kantrowitz *et al.*, 1989).

Los métodos más utilizados para medir la velocidad del flujo sanguíneo en un vaso son el de insonación uniforme (se coloca la muesca de medida en toda la luz del vaso) y el de máxima velocidad (se coloca la muesca en el centro de la luz del vaso, abarcando un volumen pequeño) (Nyland, 2007) (Tabla 2).

El Doppler color aporta información bidimensional del flujo obteniendo imágenes en tiempo real codificadas por una escala de color (Tabla 3). Cuando el flujo está dirigido hacia el transductor, la frecuencia que se recibe es mayor a la que se emite (la frecuencia Doppler será positiva y se representa en color rojo y con el espectro por encima de la línea basal); en cambio, cuando el flujo se aleja del transductor, la frecuencia recibida será menor que la emitida (se representa en azul y por debajo de la línea basal) (Curry *et al.*, 1990). El grado de saturación del color indica la velocidad relativa de la sangre y se puede calcular el flujo cuando se realizan las variaciones en el ángulo Doppler: el color claro corresponde a las velocidades más rápidas y el oscuro a las más lentas (Zwiebel y Fruechte, 1992).

Para el desarrollo de esta técnica, hay que tener en cuenta la frecuencia de repetición de pulsos (FRP), en función de la profundidad del vaso y la velocidad del flujo (Kantrowitz, 1989) (Tabla 2). Si es demasiado alta podemos no detectar el flujo y si es muy baja se producirá un fenómeno denominado “aliasing”, que consiste en una inadecuada representación de la velocidad y la dirección del flujo, tanto en el espectro Doppler gráfico como en el color. Se han desarrollado algunos índices (Figura 2) para calcular la resistencia vascular y evaluar las ondas doppler. Estos índices pueden calcularse mediante el pico de velocidad sistólica (PVS), la velocidad media diastólica (VMD), y la media de la velocidad a través del ciclo cardíaco ( $V_m$ ). El índice de resistencia (IR) y de pulsatilidad (IP) son los más comúnmente usados. Estos índices son muy útiles para diferenciar algunas enfermedades (Nelson y Pretorius, 1988).





**Figura 2.** Índices Doppler calculados a partir de la onda del vaso (Nyland, 2007)

El power Doppler (Tabla 3) analiza el cambio en la amplitud de los ecos, en vez del cambio que se produce en la frecuencia. Por ello, se relaciona con la densidad de los hematíes en la muestra, no con la velocidad. Suele ser más sensible para detectar flujos lentos y débiles, y evalúa con más precisión los contornos de la luz del vaso y la vascularización tisular. Con esta técnica, se han realizado numerosos estudios en el diagnóstico de tumores en medicina humana, para determinar el valor pronóstico de la vascularidad y la perfusión y si existen correlación entre la alta vascularización y la agresividad del tumor, la tasa de metástasis y la disminución de la supervivencia del paciente en una variedad de tumores (Dietz *et al.*, 2000).

**Tabla 3.** Comparación de técnicas (Nyland, 2007).

TÉCNICA	VENTAJAS	INCONVENIENTES
<b>Duplex Doppler</b>	Estudios cuantitativos y estudios semicuantitativos	Explora áreas pequeñas Depende del ángulo
<b>Doppler Color</b>	Exploración simultánea de grandes áreas	Depende del ángulo Alising
<b>Power Doppler</b>	Estudios semicuantitativos Menor dependencia del ángulo No alising	No informa de dirección No estudios cuantitativos ni semicuantitativos

En la práctica, la máxima velocidad del flujo sanguíneo que puede ser determinada sin error, viene dada por el límite de Nyquist, que está determinado por la FRP y la profundidad de la muestra. Si este límite se ve superado, se produce el efecto

"aliasing", ya mencionado, con una aparente inversión del flujo. Este efecto está presente cuando la FRP es inferior al doble de la frecuencia de la señal.

En las imágenes de Doppler color, una velocidad por encima del límite superior de medición, se muestra con un color incorrecto, es decir, con un color que codifica la dirección opuesta del flujo (por ejemplo, rojo en lugar de azul). Esto sucede a menudo en regiones estenóticas. Sin embargo, puede existir "aliasing" en todo el vaso, de manera que la parte más alta del espectro se sitúa más allá del límite de medición superior, por lo que es cortado y se muestra erróneamente en el lado opuesto de la línea de base (se forma un plegamiento que da lugar a una interpretación errónea de la onda Doppler). La solución a este artefacto, es el aumento de la FRP, cambiar la línea de base o seleccionar otro transductor con una frecuencia más baja (Szatmari *et al.*, 2001).

La ausencia de la señal Doppler es un artefacto que aparece tanto en Doppler color como en espectral. Si el eje del ángulo de intersección del vaso y el ultrasonido es perpendicular, no se detecta señal Doppler. Se debe conseguir otra visión del vaso con un ángulo más agudo o utilizar un transductor lineal. Si el ángulo es adecuado pero no hay señal Doppler, se deben disminuir la FRP o aumentar la ganancia (Nelson y Pretorius, 1988).

La imagen espejo aparece en el Doppler espectral. Ocurre cuando además de la imagen normal, se puede observar el mismo espectro simultáneamente en el otro lado de la línea de base, pero con menor intensidad. Esto es debido a que la línea de base se comporta como un espejo. Este artefacto desaparece cuando se ajusta la ganancia (Szatmari *et al.*, 2001).

## IV.2 Instrumentación

Los instrumentos necesarios para el Doppler duplex están disponibles en sondas sectoriales mecánicas y de alta resolución. Las sondas mecánicas detienen el movimiento de los cristales para llevar a cabo la evaluación con el Doppler, y se congela la imagen en dos dimensiones (no es posible visualizar simultáneamente la imagen a estudiar y la lectura del Doppler, por lo que el movimiento del transductor o del animal durante el estudio, requiere la recolocación de la ventana



del Doppler en la localización deseada utilizando el modo B). Sin embargo, las sondas de alta resolución tienen la capacidad de obtener casi al mismo tiempo la información de la imagen y del flujo. El efecto Doppler es más sensible con frecuencias más altas (Figura 3), pero esto limita la profundidad de penetración (Pennick y Finn- Bodne, 1998).

**Figura 3.** Parámetros que intervienen en la elección de una sonda; cuanto más profundidad alcance, más hay que disminuir la frecuencia, y como resultado, se obtiene una resolución menor (Pennick y Finn-Bodne, 1998).

## IV.3 Indicaciones clínicas

Como se describe en la bibliografía consultada, la ecografía abdominal tiene numerosas aplicaciones clínicas (Nyland, 2002b).

La ecografía intercostal lateral en decúbito derecho está indicada en algunos perros para la evaluación de enfermedades del hígado, especialmente en perros grandes y con el torso profundo, y en los casos de microhepatía o grandes volúmenes de derrame peritoneal (Brinkman-Ferguson y Bille, 2009). Si se detectan lesiones masivas en otros órganos abdominales, es importante examinar a fondo el hígado, ya que suele ser uno de los primeros órganos donde se visualizan metástasis, porque muchos órganos abdominales están drenados por la

vena porta (Tabla 4). Mas caudalmente, también se pueden evaluar anomalías en el bazo, como tumores primarios y metástasis (Nyland, 1983).

La exploración de la vesícula biliar está indicada cuando existen sospechas de obstrucción (Center, 1996).

Es también importante la evaluación de los riñones, tanto derecho como izquierdo, ya que cambios en la ecogenicidad pueden indicar insuficiencia renal en un animal asintomático (Tabla 4) (Biller *et al.*, 1992).

**Tabla 4.** Sospechas clínicas para la realización de ecografía abdominal por órganos (Penninck, 2008).

ÓRGANO INSPECCIONADO	SOSPECHAS CLÍNICAS
<b>Hígado</b>	- Derrame peritoneal - Microhepatías (shunts porto-extrasistémicos y cirrosis hepática) - Tumores - Hepatitis
<b>Vesícula Biliar</b>	- Obstrucción biliar
<b>Bazo</b>	- Tumores - Metástasis esplénica
<b>Riñón</b>	- Insuficiencia renal crónica - Pielonefritis - Quistes renales - Tumores

En la especie canina puede formarse un trombo al nivel del recorrido de la aorta abdominal tendiendo a provocarse la obstrucción a nivel de las arterias iliacas, y dando lugar a dolor y paresia (Tabla 5). Además, cualquier patología asociada con la vascularización periférica se ve reflejada en la arteria principal mediante las medidas del índice de resistencia (IR) (Miles, 1989).

Los diámetros y velocidades de la vena cava caudal son medidos cuando existe sospecha de insuficiencia cardíaca derecha (Moriyasu *et al.*, 1986; Lamb, 1998; D'Anjou, 2007).

Una elevación en el IR de las arterias renales y arqueadas se ha hallado en la insuficiencia renal aguda canina y displasia congénita (Morrow *et al.*, 1996).

Cuando existen sospechas de shunt portosistémicos (Tabla 5), se pueden valorar la velocidad y el IR en la arteria hepática (Brinkman-Ferguson, 2009).

**Tabla 5.** Sospechas clínicas para la realización de mediciones Doppler en diferentes vasos abdominales (Nyland *et al.*, 2002a).

VASO INSPECCIONADO	SOSPECHAS CLÍNICAS
Arteria hepática	Shunt portosistémico
Arteria esplénica	Enfermedades hepatoesplénicas
Arteria renal y lobular	Deshidratación Anemia Hipertensión Leishmaniosis
Arteria aorta	Trombos
Vena cava caudal	Efusión pericárdica Displasia de tricúspide

#### IV. 4 Preparación del paciente

Para obtener una correcta visualización de la cavidad abdominal, se procede al rasurado del animal desde el arco costal hasta la parte más caudal del abdomen, depilando ventral y lateralmente (Figura 4). En perros de tórax profundo tiene que extenderse desde más craneal, para poder visualizar la porción subcostal. Se procede a la aplicación de gel acústico ampliamente en la zona a examinar y a seleccionar un transductor adecuado. En perros grandes, se utiliza una sonda de 5 MHz, ya que tienen un abdomen craneal profundo y necesita más penetración (para examinar el resto de los órganos abdominales, se puede aumentar la frecuencia); mientras que en ejemplares pequeños, se selecciona una de 7,5 MHz (se utiliza una frecuencia alta porque el hígado no se encuentra tan profundo y así, se obtiene la máxima resolución) (Pennick y Finn-Bodner, 1998).



**Figura 4.** Preparación del paciente, rasurando ampliamente la zona a estudiar y mediante la aplicación de gel acústico, para la correcta visualización de los órganos (HCV de la UEX).

## IV.5 Protocolo de trabajo

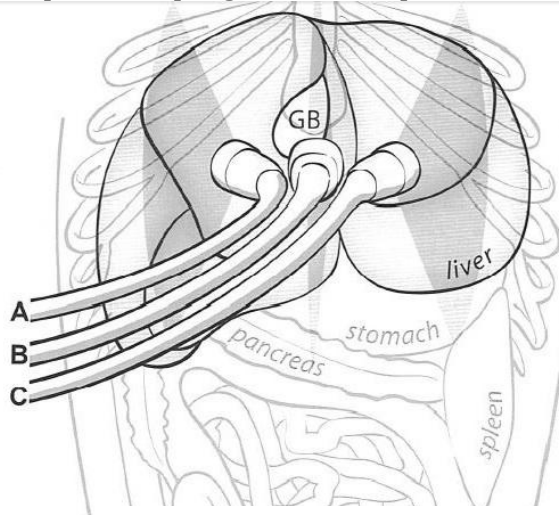
Para obtener los diferentes planos del abdomen, se modifica la dirección de la marca del transductor. Si se quieren obtener planos sagitales y dorsales, la marca debe dirigirse hacia el tórax del paciente, de tal manera que, la parte craneal de éste quede en la parte izquierda de la pantalla del ecógrafo. Para visualizar planos transversales, la marca del transductor debe apuntar hacia la derecha del paciente, de forma que el lado derecho del cuerpo es colocado en el lado izquierdo del monitor. Los ecógrafos utilizados actualmente, poseen una serie de herramientas, tales como profundidad, zoom, ganancia, potencia y tiempo-ganancia que tienen que ser configurados para obtener una imagen adecuada, ajustados a los diferentes pacientes (Nyland *et al.*, 2002).

## IV.6 Técnica y abordajes.

### IV.6.1. Órganos Abdominales

#### HÍGADO

El hígado es el mayor órgano abdominal y se localiza en la parte craneal del abdomen. La técnica de ecografía del hígado está indicada en perros con ictericia, ascitis, pérdida progresiva de peso, vómitos, letargia y pirexia de origen



**Figura 5.** Anatomía del hígado y técnica usada para la realización de la ecografía en este órgano (Pennick, 2008).

desconocido, entre otros síntomas (Brinkman-Ferguson y Biller, 2009). Se utiliza una sonda de 5 MHz, sectorial o convexa en animales de tórax profundo, pudiendo aumentar la frecuencia a 7 MHz en razas pequeñas, para optimizar mejor la imagen (Nyland *et al.*, 2002).

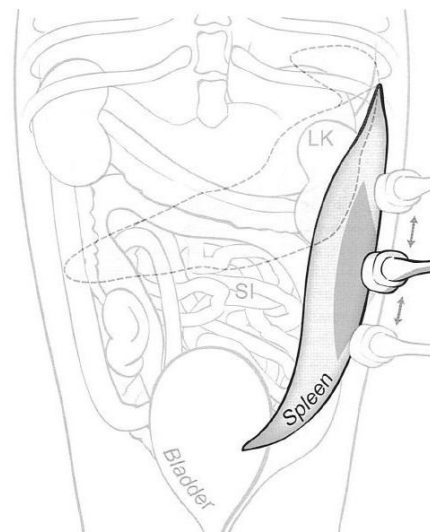
Está delimitado cranealmente por la interfase diafragma pulmón, y caudalmente por el estómago. A la izquierda, se encuentra el bazo y el estómago, y a la derecha, el lóbulo caudado contacta con la fosa renal del riñón derecho (Evans y Christense, 1979).

El animal puede colocarse en decúbito supino, derecho (Figura 5c) o izquierdo (Figura 5a) (Tabla 6). Para comenzar el examen, se procede a visualizar el hígado en un corte sagital del mismo, colocando el transductor en la línea media ventral del abdomen (en el último o en los dos últimos espacios intercostales), con la marca indicadora apuntando al proceso xifoides (Figura 5b). La habilidad para visualizar el hígado por ecografía depende del tamaño de éste, de la conformación del cuerpo y de la cantidad de contenido gastrointestinal que tenga el animal en el momento de la visualización. En perros pequeños, normalmente, se puede visualizar el hígado mediante un abordaje subcostal y junto al estómago, siempre que no esté muy distendido. Girando el transductor hacia la izquierda y caudal a la línea media, se visualiza el lado izquierdo del hígado. Hacia la derecha de la línea media se identifica la vesícula biliar (Bromel *et al.*, 1998). Para realizar un corte transversal, el transductor se coloca en la línea media adyacente al proceso xifoides del esternón (la marca del transductor orientada hacia el ecografista), de forma que el lado derecho del hígado está a la izquierda en el monitor (Nyland y Park, 1983).

Un problema en la visualización del hígado puede presentarse cuando el colon transversal está lleno de gas o de heces (por ello es necesario que el perro a examinar esté en ayunas o libre de heces), o también porque el hígado sea muy pequeño. En perros de tórax profundo, está detrás de las costillas, por lo que se necesita utilizar un abordaje intercostal para su correcta visualización. En perros obesos, existe una gran cantidad de grasa falciforme que dificulta la exploración. Si se dirige el transductor caudalmente, se obtiene un corte oblicuo y, si se sitúa paralelo al esternón, se visualiza en un plano dorsal (D'Anjou, 2008).

## **BAZO**

Para examinar el bazo hay que situar al animal en decúbito lateral derecho o dorsal (Tabla 6). Hay que rasurar ampliamente la zona, a veces incluso desde el proceso xifodeo hasta la ingle, debido a que puede encontrarse alargado. Dependiendo del tamaño del animal, se usa un transductor convexo o sectorial, con una frecuencia que varía de 5-10 MHz.



**Figura 6.** Anatomía y técnica utilizada para un examen ecográfico del bazo (Pennick, 2008).

La exploración debe realizarse en sus dos porciones: cabeza y cuerpo-cola (Figura 6), lo que es relativamente sencillo si el ecografista sigue el bazo en la pantalla del monitor:

- La cabeza del bazo se localiza a lo largo de la pared abdominal izquierda, caudal y lateral al estómago. Una parte, está contenida dentro del arco subcostal. Para visualizarla, el transductor debe estar posicionado en posición sagital a lo largo del abdomen craneoventral izquierdo. Puede ser necesario mover el transductor desde craneal a caudal para visualizar sus límites. El transductor se mueve a lo largo del arco costal o de los espacios intercostales para obtener los diferentes cortes longitudinales.
- Para explorar el cuerpo y la cola del bazo, la profundidad de campo se reduce de 4-5 cm, ya que es un órgano poco profundo. El transductor se sitúa a lo largo del lado izquierdo del abdomen craneal, obteniendo así un plano transversal (margen craneal del bazo situado en el lado izquierdo de la pantalla). En este corte no se visualiza el parénquima esplénico, por lo que la sonda debe ser movida de izquierda a derecha hasta llegar a la cola del bazo.
- Para evaluar la porción media a caudal del bazo, se debe realizar una visión retrógrada hacia la cabeza del bazo; de esta forma, la parte caudal se



visualiza a la derecha, y se realiza un barrido de derecha a izquierda lentamente hasta llegar a la cabeza del órgano (Nyland *et al.*, 2002).

Hay que tener cuidado si se quiere sedar al animal, ya que la acepromacina y los barbitúricos pueden producir esplenomegalia (O'Brien *et al.*, 2004).

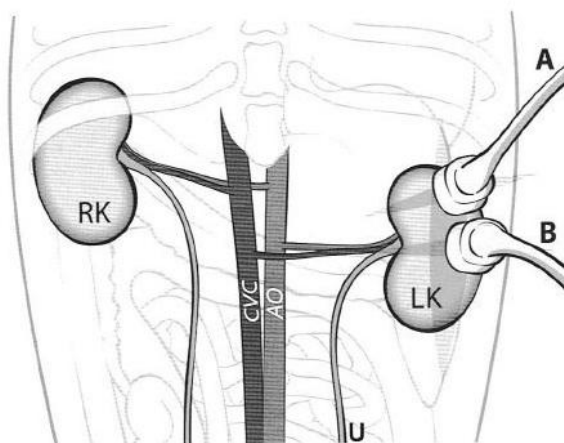
## RIÑÓN

Para visualizar el riñón izquierdo por ecografía es necesario tumbar al animal en decúbito lateral derecho y posicionar la sonda ventral a la musculatura sublumbar caudal a la última costilla (Konde *et al.*, 1984) (Tabla 6). El riñón izquierdo está inmediatamente caudal al fundus del estómago y caudomedial a la cabeza del bazo. En perros en decúbito lateral, se usa el bazo como ventana acústica para localizarlo. Se posiciona la sonda en un plano sagital del cuerpo, a la izquierda de la línea media. El riñón izquierdo se encontrará dorsal al bazo. Para ver el riñón en su totalidad, se mueve el transductor de medial a lateral y se evalúa en un corte sagital (se evalúan los polos del riñón). Para realizar un estudio de un corte transversal, se rota la sonda de forma que se situé perpendicular al axis y pueda observarse a la izquierda de la imagen el hilio renal. Para observar con detalle el polo craneal y caudal, se realiza un barrido longitudinal del mismo. Para obtener una imagen dorsal, se posiciona la sonda en la pared abdominal izquierda y se desliza la sonda lateralmente, rotando unos 90 grados. Se observa el cortex renal y la porción medial del riñón. Si se compara con un corte sagital, el riñón aparece con mayores dimensiones de lateral a medial, y las arterias y venas se hallan en un corte longitudinal. (Nyland *et al.*, 1993).

El riñón derecho está localizado más dorsal y craneal que el izquierdo. Así, para observarlo, hay que posicionar al paciente en decúbito lateral izquierdo y situar el transductor en el décimoprimer y décimosegundo espacio intercostal, caudal al arco costal (a veces hay que dirigir el haz de ultrasonidos por debajo del arco costal para visualizarlo en su totalidad). Si se realiza un barrido sagital, el polo craneal (Figura 7a) del está situado en la fosa renal del lóbulo caudal del hígado, y el caudal (Figura 7b) se sitúa en la porción más cercana del campo. Para obtener imágenes transversales se rota el transductor 90 grados en sentido de las agujas

del reloj, y se examina el hilio, que se encuentra a la derecha de la pantalla (D'Anjou, 2008).

Se lateraliza craneal y caudalmente la sonda para una exploración transversal. Si se quiere obtener una imagen dorsal del riñón, hay que llegar desde la pared abdominal lateral derecha y se rota el transductor unos 90 grados. El riñón tiene



**Figura 7.** Anatomía y localización de los riñones y los principales vasos abdominales. Se muestra la ventana acústica utilizada (Pennick, 2008).

una apariencia ligeramente distinta cuando se estudia en este plano. Este corte es muy útil si se quieren ecografiar las glándulas adrenales, la vena cava caudal, la aorta y la vena porta. (Barr *et al.*, 1990). Entre ambos riñones se visualiza la aorta y la vena cava caudal. Esta última está situada ventral y a la derecha de la arteria aorta (Nyland y Mattoon, 2002b).

**Tabla 6.** Posición del animal y localización anatómica de los diferentes órganos abdominales (Paddy-Mannion, 2006).

<b>ORGANO</b>	<b>FRECUENCIA IDEAL DE LA SONDA</b>	<b>DECÚBITO</b>	<b>LOC.ANATÓMICA</b>
<b>Hígado</b>	5 -7,5 MHz	-Dorsal - Lateral derecho - Lateral izquierdo	-Abdomen Craneal Derecho -Último/Penúltimo espacio intercostal
<b>Vesícula Biliar</b>	5-7,5 MHz	-Dorsal - Lateral derecho - Lateral izquierdo	- Abdomen craneal central - Caudal al esternón
<b>Bazo</b>	5-10 MHz	- Dorsal - Lateral derecho	- Abdomen Craneodorsal izquierdo (Pecho profundo: Espacio intercostal izquierdo)
<b>Riñón</b>			
<i>Derecho</i>	7,5-10 MHz	- Dorsal -Lateral derecho	- Ventrolateral subcostal (+ craneal y dorsal)
<i>Izquierdo</i>	7,5-10 MHz	-Lateral izquierdo	- Ventrolateral

#### IV.6.2. Vasos de los principales órganos abdominales.

##### - ARTERIA AORTA ABDOMINAL

La aorta abdominal es un vaso que, durante la diástole, contribuye al flujo continuo de sangre; y durante la sístole, actúa de reservorio cuando el flujo es muy pulsátil. En la diástole, vuelve a disminuir de tamaño, descargando sangre de la circulación. La aorta torácica descendente se denomina aorta abdominal cuando penetra en la cavidad abdominal a través del hiato aórtico. Se relaciona en su porción más craneal con la vena cava caudal a la derecha y con el músculo psoas a la izquierda. En el perro termina al nivel de la última vértebra lumbar, dividiéndose en dos ramas, las arterias ilíacas externa e interna caudalmente. En el abdomen craneal, la aorta se sitúa dorsalmente y a la derecha de la vena cava caudal, pero a nivel de las vértebras lumbares 5ª y 6ª, se originan las arterias circunflejas ilíacas profundas y la aorta se sitúa ventral y a la izquierda de la vena cava caudal (Evans y Christensen, 1979).

Para obtener una correcta imagen de la aorta abdominal, hay que situar al animal en decúbito lateral derecho. El transductor se coloca sobre la parte caudodorsal del abdomen, donde encontramos una imagen longitudinal, a la izquierda y paralela a la vena cava caudal. La parte craneal de la aorta abdominal no es fácil de visualizar, especialmente en perros de pecho profundo, debido a los artefactos causados por el gas gastrointestinal y las costillas (Spaulding, 1992). A veces, cuando no hay mucho gas, es más fácil obtener una imagen sagital de la aorta abdominal, medial al riñón derecho. En la ecografía, esta arteria se muestra como una estructura tubular hipoecogénica con paredes ecogénicas (Evans, 1993a).

La aorta tiene un perfil típico de la velocidad de flujo en tubo y su patrón de onda es de flujo de alta resistencia. Posee elevados picos sistólicos y flujo reverso en la diástole temprana, seguida por otra onda diastólica que va en el sentido del transductor (Szatmari *et al.*, 2001).

##### - VENA CAVA CAUDAL

La vena cava cauda del perro comienza a nivel de la séptima vértebra lumbar por la confluencia de las dos venas ilíacas comunes, y se sitúa a la derecha de la pared abdominal de la aorta en el surco intermuscular formado por el músculo psoas

menor. La parte caudal es adyacente a la aorta abdominal. Ambas tienen aproximadamente el mismo diámetro, sin embargo, la aorta es generalmente más delgada. Craneal a la entrada de las venas renales, la vena cava caudal se desvía craneoventralmente y entra en la cavidad torácica a través del diafragma. Posee un trayecto recto. La vena cava caudal y la vena porta son paralelas entre sí, aunque la vena porta tiene un trayecto curvo. En su porción craneal, se pueden visualizar cambios en el espectro respecto a su porción caudal, ya que presenta condiciones de cambio de presión en la aurícula y por los movimientos respiratorios (Evans y Christensen, 1979).

Se pueden realizar medidas ecográficas en dos regiones diferentes: situando el transductor en la pared abdominal derecha, a nivel del décimo espacio intercostal (región portohepática), o con el animal en decúbito lateral izquierdo, medial al riñón derecho. Las mediciones en la región del hígado se obtienen con la vena cava orientada en un corte longitudinal, y el transductor colocado cranealmente para obtener un ángulo de incidencia inferior a 60 grados. En la ecografía, se muestra como una estructura tubular hipoecogénica con paredes ecogénicas (Evans, 1993b).

Se observa que cada contracción ventricular es seguido por un flujo hacia adelante con un ligero aumento de la velocidad. Además, cada inspiración provoca un flujo de de alta velocidad (Szatmari *et al.*, 2001).

Cuando se coloca al animal en decúbito lateral derecho, se puede diferenciar la aorta de la vena cava caudal, porque la primera está situada anatómicamente a la izquierda de la segunda, por lo que será observada en un plano más cercano. (Taylor *et al.*, 1985). Además, el diámetro de la aorta en esta posición suele ser mayor que el de la vena cava caudal debido a que al estar los dos vasos presentes en la misma imagen ecográfica, el segundo no suele estar en el mismo plano ecográfico. Otra diferencia es que la vena cava caudal es compresible por el ecógrafo y que en la aorta se puede visualizar pulso (Evans, 1993a).

El diámetro y el área de la aorta, vena cava caudal y vena porta, puede decrecer o aumentar debido a enfermedades como shunts portosistémico, fístula

arterioportal, fallo del corazón derecho e hipertensión portal. (Lamb, 1998 y D' Anjou, 2007).

#### - ARTERIA HEPÁTICA

El flujo vascular aferente del hígado viene dado mayormente por la vena porta y, el resto, por las arterias hepáticas (Figura 8). El flujo eferente lo llevan a cabo las venas hepáticas, que desembocan en la vena cava caudal (Figura 9). Este flujo vascular se encuentra ramificado en todos los lóbulos hepáticos (Evans y Christensen, 1979).

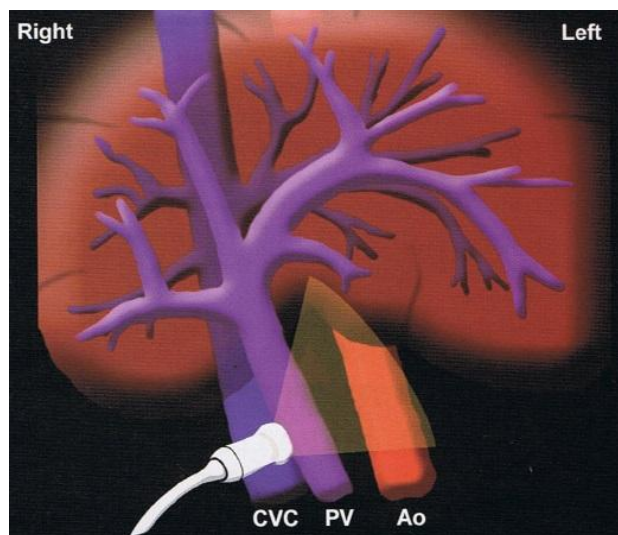


**Figura 8.** La región coloreada de gris, muestra la arteria hepática en un corte longitudinal. (Lamb, 1994).

Las venas hepáticas y la vena porta se observan como estructuras tubulares lisas y anecogénicas, con una pared hiperecogénica cuando se usa el modo B. La visualización de estas estructuras depende del tamaño del paciente, del diámetro de la luz vascular, del flujo portal, de la presión en la vena cava craneal, del parénquima hepático y de la resolución de la imagen (Fruechte y Zwiebel, 1992).

La porción extrahepática de la vena porta (Figura 9) es relativamente central en el abdomen (se encuentra ventral a la vena cava craneal y a la aorta derecha). Está formada por la confluencia de la vena mesentérica craneal y caudal, la esplénica y una pequeña porción de la vena gastroduodenal. Se diferencia porque es más tortuosa que las anteriores y se curva hacia el lado derecho antes de la entrada al hígado (Evans y Christensen, 1979). El diámetro varía de 3,3 a 10,5 mm en perros (Carlisle *et al.*, 1995). Existe un ratio para comparar el diámetro de la vena porta con la aorta, que varía normalmente entre 0,71 y 1,25 (d'Anjou *et al.*, 2004).

El flujo portal se mide con el Doppler Color con una angulación de 60 grados en el centro del vaso, y multiplicando esta medida obtenida por 0,57, se ha descrito que el flujo tiene una velocidad media de  $18 \pm 8$  cm/s en perros normales (Nyland y Fisher, 1990; Lamb y Mahoney, 1991; d'Anjou *et al.*, 2004).



**Figura 9.** Vasos extrahepáticos (Pennick, 2008).

La arteria hepática tiene su origen en el tronco celíaco y camina cranealmente paralela y entre la vena cava caudal y la vena porta principal. Para localizarla, se usa un enfoque intercostal por el lado derecho y así, se obtiene un corte longitudinal de la misma. (Figura 8) (Nyland, 1983).

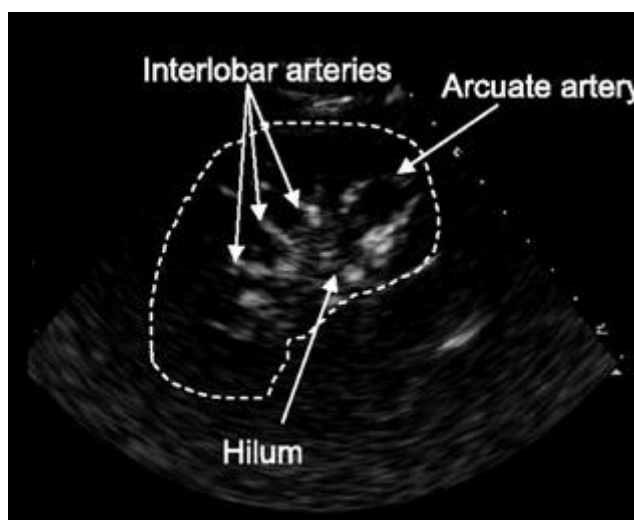
Las ramas intrahepáticas de la arteria hepática generalmente no se puede encontrar en perros sanos, debido a su pequeño tamaño. Su patrón de flujo Doppler es similar al espectro de la arteria renal (es decir, el perfil de velocidad de flujo parabólico y baja resistencia). Posee picos sistólicos generales sin ventana espectral y continuos, disminuyendo gradualmente de un alto flujo diastólico (Szatmari *et al.*, 2001).

#### - ARTERIA INTERLOBULAR

Se puede visualizar la arteria renal y la vena principal del hilio de los riñones hasta su origen en la aorta y la vena cava caudal, respectivamente. Las ramas interlobares pueden visualizarse en el centro de la imagen del riñón, ya que irrigan desde la pelvis, se ramifican en arterias arqueadas, que a su vez, lo hacen en

arterias interlobulares y fluyen hasta la unión cortico-medular (Finn-Bodner *et al.*, 1998).

Las arterias arqueadas e interlobares (Figura 10) entre la médula y la corteza normalmente se identifican como líneas ecogénicas (Spaulding, 1997).



**Figura 10.** Estructuras observadas ecográficamente en el riñón. (Nyland, 2002).

Las venas cursan paralelas a las arterias y son normalmente de tamaño más grande. Las arterias renales tienen perfil de velocidad parabólico (Dodd *et al.*, 1991). El pico sistólico siempre es amplio, con baja resistencia al flujo, un flujo diastólico alto y continuo, que disminuye gradualmente durante la diástole. Después, la velocidad cae un poco, luego se va incrementando de nuevo (PVS), y en el resto de diástole disminuye gradualmente (VMD). El flujo en las venas renales cambia ligeramente debido a los cambios de presión auricular e intraabdominales (Szatmari *et al.*, 2001).

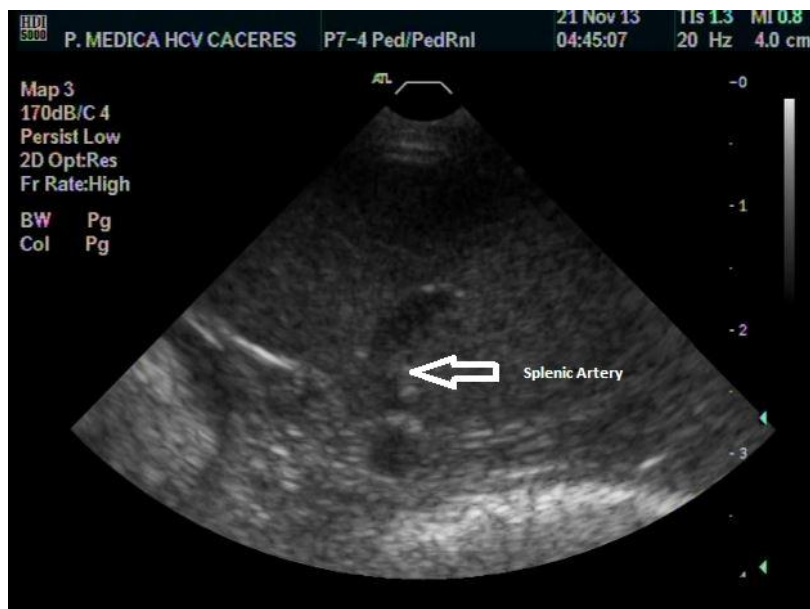
En perros, el IR se ha utilizado para detectar cambios hemodinámicos en la enfermedad de Addison (Koch *et al.*, 1997), toxicidad renal (Rivers *et al.*, 1996), obstrucción (Dodd *et al.*, 1991 y Nyland *et al.*, 1993) y fallo renal debido a numerosas causas (Morrow *et al.*, 1996 y Rivers *et al.*, 1996). También se ha usado para evaluar la función en riñones transplantados (Pozniak *et al.*, 1992).

## - ARTERIA ESPLÉNICA

La arteria esplénica (Figura 11), una rama de la arteria celíaca, proporciona el suministro sanguíneo al bazo. La arteria esplénica se ramifica y se conecta con los senos venosos y con los extremos abiertos de los cordones esplénicos. La sangre se libera en los cordones esplénicos, ya sea desde los senos parasanales o capilares, y con el tiempo se filtra de nuevo en la red de los senos parasanales. Los senos confluyen y desembocan en las venas trabeculares, que luego se funden en una sola vena esplénica que luego desemboca en la vena porta (Evans y Christensen, 1979).

Para obtener una buena imagen de la arteria esplénica, se tumba al animal en decúbito lateral derecho y la sonda se sitúa en posición sagital a lo largo del abdomen craneoventral izquierdo. La arteria esplénica se encuentra entre el estómago y el extremo craneal del bazo (Spaulding, 1997).

El flujo de esta arteria se caracteriza por dirigirse hacia el transductor. Los picos sistólicos son amplios y sin ventana espectral, y no va seguida de una onda de flujo retrógrada (Szatmari *et al.*, 2001).



**Figura 11.** Entrada de la arteria esplénica en el bazo (HCV, de la UEX).



## IV.7. Utilidad del estudio del flujo en los vasos abdominales

Encontrar y reconocer los grandes vasos abdominales durante la ecografía abdominal es esencial, ya que pueden servir como puntos de referencia para localizar ciertos órganos, así como para diagnosticar trastornos vasculares y vasos ectópicos.

Los vasos sanguíneos abdominales, en plano longitudinal, tienen una estructura tubular, con paredes bien definidas; éstas son paralelas e hiperecoicas. En un plano transversal aparecen circulares u ovalados, con el interior anecoico (Spauldin, 1992).

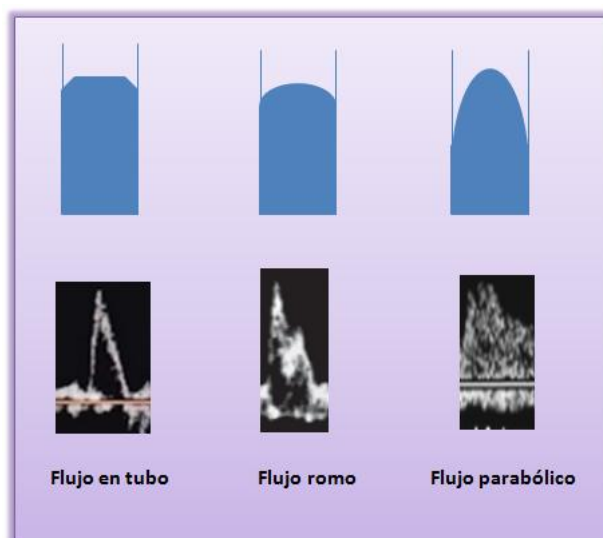
La ecografía en modo B es adecuada para detectar anomalías, medir el diámetro, observar el espesor de la pared o identificar anomalías en el flujo, como trombos o tumores (Finn-Bodner y Hudson, 1998).

Con el uso del modo de color es posible determinar la presencia o ausencia de flujo (Sigel *et al.*, 1983). Los ajustes del ecógrafo se deben configurar de manera que el interior del vaso se llene de un solo color (Zwiebel WJ y Fruechte, 1992) y sin color fuera de la luz del vaso. A continuación, se activa el modo Doppler duplex pulsado. El tamaño del volumen de muestra tiene que ser ajustado de manera que sólo el vaso de interés esté incluido (Kantrowitz *et al.*, 1989). Cuando se coloca en un segmento del vaso que es de color rojo, el espectro Doppler aparecerá por encima de la línea base (flujo hacia el transductor). Cuando el trazado del Doppler está libre de artefactos (“aliasing” o en movimiento), se congela la imagen y se procede al estudio de la onda (Finn-Bodner y Hudson, 1998).

La velocidad del flujo a través de la luz del vaso se muestra como una frecuencia o rango de velocidad en el espectro Doppler (Sheiman, 1994). El flujo normal de un vaso es laminar y tiene varios perfiles:

- Flujo en tubo: La mayoría de las células sanguíneas se mueven a una velocidad uniforme, por lo que la distribución de velocidad es más estrecha a través del vaso. Como resultado, el espectro está formado por una línea delgada en sístole que limita un espacio transparente denominado ventana espectral (Figura 12) (Zwiebel, 1992).

- Flujo romo: El flujo es similar al perfil de velocidad del flujo de tapón en el centro del vaso (las células se mueven a una velocidad uniforme); sin embargo, el flujo es más similar al parabólico en la periferia de la luz del vaso (Figura 12) (Zwiebel, 1992).



**Figura 12.** Diferentes perfiles de flujo (Szatmari *et al.*, 2001).

- Flujo parabólico: La sangre en el centro del vaso tiene más velocidad que en la pared. La ventana espectral no se visualiza durante la sístole en la lectura del espectro, porque las hemáties tienen una amplia variedad de velocidades (Figura 12) (Zwiebel, 1992).

Las medidas de flujo proporcionan indirectamente información acerca de la resistencia vascular del espectro. Con este fin, se han desarrollado índices para comparar las curvas de flujo y medir la resistencia. Estos índices, se pueden calcular mediante ratios que incluyen parámetros como PVS, VMD y Vm (Halpern *et al.*, 1995).

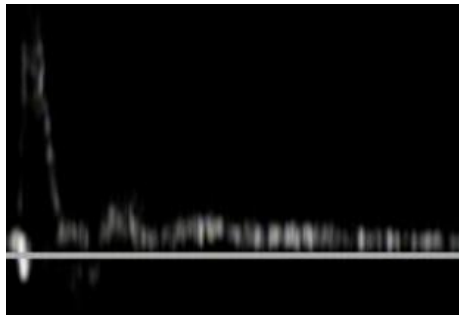
Los IR e IP (índices de Pourcelot) son los más usados. Estos índices sirven para evaluar el flujo sanguíneo en muchos órganos y para proporcionar información acerca de diferentes enfermedades (Bude y Rubin, 1999).

### FLUJO ARTERIAL

La pulsatilidad de la onda está relacionada con la impedancia vascular hasta el punto de medida. Además, el rango de frecuencia en el espectro Doppler

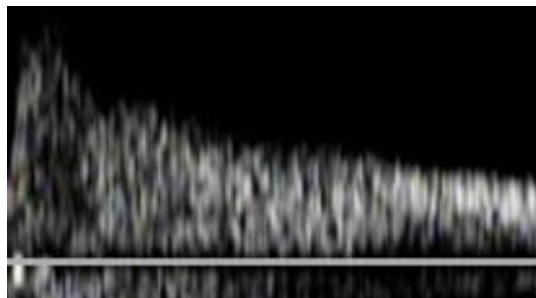
proporciona información acerca de la distribución de velocidades en el interior del vaso (Abildgaard, 1989). Los requisitos de perfusión de cada órgano determinan el estado de su lecho vascular, que a su vez afecta a las características del flujo de cada vaso (Finn-Bodner y Hudson, 1998). Por ejemplo, cambios en las velocidades de un flujo laminar da lugar a diferentes distribuciones espaciales, como;

Patrón de flujo de alta resistencia (Figura 13) (p. ej. arteria aorta): Picos sistólicos afilados e inversión del flujo en la diástole temprana indican alta pulsatilidad y resistencia (Szatmari *et al.*, 2001).



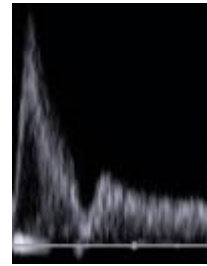
**Figura 13.** Flujo de la arteria aorta, que posee un perfil típico en tapón y su patrón de onda es de alta resistencia. Posee elevados picos sistólicos y flujo reverso en diástole temprana; seguido por otra onda diastólica que va en el sentido del transductor (HCV, de la UEX).

Patrón de flujo de baja resistencia (Figura14) (p. ej. arteria renal): Picos sistólicos amplios y velocidad de flujo continuo, con un pico alto en la diástole y disminución gradual de la velocidad, indican baja pulsatilidad y resistencia (Szatmari *et al.*, 2001).



**Figura 14.** Flujo de la arteria renal. El pico sistólico es amplio, con una alta y continua onda de flujo diastólico, que disminuye gradualmente durante la diástole. (HCV, de la UEX).

Patrón de flujo de resistencia media (Figura 15). (p. ej. arteria iliaca interna): Picos sistólicos afilados y diástole sin flujo inverso, indican pulsatilidad y resistencia intermedia La velocidad del pico diastólico es menor que la del patrón de flujo de baja resistencia (Szatmari *et al.*, 2001).



**Figura 15.** Flujo de la arteria Iliaca Interna. Posee picos sistólicos afilados, con una pequeña cantidad de flujo diastólico temprano retrógrado; y a continuación, el flujo es hacia delante en el resto de la diástole (HCV, de la UEX).

### FLUJO VENOSO

Por lo general, el flujo en las venas (Figura 16). es laminar (Sheiman, 1994) La mayoría tienen un flujo ligeramente periódico, excepto las venas hepáticas y la parte craneal de la vena cava caudal abdominal, cuya patrón es marcadamente periódico debido al fuerte efecto de la presión de la aurícula derecha durante el ciclo cardíaco (Pozniak, 2000).



**Figura 16.** Flujo de la vena cava caudal. Cada contracción ventricular es seguida por un flujo hacia delante con poco aumento de la velocidad, además que, cada inspiración causa un flujo de avance de la onda con alta velocidad. (HCV, de la UEX).

# V. Material y Métodos

---

## V. 1. Población animal

Para la realización del presente trabajo, se utilizaron un total de 15 perros sanos, de diferentes razas y adultos (más de dos años de edad), debido a que el índice de resistencia es inversamente proporcional a la frecuencia cardiaca, procedentes de propietarios particulares con el fin de conocer sus antecedentes médicos. Los propietarios fueron informados adecuadamente sobre el contenido del estudio. Los animales fueron divididos en función del peso en los siguientes grupos:

- Grupo I: 5 perros con peso corporal comprendido entre 6 y 10 kg (Tabla 7).
- Grupo II: 5 perros con peso corporal comprendido entre 11 y 20 kg (Tabla 7).
- Grupo III: 5 perros con peso corporal comprendido entre 21 y 35 kg (Tabla 7).

**Tabla 7.** Breve reseña de los perros utilizados en el estudio. H = hembra; M = macho.

NÚMERO	GRUPO	RAZA	SEXO	EDAD (años)	PESO (kg)
1	1	SHIH TZU	H	4	6
2	1	MESTIZO	H	3	7
3	1	JACK RUSSELL TERRIER	M	2,5	9
4	1	PATTERDALE	H	3	9
5	1	PATTERDALE	M	6	10
6	2	PATTERDALE	H	5	12
7	2	MESTIZO	H	5	12
8	2	PODENCO	H	6	14
9	2	MESTIZO	M	3	15
10	2	PITBULL	M	3	19
11	3	PITBULL	M	9	26
12	3	GOLDEN RETRIEVER	H	3	28
13	3	LABRADOR RETRIEVER	M	4	32
14	3	LABRADOR RETRIEVER	M	3	32
15	3	LABRADOR RETRIEVER	H	3	35

A todos los perros se les realizó una anamnesis, examen físico completo, hematología completa (analizador de hematología para 5 poblaciones Mindray BC-5300 VET) y bioquímica sanguínea consistente en determinación de la concentración plasmática de urea, creatinina, ALT y proteínas totales (reactivos Spinreac; analizador para bioquímica sanguínea Saturno 100 VetCrony® Instruments), para confirmar que estaban sanos.

## V. 2. Estudio ecográfico

Para la realización de las ecografías, se utilizó como material de trabajo un equipo Philips Medical Systems, modelo HDI 5000, que incluye las funciones de Doppler Color, Doppler espectral, modos B y M en tiempo real así como un software para la realización de cálculos y medidas. El equipo permite la selección de diferentes modos con ajustes diferentes para los diferentes exámenes que se pueden realizar.

En el presente trabajo se seleccionó el modo “*Pediátrico Renal*”, por ser el más adecuado para realizar las diferentes medidas de los vasos abdominales. El transductor elegido fue una sonda electrónica multifrecuencia de 5-7,5 Mz P 7-4 de ATL. Para la grabación de los ultrasonidos, se utilizó una grabadora de la Philips.

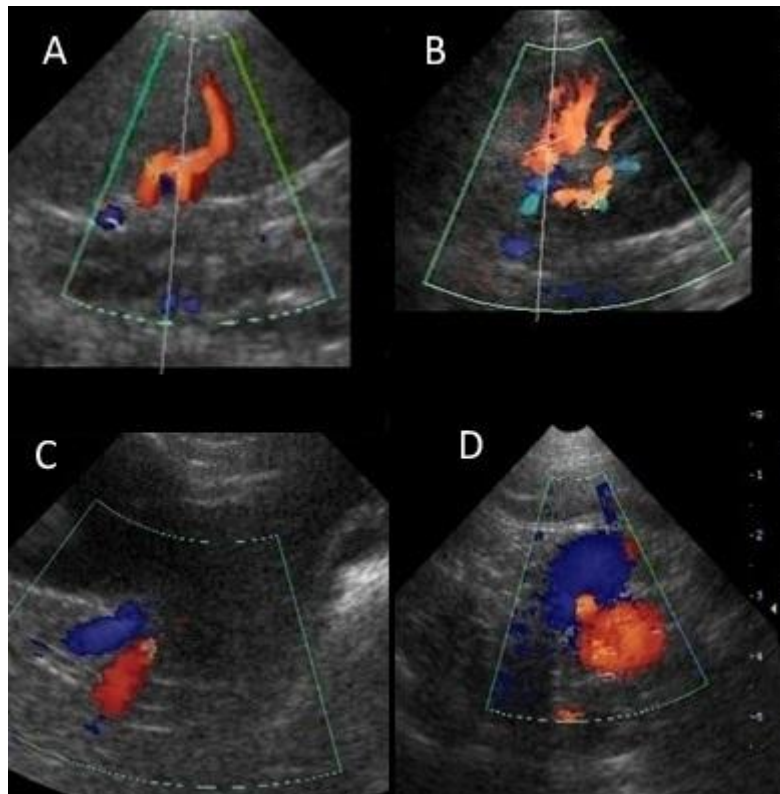
A todos los animales se les rasuró ampliamente el abdomen para conseguir ventanas acústicas adecuadas para la exploración de los órganos implicados.

En cada estudio ecográfico individualizado, se procedió a posicionar al animal en decúbito lateral derecho, y comenzar el examen por la vejiga de la orina, siguiendo con el riñón izquierdo. Éste se localiza inmediatamente caudal al fundus del estómago y caudomedial a la cabeza del bazo, órgano utilizado como ventana acústica para su localización. Se posicionó la sonda en un plano sagital del cuerpo, a la izquierda de la línea media, se movió el transductor de medial a lateral y se evaluó en un corte sagital para visualizar los polos del riñón. En este mismo corte, se realizaron las medidas de longitud del órgano (Figura 17). Para obtener un corte transversal, se rotó la sonda perpendicularmente al axis, con el fin de observar el hilio renal. En este corte, se realizaron las medidas de las arterias interlobulares (Figura 18B) en la pelvis renal a unos 10 mm del hilio. Se usó un ángulo por debajo de 60 grados y se ajustó el volumen de muestra al diámetro del vaso (aproximadamente 3 mm).



**Figura 17.** Medida del riñón izquierdo en corte longitudinal. (HCV, de la UEX).

Para la visualización del hígado, se situó al animal en decúbito supino. Para comenzar el examen se posicionó el transductor en el último espacio intercostal para obtener un corte sagital del mismo. Girando el transductor hacia la izquierda y hacia atrás de la línea media, se visualizó el lado izquierdo del hígado y, hacia la derecha de la línea media, se identificó la vesícula biliar, al igual que los principales vasos hepáticos. En este corte se realizaron las medidas de la arteria hepática (Figura 18C). Se tomaron medidas de una rama de la arteria hepática en el hilio hepático, con los mismos ajustes del Doppler pulsado que los descritos para el riñón izquierdo. En aquellos perros que presentaban una conformación corporal de tórax profundo se utilizó un abordaje intercostal para su correcta visualización.

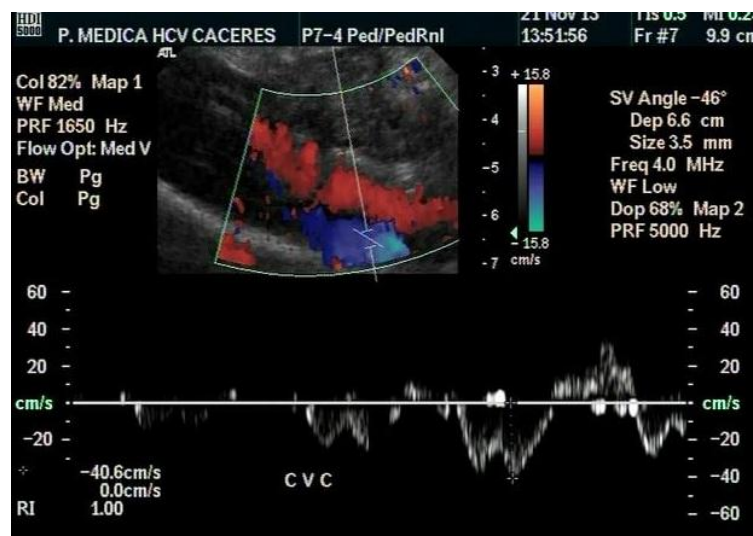


**Figura 18.** Flujo mediante Doppler de la arteria esplénica (A), arterias interlobulares (B), arteria hepática (C) y grandes vasos abdominales; aorta y vena cava caudal (D). El color rojo representa el flujo que se dirige hacia el transductor; y el color azul, el que se aleja de la sonda (HCV, de la UEX).



Para examinar el bazo se situó al animal en decúbito lateral izquierdo, con una amplia depilación de la zona. En primer lugar se exploró la cabeza del bazo, que se sitúa a lo largo de la pared abdominal izquierda, con el transductor posicionado en posición sagital a lo largo del abdomen craneoventral izquierdo, realizando movimientos a lo largo de los espacios intercostales para obtener los diferentes cortes longitudinales. Para la exploración del cuerpo y la cola del bazo, el transductor se situó a lo largo del lado izquierdo del abdomen craneal, obteniéndose así un plano transverso, moviendo la sonda de izquierda a derecha, para visualizar el parénquima esplénico y realizar las medidas correspondientes a la arteria esplénica. Se tomaron medidas de una rama de la arteria esplénica en el hilio del bazo, con los mismos parámetros que se han descrito previamente para los demás vasos (Figura 18A).

En el decúbito lateral izquierdo, también se valoró el riñón derecho. Se situó la sonda entre el décimo primero y décimo segundo espacio intercostal, caudal al arco costal. La técnica para realizar medidas de longitud del riñón y de la arteria interlobular, es igual a la descrita en el riñón izquierdo.



**Figura 19.** Medida de la velocidad máxima e índice de resistencia de la vena cava caudal (HCV, de la UEX)

Para finalizar el examen, se colocó la sonda perpendicular al axis en la pared abdominal lateral derecha; así se obtuvieron las medidas correspondientes a la arteria aorta y a la vena cava caudal (Figura 18D y Figura 19). Estos vasos se identificaron con la ayuda del modo Doppler color (Figura 18), realizando tanto

medidas de velocidad ( $V_{max}$ ), como de diámetro del vaso. Se recogieron los valores correspondientes al PVS, VMD e IR de las arterias interlobulares, arteria hepática y arteria esplénica. Para ello se llevaron a cabo un total de tres curvas de Doppler de cada arteria y vena a estudiar en cada sujeto.

### V.3. Estudio estadístico

Se utilizó un test de comparación para diferenciar los valores obtenidos en los diferentes grupos de peso para todos los parámetros investigados (PSV, MDV, IR,  $V_{máx}$ , diámetro y área). Se utilizó un método no paramétrico denominado Kruskal-Wallis, que se usa para probar si un grupo de datos proviene de la misma población. Es una extensión de la prueba de la U de Mann-Whitney para 3 grupos. Esta prueba se utilizó debido a la baja muestra poblacional utilizada. Se usó como significación estadística  $P < 0,05$ .

# VI. Resultados

## VI. 1 Estudio del flujo sanguíneo mediante modo Doppler de la arteria aorta y de la vena cava caudal

Se procedió a la recogida de valores de velocidad máxima, índice de resistencia, diámetro y, finalmente se calculó el área de la arteria aorta y vena cava caudal. Los resultados se interpretaron de manera individual (sujeto por sujeto) y por grupos de peso. A continuación, se muestran las tablas en las que se recogen los valores individuales (Tablas 8, 9) y los estadísticos correspondientes a los tres grupos estudiados (Tabla 10). Los valores resaltados con un superíndice (a ó b), son aquellos cuya significación estadística es menor a 0,05 ( $p < 0,05$ ) por grupos de peso.

Para concluir, se realizó una representación gráfica mediante diagrama de cajas para exponer los resultados de forma más sencilla.

**Tabla 8.** Valores individuales correspondientes a las medidas ecográficas de la arteria aorta en perros estudiados G = 1: Grupo 1  $\leq$  10 Kg; G = 2: Grupo 2 = 11-20 Kg; G = 3: Grupo 3  $\geq$  21 kg. (V MAX = velocidad máxima; IR = índice de resistencia).

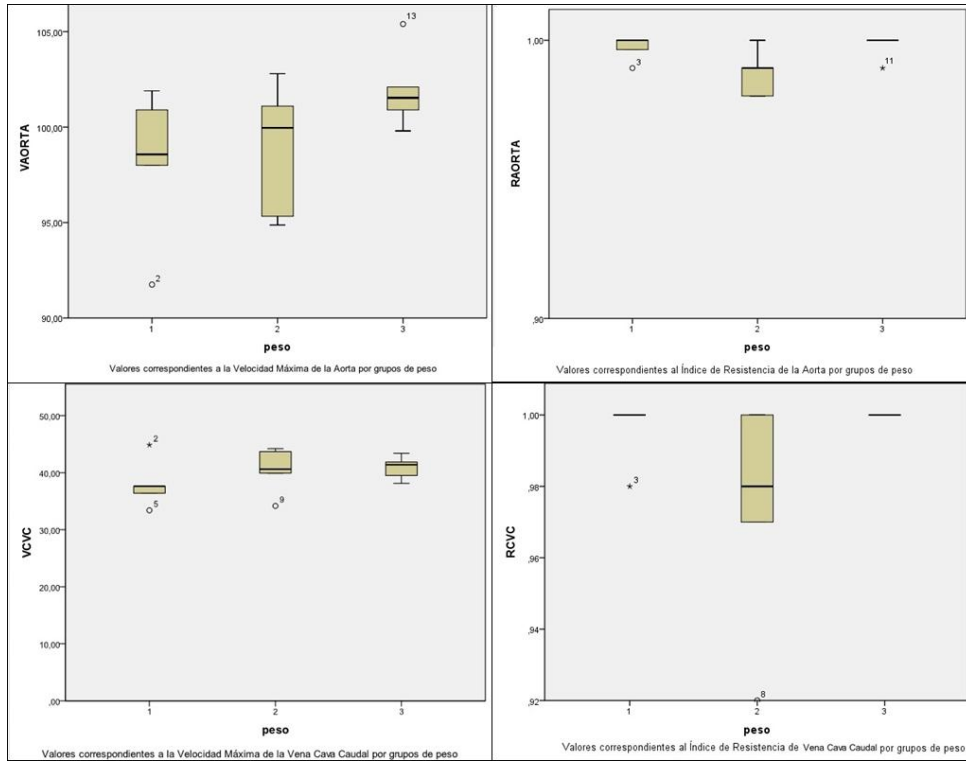
ARTERIA AORTA					
GRUPO	NÚMERO	V MAX (cm/s)	IR	DIÁMETRO (cm)	ÁREA (cm <sup>2</sup> )
G=1	N=1	98,57	1,00	1,01	0,80
G=1	N=2	91,75	1,00	1,03	0,83
G=1	N=3	98,00	0,99	0,89	0,62
G=1	N=4	101,90	1,00	0,86	0,58
G=1	N=5	100,90	1,00	0,95	0,71
G=2	N=6	102,80	0,99	0,95	0,71
G=2	N=7	95,33	0,98	0,90	0,63
G=2	N=8	94,87	0,98	1,04	0,85
G=2	N=9	99,96	1,00	0,94	0,69
G=2	N=10	101,10	0,99	0,90	0,63
G=3	N=11	99,80	0,99	1,13	1,00
G=3	N=12	101,53	1,00	1,06	0,88
G=3	N=13	105,40	1,00	1,07	0,89
G=3	N=14	102,10	1,00	1,12	0,98
G=3	N=15	100,90	1,00	1,08	0,91

**TABLA 9.** Valores individuales correspondientes a las medidas ecográficas de la vena cava caudal en perros estudiados G = 1: Grupo 1 ≤ 10 Kg; G = 2: Grupo 2 = 11-20 Kg; G = 3: Grupo 3 ≥ 21 kg. (V MAX = velocidad máxima; IR = índice de resistencia).

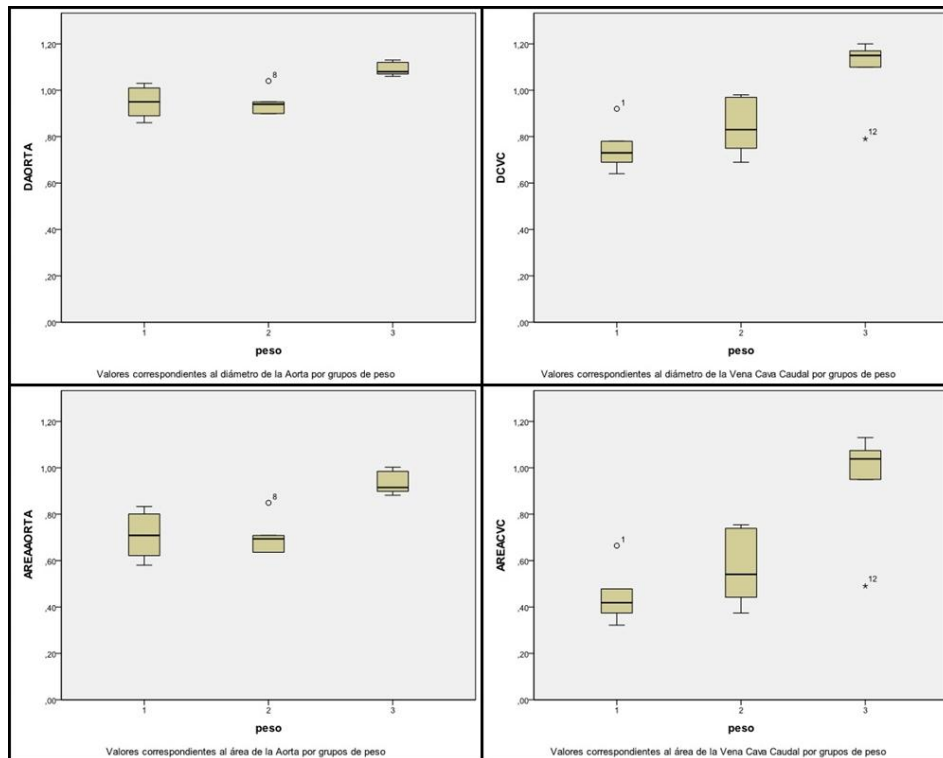
VENA CAVA CAUDAL					
GRUPO	NÚMERO	V MAX (cm/s)	IR	DIÁMETRO (cm)	ÁREA (cm <sup>2</sup> )
G=1	N=1	36,40	1,00	0,92	0,66
G=1	N=2	44,85	1,00	0,78	0,48
G=1	N=3	37,60	0,98	0,73	0,42
G=1	N=4	37,60	1,00	0,64	0,32
G=1	N=5	33,40	1,00	0,69	0,37
G=2	N=6	43,70	0,97	0,98	0,75
G=2	N=7	40,60	0,98	0,83	0,54
G=2	N=8	39,93	0,92	0,97	0,74
G=2	N=9	34,17	1,00	0,75	0,44
G=2	N=10	44,20	1,00	0,69	0,37
G=3	N=11	43,40	1,00	1,15	1,03
G=3	N=12	41,85	1,00	0,79	0,49
G=3	N=13	39,50	1,00	1,10	0,95
G=3	N=14	41,40	1,00	1,17	1,07
G=3	N=15	38,10	1,00	1,20	1,13

**Tabla 10.** Media y desviación estándar correspondiente a las medidas ecográficas de la arteria aorta y de la vena cava caudal. (V MAX = velocidad máxima; IR = índice de resistencia) <sup>a,b</sup>: Para cada variable las medidas con idéntico superíndice son significativamente diferentes entre sí (p<0,05).

	Media	G=1	G=2	G=3
<b>ARTERIA AORTA</b>				
Velocidad máxima	99,66 ± 3,49	98,22 ± 3,96	98,81 ± 3,54	101,94 ± 2,11
IR	0,99 ± 0,01	0,99 ± 0,00	0,99 ± 0,01	0,998 ± 0,00
Diámetro	0,99 ± 0,09	0,95 ± 0,07 <sup>a</sup>	0,946 ± 0,06 <sup>b</sup>	1,09 ± 0,03 <sup>ab</sup>
Área	0,78 ± 0,14	0,71 ± 0,11 <sup>a</sup>	0,70 ± 0,09 <sup>b</sup>	0,94 ± 0,05 <sup>ab</sup>
<b>VENA CAVA CAUDAL</b>				
Velocidad máxima	39,78 ± 3,56	37,97 ± 4,21	40,52 ± 4,01	40,85 ± 2,07
IR	0,99 ± 0,03	0,99 ± 0,01	0,97 ± 0,03	0,99 ± 0,00
Diámetro	0,89 ± 0,19	0,75 ± 0,11 <sup>a</sup>	0,84 ± 0,13 <sup>b</sup>	1,08 ± 0,17 <sup>ab</sup>
Área	0,65 ± 0,28	0,45 ± 0,13 <sup>a</sup>	0,57 ± 0,17 <sup>b</sup>	0,94 ± 0,26 <sup>ab</sup>



**Gráfico 1.** Representación gráfica mediante diagrama de cajas de los valores correspondientes a la velocidad máxima e índice de resistencia de la arteria aorta y de la vena cava caudal en función del peso.



**Gráfico 2.** Representación gráfica mediante diagrama de cajas de los valores correspondientes a las medidas ecográficas en cuanto a diámetro y área de la arteria aorta y de la vena cava caudal en función del peso.

## VI. 2 Estudio del flujo sanguíneo mediante modo Doppler en las arterias interlobulares renales, esplénica y hepática.

Se procedió a la medida de valores del PVS, VMD e IR en las arterias interlobulares de ambos riñones, esplénica y hepática (Tabla 11, 12 y 13). A continuación, se realizó la media y se clasificó por grupos de peso (Tabla 14).

**Tabla 11.** Valores individuales correspondientes a las medidas ecográficas de arteria interlobular en riñón izquierdo y derecho en perros estudiados G = 1: Grupo 1  $\leq$  10 Kg; G = 2: Grupo 2 = 11-20 Kg; G = 3: Grupo 3  $\geq$  21 kg (PVS =pico de velocidad sistólica; VMD=velocidad media diastólica; IR = índice de resistencia).

GRUPOS	NÚMERO	ARTERIAS INTERLOBULARES RIÑÓN IZQUIERDO			ARTERIAS INTERLOBULARES RIÑÓN DERECHO		
		PVS (cm/s)	VMD (cm/s)	IR	PVS (cm/s)	VMD (cm/s)	IR
G=1	N=1	75,03	24,93	0,66	73,30	25,15	0,66
G=1	N=2	64,17	22,73	0,64	68,32	23,17	0,66
G=1	N=3	65,20	24,40	0,63	75,03	24,9	0,67
G=1	N=4	60,20	18,80	0,69	67,70	26,30	0,61
G=1	N=5	74,5	24,80	0,68	73,3	26,3	0,64
G=2	N=6	77,10	26,27	0,65	77,37	25,00	0,67
G=2	N=7	63,90	22,60	0,65	74,50	26,00	0,65
G=2	N=8	74,77	25,13	0,66	73,47	25,17	0,66
G=2	N=9	69,30	23,20	0,66	75,11	25,39	0,66
G=2	N=10	69,10	23,20	0,66	70,30	24,30	0,65
G=3	N=11	74,60	25,53	0,68	77,70	26,10	0,67
G=3	N=12	73,30	22,83	0,69	75,65	24,40	0,67
G=3	N=13	72,30	23,80	0,66	68,50	21,30	0,69
G=3	N=14	73,20	21,80	0,70	70,80	26,90	0,62
G=3	N=15	75,3	25,10	0,67	72,5	25,40	0,65

**Tabla 12.** Valores individuales correspondientes a las medidas ecográficas de la arteria hepática en perros estudiados G = 1: Grupo 1 ≤ 10 Kg; G = 2: Grupo 2 = 11-20 Kg; G = 3: Grupo 3 ≥ 21 kg. (PVS =pico de velocidad sistólica; VMD=velocidad media diastólica; IR = índice de resistencia).

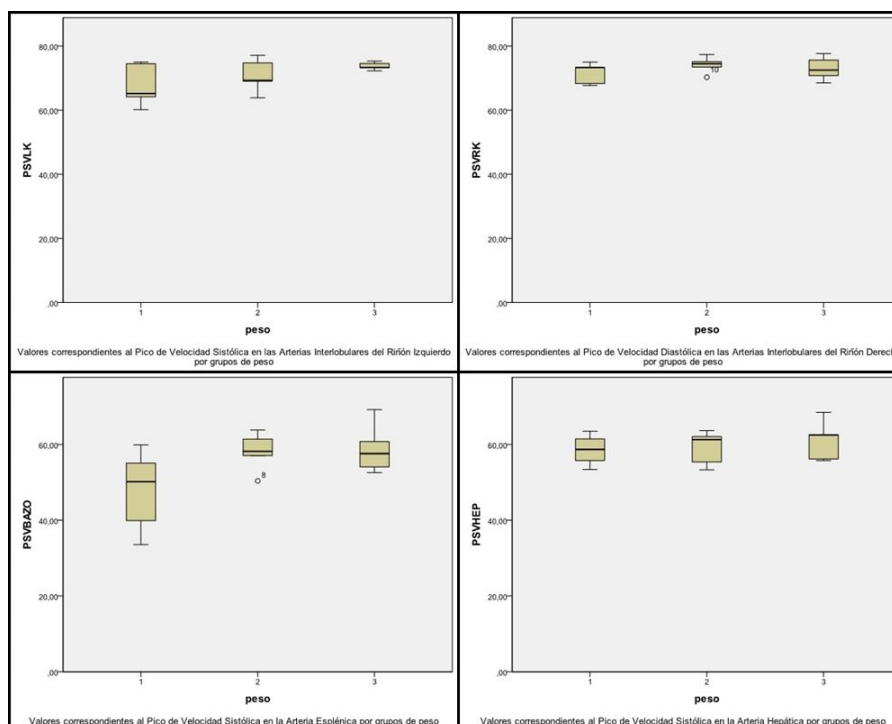
<b>ARTERIA HEPÁTICA</b>				
<b>GRUPOS</b>	<b>NÚMERO</b>	<b>PVS (cm/s)</b>	<b>VMD (cm/s)</b>	<b>IR</b>
G=1	N=1	61,5	24,3	0,6
G=1	N=2	63,5	23,6	0,62
G=1	N=3	55,8	19,5	0,65
G=1	N=4	53,4	19,4	0,65
G=1	N=5	58,7	20,5	0,65
G=2	N=6	55,4	20,5	0,63
G=2	N=7	62,1	23,4	0,62
G=2	N=8	63,7	25,1	0,6
G=2	N=9	53,3	18,8	0,65
G=2	N=10	61,30	20,40	0,68
G=3	N=11	62,5	23,4	0,62
G=3	N=12	62,6	22,9	0,63
G=3	N=13	68,5	25,1	0,7
G=3	N=14	55,8	20,2	0,63
G=3	N=15	56,2	17,1	0,7

**Tabla 13.** Valores individuales correspondientes a las medidas ecográficas de la arteria esplénica en perros estudiados G = 1: Grupo 1 ≤ 10 Kg; G = 2: Grupo 2 = 11-20 Kg; G = 3: Grupo 3 ≥ 21 kg. (PVS =pico de velocidad sistólica; VMD=velocidad media diastólica; IR = índice de resistencia).

<b>ARTERIA ESPLÉNICA</b>				
<b>GRUPOS</b>	<b>NÚMERO</b>	<b>PVS (cm/s)</b>	<b>VMD (cm/s)</b>	<b>IR</b>
G=1	N=1	39,9	14,8	0,62
G=1	N=2	59,90	22,43	0,63
G=1	N=3	50,20	20,30	0,60
G=1	N=4	55,10	20,20	0,63
G=1	N=5	33,6	12,8	0,62
G=2	N=6	63,83	23,40	0,63
G=2	N=7	57,07	20,07	0,65
G=2	N=8	50,40	17,66	0,64
G=2	N=9	61,43	23,50	0,62
G=2	N=10	58,20	24,00	0,58
G=3	N=11	52,60	21,73	0,58
G=3	N=12	60,80	23,20	0,62
G=3	N=13	57,60	23,20	0,59
G=3	N=14	54,10	21,00	0,61
G=3	N=15	69,2	27,1	0,61

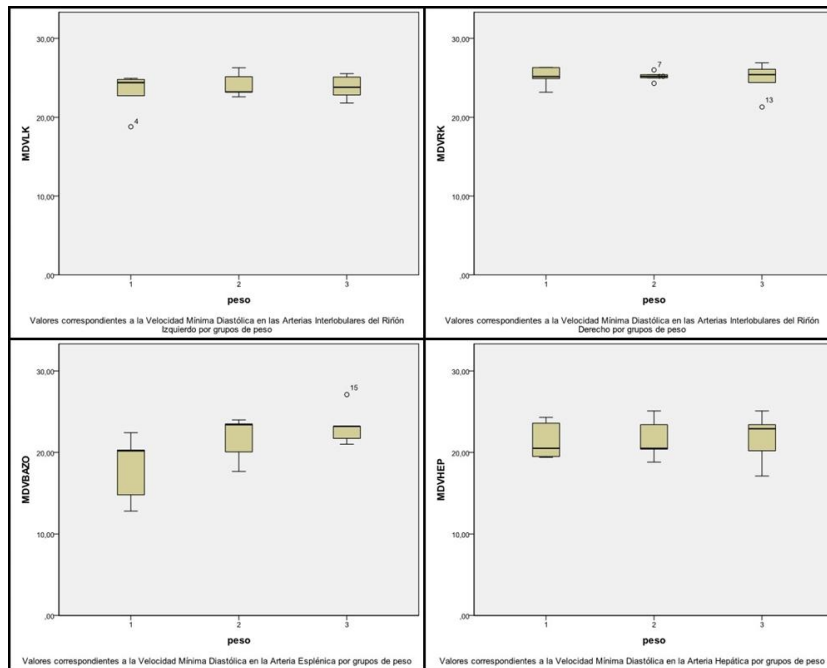
**Tabla 14.** Media y desviación estándar correspondiente a las medidas ecográficas de la arterias interlobulares renales, esplénica y hepática. (PVS =pico de velocidad sistólica; VMD=velocidad media diastólica; IR = índice de resistencia). <sup>a,b</sup>: Para cada variable las medidas con idéntico superíndice son significativamente diferentes entre sí (p<0,05).

	Media	G=1	G=2	G=3
<b>ARTERIA INTERLOBULAR RIÑÓN IZQUIERDO</b>				
PVS	70,80 ± 5,18	67,82 ± 6,61	70,83 ± 5,20	73,74 ± 1,20
VMD	23,68 ± 1,85	23,13 ± 2,58	24,08 ± 1,55	23,81 ± 1,55
IR	0,67 ± 0,2	0,66 ± 0,02	0,66 ± 0,00 <sup>a</sup>	0,68 ± 0,01 <sup>a</sup>
<b>ARTERIA INTERLOBULAR RIÑÓN DERECHO</b>				
PVS	72,90 ± 3,18	71,53 ± 3,30	74,15 ± 2,58	73,03 ± 3,70
VMD	25,05 ± 1,40	25,16 ± 1,29	25,17 ± 0,62	24,82 ± 2,17
IR	0,66 ± 0,02	0,65 ± 0,02	0,66 ± 0,01	0,66 ± 0,03
<b>ARTERIA ESPLÉNICA</b>				
PVS	54,93 ± 9,01	47,74 ± 10,84	58,19 ± 5,11	58,86 ± 6,60
VMD	21,03 ± 3,68	18,11 ± 4,09 <sup>a</sup>	21,72 ± 2,76	23,25 ± 2,35 <sup>a</sup>
IR	0,61 ± 0,02	0,62 ± 0,01	0,62 ± 0,03	0,60 ± 0,016
<b>ARTERIA HEPÁTICA</b>				
PVS	59,62 ± 3,56	58,58 ± 4,10	59,16 ± 4,54	61,12 ± 5,27
VMD	21,61 ± 2,49	21,46 ± 2,33	21,64 ± 2,55	21,74 ± 3,13
IR	0,64 ± 0,03	0,63 ± 0,02	0,64 ± 0,03	0,67 ± 0,04

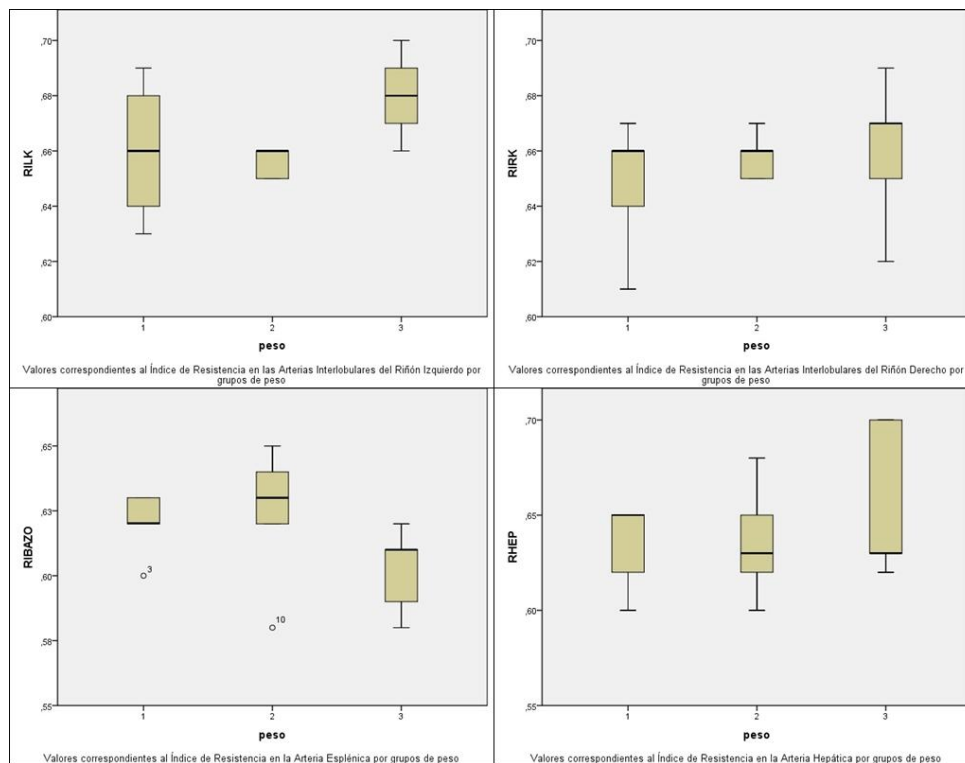


**Gráfico 3.** Representación gráfica mediante diagrama de cajas de los valores correspondientes pico de velocidad sistólica (PSV) de las arterias del riñón izquierdo, derecho, bazo e hígado, respectivamente, de los vasos estudiados en función del peso.





**Gráfico 4.** Representación gráfica mediante diagrama de cajas de los valores correspondientes a la velocidad media diastólica (MDV) de las arterias del riñón izquierdo, derecho, bazo e hígado, respectivamente, de los vasos estudiados en función del peso.



**Gráfico 5.** Representación gráfica mediante diagrama de cajas de los valores correspondientes al Índice de resistencia de las arterias del riñón izquierdo, derecho, bazo e hígado, respectivamente, de los vasos estudiados en función del peso.

### VI. 3 Medidas ecográficas renales

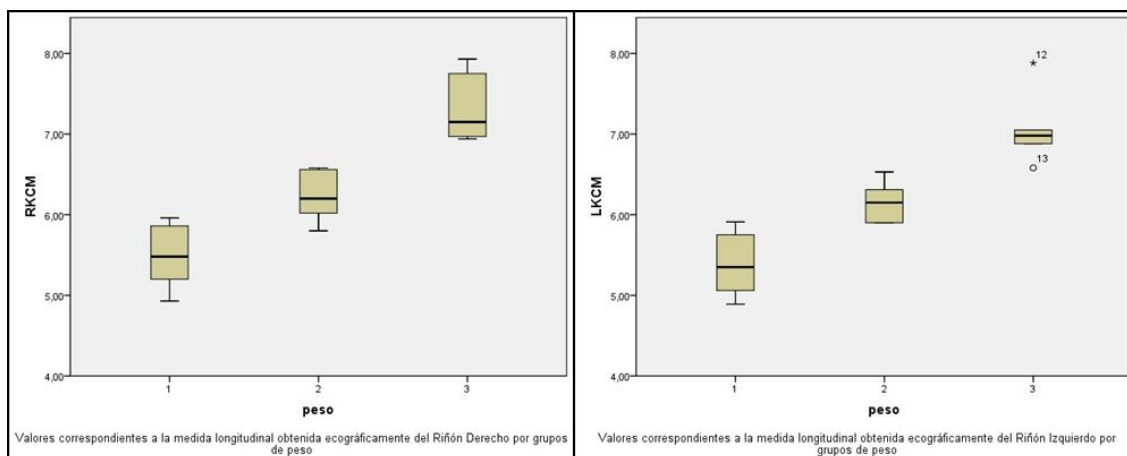
Se procedió a la recogida de la medida ecográfica de longitud de ambos riñones, en un corte longitudinal realizándose 3 medidas en cada caso. Los resultados, como en los casos anteriores, se interpretaron de manera individual y en función del peso. A continuación, se muestran las tablas con la media obtenida de las 3 medidas realizadas en cada individuo (Tabla 15), la media obtenida de los perros estudiados los grupos establecidos (Tabla 16). Para concluir, se realizó una representación gráfica mediante diagrama de cajas para poder analizar los resultados de manera más sencilla.

**Tabla 15.** Valores individuales correspondientes a las medidas ecográficas de de longitud de ambos riñones en corte longitudinal en perros estudiados G = 1: Grupo 1 ≤ 10 Kg; G = 2: Grupo 2 = 11-20 Kg; G = 3: Grupo 3 ≥ 21 kg.

GRUPOS	NÚMERO	Longitud riñón izquierdo (cm)	Longitud riñón derecho (cm)
G=1	N=1	5,91	5,96
G=1	N=2	4,89	4,93
G=1	N=3	5,06	5,2
G=1	N=4	5,35	5,48
G=1	N=5	5,75	5,86
G=2	N=6	6,15	6,2
G=2	N=7	5,9	6,02
G=2	N=8	6,53	6,58
G=2	N=9	5,9	5,8
G=2	N=10	6,31	6,56
G=3	N=11	6,88	6,94
G=3	N=12	7,88	7,93
G=3	N=13	6,58	6,97
G=3	N=14	7,05	7,75
G=3	N=15	6,98	7,15

**Tabla 16.** Media y desviación estándar correspondiente a las medidas ecográficas de longitud del riñón. <sup>a,b</sup>: Para cada variable las medidas con idéntico superíndice son significativamente diferentes entre sí (p<0,05).

Medidas longitudinales renales	Media	G=1	G=2	G=3
RIÑÓN DERECHO	6,35 ± 0,88	5,49 ± 0,43 <sup>a</sup>	6,23 ± 0,34 <sup>a</sup>	7,35 ± 0,46 <sup>a</sup>
RIÑÓN IZQUIERDO	6,21 ± 0,80	5,39 ± 0,44 <sup>a</sup>	6,16 ± 0,27 <sup>a</sup>	7,07 ± 0,49 <sup>a</sup>



**Gráfico 6.** Representación mediante diagrama de cajas de los valores correspondientes a las medidas ecográficas en cuanto a longitud de Riñón Izquierdo y Derecho, respectivamente.

#### VI. 4 Ratio riñón/aorta

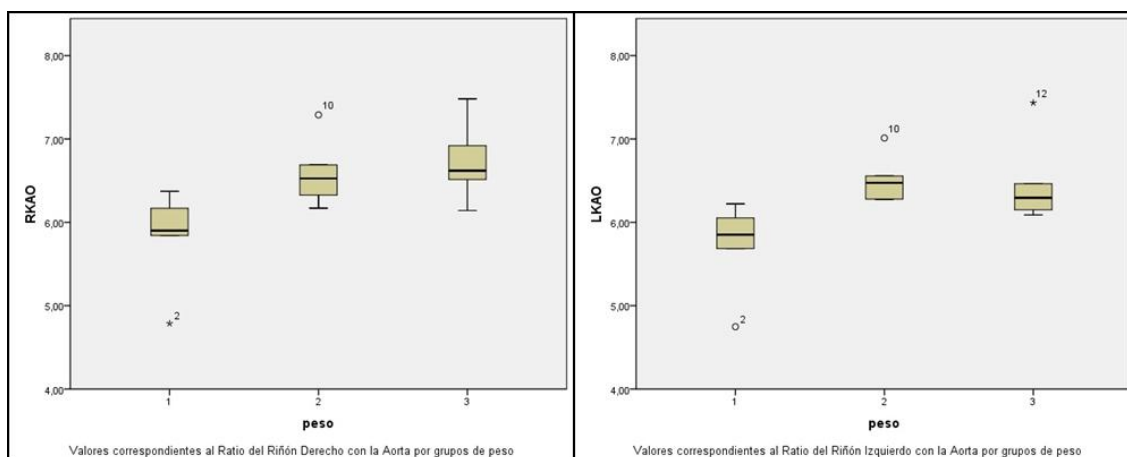
Para finalizar, se calculó el ratio riñón/aorta mediante la longitud hallada ecográficamente de cada riñón y el diámetro de la aorta, expresada en centímetros. Los resultados se interpretaron de manera individual (Tabla 17) y por grupos de peso (Tabla 18).

**Tabla 17.** Valores individuales correspondientes al ratio riñón/aorta en perros estudiados G = 1: Grupo 1  $\leq$  10 Kg; G = 2: Grupo 2 = 11-20 Kg; G = 3: Grupo 3  $\geq$  21 kg.

RATIO RIÑÓN /AORTA			
GRUPOS	NÚMERO	RIÑÓN DERECHO	RIÑÓN IZQUIERDO
G=1	N=1	5,90	5,85
G=1	N=2	4,79	4,75
G=1	N=3	5,84	5,69
G=1	N=4	6,37	6,22
G=1	N=5	6,17	6,05
G=2	N=6	6,53	6,47
G=2	N=7	6,69	6,56
G=2	N=8	6,33	6,28
G=2	N=9	6,17	6,28
G=2	N=10	7,29	7,01
G=3	N=11	6,14	6,09
G=3	N=12	7,48	7,43
G=3	N=13	6,51	6,15
G=3	N=14	6,92	6,29
G=3	N=15	6,62	6,46

**Tabla 18.** Media y desviación estándar correspondiente al ratio riñón/aorta. <sup>a,b</sup>: Para cada variable las medidas con idéntico superíndice son significativamente diferentes entre sí ( $p < 0,05$ ).

RATIO RIÑÓN/AORTA	Media	G=1	G=2	G=3
RATIO RIÑÓN DERECHO/AO	6,38 ± 0,64	5,81 ± 0,61 <sup>ab</sup>	6,60 ± 0,43 <sup>a</sup>	6,73 ± 0,50 <sup>b</sup>
RATIO RIÑÓN IZQUIERDO/AO	6,24 ± 0,60	5,71 ± 0,57 <sup>ab</sup>	6,52 ± 0,30 <sup>a</sup>	6,48 ± 0,55 <sup>b</sup>



**Gráfico 7.** Representación mediante diagrama de cajas de los valores correspondientes al ratio Longitud Riñón (cm) / Diámetro aorta (cm) en Riñón Izquierdo y Derecho, respectivamente, por grupos de peso.

## VII. Discusión

---

### VII. 1 Estudio del flujo sanguíneo mediante modo Doppler de la arteria aorta y de la vena cava caudal.

De acuerdo a los resultados obtenidos, los diámetros y las áreas de la vena cava caudal y de la arteria aorta abdominal fueron menores en el Grupo 1 (hasta 10 kg de peso), seguidos por el Grupo 2 (hasta 20 kg de peso) y el Grupo 3 (hasta 35 kg de peso) (Tabla 10).

En los resultados se aprecia que, tanto la  $V_{max}$  como el IR, tienen valores homogéneos, ya que estadísticamente no presentan diferencias estadísticas significativas entre los diferentes grupos de peso. Sí se observaron diferencias estadísticas entre los Grupos 1 y 3 y 2 y 3 ( $p < 0,05$ ) para el diámetro y el área de la arteria aorta y de la vena cava caudal. Sin embargo, no se observaron diferencias entre los Grupos 1 y 2 (Tabla 10). Esto puede ser debido a que los pesos de los animales del Grupo 1 están, en su mayoría, en el límite superior (tres perros pesaban 10 Kg), muy similar al peso de algunos perros del Grupo 2.

Los resultados obtenidos en cuanto a velocidad e IR de la arteria, fueron comparados con los descritos por Miño *et al.* en 2004, que realizaron medidas de velocidad máxima, índice de resistencia, diámetro y área. Los resultados hallados son similares, pero estos autores usaron pesos heterogéneos y realizaron una diferenciación entre machos y hembras, mientras que en el trabajo presente se dividió a los animales por grupo de peso. Los valores son parecidos, aunque concuerdan más con los obtenidos en animales de 20 kg, posiblemente porque estos autores utilizaron animales voluminosos para su estudio.

Con respecto a la arteria aorta abdominal, Szatmári *et al.* en 2001 establecieron como valor medio de velocidad máxima 100 cm/s, aunque este valor se somete a numerosas variaciones en función del ángulo escogido para realizar la medición. La  $V_{max}$  hallada en el presente estudio ( $99,66 \pm 3,49$  cm/s, Tabla 10) es casi idéntica a la hallada por estos autores.

Los resultados fueron comparados con los de Sartor *et al.* en 2001, que realizaron medidas de diámetro y área en arteria aorta y vena cava caudal. Estos autores establecieron los mismos grupos de peso que en el presente trabajo. En cuanto a vena cava caudal, establecieron valores diferentes en su Grupo 1 (media de 0,65 cm), mientras que en los otros dos grupos, los valores aportados coinciden por los descritos en este trabajo (0,98 cm y 1,04 cm respectivamente, Tabla 10). Esto puede ser debido a que los perros del Grupo 1 (media de 8,4 kg) se encontraban en el límite superior de peso, y estos autores utilizaron perros de menor peso (media de 6,3 kg de peso). En arteria aorta, los autores establecieron medidas por grupos de 0,61 cm, 0,90 cm y 0,95 cm respectivamente. Las medidas del Grupo 1 y 3 difieren con las encontradas en el trabajo, coincidiendo en las del Grupo 2 (media 16,4 en ambos estudios), atribuido a la distribución de pesos en ambos estudios. Los resultados aportados para el área (Tabla 10) coinciden en los aspectos descritos para el diámetro, ya que se obtiene de una operación matemática.

En cuanto a las medidas obtenidas de velocidad e índice de resistencia de la vena cava caudal (Tabla 10), no han podido ser comparadas con las de otros autores al no haber sido encontrados en la bibliografía consultada.

## **VII. 2 Estudio del flujo sanguíneo mediante modo Doppler en las arterias interlobulares renales, esplénica y hepática.**

No se encontraron dificultades para la medida de la arterias intrarrenales (arterias interlobulares), debido a que se ajustó el volumen de muestra en la pelvis renal a unos 10 mm del hilio, con un ángulo de medida del vaso por debajo de 60 grados, para que no hubiese error ni diferencias entre parámetros (Tabla 11). Así se ve reflejado en los gráficos de los resultados, ya que tanto la PVS como la VMD e IR son valores homogéneos (Gráfico 3, 4 y 5), que como se ha comprobado estadísticamente, no tienen diferencias significativas entre los diferentes grupos de peso. Sólo encontramos diferencias significativas en el IR del riñón izquierdo entre perros del Grupo 2 y 3. No se observaron diferencias entre riñón izquierdo y derecho.

Los resultados fueron comparados con los de Koma *et al.* en 2006, que hallaron que, en perros sanos de la raza Beagle, el índice de resistencia en la arteria interlobular del riñón es de 0,64. Novellas *et al.*, en 2007, describieron valores de 0,62 en perros de razas variadas (pesos hasta 20 kg) y de 0,63 en perros de raza Beagle. Los resultados (Tabla 14) encontrados en los perros (0,66 en perros del Grupo 2) estudiados son similares a los descritos en la bibliografía consultada.

En cuanto a la arteria hepática, los valores obtenidos tampoco presentaron diferencias significativamente estadísticas entre los grupos establecidos (Tabla 14). Tampoco se hallaron desviaciones muy significativas con respecto a la media, los valores fueron homogéneos. Se encontraron problemas para la evaluación Doppler por la ventana intercostal derecha en dos perros, en los que se procedió a la medida utilizando el decúbito supino. Los resultados obtenidos fueron cotejados con los hallados por Lamb *et al.*, en 1999, que realizaron medidas de la arteria hepática en 10 beagles adultos preprandiales y postprandiales. En el presente trabajo no se tuvo en cuenta el ayuno en los animales estudiados. Sin embargo, estos autores, establecieron que no existen diferencias en las medidas obtenidas en animales que han sido sometidos al ayuno, en comparación a los que han tomado comida. Establecieron una PSV de  $1,5 \pm 0,4$  m/s y  $1,3 \pm 0,3$  m/s, respectivamente, así como un IR de  $0,6 \pm 0,04$  y  $0,66 \pm 0,02$ , preprandial y postprandial.

Las medidas de PSV y IR han sufrido cambios en el presente estudio ( $59,62 \pm 3,56$  cm/s y  $0,64 \pm 0,03$ , respectivamente, Tabla 14) a los descritos por este autor; esto puede ser debidos a que este autor realizó las medidas con un ángulo de incidencia distinto al usado en el presente trabajo, ya que en la bibliografía no se encontró especificado.

En lo referente a la arteria esplénica, se encontraron numerosas dificultades para la medición de este vaso, debido a que su tamaño es pequeño y al jadeo en algunos sujetos dificultan la medida. Los valores siempre se obtuvieron en decúbito lateral derecho, para identificar la rama intraesplénica de la misma cerca del hilio esplénico. Así se ve reflejado en los gráficos de los resultados, ya que tanto la PSV como el IR son valores heterogéneos (Gráfico 3, 4 y 5), que como se ha comprobado estadísticamente, no tienen diferencias significativas por diferentes grupos de peso; sin embargo, se observó que si existían diferencias

estadísticamente significativas ( $p<0,05$ ) en las medidas de MDV entre el Grupo 1 y 3 (Tabla 14).

Los resultados obtenidos fueron comparados con los de Ferrandis *et al.* en 2013, que realizaron medidas de la arteria esplénica utilizando protocolos de sedación (2 protocolos diferentes; acepromacina con butorfanol y dexmetomidina con butorfanol). Nuestros resultados en cuanto al IR ( $0,61 \pm 0,02$ , Tabla 14) fueron similares a los obtenidos por el autor mencionado ( $0,62 \pm 0,08$ ).

### VI. 3 Medidas renales obtenidas ecográficamente

Se han encontrado diferencias estadísticamente significativas en la medida longitudinal renal entre los tres grupos de peso ( $p<0,05$ ) (Tabla 16). Los resultados fueron comparados por los descritos por Nyland *et al.*, en 1989, que establecieron valores entre 3,2 y 5,2 cm en perros de 5 a 9 kg, entre 4,8 y 6,7 cm en perros de 10 a 19 kg, entre 5,2 y 7,8 cm en perros de 20 a 29 kg y entre 6,1 y 9,3 cm en perros de 30 a 39 kg de peso, respectivamente. Estos resultados son similares a los estudiados en el presente estudio (Tabla 16).

### VI. 4 Ratio riñón/aorta

En el cálculo del ratio riñón-aorta se encontraron diferencias significativas entre los Grupos 1 y 2, y entre los Grupos 1 y 3 ( $p<0,05$ ), pero no entre los Grupos 2 y 3. (Tabla 18) Mareschal *et al.*, (2007) realizaron las medidas de la luz de la arteria aorta en un plano longitudinal, caudal al origen de la arteria renal del riñón izquierdo, tal y como se ha realizado el estudio presente. Estos autores no dividieron a los animales por grupos de peso, por lo que los resultados hallados son de pesos homogéneos. Describieron una ratio media riñón-aorta de  $7,3 \pm 0,9$ , una ratio riñón izquierdo-aorta de  $7,3 \pm 0,9$  y una ratio riñón derecho-aorta de  $7,3 \pm 1,0$ . Estos resultados son ligeramente superiores a los descritos en esta trabajo, de  $6,38 \pm 0,64$  y  $6,24 \pm 0,60$  para los riñones derecho e izquierdo, respectivamente (Tabla 18).



## VIII. Conclusiones

---

1. Las medidas del diámetro y del área de la arteria aorta y de la vena cava caudal en perros sanos han de ser interpretadas en función del peso, ya que sus valores se ven incrementados en perros de peso superior a 21 Kg. La velocidad máxima y el índice de resistencia de ambos vasos no varían con el peso.
2. La ecografía Doppler color es una técnica muy útil en el estudio de vasos sanguíneos abdominales de pequeño diámetro, como las arterias renales interlobulares, arteria hepática y arteria esplénica, muy difíciles de estudiar con otros métodos de imagen.
3. Las medidas del pico de velocidad sistólica, velocidad media diastólica e índice de resistencia en las arterias renales interlobulares, arteria hepática y arteria esplénica no se modifican en función del peso en perros sanos.
4. La medida de la longitud renal mediante ecografía en modo B proporciona valores diferentes según el peso del animal. Por lo tanto, éste debe ser un dato a tener en cuenta en la valoración del tamaño renal mediante ecografía en el perro.
5. El ratio riñón/aorta es inferior en los perros de de peso corporal menor o igual a 10 Kg. Por encima de este peso, no se observan cambios significativos en esta medida.



## IX. Bibliografía

---

Abildgaard U (1989). Different methods for the measurements of blood flow. *Dan Med Bull.* 36: 212- 222.

Barr FJ, Holt PE, Gibbs C (1990). Ultrasonographic measurements of normal renal parameters. *J Small Anim Pract.* 31:180-184.

Biller DS, Bradley GA, Partington BP (1992). Renal medullary sinus sign: Ultrasonographic evidence of renal disease. *Vet Radio. & Ultrasound.* 33:286-290.

Brinkman-Ferguson EL, Biller OS (2009). Ultrasound of the right lateral intercostal space. *J Small Anim Pract.* 39: 761-781.

Bromel C, Barthez PY, Léveillé R, Scrivani PV (1998). Prevalence of gallbladder sludge in dogs as assessed by ultrasonography. *Vet Radio. & Ultrasound.* 9: 206-210.

Bude RO, Rubin JM (1999). Relationship between the resistive index and vascular compliance and resistance. *RSNA.* 2: 411-417.

Burns PN (1987). The physical principles of Doppler and spectral analysis, *J Clin Ultrasound.* 15: 567-590.

Carlisle CH, Wu JX, Heath TJ (1995). Anatomy of the portal and hepatic veins of the dog: A basis for systematic evaluation of the liver by ultrasonography. *Vet Radio. & Ultrasound.* 36: 227-233.

Center SA (1996). Diseases of the gallbladder and biliary tree. In: Strombeck RD, Grant-Guilford W eds. *Strombeck's Small Animal Gastroenterology, 3rd edition.* Philadelphia: WB Saunders. pp. 860-882.

Curie J, Curie P (1880). Development par pression de l'électricité polaire dans les cristaux hémiédres à faces inclinées. *Compte Rendue de l'Académie Scientifique,* Paris, 91 (1880) pp. 294-295.

Curry TS, Dowdey JE, Murry RC (1990). Ultrasound. In: Christensen's Physics of, ed. Curry TS, Dowdey JE, Murry. *Diagnostic Radiology, fourth edition. Williams & Wilkins, Philadelphia, PA* pp. 323–371.

D'Anjou MA (2008). Kidney. In: Atlas of Small Animal Ultrasonography, ed. D Penninck and M d'Anjou. *Blackwell Publishing, Iowa*, pp. 339-363.

D'Anjou MA (2008). Liver. In: Atlas of Small Animal Ultrasonography, ed. D Penninck and M d'Anjou. *Blackwell Publishing, Iowa*, pp. 217-262.

D'Anjou MA, Pennick D, Cornejo L, Pibarot P (2004). Ultrasonographic diagnosis of portosystemic shunting in dogs and cat. *Vet Radio. & Ultrasound*. 45: 424-437.

Dietz A, Delorme S, Rudat V, Zuna I, Conradt C, Vanselow B, Weidauer H (2000). Prognostic assessment of sonography and tumor volumetry in advanced cancer of the head and neck by use of Doppler ultrasonography. *OTO-HNS*. 122: 596–601.

Dodd GB, Kaufman PN, Bracken RB (1991). Renal arterial duplex Doppler ultrasound in dogs with urinary obstruction. *J of Urology*. 145: 644–646.

Evans HE, Christensen GC (1979). The Digestive Apparatus and Abdomen. In: Miller's Anatomy of the Dog eds. Evans HE, Christensen GC. *Philadelphia: WB Saunders*. pp.385-462.

Evans HE (1993a). The Heart and Arteries. In: Miller's Anatomy of the Dog eds. Evans HE, Christensen GC. *Philadelphia: WB Saunders*. pp. 586-681.

Evans HE (1993b). Veins. In: Miller's Anatomy of the Dog eds. Evans HE, Christensen GC. *Philadelphia: WB Saunders*. pp. 682-716.

Finn-Bodner ST, Hudson JA (1998). Abdominal vascular sonography. *Vet Clin North Am Small Anim Pract*. 28: 887-943.

Fruechte D, Zwiebel (1992). Anatomy and normal Doppler signatures of abdominal vessels. *W.B. Saunders, Philadelphia*.

Griffith JM, Henry, WL (1973). A real-time system for two dimensional echocardiography. *Proceedings of the 26th Annual Conference of Engineering in Medicine and Biology*. 15: 422.

Halpern EJ, Deane CR, Needleman L, Merton DA, East SA (1995). Normal renal artery spectral Doppler waveform: a closer look. *RSNA*. 196: 667-673.

Kantrowitz BM, Nyland TG, Fisher P (1989). Estimation of portal blood flow using duplex real time and pulsed Doppler ultrasound imaging in the dog. *Vet Radio. & Ultrasound*. 30: 222-226.

Kaya M (2012). The Evaluation of Renal Hemodynamics with Doppler Ultrasonography, Hemodynamics In: New Diagnostic and Therapeutic Approaches eds, Kaya M, Kenichi A, Sami A, Seda Artis A, Franco M, Mitrovic V, Michael J. *InTech*. 1:1-31.

King VL, O'Brien TD, Polzin DJ (1996). Estimation of arcuate resistive index as a Knapp R, Plotzender A, Frauscher F, Helweg G, Judmaier W, zur Nedden D (1995). Variability of Doppler parameters in the healthy kidney: an anatomic-physiologic correlation. *J Ultrasound Med*. 14 (6): 427-429.

Koch J, Jensen AL, Wenck A, Iversen L, Lykkegaard K (1997). Duplex Doppler measurements of renal blood flow in a dog with Addison's disease. *JSAP*. 38: 124-126.

Koma LM, Spotswood TC, Kirberger RM, Becker P (2005). Influence of normovolaemic anaemia on Doppler characteristics of the abdominal aorta and splanchnic vessels in beagles. *AVMA*. 66: 187-195.

Konde LJ, Wrigley RH, Park RD, Lebel JL (1984). Ultrasonographic anatomy of the normal canine kidney. *Vet Radio. & Ultrasound*. 25: 173-178.

Kossof G, Fry FJ, Eggleton RC (1971). Application of digital computer to control ultrasonic visualisation equipment. *J Ultrasound Med*. 1: 33-40.

Lamb CR, Mahoney PN (1994). Comparison of three methods for calculating portal blood flow velocity in dogs using duplex-Doppler ultrasonography. *Vet Radio. & Ultrasound*. 35: 190-194.

Light H (1969). Non-injurious ultrasonic technique for observing flow in the human aorta. *Nature*, 224: 1119-1121

Mareschal A, d'Anjou MA, Moreau M, Alexander K, Beauregard G (2007). Ultrasonographic measurements of kidney-to-aorta ratio as a method as estimating renal size in dogs. *Vet Radio. & Ultrasound*. 48(5): 434-438.

Miles KG (1989). Basic principles and clinical applications of diagnostic Ultrasonography. *Compend. Contin. Educ. Pract. Vet.* 11: 609- 621.

Miño N, Espino L, Suárez M, Santamarina G, Barriero A (2004). Vascular study of abdominal aorta using doppler duplex ultrasonography in dogs. *Arch. Med. Vet. vol. 36 n°1 2004* pp. 87-92

Morrow KL, Salman MD, Lappin MR, Wrigley R (1996). Comparison of the resistive index to clinical parameters in dogs with renal disease. *Vet Radiol & Ultrasound*. 37: 193-199.

Nelson TR, Pretorius DH (1988). The Doppler signal: where does it come from and what does it mean? *Am J Roentgenol*; 151: 439-447.

Nyland TG, Fisher BS, Doverspike M, Hornof WJ Olander HJ (1993). Diagnosis of urinary tract obstruction in dogs using duplex Doppler ultrasonography. *Vet Radiol & Ultrasound*. 34: 348-352.

Nyland TG, Fisher PE (1990). Evaluation of experimentally induced canine hepatic cirrhosis using duplex Doppler ultrasound. *Vet Radio. & Ultrasound*. 31:189-194.

Nyland TG, Kantrowitz BM, Fisher P, Olander HJ, Hornhof WJ (1989). Ultrasonic determination of kidney volume in the dog. *Vet Radio. & Ultrasound*. 30: 174-180.

Nyland TG, Matton JS, Herrgesell ER, Wisner ER (1995). Spleen. In: *Small Animal Diagnostic Ultrasound eds. Nyland TG, Matton JS, 2nd edn, W. B.Saunders Co., Philadelphia* pp. 128-143.

Nyland TG, Park RD (1983). Hepatic ultrasonography in the dog. *Vet Radio. & Ultrasound*. 24: 74-84.

Nyland TG, Mattoon JS (2002a). Abdominal Ultrasound Scanning Techniques. In: *Small Animal Diagnostic Ultrasound, 2nd edn., W. B.Saunders Co., Philadelphia* 4: 59-72.

Nyland TG, Mattoon JS (2002b). Urinary Tract. *In: Small Animal Diagnostic Ultrasound, 2nd edn, W. B.Saunders Co., Philadelphia* 9:158–195.

Nyland TG, Mattoon JS (2002c). Physical Principles, Instrumentation and Safety of Diagnostic Ultrasound. *In: Small Animal Diagnostic Ultrasound, 2nd edn, W. B. Saunders Co., Philadelphia.* pp. 1–18.

Nyland TG, Mattoon JS, Herrgesell EJ (2002). Liver. *In: Small Animal Diagnostic Ultrasound, 2nd edn, W. B.Saunders Co., Philadelphia.* pp. 93–127.

O'Brien RT, Walker III KR, Osgood TL (2004). Sonographic features of drug-induced splenic congestion. *Vet Radio. & Ultrasound.* 45: 225–227.

Park AD, Nyland TG, Lattimer JC (1981). B-mode gray-scale ultrasound: imaging artifacts and interpretation principles. *Vet Radio. & Ultrasound.* 22: 204-210.

Pennick D, Finn-Bodner ST (1998). Updates in interventional ultrasonography. *Vet Clin North Am Small Anim Pract.* 28: 1017-1040.

Pozniak MA (2000). Doppler ultrasound of the liver. In: Clinical Doppler ultrasound. eds. Allan PL, Dubbins PA, Pozniak MA. McDicken WN Churchill Livingstone, Hartcourt Publishers Limited, pp. 123-168.

Preston RC, Shaw A (2001). Recommended Ultrasound Field Safety. *Classification for Medical Diagnostic Devices. National Physics Laboratory, Middlesex.* pp. 1–16

Rivers BJ, Walter PA, Polzin DJ, King VL (1997). Duplex Doppler estimation of intrarenal Pourcelot resistive index in dogs and cats with renal disease. *J. Vet. Intern. Med.* 11: 250–260.

Saunders HM, Neath PJ, Brockman DJ (1998). B-mode and Doppler ultrasound imaging of the spleen with canine splenic torsion: A retrospective evaluation. *Vet Radio. & Ultrasound.* 39: 349-353.

Sheiman RG (1994). Laminar flow: a disturbing term. *Am J Roentgenol.* 163: 993.

Sigel B, Machi J, Bieitler JC, Justin JR (1983). Red cell aggregation as a cause of blood-flow echogenicity. *Vet Radio. & Ultrasound.* 148: 799-802.

Spaulding KA (1992). Helpful hints in identifying the caudal abdominal aorta and caudal vena cava. *Vet Radio. & Ultrasound*. 33: 90-92.

Spaulding KA (1997). A review of sonographic identification of abdominal blood vessels and juxtavascular organs. *Vet Radio. & Ultrasound*. 38: 4-23.

Szatmari V, Sotonyi P, Voros K (2001). Normal duplex Doppler waveforms of major abdominal blood vessels in dogs: A review. *Vet Radio. & Ultrasound*. 42: 93-107.

Taylor KJ, Burns PN, Woodcock JP, Wells PNT (1985). Blood flow in deep abdominal and pelvic vessels: Ultrasonic pulsed-Doppler analysis. *RSNA*. 154: 487-493.

Wells PNT (1969). *A range-gated ultrasonic Doppler system*. *Med. Biol*. 7: 641-652

Wild JJ (1950). The use of ultrasonic pulses for the measurement of biological tissues and the detection of density changes. *Surg*. 27: 183-188.

Zwiebel WJ, Fruechte D (1992). Basics of abdominal and pelvic duplex: instrumentation, anatomy, and vascular Doppler signatures. *Semin ultrasound CT MRI*. 13: 3-21.



# X. Anexos

---

## X. 1. Glosario de abreviaturas

Cos. Coseno

FRP. Frecuencia de repetición de pulsos

IP. Índice de pulsatilidad

IR. Índice de resistencia

MDV. Velocidad media diastólica

PSV. Pico de velocidad sistólica

Vm. Velocidad media a través del ciclo cardiaco

VMAX. Velocidad máxima del vaso alcanzada