



Universidad Nacional Autónoma de México.

Facultad de estudios superiores Cuautitlán.

Diagnóstico ultrasonográfico de enfermedades cardiovasculares en
pacientes caninos del hospital veterinario pet vet.

Tesis.

Para obtener el título de: Médica veterinaria zootecnista.

Presenta: Rosa Carolina Reyes Retana Contreras.

Asesor: MVZ. Carlos Lorenzo García Alcaraz.

Co-asesores: Dr. en C. Julio Raúl Chávez Monteagudo.

Dr. en C. José Antonio Ibancovich Camarillo.

Cuautitlán Izcalli, Estado de México, 2023.



Universidad Nacional
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

Biblioteca Central



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

ÍNDICE.

Resumen	4
Introducción	6
Marco teórico	9
Historia.....	9
Principios básicos ecografía.....	11
Ecocardiografía.....	42
Sistema cardiovascular.....	74
Patologías cardiovasculares más comunes.....	84
Clasificación por tamaño de los perros.....	99
Objetivos	100
Hipótesis	101
Metodología	102
Resultados	103
Análisis de resultados y discusión	115
La enfermedad cardiovascular como motivo de consulta.....	115
Relación de machos y hembras en el estudio.....	115
Relación de estado de castración y enfermedad cardiovascular.....	116
Relación entre el estado racial y la enfermedad cardiovascular.....	116
Relación entre el tamaño del perro y la enfermedad cardiovascular.....	116
Razas mayormente afectadas por enfermedad cardiovascular.....	118
Relación de la edad y la enfermedad cardiovascular.....	118
Enfermedades diagnosticadas en el estudio.....	118
Relación de pacientes que presentaron solo una o más patologías cardiovasculares	121
Relación de las válvulas afectadas en la EVD.....	122

Relación de machos y hembras con EVD.....	122
Relación de los estadios de EVD.....	122
Motivos de inclusión de los pacientes en el estudio.....	123
Relación de la intensidad del soplo y la enfermedad cardiaca.....	124
Relación de la enfermedad cardiovascular y la necesidad de tratamiento.....	125
Decisión de tratamientos para las enfermedades diagnosticadas en el estudio.....	126
Relación de las enfermedades diagnosticadas en el estudio, signos clínicos y hallazgos al EFG.....	126
Conclusiones.....	129
Bibliografía.....	130

RESUMEN.

Actualmente se sabe que el 10% de los perros que se presentan a consulta veterinaria por primera vez tienen alguna enfermedad cardiovascular, por lo tanto, es importante conocer las diferentes técnicas diagnósticas disponibles en medicina veterinaria para la evaluación del aparato cardiovascular en perros.

La ultrasonografía cardíaca o ecocardiografía es una técnica para el diagnóstico de enfermedades cardiovasculares en caninos y felinos, ya que permite la evaluación no invasiva de la estructura y función cardiovascular, permitiendo realizar diagnósticos precisos, así como tratamientos adecuados.

En nuestro trabajo se recopilamos los datos de 50 ecocardiogramas realizados en el plazo de 12 meses en el Hospital Veterinario Pet Vet, con el fin de analizar los datos que resaltan la importancia de la ecocardiografía como herramienta diagnóstica en perros bajo sospecha de enfermedad cardiovascular y hacer énfasis en la necesidad de realizar estudio ecocardiográfico antes de iniciar cualquier terapéutica.

Al final de nuestro estudio pudimos observar que es de vital importancia tener el diagnóstico correcto y completo antes de tomar decisiones terapéuticas (farmacológicas o quirúrgicas) puesto que hay situaciones donde estas pueden agravar el estado de la enfermedad y acelerar el deterioro del paciente.

Así mismo, pudimos concluir que no todos los pacientes sospechosos de enfermedad cardiovascular resultan enfermos (sobre todo si el motivo de sospecha es un soplo) así como no todos los pacientes con enfermedad cardiovascular confirmada requieren tratamiento inmediato.

Hay enfermedades que pueden afectar al sistema cardiovascular sin ser éste necesariamente la fuente de la misma por lo que para el correcto diagnóstico de las enfermedades cardiovasculares en perros se necesita llevar a cabo un buen examen físico general, realizar una buena historia clínica y hacer uso de las herramientas diagnósticas complementarias.

Aun tratándose de la misma enfermedad, el pronóstico y tratamiento puede variar dependiendo del estadio de esta y la condición del paciente.

En el ejercicio profesional del médico veterinario dedicado a la atención de pequeñas especies (en este caso de perros), se requiere de capacitación continua e intensa ya que la casuística, enfermedades y sus diferentes presentaciones clínicas, son variadas.

Dependiendo del caso las herramientas diagnósticas necesarias pueden variar sin embargo el ecocardiograma sigue siendo la mejor en relación al costo-beneficio para evaluar estructura y función cardíaca.

INTRODUCCIÓN.

Los problemas cardiovasculares son una causa frecuente de consulta, Carolina Ríos et al., 2014 los clasifica como la séptima causa de consulta en el Centro de Veterinaria y Zootecnia de la Universidad CES en Medellín, España, de la misma manera Jefferson et al., 2015 los clasifican como la onceava causa de consulta en Colombia.

Actualmente se sabe que el 10% de los perros que se presentan a consulta veterinaria por primera vez tienen alguna enfermedad cardíaca (Atkins et al., 2009), por lo tanto, es importante conocer las diferentes técnicas diagnósticas disponibles en medicina veterinaria para la evaluación del aparato cardiovascular en perros y gatos.

La valoración cardiovascular comienza con el examen físico, en el cual se evalúan las mucosas (color, textura, humedad, tiempo de llenado capilar); el pulso arterial (frecuencia, ritmo, intensidad, tono, amplitud); auscultación cardíaca (frecuencia, ritmo, sonidos cardíacos normales y anormales (soplos)).

Por otro lado, existen técnicas complementarias que pueden ser utilizadas para el diagnóstico de enfermedades cardiovasculares, entre ellas:

Radiografía.

Se realizan radiografías torácicas para evaluación del corazón (tamaño, patrones de agrandamiento, evaluación de vasos sanguíneos intratorácicos, así como patrones de edema pulmonar, se puede evaluar tamaño y forma del corazón, así como vasos sanguíneos y parénquima pulmonar). Los beneficios del estudio radiográfico son el bajo costo y los resultados inmediatos. Los puntos a considerar son que requiere excelente técnica y posicionamiento, requiere 4 estudios radiográficos por paciente, la evaluación depende de la raza y tipo de tórax del animal, de igual manera, una técnica o posición equivocada pueden llevar a una interpretación errónea.

Tomografía computarizada (TC) multicorte.

Se combinan múltiples imágenes de cortes radiográficos para producir imágenes transversales y tridimensionales del corazón, los beneficios son que proporciona mayor detalle anatómico, mayor diferenciación entre estructuras cardiovasculares,

distintos tipos de tejido y sangre. Los puntos a considerar son el costo elevado, estudio de larga duración, requiere anestesia general.

Cardiorresonancia magnética (RM).

Se utilizan ondas de radio y un campo magnético en lugar de radiaciones ionizantes para generar imágenes detalladas del corazón. Los beneficios son que proporciona mayor detalle anatómico, mayor diferenciación entre estructuras cardiovasculares, distintos tipos de tejido y sangre. Se pueden evaluar los volúmenes cardíacos, función miocárdica y valvular.

Los puntos a considerar son el costo elevado, estudio de larga duración, requiere anestesia general, así como electrocardiografía simultánea.

Tomografía por emisión de positrones (PET).

Se marca una sustancia necesaria para el funcionamiento de las células del corazón (como oxígeno o glucosa) con una sustancia radiactiva (radioisótopo), la cual emite positrones (electrones con una carga positiva). La sustancia marcada se inyecta en una vena y llega hasta el corazón en pocos minutos. Un sensor detecta los positrones y los usa para crear una imagen de la parte del cuerpo a estudiar. Los beneficios son que proporciona las imágenes más nítidas, se puede determinar la cantidad de sangre que llega a diferentes zonas del músculo cardíaco y cómo procesan (metabolizan) dichas zonas las diversas sustancias (rendimiento cardíaco, flujo miocárdico, metabolismo), se utiliza cuando las pruebas más simples y menos costosas no son concluyentes y en investigación.

Los puntos a considerar son el alto costo, no siempre está disponible, estudio de larga duración, requiere anestesia general.

Electrocardiografía.

Se emplea la representación gráfica de los fenómenos eléctricos del músculo cardíaco (despolarización y repolarización) para evaluar la frecuencia, ritmo y conducción eléctrica intracardiaca. Los beneficios son el costo medio, no invasivo, evalúa función. Los puntos a considerar son que requiere un paciente que tolere el posicionamiento correcto y la colocación de electrodos, el estudio puede extenderse hasta 24 horas (electrocardiografía Holter).

Ecocardiografía (ultrasonido cardíaco)

Se emplean pulsos de ondas sonoras de alta frecuencia que se reflejan, refractan y son absorbidos por los tejidos para generar imágenes cardiovasculares en tiempo real.

Sus beneficios son el costo menor que TC, RM y PET, no invasivo, se evalúa estructura/función y por lo regular no requiere anestesia/sedación.

Puntos a considerar: se requiere de un paciente tolere el posicionamiento correcto para realizar dicho estudio.

La ecocardiografía es una de las técnicas más importantes para el diagnóstico de las enfermedades cardíacas en caninos y felinos, ya que permite la evaluación no invasiva de la estructura y función cardíaca. Para este estudio se requiere de un ultrasonido que disponga de la opción de Doppler, modo M y bidimensional. (Abarca, 2010).

En la medicina veterinaria, el uso de la ecocardiografía o ultrasonografía cardíaca, como herramienta diagnóstica, ha sido usada desde antes de 1980 como una forma no invasiva de evaluar la anatomía, función y patología del corazón (Henik, 2001); Sin embargo, muchas veces por la falta de familiarización con este método diagnóstico, los resultados de los exámenes ecocardiográficos podrían ser de difícil comprensión para el médico de pequeños animales (Veiga et al., 2016).

MARCO TEÓRICO.

Historia.

El ultrasonido es un evento físico natural que puede ser provocado por el hombre. Siempre estuvo presente, sólo faltaban ojos observadores y mentes brillantes de personas en diferentes ramas de las ciencias para guiar su utilización. (Ortega et al., 2004).

A partir del siglo XVIII se hace notar el ultrasonido como un fenómeno de la naturaleza cuando el biólogo italiano, Lazzaro Spallanzani descubre en el año 1700 la existencia de estas ondas, observando cómo los murciélagos atrapan sus presas. (Ortega et al., 2004).

En la primera mitad del siglo XIX (1803-1853), el físico y matemático austriaco Christian Andreas Doppler presenta su trabajo sobre el "Efecto Doppler" observando ciertas propiedades de la luz en movimiento, que eran aplicables a las ondas del US. Sobre la base de este estudio los japoneses cien años más tarde desarrollarían lo que hoy conocemos como la aplicación del "Efecto Doppler" en US. (Ortega et al., 2004).

En la segunda mitad del siglo XIX los hermanos Pierre y Jacques Curie descubren las propiedades de algunos cristales conocidas como "Efecto piezo-eléctrico", lo cual sirve de base para las diversas utilidades de las ondas de US. (Ortega et al., 2004).

A comienzos del siglo XX, se realiza una de las primeras aplicaciones en el área de la marina, después de que el físico francés Paul Langevin inventara el Sonar, en el cual se basó el posterior desarrollo de los equipos usados en la aviación y luego en medicina terapéutica y diagnóstica. (Ortega et al., 2004).

Terminada la segunda Guerra Mundial comienza el desarrollo de equipos diagnósticos en medicina, cuando grupos de investigadores japoneses, americanos y de algunos países europeos trabajan paralelamente para fabricar los primeros prototipos de equipos para diagnóstico médico en modo A (Analogue), y posteriormente en modo B (Bright) con imagen analógica. (Ortega et al., 2004).

Luego de varios años de desarrollo, en la década de 1950, el US es aceptado por las sociedades médicas como instrumento de diagnóstico en medicina, dando origen a un sinnúmero de trabajos de investigación en distintas áreas de aplicación. El primer artículo publicado en una revista científica de prestigio, fue en Lancet, en 1958, donde se describió la experiencia en un grupo de 100 pacientes normales y con patología abdominal. (Ortega et al., 2004).

La literatura atribuye al Dr. John J. Wild, un cirujano de Minnesota, como el primer científico en aplicarlos. Wild estudiaba la extensión y gravedad de los daños intestinales que mostraban los pacientes alcanzados por las bombas de los alemanes. Poco más tarde empezaron en Europa estudios aplicados sobre el cerebro (ecoencefalograma), y al mismo tiempo los cardiólogos empezaron a usar los ultrasonidos para estudiar oscilaciones de la válvula mitral. (Padín, 2016).

Los pioneros de la ecocardiografía fueron el físico Helmuth Hertz y el cardiólogo Inge Edler de la Universidad de Lund, Suecia, quienes en 1953 utilizaron la ecografía para el estudio de una estenosis mitral. A pesar de la precariedad instrumental se continuaron logrando registros muy interesantes en modo M que fueron aplicados a otras patologías y presentados en numerosas reuniones científicas. (Padín, 2016).

Gradualmente fue desarrollándose la técnica y fue Harvey Feigenbaum de Indiana, quien ayudó a mejorar las técnicas de registro y almacenamiento de ecocardiogramas e inició la colaboración de ecografistas técnicos con formación específica para llevar a cabo estas pruebas. (Padín, 2016).

En la década de los 50, comienza a utilizarse la emisión continua de ondas de ultrasonido para medir el flujo de los vasos, basándose en los trabajos descritos por un físico austriaco, Christian Doppler, en 1842. En 1956 S. Satumora, Yoshida y Nimura en Japón fueron los primeros en utilizar el principio de Doppler para detectar el movimiento cardíaco. (Padín, 2016).

En la década siguiente surge el Doppler pulsado, que permite la cuantificación de gradientes valvulares y es incluido en los nuevos equipos junto con la ecocardiografía bidimensional. (Padín, 2016).

Los continuos avances en la digitalización de las imágenes, la creatividad e imaginación de los investigadores han favorecido el progreso en las diferentes modalidades de imagen cardíaca: tomografía computarizada (TC) multicorte, cardi resonancia magnética (RM), tomografía por emisión de positrones (PET) y ecocardiografía (Eco).

En el campo de los ultrasonidos, su alta disponibilidad, su bajo coste en comparación con otras técnicas diagnósticas y las importantes innovaciones de los últimos años han hecho que en la actualidad más del 25% de los estudios de imagen cardiaca se obtengan mediante la ecografía, y en la práctica diaria es el primer estudio solicitado si hay una sospecha de enfermedad cardiológica. (Padín, 2016).

Principios básicos de ecografía.

En los exámenes diagnósticos se emplean normalmente frecuencias de sonido entre 2 y 10 MHz.

Un transductor de ultrasonidos (la cabeza de la sonda) puede emitir ondas sonoras de sólo una o múltiples frecuencias.

El ecografista debe seleccionar la frecuencia adecuada del transductor según la región anatómica a examinar. (Nyland et al., 2016).

- **Frecuencia:** La frecuencia se define como el número de veces que una onda se repite (ciclo) por segundo.

Las frecuencias de millones de ciclos por segundo tienen longitudes de onda cortas,

que son esenciales para obtener una imagen de alta resolución.

La longitud de onda es la distancia que recorre una onda durante un ciclo, cuanto más corta es la longitud de onda, mayor es la resolución.

La frecuencia y la longitud de onda se relacionan inversamente si la velocidad del sonido en el medio se mantiene constante ya que la velocidad del sonido es independiente de la frecuencia y casi constante (1540 m/s) en los tejidos blandos corporales, al seleccionar un transductor de frecuencia superior disminuye la longitud de onda del sonido emitido, proporcionando mayor resolución.

La relación entre la velocidad, la frecuencia y la longitud de onda se puede resumir en la siguiente ecuación:

$$\text{Velocidad (m/s)} = \text{frecuencia (ciclos/s)} \times \text{longitud de onda (m)}.$$

La profundidad a la cual cada sonido penetra en los tejidos blandos está directamente relacionada con la frecuencia utilizada.

Las ondas de sonido de mayor frecuencia sufren más atenuación que las ondas de frecuencia más baja, esto significa que cualquier intento de mejorar la resolución aumentando la frecuencia, disminuye invariablemente la penetración. (Nyland et al., 2016).

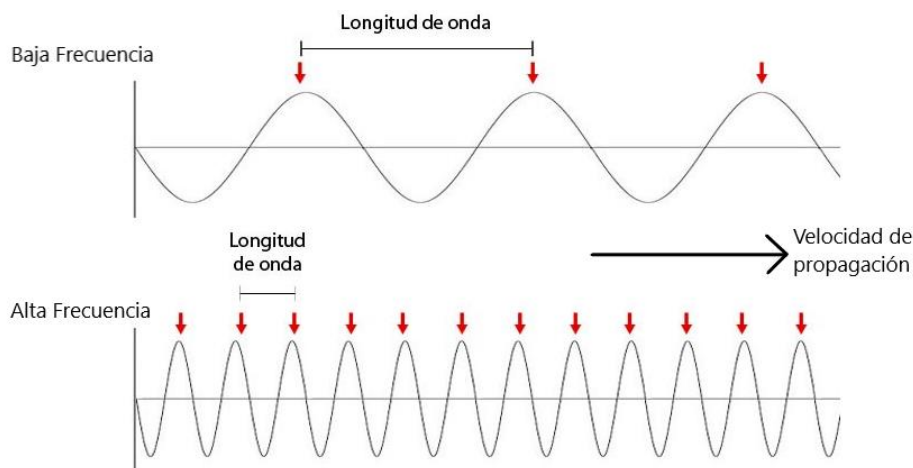


Fig.1. representación gráfica de onda de alta y baja frecuencia.

- **Transductor:** al seleccionar el transductor (sonda) también se selecciona la frecuencia de ultrasonido que se utilizará para una exploración determinada. La frecuencia emitida por un transductor concreto depende de las características de los cristales piezoeléctricos especiales que contiene la cabeza de la sonda. La frecuencia de un cristal es inherente a éste y no puede modificarse mediante los controles del ecógrafo. Para cambiar la frecuencia, en general, es necesario que el ecografista elija un transductor diferente ya que, tanto los cristales simples como los múltiples (dependiendo del diseño), en un mismo transductor, producen sonido a una frecuencia específica. (Nyland et al., 2016).

Algunos transductores pueden tener función multifrecuencia permitiendo obtener imágenes simultáneas de campos próximos y lejanos con ondas sonoras de diferentes frecuencias, esto permite obtener la máxima resolución posible para una profundidad determinada sin tener que cambiar los transductores.

Como se ha mencionado anteriormente, el principal objetivo en la selección de un transductor es escoger la frecuencia que penetrara a la profundidad necesaria para una exploración determinada, por ejemplo dentro de los transductores más utilizados se encuentran el convexo (que al tener frecuencias más bajas permite visualizar de mejor manera estructuras profundas como las intraabdominales), el lineal (que al trabajar con frecuencias altas permite visualizar de mejor manera estructuras superficiales como la piel, musculo, etc.) y sectorial (que permite evaluar estructuras en movimiento o con pequeñas ventanas ecográficas como encéfalos de recién nacidos y corazón). (Nyland et al., 2016).

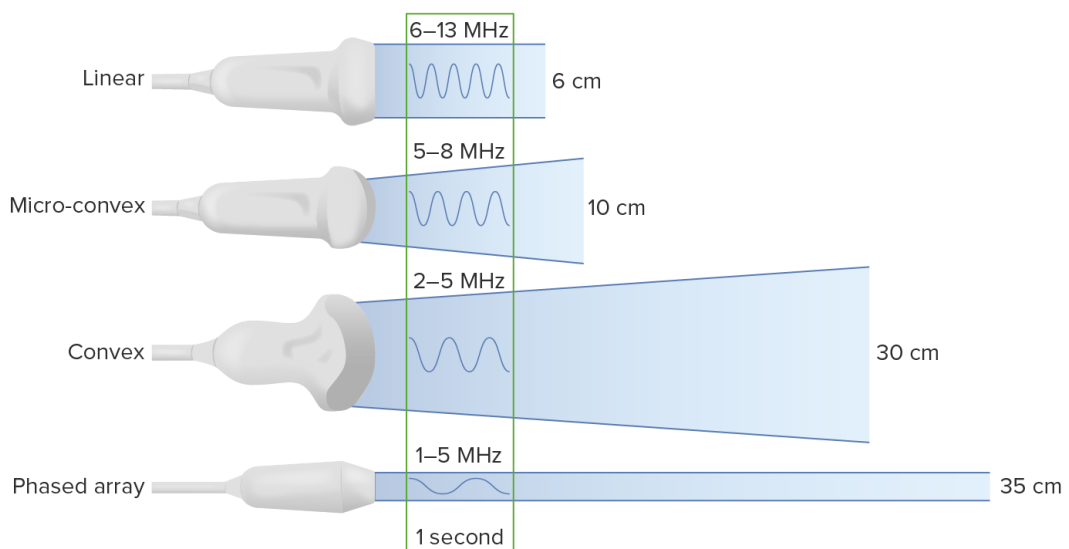


Fig.2. diferentes tipos de transductor, frecuencia y penetración.

Otros factores además de la frecuencia que afectan a la resolución de la imagen y la capacidad de separar estructuras adyacentes son la longitud del pulso del ultrasonido, el diámetro del haz y la resolución del monitor de vídeo.

Estos parámetros normalmente no pueden ser alterados por el ecografista para un transductor determinado en el momento de la exploración, sin embargo, la

profundidad a la cual el haz es más estrecho (punto focal) puede modificarse con el enfoque selectivo o dinámico. (Nyland et al., 2016).

- Pulso-eco: la formación de la imagen ecográfica se basa en el principio del pulso-eco, esto significa que el sonido es producido por el transductor en pulsos y no continuamente.

La imagen se forma a partir de los ecos que regresan al transductor desde los tejidos después de cada pulso, por lo tanto, tiene que pasar el tiempo adecuado para que todos los ecos regresen antes de que el transductor produzca otro pulso.

Generalmente, el sonido se transmite durante menos del 1 % del tiempo; el transductor permanece esperando que regresen todos los ecos más del 99% del tiempo.

Cuando el cristal pulsa, se emiten, aproximadamente, dos o tres longitudes de onda en cada pulso antes de que un soporte de bloqueo de dentro del transductor amortigüe la vibración, así, la longitud espacial del pulso es generalmente de dos o tres longitudes de onda. (Nyland et al., 2016).

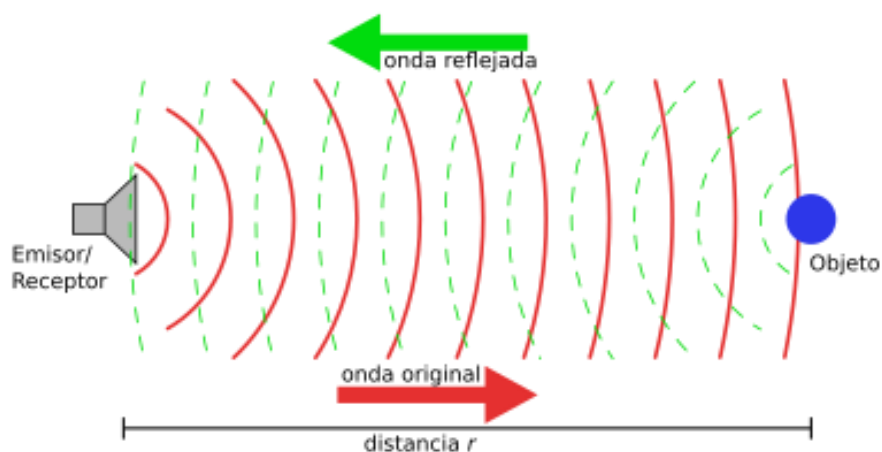


Fig.3. se muestra la emisión y reflexión de ondas de ultrasonido.

Un transductor de mayor frecuencia emite longitudes de onda más cortas y por consiguiente, pulsos más cortos que un transductor de frecuencia menor. (Nyland et al., 2016).

- Resolución axial: es la longitud del pulso, que a su vez depende de la frecuencia del transductor, la que determina la capacidad para separar puntos a lo largo del eje del haz de sonido. (Nyland et al., 2016).

La longitud del pulso es generalmente de 0,1 a 1,0 mm. La resolución axial no puede ser inferior a la mitad de la longitud del pulso, debido a la superposición de los ecos que regresan reflejados de interfases que se encuentran muy próximas. (Nyland et al., 2016).

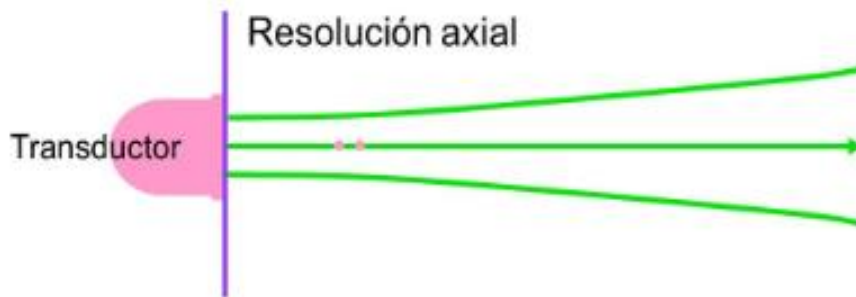


Fig.4. representación gráfica de la resolución axial en el haz de ultrasonido.

- Resolución lateral: hace referencia a la capacidad para distinguir puntos adyacentes que son perpendiculares al eje del haz de sonido a lo largo del plano de exploración, esto depende del diámetro del haz de sonido (amplitud), que varía con la frecuencia del transductor y la distancia desde el transductor. (Nyland et al., 2016).

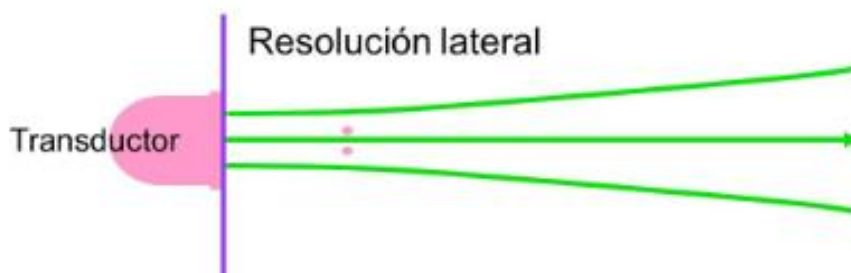


Fig.5. representación gráfica de la resolución lateral en el haz de ultrasonido.

El operador normalmente no puede alterar el diámetro del haz de los transductores de foco fijo, pero el conocimiento del punto donde el haz es más estrecho (punto focal) para un transductor determinado permite situar la región de interés en el punto de máxima resolución lateral. (Nyland et al., 2016).

- Resolución de elevación: (resolución de Azimut) se refiere a la capacidad de discriminar objetos que están a la misma distancia del transductor pero que están localizados perpendicularmente al plano de visualización. Esto depende del diámetro fuera del plano del pulso, que es equivalente al grosor del corte tomográfico. El grosor del corte se determina generalmente por la forma de los elementos de cristal o por las características de las lentes acústica fijas y no se puede modificar por el usuario.
- Punto focal: es el centro de la parte más estrecha del haz a lo largo de su eje. La resolución disminuye cuando nos movemos lejos del punto focal, pero aún hay una resolución lateral aceptable durante algunos centímetros a lo largo del eje del haz, a cada lado del punto focal (zona focal). (Nyland et al., 2016).

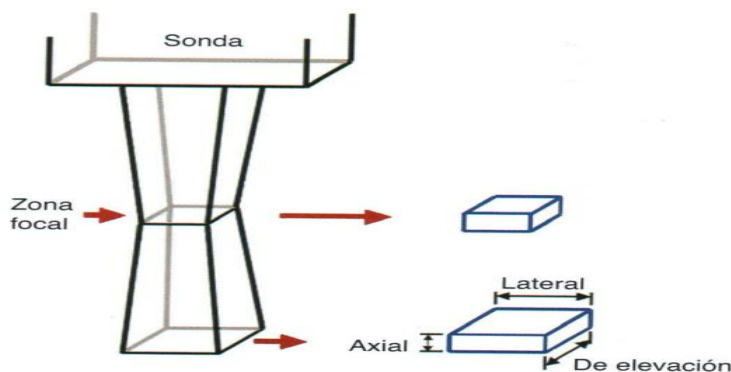


Fig.6. resolución de ultrasonidos. En este esquema se muestra un haz sónico que produce la sonda de ultrasonidos. El haz de ultrasonidos es más estrecho a nivel de la zona focal, lo que da lugar a una mejor resolución lateral a este nivel. El operador puede ajustar la zona focal hacia arriba y abajo. La resolución de elevación que es equivalente al grosor del corte depende de la forma de los elementos cristales del transductor y no se puede modificar. En este diagrama la zona focal de elevación y la zona focal lateral están al mismo nivel, pero no siempre ocurre así. La resolución axial depende de la frecuencia transmitida y mejora con transductores de mayor frecuencia.

En la mayoría de las sondas la resolución axial es superior a la lateral o transversal, en consecuencia, todas las medidas deberían tomarse a lo largo del eje del haz, si es posible.

Los transductores más modernos se enfocan dinámicamente o permiten seleccionar la profundidad del punto focal manualmente en lugar de tener un punto focal fijo a una profundidad determinada.

En la exploración dinámica, la profundidad del punto focal cambia continuamente a lo largo del eje del haz durante la exploración, esta técnica extiende de manera efectiva la longitud de la zona focal a toda la profundidad de la visualización.

Otros tipos de transductores pueden permitir seleccionar manualmente la profundidad del punto focal.

Con cualquiera de los métodos de enfoque, pueden distinguirse de manera óptima puntos que están a diferente distancia sin que sea necesario cambiar los transductores para alcanzar el área de interés dentro de la zona focal. (Nyland et al., 2016).

Controles del ecógrafo.

Existe sólo un control para modificar la intensidad del sonido producido en el transductor, los demás controles se utilizan para ajustar la amplificación de los ecos que regresan. (Nyland et al., 2016).

Los ecos que se originan en los tejidos más profundos regresan al transductor más tarde que los que se originan en estructuras superficiales.

Un punto que representa cada eco que regresa se sitúa en el monitor a la profundidad adecuada en función del tiempo que ha necesitado cada eco para volver. (Nyland et al., 2016).

Los instrumentos ecográficos están calibrados para interpretar y representar la profundidad en centímetros automáticamente, también se asigna un tono de color gris a cada punto correspondiendo a la amplitud o fuerza del eco que ha regresado.

Por convención general, se representan los ecos de baja intensidad en color casi negro, los ecos de intensidad media en varios matices de gris y los ecos de alta intensidad en blanco (representación en blanco sobre negro).

Algunos equipos pueden ser capaces de invertir esta representación de manera que los ecos de alta intensidad se representan en negro y los de baja intensidad en casi blanco (representación en negro sobre blanco), aunque actualmente este formato se utiliza con poca frecuencia. (Nyland et al., 2016).

El haz de ultrasonidos y los ecos de regreso se atenúan a medida que pasan a través de los tejidos, cuanto más lejos del transductor está una interfase reflectante, más débil será para el eco regresar.

Para compensar esta atenuación, los controles del sistema ecográfico están diseñados para incrementar la intensidad del sonido transmitido a los tejidos o para amplificar electrónicamente los ecos que regresan.

En algunos casos, estos controles se utilizan también para eliminar ecos de regreso intensos procedentes de estructuras superficiales en el campo cercano.

El principal objetivo de manipular los controles del ecógrafo es producir un brillo de imagen uniforme a lo largo de los campos próximos y lejanos. (Nyland et al., 2016).

- Control de la potencia: (intensidad, rendimiento) Los mandos de la potencia modifican el voltaje aplicado para hacer vibrar el cristal piezoeléctrico, regulando de ese modo la intensidad de la producción de sonido del transductor.

Cuanto mayor es el pico de voltaje, mayor es la amplitud de vibración (intensidad) transmitida a los tejidos.

Aumentando el voltaje también se obtiene un incremento uniforme de la amplitud de los ecos que regresan, la potencia tendría que ponerse tan baja como sea posible para obtener la mejor resolución y prevenir artefactos, esto se hace eligiendo una frecuencia del transductor apropiada que penetre hasta el área de interés sin necesitar niveles excesivos de potencia.

Cuando sea posible, los controles de la ganancia o de la compensación tiempo-ganancia tendrían que utilizarse para maximizar la amplificación de los ecos que regresan, permitiendo poner la potencia tan baja como sea posible. (Nyland et al., 2016).

- Controles de la ganancia: (amplificación) y del rechazo (supresión, umbral) afectan la amplificación de los ecos de regreso. Los equipos tienen normalmente un control de la ganancia global que produce una amplificación de todos los ecos que regresan, independientemente de su profundidad de origen.

También pueden tener un control de rechazo que elimina los ecos más débiles de todas las profundidades que no contribuyan significativamente a la formación de la imagen.

Al aumentar el efecto del control del rechazo, se eliminan gradualmente ecos más y más fuertes procedentes de todas las profundidades de visualización, si el control de rechazo se sitúa demasiado alto, también se perderán ecos que contribuyen significativamente a representar la imagen.

La mayoría de ecografistas rara vez utilizan el control del rechazo o no lo usan en absoluto porque se puede perder detalles sutiles del parénquima de los órganos. (Nyland et al., 2016).

- Controles de la compensación tiempo-ganancia: (profundidad-ganancia) Aumentando la ganancia a medida que el tiempo de regreso del eco incrementa, se compensa selectivamente para los ecos más débiles que llegan al transductor desde las estructuras más profundas. Este proceso, conocido como compensación tiempo- ganancia (TGC), se representa gráficamente por una curva que se muestra en muchos monitores Geográficos. La curva TGC representa la posición real de la ganancia a cada profundidad particular. (Nyland et al., 2016).

Modos de presentación ecográfica.

- Modo A: (modo amplitud) es el que se usa con menor frecuencia, pero aún puede tener una utilidad especial para exploraciones oftalmológicas y otras aplicaciones que requieren mediciones precisas de longitud o profundidad. El modo A es el más simple de los modos, el origen de los ecos y la amplitud se representan como picos que se originan en una línea base vertical. El transductor está situado en la parte superior de la línea base. La profundidad está representada por una progresión desde la parte superior hasta el fondo de la línea base. Por lo tanto, la posición de los picos a lo largo de la línea base representa la profundidad en la que se originan los ecos. La altura de los picos por encima de la línea base representa la amplitud de los ecos que regresan. (Nyland et al., 2016).

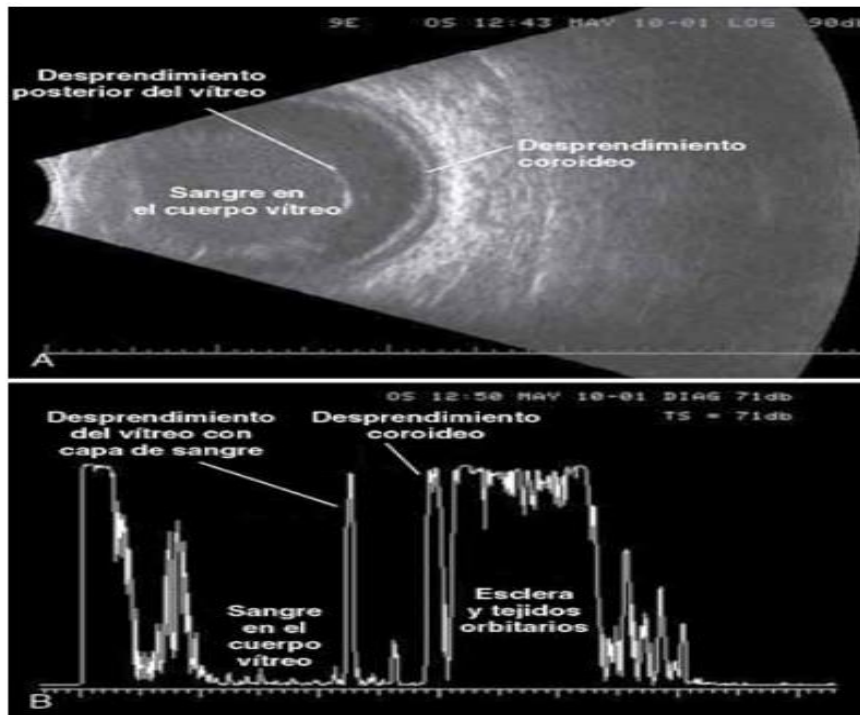


Fig. 7. Imágenes en modo B (A) y modo A (B) de la órbita. La imagen en modo A corresponde a un haz horizontal del centro de la imagen. Obsérvese que el modo A registra las variaciones de amplitud solo en una dirección lineal y que las amplitudes corresponden a variaciones de brillo. Sin embargo, es difícil interpretar las ecogenicidades mostradas, porque no se puede determinar la amplitud máxima de las señales debido al rango limitado del modo de representación (efecto techo). Obsérvese también que la información aportada por el modo B es sustancialmente mayor.

- **Modo B:** (modo brillo) representa los ecos que regresan como puntos, el brillo o la escala de grises es proporcional a la amplitud de los ecos de regreso y la posición corresponde a la profundidad en la que el eco se origina a lo largo de una línea única (representando el eje del haz) desde el transductor. El modo B es representado normalmente con el transductor situado en la parte superior de la pantalla y con la profundidad aumentando hacia el fondo de la misma. (Nyland et al., 2016).

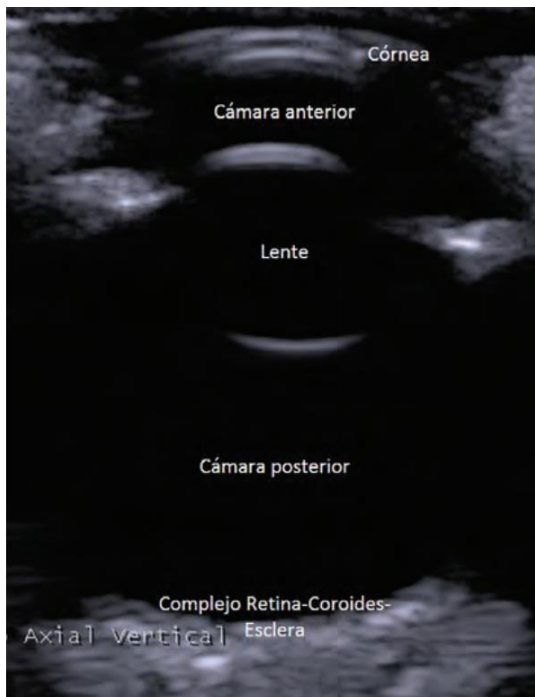


Fig. 8. Se muestra las diferentes estructuras del globo ocular con ultrasonido en modo B.

- **Modo M:** o modo TM (modo movimiento o tiempo-movimiento) se utiliza en ecocardiografía junto con el modo B para evaluar el corazón. Las representaciones en modo M registran normalmente la profundidad en el eje vertical y el tiempo en el eje horizontal. La imagen se orienta con el transductor en la parte superior. La única línea de puntos descrita previamente en modo B, con el brillo (escala de gris) proporcional a la amplitud del eco, se extiende a lo largo del monitor o es registrado en un registro gráfico lineal. El movimiento de los puntos (cambios en la distancia de las interfaces reflejantes desde el transductor) se registra respecto al tiempo. Las representaciones ecográficas en modo M son útiles para tomar medidas precisas de las paredes y cámaras cardíacas y para evaluar cuantitativamente la motilidad de las válvulas o las paredes en el tiempo. (Nyland et al., 2016).

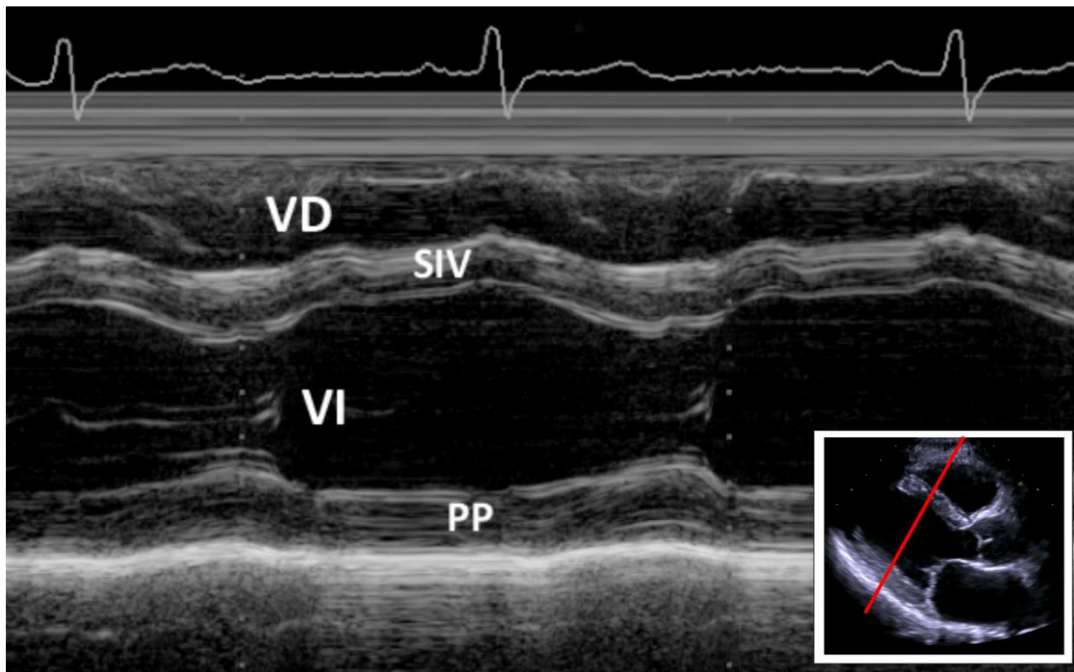


Fig.9. trazado en modo M (y referencia sobre la imagen 2D) a través del plano del ventrículo izquierdo. VD ventrículo derecho; SIV septo interventricular; VI ventrículo izquierdo; PP pared posterior.

- Modo B en tiempo real: Las sondas de modo B en tiempo real representan una imagen en movimiento y en tonos de gris de secciones anatómicas transversales. Esto se consigue realizando un barrido muchas veces por segundo con un haz de ultrasonidos estrecho y enfocado, a través de un campo de visión triangular, lineal o convexo.

El campo está compuesto por muchas líneas en modo B.

Los pulsos de sonido son emitidos y los ecos que regresan son recibidos secuencialmente a lo largo de cada línea en modo B del campo, hasta que se forma una imagen completa del sector, cada línea persiste en la representación del monitor hasta que es renovada por el subsiguiente recorrido del haz.

El diámetro estrecho del haz permite la formación de una imagen tomográfica en sección transversal, que sólo mide algunos milímetros de grosor.

El haz puede dirigirse mecánica o electrónicamente a través del campo de visión, y la velocidad de constitución (tiempo de renovación de la imagen) depende de la profundidad representada, la velocidad de constitución tiene que ser más lenta para representar profundidades mayores porque se necesita más tiempo para que los ecos regresen al transductor.

Cambiando la orientación del transductor sobre la piel se puede obtener planos sagitales, transversales, dorsales y oblicuos del cuerpo.

Los dos tipos básicos de sondas de modo B en tiempo real son las sondas sectoriales mecánicas y una selección de varias configuraciones.

Las sondas sectoriales de tiempo real más versátiles también son capaces de producir imagen en modo A, modo M y modo B. (Nyland et al., 2016).

Sondas sectoriales mecánicas.

Las sondas sectoriales en tiempo real se denominan así porque la forma del haz y la imagen resultante en la pantalla producidos por el transductor tienen forma de sector o triangular.

El ángulo del sector es generalmente de 90 grados, pero existen ángulos más estrechos o más amplios disponibles para propósitos específicos, por ejemplo, los ángulos amplios ayudan a aumentar el campo de visión en ecografía abdominal, mientras que los ángulos estrechos son de utilidad para uso oftalmológico.

Las sondas sectoriales pueden clasificarse como mecánicas o electrónicas, dependiendo del método utilizado para dirigir el haz a través del campo sectorial.

Una sonda sectorial mecánica en tiempo real dirige el haz a través del campo de visión mediante el movimiento de uno o múltiples cristales para generar una imagen en tiempo real.

Se utilizan varios tipos de movimiento con un solo cristal, pero el más común es una oscilación de un lado a otro.

Los cristales múltiples generalmente se hacen rotar de forma circular.

Las sondas sectoriales mecánicas no permiten un enfoque variable y las partes en movimiento también se encuentran sujetas a desgastarse; sin embargo, la alta calidad de imagen en relación con el costo las hace atractivas para los ecografistas veterinarios.

Las sondas sectoriales mecánicas se utilizan con menor frecuencia actualmente debido a que son más accesibles varios tipos de sondas de selección. (Nyland et al., 2016).

- Sondas tipo "Array": o de alta resolución, las sondas que utilizan un transductor compuesto por múltiples elementos se denominan "arrays" o de alta resolución.

Estas sondas pueden tener una gran variedad de configuraciones, pero las más comunes son las lineales, las convexas, las de fase y las anulares.

Para cambiar la dirección del haz se utiliza una coordinación precisa en el tiempo con el disparo de estas combinaciones de elementos, esto capacita el haz para ser conducido electrónicamente, proporcionando imágenes en tiempo real en un formato lineal o sectorial.

Estos tipos de transductores son fiables porque no tienen partes móviles. (Nyland et al., 2016).

1. Sonda lineal de alta resolución: Un transductor lineal de alta resolución tiene múltiples cristales dispuestos en línea dentro de la sonda con forma de barra

El haz estrecho es dirigido a través de un campo rectangular disparando los cristales del transductor.

Normalmente se dispara más de un cristal a la vez y el enfoque a las profundidades seleccionadas puede lograrse variando el número y secuencia de elementos disparados. (Nyland et al., 2016).

2. Sonda convexa de alta resolución: son sondas lineales transformadas en curvas convexas.

Producen una imagen sectorial que tiene un campo de visión más amplio que el de las lineales. (Nyland et al., 2016).

3. Sondas de alta resolución de fase: Los transductores lineales de alta resolución de fase no tienen partes móviles, se produce un campo de visión sectorial disparando los múltiples elementos del transductor en una secuencia electrónica precisa, el haz puede ser dirigido hacia diferentes direcciones y enfocado a varios niveles, cosa que permite que el transductor tenga un tamaño pequeño con un campo de visión amplio a mayor profundidad.

Las sondas sectoriales, tanto las mecánicas como las electrónicas, tienen la desventaja de tener una visibilidad limitada del campo cercano comparado con los transductores lineales o convexas de alta resolución.

Las sondas sectoriales son particularmente útiles para evaluar estructuras profundas y otras estructuras, tales como el corazón, cuyo acceso se limita a una estrecha ventana intercostal. (Nyland et al., 2016).

4. Sondas anulares de alta resolución: Los transductores anulares de alta resolución tienen los múltiples elementos del transductor dispuestos de forma anular, esta disposición permite un enfoque preciso tanto en el plano transversal como en el lateral. No obstante, una desventaja de este tipo de sistema es que el haz tiene que ser dirigido mecánicamente para producir una imagen en tiempo real, esto lo hace más susceptible al desgaste que otros tipos de sondas de alta resolución. (Nyland et al., 2016).

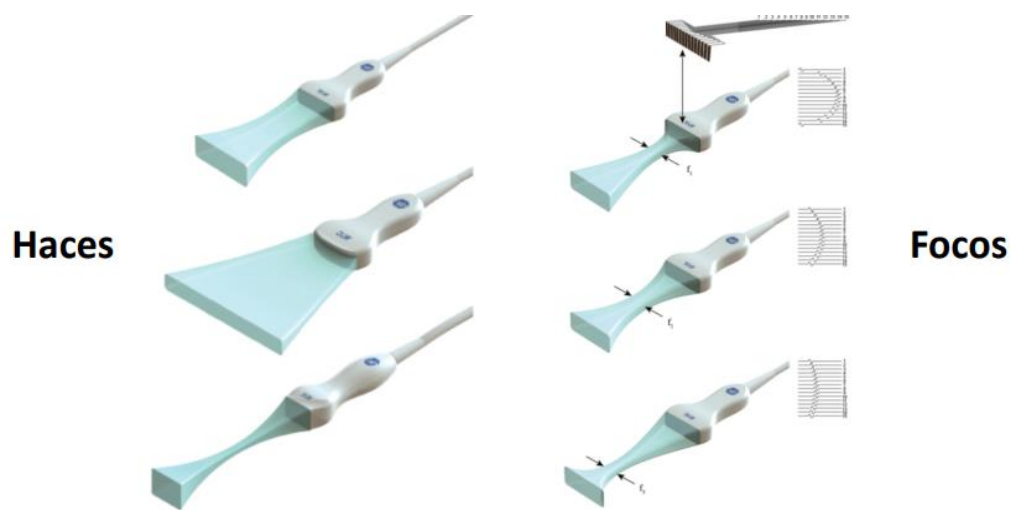


Fig. 10. Diferentes tipos de sondas, haces y focos.

Interacción del sonido con los tejidos y artefactos.

- Atenuación: El haz de ultrasonido se atenúa a medida que se desplaza a través de los tejidos hacia una interfase de reflexión, los ecos reflejados que vuelven hacia el transductor también se atenúan de manera similar. El grado de atenuación es directamente proporcional a la frecuencia del haz, en un medio dado, las frecuencias más altas se atenúan mucho más que las frecuencias bajas.

Los factores que contribuyen a la atenuación son la absorción, la reflexión y la dispersión del haz de sonido.

Distalmente a las estructuras que producen una gran atenuación se observan áreas oscuras (sombra acústica), mientras que distalmente a los tejidos con baja atenuación del sonido se ven áreas claras (refuerzo posterior). (Nyland et al., 2016).

- Absorción: La absorción hace referencia a la conversión de la energía mecánica del pulso de sonido en calor. Esto es debido principalmente a las fuerzas de fricción que se producen al moverse las moléculas del medio de transmisión de un lado al otro de forma longitudinal en respuesta al paso de la onda de sonido.

La producción de calor en los tejidos es importante cuando se consideran los efectos biológicos y la seguridad de los ultrasonidos. (Nyland et al., 2016).

- Reflexión e impedancia acústica: Los ecos reflejados desde las interfases del tejido blando hacia el transductor forman las bases de la imagen ecográfica. Las interfases grandes con relación al tamaño del haz son conocidas como reflectores especulares. Las interfases que reflejan el sonido lejos del transductor no contribuyen a la formación de la imagen. Por lo tanto, la exploración desde ángulos diferentes puede mejorar la calidad de la imagen al hacer perpendiculares al haz diferentes interfases.

La velocidad del sonido en cada tejido y la densidad del tejido determinan el porcentaje de haz que es reflejado o transmitido a medida que pasa de un tejido a otro.

El producto de la densidad del tejido y la velocidad del sonido en el tejido se conoce como impedancia acústica del tejido. La impedancia acústica hace referencia a las características de reflexión o transmisión de un tejido. Para simplificar, las diferencias de densidad entre tejidos se pueden utilizar para estimar la impedancia acústica en el tejido blando porque la velocidad del sonido se considera casi constante.

La impedancia acústica se puede definir mediante la siguiente ecuación:

$$\text{Impedancia acústica (Z)} = \text{velocidad (v)} \times \text{densidad del tejido (p)}$$

Lo que cuenta es la diferencia de impedancia entre tejidos.

La amplitud del eco que regresa es proporcional a la diferencia de impedancia acústica entre dos tejidos mientras el sonido pasa a través de la interfase entre uno y el otro.

Existen sólo pequeñas diferencias entre las impedancias acústicas de los tejidos blandos del cuerpo, esto es ideal para la obtención de la imagen ya que sólo un pequeño porcentaje del haz de sonido es reflejado en esas interfaces, mientras que la mayoría es transmitida y sigue disponible para producir la imagen de estructuras más profundas.

El hueso y el aire tienen respectivamente elevada y baja impedancia acústica. El aire es menos denso y más compresible que el tejido blando y transmite el sonido a menor velocidad.

El hueso es más denso y menos compresible que el tejido blando y transmite el sonido a mayor velocidad.

Esto significa que cuando el haz de sonido encuentra una interfase tejido blando- hueso o tejido blando- gas, casi todo el sonido es reflejado y sólo queda disponible una pequeña porción para formar la imagen de las estructuras más profundas, este efecto representa una gran divergencia de impedancia acústica.

Por debajo del hueso o el gas se produce una sombra acústica distal porque penetra poco sonido. Si se aumenta la intensidad de salida no mejorará la penetración, sino que incrementarán tan sólo los artefactos, tales como las reverberaciones. (Nyland et al., 2016).

- Dispersión: Cuando el haz de ultrasonido encuentra interfases pequeñas e irregulares (<0,5 mm) en el parénquima de los órganos, se produce dispersión. Este efecto también se llama reflexión difusa o no especular y es independiente del ángulo del haz.

Las divergencias de impedancia acústica son pequeñas comparadas con las de los reflectores especulares, y los ecos débiles rebotados pueden ser representados sólo porque son abundantes y tienden a reforzarse los unos a los otros.

Estos ecos contribuyen a la "textura" del parénquima observada en los órganos abdominales, pero pueden no representar la anatomía real.

Este tipo de dispersión aumenta con transductores de frecuencias más altas de manera que la textura se mejora de forma apreciable. (Nyland et al., 2016).

- Refracción: Si la interfase entre los medios se alcanza en ángulo oblicuo, el cambio de velocidad que se produce cuando la onda de sonido pasa de un medio a otro hace que el haz se curve.

Esto puede producir un artefacto de localización inadecuada de la estructura representada.

La alteración de la dirección del haz se denomina refracción.

La refracción, junto con la reflexión, contribuyen a la formación del área delgada de baja ecogenicidad que se observa lateral y distal a las estructuras curvas, como la vesícula biliar o un quiste. (Nyland et al., 2016).

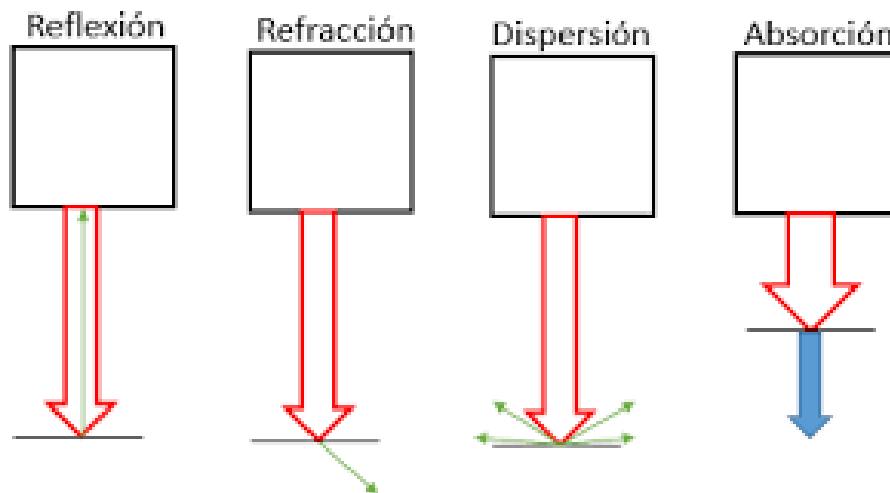


Fig. 11. Representación gráfica de los efectos de reflexión, refracción, dispersión y absorción en la onda de ultrasonido.

Orientación y designación de la imagen.

La orientación y designación coherentes de la imagen ecográfica son esenciales para la interpretación sistemática de las exploraciones. (Nyland et al., 2016).

Interpretación de la imagen y terminología.

La ecografía es una técnica que reproduce la anatomía en cualquier plano tomográfico deseado, por lo tanto, se debe estar familiarizado con la anatomía tridimensional normal para poder reconocer los artefactos, interpretar las variaciones normales y detectar los cambios patológicos.

Las publicaciones que correlacionan la anatomía seccional normal del perro y el gato con las imágenes de ecografía, tomografía computarizada y resonancia magnética proporcionan excelentes referencias para la interpretación. (Nyland et al., 2016).

Los ecos especulares se originan en interfases perpendiculares al haz. Estos ecos producen límites entre estructuras como aparecerán en una sección anatómica transversal gruesa. Por ejemplo, los ecos especulares pueden observarse en los límites de los órganos o en las paredes de los vasos. En cambio, los ecos no especulares o dispersos generalmente se suman a otros para producir ecos detectables y no dependen de la orientación de las pequeñas estructuras con respecto al haz.

Un punto en la pantalla no necesariamente representa una estructura específica y cualquier relación con la imagen resultante puede ser indirecta.

La textura del parénquima de los órganos se relaciona, presuntamente, con la cantidad y distribución de los ecos dispersos procedentes de la estructura del tejido conectivo.

La mezcla de ecos especulares y disipados forma las imágenes ecográficas. (Nyland et al., 2016).

La sangre o el líquido que no contiene células o detritus es negro en las imágenes ecográficas en la representación de blanco sobre negro porque regresan pocos ecos, a medida que el fluido gana viscosidad debido a aumento de proteínas, células o detritus se vuelve progresivamente más ecogénico. (Nyland et al., 2016).

El parénquima normal de los órganos y los tejidos corporales se visualizan en varios matices de gris, los cuales son bastante constantes entre diferentes animales, las enfermedades que afectan de manera difusa los órganos o tejidos abdominales pueden alterar la relación de ecogenicidad normal.

Generalmente se cree que la grasa es altamente ecogénica, pero la grasa de ciertas áreas del cuerpo, tales como la grasa subcutánea de animales obesos, produce ecos de baja intensidad.

La grasa estructural puede ser más ecogénica que la grasa de reserva debido al mayor contenido en tejido conectivo.

El tejido conectivo normalmente aparece altamente ecogénico, pero ciertas áreas uniformes con fibrosis y con pocas interfaces pueden aparecer en realidad relativamente libre de ecos. Esto es debido, posiblemente, a la presencia de pocas interfaces perpendiculares al haz. (Nyland et al., 2016).

Las regiones distales a estructuras altamente atenuantes, tales como el hueso o el gas, aparecen oscuras en la imagen debido a la sombra acústica.

Los artefactos como la sombra acústica tienen que diferenciarse de las zonas de baja ecogenicidad producidas por líquido o necrosis.

Las áreas distales a zonas de poca atenuación del sonido pueden aparecer brillantes debido a un artefacto denominado refuerzo posterior, este aspecto no debe confundirse con regiones que presentan realmente una ecogenicidad aumentada. (Nyland et al., 2016).

Los términos utilizados para describir el aspecto de las imágenes ecográficas tendrían que referirse a la intensidad de los ecos del tejido, la atenuación y la textura de la imagen.

Estos términos describen el aspecto ecográfico en relación con el tejido circundante u otras estructuras.

Las áreas con alta intensidad de ecos son designadas como ecogénicas, hiperecoicas o abundantes en ecos.

Las áreas con baja intensidad de ecos pueden denominarse apropiadamente pobres en ecos o hipoecoicas, mientras que las áreas que no tienen ecos se llaman exentas de ecos o anecoicas.

La ecogenicidad de un tejido no siempre está relacionada con su densidad.

Atenuación alta y atenuación baja son términos correctamente utilizados para comparar el aspecto de un tejido o estructura con la ecogenicidad circundante después de ajustar el control de TGC.

Términos específicos, como sombra acústica y refuerzo posterior, se utilizan normalmente para describir la atenuación alta y baja de sonido, en el área distal o posterior de una masa. (Nyland et al., 2016).

Ecotextura.

Los términos utilizados para describir la textura de la imagen son quizá los más difíciles de estandarizar debido a la naturaleza subjetiva de la interpretación. Sin embargo, el tamaño, el espaciamiento y la regularidad de los puntos son importantes. Los puntos pueden ser pequeños, medianos o grandes y pueden estar muy próximos o ampliamente espaciados. Además, el tamaño y espaciamiento pueden ser uniformes (regular, homogéneo) o no uniformes (irregular, heterogéneo). Una textura del parénquima fina o grosera se refiere al tamaño pequeño o grande del punto, respectivamente. Una textura uniforme sugiere un tamaño y espaciamiento similar de los puntos por todo el parénquima. Una textura heterogénea sugiere que el tamaño de los puntos, el espaciamiento o ambos pueden variar a lo largo del parénquima. Los términos uniforme y no uniforme (homogéneo y heterogéneo) pueden hacer referencia tanto a la ecogenicidad como a la textura. Por lo tanto, se tendría que especificar la ecogenicidad y la textura separadamente. (Nyland et al., 2016).

Ecografía Doppler dúplex.

La ecografía Doppler dúplex combina el uso simultáneo de la ecografía en tiempo real bidimensional con escala de grises con la ecografía Doppler pulsado. Esta combinación permite obtener información anatómica con la imagen en tiempo real e información funcional respecto al flujo sanguíneo utilizando el estudio Doppler. El flujo sanguíneo puede estimarse midiendo la velocidad con la ecografía Doppler y multiplicándola por el área de sección transversal determinada con la Imagen en dos dimensiones. (Nyland et al., 2016).

- Principios físicos del Doppler: El efecto Doppler, que pertenece a la ultrasonografía, es el resultado de un cambio aparente en la frecuencia del sonido que se produce cuando las ondas de sonido son reflejadas desde focos de emisión en movimiento, normalmente células sanguíneas.

Si el movimiento se dirige hacia el transductor, la frecuencia de los ecos que regresan es mayor que la del sonido transmitido. Si el movimiento se aleja del transductor, los ecos tienen menor frecuencia que el sonido transmitido.

La diferencia entre las frecuencias Transmitidas y recibidas se conoce como cambio Doppler.

Cuanto mayor es el cambio Doppler, mayor es la velocidad. Sin embargo, el cambio Doppler no será tan grande si el haz transmitido no es paralelo al flujo sanguíneo.

Se tiene que aplicar un factor de corrección que tiene en cuenta el ángulo de incidencia del haz transmitido.

La ecuación de Doppler describe esta relación:

$$f = 2Fv \cos(a)/c$$

Donde, f (Hz) es la frecuencia del cambio Doppler (diferencia de frecuencia entre el sonido transmitido y el reflejado), F (Hz) es la frecuencia original del sonido transmitido, V (m/s) es la velocidad del foco de emisión en movimiento, a es el ángulo entre el haz Incidente y la dirección de movimiento del foco de emisión en movimiento, y C es la velocidad del sonido en el cuerpo (1540 m/s para el tejido blando).

La ecuación normalmente se ordena de la siguiente forma para obtener la velocidad:

$$v = fc / 2F \cos(a)$$

Donde, V = velocidad sanguínea (cm/sec), f = frecuencia cambio (kHz), C = velocidad del sonido (cm/sec), F = frecuencia inicial haz (kHz), a = ángulo entre haz de sonido y dirección del flujo. (Nyland et al., 2016).

A medida que el haz incidente se vuelve paralelo a la dirección del flujo sanguíneo [el ángulo de incidencia se aproxima a cero y el $\cos(\acute{a})$ se aproxima a 1], se produce un cambio máximo de frecuencia y el ángulo tiene un efecto mínimo en los cálculos resultantes.

El objetivo de la evaluación con Doppler es orientar el haz incidente tan paralelamente al flujo como sea posible para evitar errores de cálculo asociados a ángulos de incidencia grandes.

Esto es posible en la evaluación del flujo en el corazón y los grandes vasos, pero difícil en la evaluación del flujo en los vasos periféricos que discurren casi paralelamente a la superficie cutánea.

Se desea un ángulo de incidencia de menos de 60 grados, pero a menudo es difícil conseguirlo, cambios pequeños en el ángulo de incidencia por encima de los 60 grados producen cambios significativos en la velocidad calculada. (Nyland et al., 2016).

El concepto más importante en el Doppler es que la frecuencia de los ecos que retornan se compara con la frecuencia original del sonido transmitido.

La diferencia se encuentra normalmente en el rango de kilohertz y es audible cuando se envía al altavoz de la unidad Doppler.

La información también se muestra visualmente en el monitor como una representación espectral del Doppler compuesta por la diferencia de frecuencia (kHz) o la velocidad (cm/s) en el eje vertical y el tiempo en el eje horizontal.

En medicina veterinaria se utilizan generalmente dos tipos de ecografía Doppler, el pulsado y el de onda continua.

La ecografía con Doppler pulsado posee discriminación de profundidad, mientras que el Doppler de onda continua no. (Nyland et al., 2016).

- Ecografía Doppler de onda pulsada: el sonido es transmitido en pulsos, igual que en la imagen en tiempo real.

El lugar de origen del eco puede determinarse de forma precisa por el tiempo que tarda en regresar.

Los ecos que se originan en la sangre en movimiento llegan al transductor en un intervalo de tiempo diferente según la profundidad del vaso. Si los ecos de este intervalo son los únicos aceptados y procesados, se puede determinar la diferencia de frecuencia entre el sonido transmitido y el reflejado desde un vaso sanguíneo concreto.

Este proceso se conoce como rango de ventana, en el cual la ventana se abre o se cierra para aceptar sólo ecos de una profundidad concreta.

La superposición de la localización de la profundidad de la ventana (profundidad) y el tamaño de la misma (volumen de la muestra) en la representación en dos dimensiones, en forma de un cursor rectangular móvil, hace posible un estudio preciso de la región de interés.

El cursor de la ventana puede ser desplazado a lo largo de una línea trazada paralelamente al haz incidente en la pantalla.

Superpuesto a la ventana existe un cursor lineal más largo que puede ser movido para alinearse paralelamente a la dirección del flujo sanguíneo. Este cursor permite determinar el ángulo de incidencia del haz transmitido en la dirección del flujo.

El transductor utilizado para la ecografía Doppler pulsado es el mismo que se utiliza en la imagen en tiempo real. Cuando el Doppler está funcionando, se representa en la pantalla una imagen en tiempo real congelada o que se actualiza periódicamente con sondas sectoriales mecánicas. (Nyland et al., 2016).

- Ecografía Doppler de onda continua: también se utiliza para determinar el flujo sanguíneo, pero utiliza un transductor especial con dos cristales que no puede producir una imagen en dos dimensiones.

El sonido es transmitido y recibido continuamente mediante el uso de cristales distintos de transmisión y de recepción.

La trayectoria exacta del haz se determina ciegamente, como en la ecocardiografía en modo M, por las características de la representación espectral del Doppler.

La ecografía Doppler de onda continua no puede distinguir la profundidad. Por lo tanto, se muestra cualquier cosa que se mueva en el trayecto del haz. Sin embargo, la ecografía Doppler de onda continua puede determinar la dirección del flujo y medir velocidades de flujo mayores que las de la ecografía Doppler pulsado, porque el muestreo es continuo, sin tiempo de espera para que los ecos regresen.

La ecografía Doppler de onda continua es esencial para registrar altas velocidades distales a lesiones estenóticas.

El haz del Doppler de onda continua tiene que abarcar únicamente un vaso o una cámara cardíaca porque cualquier flujo sanguíneo dentro del haz será registrado independientemente de la profundidad. (Nyland et al., 2016).

- Instrumentación: Los instrumentos del Doppler dúplex están disponibles en sondas sectoriales mecánicas y varias sondas de alta resolución ("array").

Las sondas mecánicas tienen que detener el movimiento de los cristales para llevar a cabo la evaluación con el Doppler, y la imagen en dos dimensiones está congelada mientras se toma la muestra del Doppler. La imagen puede ser actualizada a intervalos frecuentes seleccionados por el operador, pero no es posible visualizar simultáneamente la imagen y el estudio del Doppler. Por consiguiente, el movimiento del transductor o del animal durante la adquisición de los datos del Doppler requiere la recolocación de la ventana del Doppler en la localización deseada utilizando la imagen bidimensional.

Las sondas de alta resolución tienen la capacidad de obtener, casi simultáneamente, información de imagen y de flujo, debido al especial ajuste de fase de los pulsos porque no hay partes en movimiento. El pulso del Doppler se interpola entre los pulsos de imagen.

Es más fácil mantener el volumen de la muestra en la localización deseada con las sondas de alta resolución mientras se obtienen los datos del Doppler.

La sensibilidad del Doppler mejora con frecuencias altas, pero el aumento de la atenuación del sonido limita la profundidad de penetración. Por lo tanto, del mismo modo que en la ecografía convencional, tendría que utilizarse la mayor frecuencia que penetre a la profundidad requerida. (Nyland et al., 2016).

- Interpretación de la representación espectral del Doppler: La representación espectral del Doppler aporta información del flujo como una función del tiempo. El tiempo se sitúa normalmente en el eje horizontal, y el cambio de frecuencia o la velocidad en el eje vertical.

La línea base horizontal en el trazo espectral del Doppler indica el punto de diferencia de frecuencia cero (sin flujo) los ecos que regresan. Por convención, el trazo espectral se sitúa por encima de la línea base cero cuando la frecuencia de los ecos que regresan es mayor que la frecuencia transmitida y el flujo se dirige hacia el transductor.

Un trazo situado por debajo de la línea base indica que el flujo se aleja del transductor y que la frecuencia que regresa es menor que la frecuencia de iniciación. La amplitud del espectro del Doppler en cualquier punto del tiempo indica el rango de frecuencias presentes. (Nyland et al., 2016).

La amplitud aumentada se denomina ampliación espectral cuando un gran número de frecuencias diferentes están presentes en un punto concreto.

El brillo (escala de gris) también se utiliza para representar la amplitud de cada componente de la frecuencia. Los equipos ecográficos poseen la habilidad de calcular el cambio de frecuencia media o la velocidad media automáticamente. El flujo medio puede calcularse multiplicando la velocidad media por el área de la sección transversal del vaso. (Nyland et al., 2016).

El diámetro del vaso y la velocidad de la sangre pueden cambiar durante el ciclo cardíaco o con la respiración, lo que se representa en el trazo espectral.

El diámetro medio del vaso y la velocidad media se tienen que utilizar para obtener medidas fiables del flujo sanguíneo medio. (Nyland et al., 2016).

La sangre normalmente fluye más rápidamente cerca del centro de la luz del vaso y más lentamente cerca de sus paredes.

El perfil del flujo es diferente en las arterias y las venas y varía con el tamaño y la localización del vaso. Las arterias grandes pueden tener un perfil de flujo cilíndrico, mientras los vasos más pequeños tienen un flujo parabólico como o parabólico. (Nyland et al., 2016).

Si se muestrea la luz entera regresa un espectro de cambio de frecuencias.

Si el volumen de la muestra se ajusta para abarcar toda la luz del vaso, se obtiene un espectro de frecuencias de regreso que representan todas las velocidades presentes en la luz.

Las frecuencias que regresan son comparadas con las frecuencias transmitidas y representadas como cambios de frecuencia o velocidad en el eje vertical contra el tiempo en el eje horizontal en el trazo espectral del Doppler.

La amplitud de trazo indica el rango de velocidades presente dentro del volumen de la muestra. (Nyland et al., 2016).

La escala de grises en cualquier porción del trazo representa el número relativo de células que viajan a esa velocidad concreta. El trazo es representado, generalmente, como blanco sobre negro, de manera que las áreas más blancas del trazo representan el mayor número de eritrocitos. La velocidad media depende del porcentaje de células que viajan a una velocidad determinada a lo largo del ciclo cardíaco o respiratorio. (Nyland et al., 2016).

Utilizar el medio del trazo espectral del Doppler como velocidad media no es lo idóneo, ya que no se tiene en cuenta el número de células de una velocidad determinada (escala de grises).

El cambio medio de la velocidad o la frecuencia es calculado automáticamente en la mayoría de unidades de ecografía Doppler.

La ampliación (amplitud aumentada) del trazo espectral se observa en enfermedades como la estenosis valvular, la regurgitación, y comunicaciones intracardiacas, porque la turbulencia causa un rango mayor de velocidades. (Nyland et al., 2016).

La estenosis de los vasos está asociada a grandes cambios de frecuencia en el punto de máxima estrechez, tanto en la sístole como en la diástole. En las regiones postestenóticas se observa un flujo turbulento. El análisis de estos cambios permite predecir el grado de estrechez del vaso. También se puede estimar la resistencia al flujo en el lecho vascular distal al punto de medida. Las resistencias aumentadas reducen el flujo diastólico.

Los índices del Doppler, como la relación sistólico-diastólica (S/D), índice de resistencia (RI) y el índice de pulsatilidad (PI) permiten comparar el flujo en sístole y en diástole. Estos índices se utilizan para ayudar a evaluar estenosis, trombosis o, más frecuentemente, el aumento de resistencia al flujo en vasos periféricos. (Nyland et al., 2016).

- Artefactos del Doppler:

1. Aliasing y artefacto de ambigüedad de rango: Las unidades de Doppler pulsado tienen un cambio de frecuencia máxima que puede interpretarse de manera inequívoca, conocido como límite Nyquist. (Nyland et al., 2016).

Para que la información acerca del flujo sanguíneo sea interpretada correctamente, el índice de muestreo del instrumento tiene que ser el doble que el cambio de frecuencia mayor presente en los ecos que regresan. Cuando se excede el límite Nyquist, las porciones de la representación espectral que representan los cambios de frecuencia más altos producen señales falsas que se agrupan en el lado opuesto de la línea base. La frecuencia que deriva es mucho más baja que el cambio Doppler real, este efecto se conoce como aliasing. (Nyland et al., 2016).

Las señales pueden ser representadas como desviaciones negativas y aparecen como una falsa señal con frecuencia más baja en la representación espectral del Doppler.

Si el siguiente pulso es transmitido antes de que todos los ecos hayan regresado, puede producirse una ambigüedad de rango.

El aliasing puede corregirse aumentando la velocidad de repetición del pulso. Algunos aparatos disponen de una opción de alta frecuencia de repetición del pulso. Esto se consigue transmitiendo pulsos cortos múltiples durante el régimen de tiempo normalmente destinado a un pulso de sonido, esto incrementa de manera efectiva el límite Nyquist. (Nyland et al., 2016).

Las velocidades altas de repetición del pulso son posibles a distancias poco profundas porque los ecos regresan rápidamente. Por lo tanto, las altas velocidades de flujo pueden medirse a estas distancias poco profundas con la ecografía Doppler pulsado. A mayor profundidad, la velocidad del pulso tiene que ser más lenta para adecuar el regreso del

eco antes que se transmita el siguiente pulso. Las velocidades máximas que pueden ser medidas son también correspondientemente menores. Un efecto secundario no deseado de la velocidad alta de repetición de pulso es, un posible rango de ambigüedad y la creación de volúmenes de muestra "fantasmas".

El aliasing ocurrirá con la ecografía Doppler pulsado si se encuentran altas velocidades de flujo en los vasos profundos porque la velocidad de muestreo será inadecuada para medir la velocidad real. (Nyland et al., 2016).

Las velocidades de repetición de pulso altas aumentan el límite de Nyquist, pero pueden producir ambigüedad de rango si todos los ecos del pulso anterior no han regresado en el momento del siguiente pulso. La discriminación de profundidad se pierde parcialmente porque la información de la velocidad del flujo será recogida de múltiples lugares. (Nyland et al., 2016).

Este efecto causa la aparición de volúmenes de muestra fantasma suplementarios al volumen de muestra primario, informando al operador de que existe ambigüedad de rango. Esto es aceptable si las zonas de muestreo suplementarias pueden posicionarse fuera de cualquier otro vaso para que la información del flujo se limite al volumen de muestra primario.

Si hay aliasing, cambiando a un transductor de frecuencia menor o aumentando el ángulo de incidencia del haz hasta cerca de los 90 grados se puede reducir la magnitud del cambio de frecuencia para eliminar el aliasing. Sin embargo, pequeños cambios en el ángulo de incidencia por encima de los 60 grados producen cambios significativos en la velocidad calculada.

Por lo tanto, cualquier error en el cálculo del ángulo de incidencia produce grandes errores en la determinación de la velocidad.

Las velocidades altas de flujo sanguíneo y los vasos profundos requieren el uso de ecografía Doppler de onda continua, pero se pierde discriminación de profundidad.

Con la ecografía Doppler de onda continua la región de interés tiene que ser el único lugar con flujo sanguíneo dentro del haz. (Nyland et al., 2016).

2. Artefactos de la pared: El filtro de pared en los sistemas Doppler elimina los ecos de elevada amplitud y baja frecuencia que se originan en estructuras reflejantes en movimiento lento, tales como la pared del vaso.

De forma idónea, esto limpia la representación espectral y previene el enmascaramiento de los ecos de baja amplitud y alta frecuencia que se originan del flujo sanguíneo lento. No obstante, el uso inadecuado del filtro de pared puede también eliminar señales del flujo sanguíneo de baja velocidad y producir errores de interpretación. Por lo tanto, la posición tendría que mantenerse tan baja como sea posible, normalmente en el rango de 50 a 100 Hz. (Nyland et al., 2016).

3. Ampliación espectral: El amplio rango de velocidades de flujo en un punto determinado en el ciclo de pulso se llama ampliación espectral. Normalmente se observa en estrechamientos vasculares significativos y turbulencia. Una ganancia o cambios excesivos en el rango dinámico de la escala de grises, con grandes volúmenes de muestra o con la colocación del volumen de muestra demasiado cerca de la pared del vaso, pueden sugerir falsamente una ampliación espectral y conducir a un diagnóstico erróneo. (Nyland et al., 2016).

- Flujo del Doppler color: Las señales de los eritrocitos en movimiento son representadas en color en función de si se acerca o se aleja del transductor. El grado de saturación del color también indica la velocidad relativa de las células. Por ejemplo, los amarillos, naranjas y rojos pueden representar el flujo que se dirige al transductor, representando las mayores velocidades medidas en amarillo- blanco. El flujo que se aleja del transductor puede representarse en matices de azules y verdes, con las velocidades más altas representadas en verde-blanco. Con esto, tiene la capacidad de obtener información de la

velocidad media de flujo a lo largo de una gran área, en lugar de en una zona determinada dentro del tejido.

Esto se consigue obteniendo información del cambio de frecuencia de muchos volúmenes de muestra (ventanas) a lo largo de una única línea en lugar de obtenerla del único volumen de muestra utilizado en la evaluación con Doppler convencional. Las representaciones del flujo en color son más fáciles de interpretar y existe menor riesgo de perder información importante del flujo porque se evalúa simultáneamente una amplia área.

Además, los vasos pequeños son más fáciles de visualizar que con la imagen convencional.

Las imágenes de flujo en Doppler color tienen dos desventajas: sólo se representa la velocidad media en un área particular y que la velocidad máxima que puede detectarse es limitada.

La obtención de imágenes de Doppler color también es dependiente del ángulo, de manera similar a la del Doppler convencional; está sujeta al aliasing y a artefactos de ruido, y puede ser incapaz de representar el espectro entero del Doppler. Por lo tanto, la precisión no es tan buena como la que se puede obtener con un análisis espectral completo utilizando el Doppler convencional pulsado o de onda continua. La exploración del flujo en color con el Doppler se emplea actualmente sobre todo para detectar alteraciones del flujo que podrían no ser detectadas por las técnicas de muestreo concreta y de pequeño volumen del Doppler convencional. Afortunadamente, todas las unidades de Doppler color también son capaces de realizar análisis espectral convencional Doppler en un rango de ventana. Por lo tanto, se pueden obtener y cuantificar datos más precisos de estas áreas utilizando las técnicas de Doppler estándares. (Nyland et al., 2016).

- Formación de la imagen Doppler en modo potencia: representa la potencia integrada de la señal del Doppler mediante un mapa de colores en lugar del cambio de frecuencia media utilizada con el Doppler color.

En la ecografía Doppler en modo potencia no hay aliasing porque no se representa el cambio de frecuencia y por consiguiente, la información de la dirección del flujo o la velocidad no está disponible.

La ecografía Doppler en modo potencia es sensible a la presencia y el volumen del flujo sanguíneo.

El brillo del color está relacionado con el número de células sanguíneas en movimiento, no con la velocidad. También es mucho menos dependiente del ángulo. A diferencia de la ecografía en Doppler color, en la que el ruido puede aparecer en cualquier color en la imagen, la ecografía en Doppler en modo potencia permite asignar un color de fondo homogéneo al ruido, cosa que permite posiciones mayores de ganancia y aumenta la sensibilidad para detectar flujo en vasos pequeños y en aquellos con flujo lento. Sin embargo, la ecografía Doppler en modo potencia es más sensible al movimiento artefactual, y la velocidad de fotogramas tiende a ser más lenta que con la formación de la imagen en Doppler color. (Nyland et al., 2016).

Ecocardiografía.

Instrumentos y equipo.

Las imágenes ecocardiográficas transtorácicas sólo pueden obtenerse en las regiones del corazón que contactan con un espacio intercostal, con frecuencia esta región es pequeña y se denomina ventana. (Kienl et al., 2016).

Si bien es posible obtener imágenes cardiacas mediante el uso de transductores lineales, el tamaño de la ventana ecocardiográfica intercostal se ve limitado por las interferencias producidas por las costillas y el pulmón, haciendo que los transductores sectoriales sean los de elección para los estudios cardiacos.

La elección de la frecuencia del transductor depende del paciente y del tipo de examen que vamos a realizar, así como del equipo que vamos a utilizar.

El examen ecocardiográfico bidimensional y en modo M en gatos y perros pequeños (< 7 kg), comienza generalmente con sondas de 7,0 a 8,0 MHz.

En la mayoría de los perros se utilizan sondas de 5,0 MHz salvo en perros de raza gigante (>50 kg) en las que suele ser necesario el uso de sondas de 3,0 a 3,5 MHz.

Debido a los efectos producidos por la frecuencia del transductor en la resolución de la imagen, la penetración en los tejidos y la calidad de la señal Doppler, puede ser necesario más de un transductor durante el examen.

Para obtener una imagen Doppler óptima suele ser necesario perder un poco de resolución en la imagen bidimensional y utilizar un transductor de menor frecuencia que a la deseada en un examen bidimensional o en modo M en el mismo paciente. (Kienl et al., 2016).

Técnica.

Deben rasurarse las zonas precordiales derecha e izquierda, donde colocaremos el transductor, sin embargo, se pueden obtener imágenes satisfactorias en la mayoría de los animales cortando un poco el pelo y aplicando una gran cantidad de gel ecográfico. En general, no es necesario ni recomendable sedar al animal, a menos que sea muy poco cooperativo.

Si se seda el animal, debe considerarse a la hora de interpretar la imagen, la posible influencia del fármaco en la frecuencia cardíaca, en el tamaño de las cavidades y en el movimiento ventricular. (Kienl et al., 2016).

Los perros y los gatos pueden examinarse en estación, sentados, en decúbito esternal o decúbito lateral sin una alteración sustancial de la técnica de exploración. Sin embargo, la calidad de la imagen es mejor si se coloca el animal en decúbito lateral sobre una mesa con una abertura que permita la manipulación del transductor y examinar al animal desde debajo, esta posición permite que el contacto del corazón con el tórax sea mayor, creando así una ventana ultrasonora mayor para el examen. Casi siempre, es posible obtener imágenes correctas apartando el pelo de la zona de ecografía y aplicando una gran cantidad de gel ecográfico o bien humedeciendo la zona antes de aplicar el gel. (Kienl et al., 2016).



Fig.12. Ejemplo de mesa con apertura a nivel del tórax para una adecuada ecocardiografía.



Fig.13. Representación grafica de un correcto posicionamiento para la realización de la ecocardiografía.

Exploraciones normales.

Generalmente, el examen ecocardiográfico comienza con el estudio bidimensional. La ecografía tridimensional permite el estudio más detallado de la anatomía y de las relaciones espaciales. El estudio bidimensional normalmente se utiliza como guía para las otras modalidades de imagen (modo M, ecografía de contraste y Doppler). (Kienl et al., 2016).

- Ecocardiografía Bidimensional: Los ecocardiogramas bidimensionales se obtienen utilizando ecógrafos mecánicos o bien ecógrafos de fase lineal de control electrónico que emiten un haz delgado o en abanico.

El movimiento en tiempo real se consigue mediante la actualización rápida y continua de la imagen (generalmente entre 15 y 30 veces por segundo) durante el ciclo cardíaco.

Los transductores lineales permiten el estudio simultáneo en modo M y bidimensional y en los equipos más modernos el estudio Doppler y bidimensional simultáneo (imagen doble). (Kienl et al., 2016).

En la ecografía bidimensional, existen tres localizaciones generales del transductor (ventanas) que permiten acceder a los planos de imagen consiguientes.

La localización paraesternal derecha se sitúa entre el tercer y el sexto espacio intercostal derecho (generalmente, entre el cuarto y el quinto), entre el esternón

y las uniones costochondrales. Es más fácil localizarlo mediante la palpación del choque precordial derecho y colocar el transductor en ese punto.

La localización paraesternal caudal (apical) izquierda se sitúa entre el quinto y el séptimo espacio intercostal, lo más cerca posible del esternón. Se localiza palpando el choque de punta izquierdo.

La localización paraesternal craneal izquierda se sitúa entre el tercer y el cuarto espacio intercostal, entre el esternón y las uniones costochondrales.

La localización óptima del transductor puede variar en función del individuo y debe determinarse durante el examen. (Kienl et al., 2016).

Los planos de imagen obtenidos en cada una de las localizaciones del transductor se denominan en función de su orientación con respecto al lado izquierdo del corazón, especialmente al ventrículo y a la aorta. (Kienl et al., 2016).

El plano que secciona el ventrículo izquierdo paralelamente a su eje longitudinal desde el ápex a la base, se denomina plano del eje largo (longitudinal).

El plano que secciona el ventrículo izquierdo o la aorta perpendicular al eje longitudinal se denomina plano del eje corto (transversal).

Otras vistas individuales se pueden igualmente identificar en función de la región del corazón o del número de cámaras que se visualizan.

En algunos animales puede ser necesario variar las vistas estándar para obtener imágenes de calidad óptima de algunas estructuras.

Se han definido dos planos de imagen primarios, cada uno con una o más vistas, para cada una de las tres localizaciones del transductor descritas anteriormente. (Kienl et al., 2016).

La marca del índice del transductor bidimensional (que indica el límite del plano de la imagen) se sitúa, generalmente debajo del pulgar del operador. Por convenio, esta marca debe estar orientada de manera que indique la parte de la imagen cardíaca que aparece en el lado derecho de la pantalla.

La marca del índice del transductor debe orientarse hacia la base del corazón (vista del eje longitudinal) o bien, cranealmente hacia la cabeza del paciente

(vista del eje transversal). Además, las imágenes están generalmente orientadas de forma que los artefactos del transductor y los ecos del campo próximo se observen en la parte superior de la pantalla mientras que los ecos del campo lejano aparecen en la parte inferior de la pantalla.

El examen bidimensional comienza en el lado derecho del tórax y continúa con las vistas caudal izquierda y craneal izquierda.

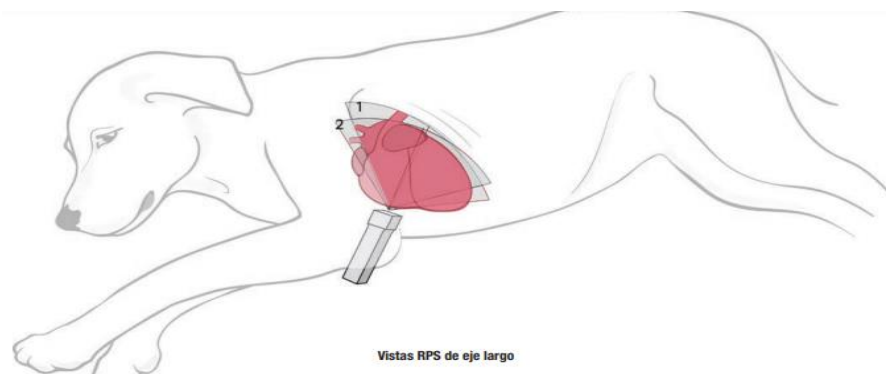
En la mayoría de los perros y los gatos se consiguen fácilmente los siguientes planos. (Kienl et al., 2016).

1. Localización paraesternal derecha:

- I. Vistas del eje longitudinal o largo: Con el plano del haz orientado ligeramente en sentido de las agujas del reloj y perpendicularmente al eje longitudinal del cuerpo, paralelo al eje longitudinal del corazón y con la marca del índice del transductor dirigida hacia la base del corazón (craneodorsal), se pueden obtener dos vistas.

La primera es la vista cuatro cavidades con el ápex cardíaco (ventrículo) en la izquierda de la pantalla y la base (atrios) en la derecha.

La segunda imagen se obtiene rotando ligeramente el transductor en sentido de las agujas del reloj (vistos desde la punta del transductor) a partir de la vista cuatro cavidades desde una orientación ligeramente craneodorsal a una orientación caudoventral, mostrando así el tracto de salida del ventrículo izquierdo, la válvula aórtica, la raíz de la aorta y la aorta ascendente proximal. (Kienl et al., 2016).



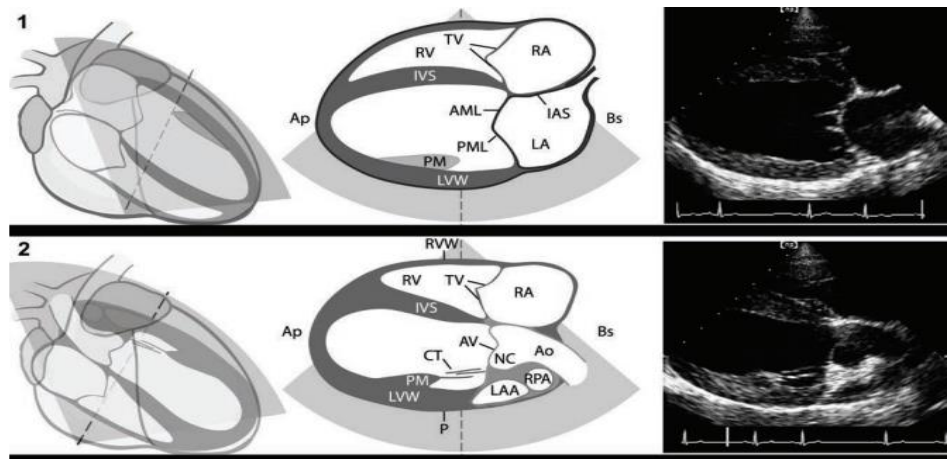


Fig. 14. Técnica de ecografiado para-esternal derecha de eje largo. Para las proyecciones para-esternales derechas de eje largo, el transductor se posiciona de forma que el plano de ecografiado contiene, o es paralelo, al eje central del ventrículo izquierdo. 1: Corte 1 con proyección de las 4 cámaras. 2: Corte 2 con vista del tracto de salida de flujo del ventrículo izquierdo. NC es la porción no coronaria del seno aórtico de Valsalva. IAS, Septo interauricular.

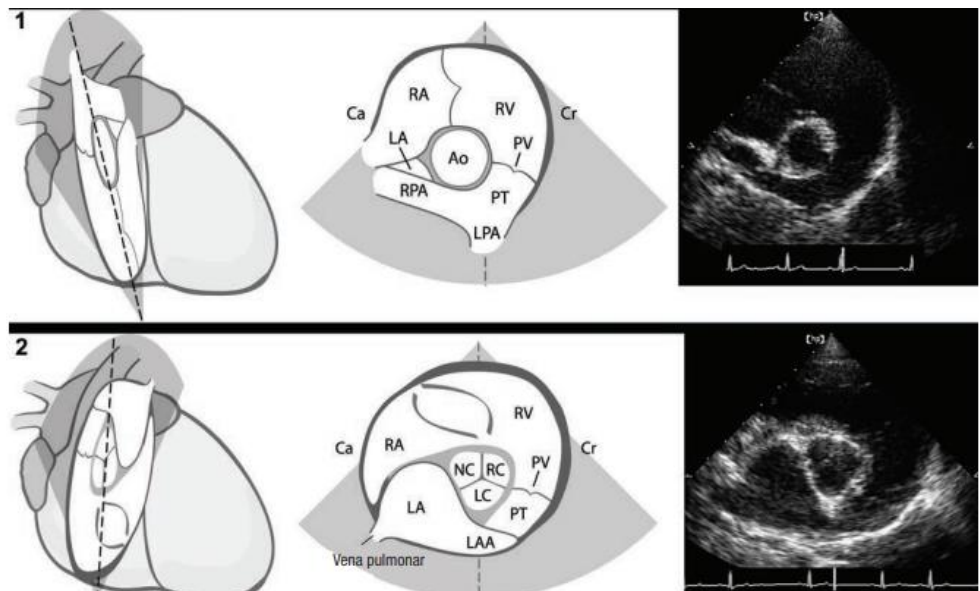
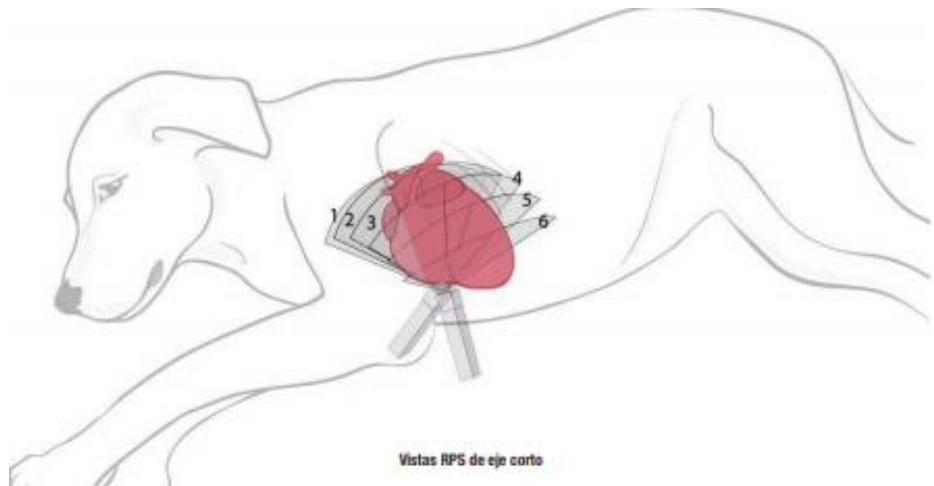
- II. Vistas del eje transversal o corto: Rotando el transductor aproximadamente 90 grados en sentido de las agujas del reloj, partiendo de la vista cuatro cavidades, de forma que el plano del haz este orientado perpendicularmente al eje longitudinal del corazón, y con la marca del índice del transductor orientada cranealmente (o craneoventralmente), se obtienen las diferentes proyecciones del eje transversal del corazón.

La orientación correcta del eje transversal se identifica cuando se observa la simetría circular del ventrículo izquierdo o de la raíz aórtica.

Los planos del eje transversal generalmente se obtienen a la altura del ápex del ventrículo izquierdo, en los músculos papilares, las cuerdas tendinosas, la válvula mitral y la válvula aórtica mediante la angulación del haz desde el ápex (ventral) a la base (dorsal).

En la mayoría de los animales, un aumento de la angulación dorsal y una ligera rotación permite observar la aorta ascendente proximal, el atrio derecho y las ramas de la arteria pulmonar.

Las imágenes deben aparecer con la parte craneal de la imagen a la derecha, y el lado derecho del corazón rodeando el ventrículo izquierdo y la aorta, en el sentido de las agujas del reloj (el tracto de salida del ventrículo izquierdo y la válvula pulmonar a la derecha y la izquierda). (Kienl et al., 2016).



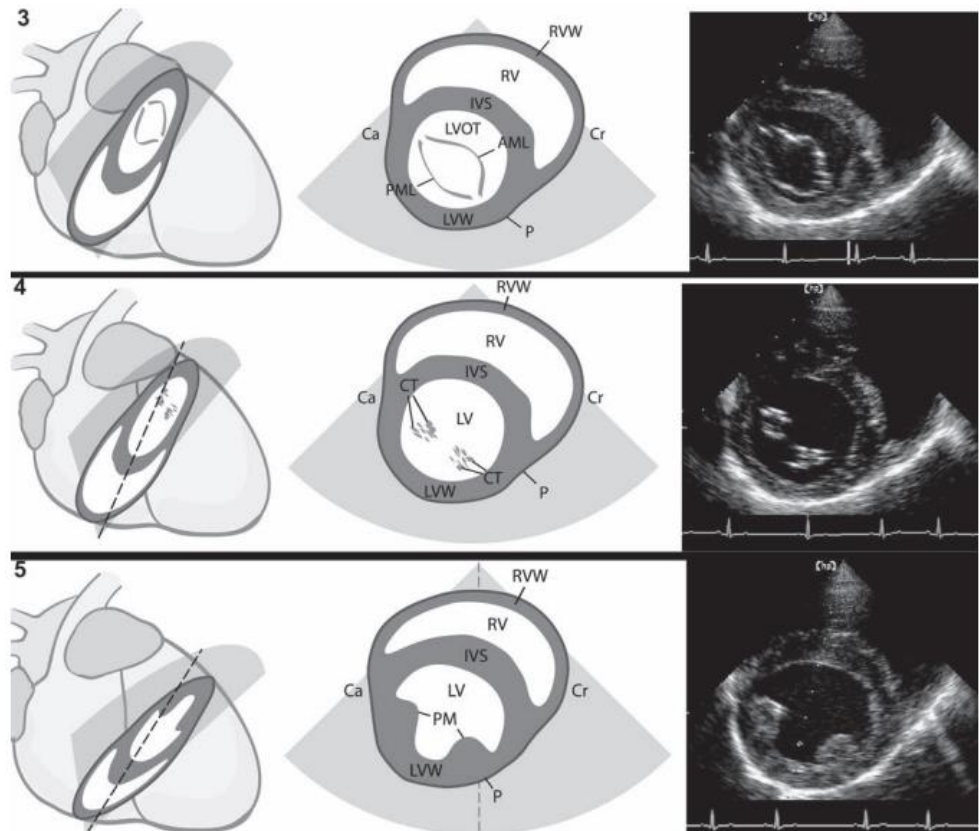


Fig. 15. Técnica de ecografiado para-esternal derecha de eje corto. Para las proyecciones para-esternales derechas de eje corto, el transductor se posiciona de forma que el plano de ecografiado divide perpendicularmente el eje central del ventrículo izquierdo al nivel de las cuerdas tendinosas. Los números 1-6 se refieren a la orientación del plano de ecografiado y a la imagen obtenida. El corte 6 no se muestra en las imágenes subsecuentes. 1: Corte 1 a nivel del tronco pulmonar. 2: Corte 2 a nivel de la raíz de la aorta. Pueden ser visibles las cúspides coronaria derecha (RC), coronaria izquierda (LC) y no coronaria (NC) de la válvula aórtica. 3: Corte 3 a nivel mitral. Las valvas mitrales están ampliamente separadas cuando la sangre fluye entre las valvas dentro de la cámara ventricular izquierda. 4: Corte 4 a nivel de las cuerdas. 5: Corte 5 a nivel del ventrículo izquierdo. P, pericardio.

2. Localización paraesternal caudal (apical) izquierda:

- I. Vistas apicales izquierdas de dos cavidades: Con el plano del haz casi perpendicular al eje longitudinal del cuerpo, paralelo al eje longitudinal del cuerpo y con la marca del índice del transductor dirigida hacia la base del corazón (dorsal) se obtiene una proyección de dos cavidades del lado izquierdo del corazón, en

la que pueden observarse el atrio izquierdo, la válvula mitral y el ventrículo izquierdo. (Kienl et al., 2016).

Rotando ligeramente el transductor y el plano del haz de una orientación más craneodorsal a una craneoventral, se obtiene una proyección del eje longitudinal en la que se observan el ventrículo izquierdo, el tracto de salida, la válvula aórtica, y la raíz de la aorta. Esta imagen se utiliza generalmente para medir la velocidad del flujo sanguíneo en el tracto de salida del ventrículo izquierdo y en la raíz de la aorta mediante ecocardiografía Doppler ya que el transductor se alinea muy bien en esta posición. (Kienl et al., 2016).

Ambas vistas deben aparecer con el ápice ventricular izquierdo a la izquierda y el atrio izquierdo o la aorta a la derecha. (Kienl et al., 2016).

- II. Vistas apicales izquierdas de cuatro cavidades: con el plano del haz situado con una orientación de caudal izquierda a craneal derecha y dirigiéndose dorsalmente hacia la base del corazón y con la marca del índice del traductor apuntando caudalmente y a la izquierda, se obtiene una vista cuatro cavidades del corazón. (Cabe destacar que se trata de la única vista en la que la marca del transductor se orienta caudalmente y hacia la izquierda, al contrario de lo que se realiza convencionalmente).

En función de la localización exacta de la ventana caudal (apical), el aspecto de esta proyección con respecto a otras varía mucho entre los animales.

La imagen debe mostrar los ventrículos en el campo próximo más cercano al transductor y al atrio en el campo alejado, con el corazón orientado verticalmente; El lado izquierdo del corazón (ventrículo izquierdo, la válvula mitral y el atrio izquierdo) debe aparecer a la derecha de la imagen y el lado derecho del corazón a la izquierda.

En algunos animales, esta ventana permite ver a través de la pared lateral ventricular izquierda, algo más que el ápex, produciendo una imagen inclinada horizontalmente (ápex en la parte superior izquierda, base en la parte inferior derecha).

La inclinación del haz ligeramente craneal desde la vista de cuatro cavidades permite observar la región del tracto de salida del ventrículo izquierdo.

En algunos animales es posible observar las cuatro cavidades simultáneamente, incluyendo las dos válvulas auriculoventriculares, la válvula aórtica y la aorta proximal (a veces denominada vista de cinco cavidades). (Kienl et al., 2016).

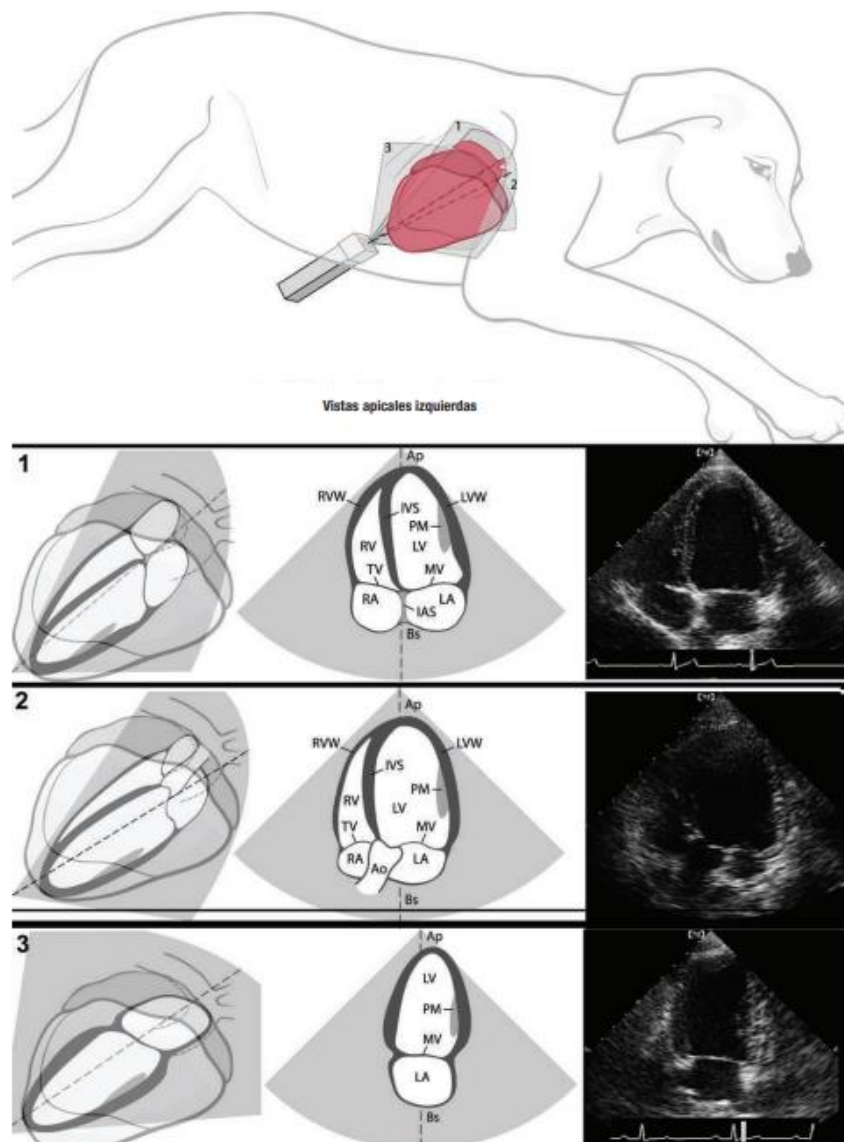


Fig. 16. Técnica de ecografiado apical izquierda. El transductor se posiciona en el ápex izquierdo del corazón. La angulación craneal lleva al corazón dentro del plano de ecografiado. 1:

Proyección de 4 cámaras apical izquierda. 2: Proyección de 5 cámaras apical izquierda. 3: Proyección de dos cámaras apical izquierda. IAS, Septo interauricular.

3. Localización paraesternal craneal izquierda:

- I. Vistas del eje longitudinal o largo: con el plano del haz dirigido dorsalmente, paralelo al eje longitudinal del cuerpo y al eje longitudinal del corazón y con la marca del índice del transductor en dirección craneal, se obtiene la imagen del tracto de salida del ventrículo izquierdo, la válvula aórtica y la aorta ascendente.

El ventrículo izquierdo debe aparecer a la izquierda de la pantalla y la aorta a la derecha.

Esta vista, similar a la vista dos cavidades del tracto de salida obtenida desde la localización caudal (apical) izquierda, muestra una imagen mejor del tracto de salida del ventrículo izquierdo, de la válvula aórtica y de la aorta ascendente, que la obtenida mediante la correspondiente vista caudal (apical).

Con esta orientación del haz, la angulación de este ventral a la aorta, produce una vista oblicua del ventrículo izquierdo y del atrio derecho, de la válvula tricúspide y de la región de entrada del ventrículo derecho.

En esta vista, el ventrículo izquierdo aparece a la derecha de la pantalla, y la aurícula derecha a la derecha.

Inclinando el transductor y el plano del haz dorsal a la aorta se obtiene una vista del tracto de salida del ventrículo derecho de la válvula pulmonar y del tronco pulmonar.

La velocidad del flujo sanguíneo en la arteria pulmonar, generalmente se mide en esta localización mediante ecocardiografía Doppler, ya que, en esta vista, el flujo sanguíneo en la arteria pulmonar se encuentra alineado paralelamente al haz de ultrasonidos. (Kienl et al., 2016).

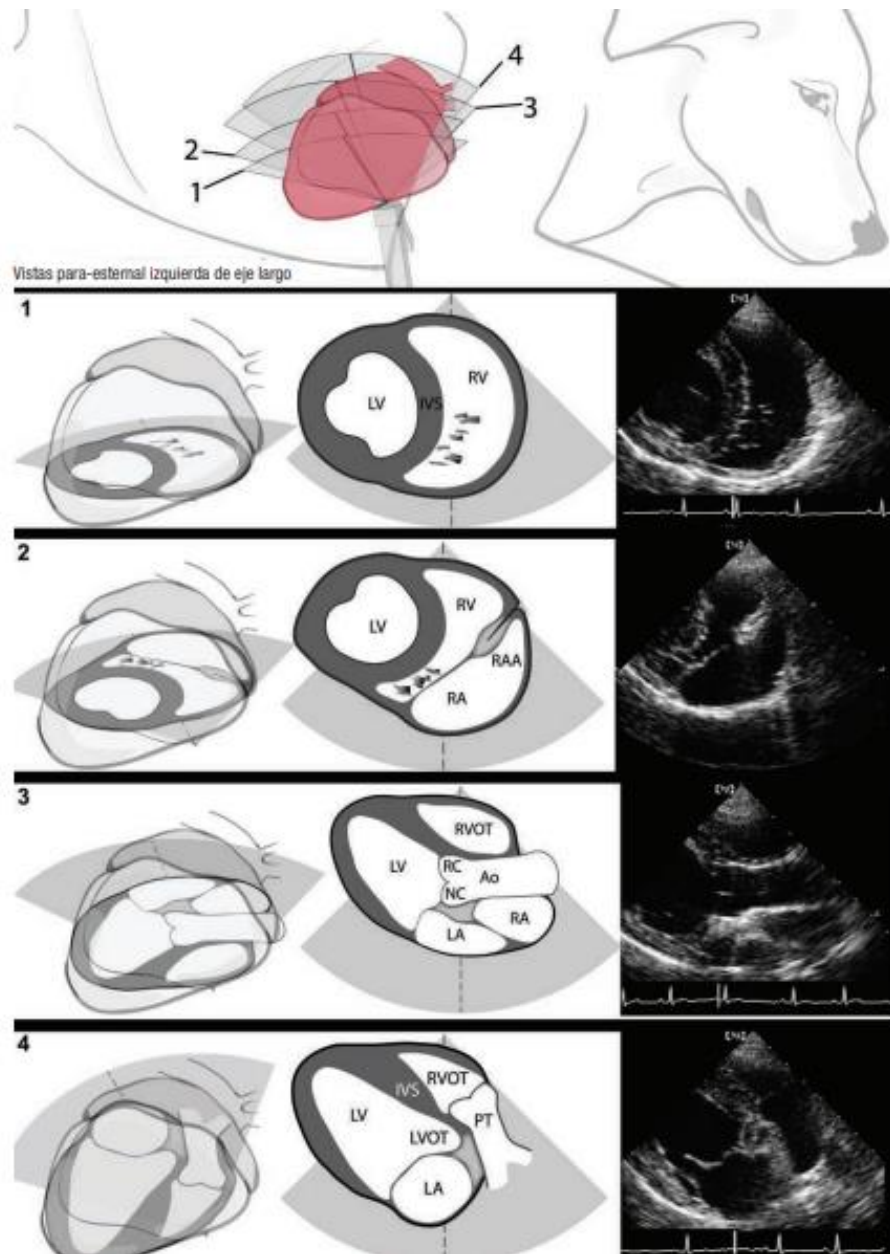


Fig. 17. Técnica de ecografiado para-esternal izquierda de eje largo. El transductor se posiciona cerca del borde craneal izquierdo del corazón. La angulación dorso-ventral produce las series de imágenes de eje largo. Puede ser necesaria una angulación variable en la dirección caudo-craneal como se sugiere en la figura. 1: Proyección para-esternal izquierda de eje largo en el ventrículo derecho. 2: Proyección para-esternal izquierda de eje largo en el apéndice auricular derecho. 3: Proyección para-esternal izquierda de eje largo en la aorta. RC y NC se refieren a las porciones coronaria derecha y no coronaria del seno aórtico de Valsalva. 4: Proyección para-esternal izquierda de eje largo en el tracto de salida ventricular derecho, el tronco pulmonar y el tracto de entrada de flujo ventricular izquierdo.

- II. Vistas del eje transversal o corto: Con el plano del haz perpendicular al eje longitudinal del cuerpo y al eje longitudinal del corazón, y con la marca del índice del transductor en posición dorsal, que se consigue rotando el haz 90 grados en sentido de las agujas del reloj con respecto a la localización longitudinal, se obtiene una imagen del eje transversal de la raíz aórtica rodeada por el corazón derecho. La imagen, que es muy similar a la vista del eje transversal a nivel de la válvula aórtica por el lado derecho, se presenta en la pantalla con el corazón derecho rodeando a la aorta en sentido de las agujas del reloj, con el tracto de entrada del ventrículo derecho a la izquierda y el tracto de salida y la arteria pulmonar a la derecha. (Kienl et al., 2016).

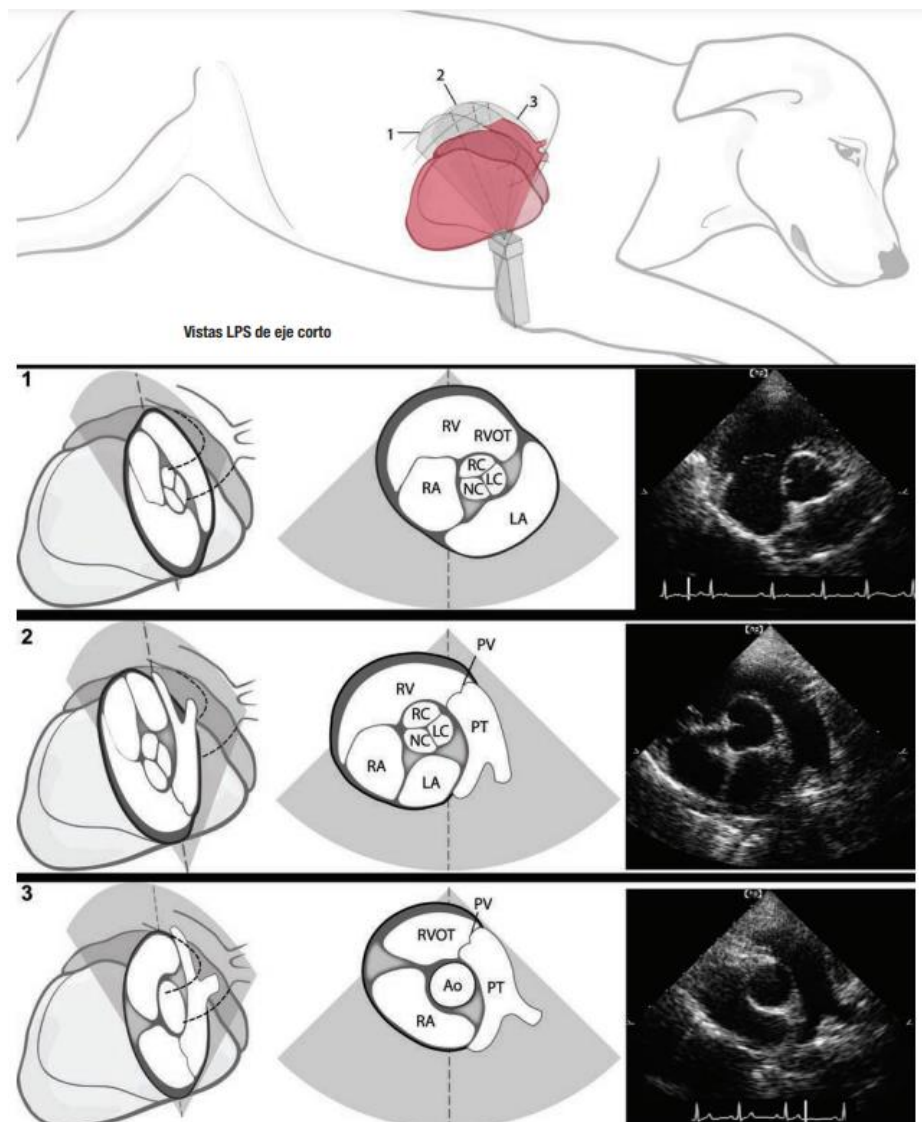


Fig. 18. Técnica de ecografiado para-esternal izquierda de eje corto. El transductor se posiciona cerca del borde craneal izquierdo del corazón. Craneal-caudal produce las series de imágenes de eje corto. Puede ser necesaria una angulación variable en la dirección dorso-ventral como se sugiere en la figura. 1: Proyección para-esternal izquierda de eje corto en el tracto de entrada de flujo del ventrículo derecho. Pueden ser visibles las cúspides coronaria derecha (RC), coronaria izquierda (LC) y no coronaria (NC) de la válvula aórtica. 2: Proyección para-esternal izquierda de eje corto en los tractos de entrada-salida de flujo ventriculares derechos. Tanto el tracto de entrada de flujo como el de salida del corazón derecho pueden ser visibles con una angulación sutil y ajustes de giro. Pueden ser visibles las cúspides coronaria derecha (RC), coronaria izquierda (LC) y no coronaria (NC) de la válvula aórtica. 3: Proyección para-esternal izquierda de eje corto en el tronco pulmonar. Se observa en el campo lejano la división del tronco pulmonar en las arterias pulmonares principales izquierda y derecha.

- Ecocardiografía en modo M: es una técnica unidimensional que utiliza un estrecho haz de ultrasonidos, fino como una aguja, que se dirige manualmente para visualizar estructuras importantes.

Si el transductor se mantiene en una posición constante durante el ciclo cardíaco, puede registrarse la fase de movimiento axial (hacia el transductor o alejándose de él) de las estructuras cardíacas.

La profundidad (distancia a partir del transductor) se representa en el eje vertical y el tiempo en el eje horizontal.

Un ecocardiograma simultáneo sirve como referencia del tiempo.

Las estructuras cardíacas se identifican observando su movimiento característico en relación con el artefacto del transductor y con otras estructuras cardíacas.

Gracias a la calibración del eje vertical se pueden medir las dimensiones axiales y en la mayoría de los ecógrafos se pueden utilizar marcadores electrónicos para determinar directamente el tamaño de las estructuras cardíacas en la pantalla del monitor durante el examen.

Una importante aplicación de la ecocardiografía en modo M es la determinación del tamaño de las cámaras cardíacas y el grosor de las paredes, el movimiento de la pared, el tamaño de los grandes vasos y el movimiento de las válvulas.

La sensibilidad y reproducibilidad de las mediciones en modo M dependen de la calidad del trazado y de la posición del haz a través de una estructura.

A diferencia de los exámenes bidimensionales, por lo general el ecocardiograma en modo M se realiza únicamente en la posición paraesternal derecha.

La identificación de las estructuras cardíacas se basa en el conocimiento de la localización y de los patrones de movimiento característicos de la anatomía normal y patológica de las estructuras más importantes.

Esto es mucho más fácil con las modernas máquinas actuales, que utilizan de forma rutinaria la imagen bidimensional simultánea, con un cursor manipulable que permite guiar el trazado del modo M (imagen doble). (Kienl et al., 2016).

Cuando el haz ultrasonoro se dirige a través del corazón desde la localización paraesternal derecha a nivel del ventrículo izquierdo, el haz cruza de manera secuencial la pared torácica, la pared del ventrículo derecho, la cavidad del ventrículo derecho, el septo interventricular, el lumen del ventrículo izquierdo, la pared posterolateral ventricular izquierda y el pericardio.

Generalmente, a este nivel, el ventrículo derecho es particularmente estrecho. La pared libre del ventrículo izquierdo puede parecer más engrosada de lo normal si se incluye involuntariamente un músculo papilar.

Esto puede ser debido a una inclinación demasiado ventral (apical) del haz.

El movimiento sistólico del septo interventricular puede ser posterior (caudal izquierdo), es decir, en dirección a la pared libre del ventrículo izquierdo y alejándose del transductor.

Generalmente el septo interventricular y la pared libre del ventrículo izquierdo se mueven el uno hacia el otro durante la sístole, y se alejan durante la diástole, como un acordeón.

En ocasiones, el movimiento máximo del septo y de la pared ventricular izquierda no coinciden exactamente debido a la existencia de pequeñas diferencias de despolarización y al movimiento de todo el corazón respecto al haz durante el ciclo cardíaco. (Kienl et al., 2016).

El movimiento sistólico paradójico del septo interventricular (anteriormente hacia el ventrículo derecho) es un signo de posible sobrecarga de volumen o

de presión, también se pueden ver movimientos septales paradójicos en perros normales en decúbito lateral cuando el examen se realiza por debajo del animal. (Kienl et al., 2016).

Cuando se angula dorsalmente el transductor, las valvas mitrales aparecen en el interior de la cavidad ventricular. A pesar de que se pueden analizar ambas valvas mitrales anterior (craneal o septal) y posterior (caudal o mural), en la mayoría de los casos la valva posterior no se puede visualizar correctamente. En ocasiones, las cuerdas tendinosas se observan junto a las valvas valvulares.

Una valva mitral normal debe sobresalir ligeramente, formando una fina línea. La valva anterior, forma una línea típica en forma de M durante la diástole y la valva posterior en cambio, describe una forma en W pequeña, que es una imagen en espejo (inversa) de la valva anterior. (Kienl et al., 2016).

Algunos puntos de la silueta mitral se describen a continuación: C: punto de cierre sistólico de la válvula mitral; D: fin del cierre sistólico; E: abertura diastólica temprana máxima de las valvas; F: cierre parcial a mitad de la diástole y A: abertura diastólica tardía durante la sístole atrial.

Cuando la frecuencia cardíaca es muy elevada, como ocurre en los gatos, perros pequeños, y pacientes con taquiarritmias el intervalo diastólico disminuye y las ondas de diástole temprana y tardía se fusionan en un único movimiento de abertura diastólica.

La pendiente de la línea formada entre D y E es proporcional a la velocidad de flujo sanguíneo desde el atrio al ventrículo izquierdo durante la fase de llenado diastólico temprano.

La velocidad de cierre de la válvula mitral a mitad de la diástole está representada por la pendiente formada entre E y E En situaciones particulares, como es el caso de la estenosis mitral, que conlleva una disminución de la complianza ventricular izquierda, y en hipertensión pulmonar, la pendiente E-F puede disminuir, es decir, se hace menos pronunciada.

En individuos normales, la protrusión del punto E es mayor que la del punto A. En los casos en los que la contracción atrial contribuye de manera importante al llenado ventricular (por ejemplo, cuando disminuye la complianza del

ventrículo izquierdo), la protrusión del punto A puede ser superior que la del punto E.

El ecocardiograma modo M del movimiento de la válvula mitral puede utilizarse como una referencia cronológica de los fenómenos intracardiacos y para determinar los intervalos de tiempo sistólicos y diastólicos.

Los puntos D y C del movimiento de la válvula mitral corresponden con la abertura y cierre de la válvula mitral, respectivamente.

Sí se observa la válvula tricúspide, sus protrusiones son similares a los de la válvula mitral. (Kienl et al., 2016).

Si el transductor se angula todavía más dorsalmente y ligeramente craneal, se puede observar el atrio izquierdo y la raíz aórtica. Al realizar un barrido desde la válvula mitral hasta la aorta, se observa que el septo interventricular se continúa con la pared anterior aórtica y la valva anterior de la válvula mitral se continúa con la pared posterior de la aorta.

La aorta se ve como dos líneas paralelas que se mueven hacia el transductor durante la sístole y se alejan de él durante la diástole.

El atrio izquierdo se observa por debajo de la aorta.

El movimiento de la aorta se debe a la eyección sistólica de sangre desde el ventrículo izquierdo y al movimiento de todo el corazón durante la sístole. (Kienl et al., 2016).

La cúspide coronaria izquierda de la aorta se observa como una estructura delgada que se abre hacia la pared posterior de la aorta durante la sístole y se cierra hacia el centro de la aorta durante la diástole.

Una segunda cúspide (la cúspide coronaria derecha o bien la cúspide no coronaria) es observada con más dificultad y aparece como una imagen en espejo (invertida) de la cúspide coronaria izquierda.

El movimiento de la válvula aórtica puede asemejarse a un paralelogramo si se ven las dos cúspides.

La pared posterior del atrio izquierdo se continúa con la pared libre ventricular izquierda y se diferencia por presentar un menor movimiento y un aspecto más delgado. (Kienl et al., 2016).

La ecocardiografía en modo M y bidimensional son técnicas complementarias, cada una de ellas con sus ventajas y limitaciones. El examen bidimensional es mejor para el estudio de la anatomía en general, los patrones clásicos de tamaño y movimiento y la orientación espacial. Sin embargo, la ecocardiografía bidimensional está limitada por la resolución del video (especialmente cuando se trata de estructuras pequeñas) y su menor resolución de imagen puede dificultar la medida del movimiento en tiempo real en los animales con frecuencia cardíaca muy aumentada o de las estructuras que se mueven rápidamente (por ejemplo, la región vibrante de una válvula). El examen en modo M tiene una velocidad de muestreo mayor, permitiendo un registro prácticamente continuo del ecocardiograma y de las estructuras con movimiento rápido. Como resultado, el ecocardiograma en modo M es más preciso a la hora de estudiar la secuencia cronológica de los fenómenos y puede detectar los movimientos muy sutiles o rápidos. Además, la resolución de los bordes es mayor en modo M y teóricamente permite realizar las mediciones más fácilmente y con mayor exactitud. (Kienl et al., 2016).

Medidas ecocardiográficas.

Las medidas más frecuentes incluyen tamaño interno de los ventrículos, grosor del septo y de la pared ventricular izquierda y tamaño de la aorta y del atrio izquierdo. (Kienl et al., 2016).

A la hora de realizar las medidas ecocardiográficas, generalmente se recomienda tomar los valores al final de la diástole, sin embargo, el verdadero final de la diástole se produce a mitad del complejo QRS.

Las medidas al final de la sístole se realizan en el valor más pequeño registrado entre el septo interventricular y la pared libre ventricular izquierda.

Las medidas han de tomarse en el "borde principal" (el borde más próximo del transductor) de una línea de eco porque marca la existencia de una interfase específica.

El tamaño del ventrículo y el grosor de la pared ha de tomarse a nivel de las cuerdas tendinosas justo por debajo del extremo de la válvula mitral, con el haz orientado perpendicular a estas paredes.

El nivel donde se encuentra la válvula aórtica se utiliza para medir el tamaño de la raíz aórtica y el atrio izquierdo y puede ser utilizado para calcular los intervalos de tiempo sistólico y diastólico.

La raíz de la aorta se mide al final de la diástole y el atrio izquierdo en su zona más sobresaliente anterior (superior), cerca del final de la sístole. (Kienl et al., 2016).

Se ha visto que las dimensiones intracardíacas, grosor de la pared, otras medidas del modo M y cálculos derivados de las medidas en el modo M, varían según el tamaño del cuerpo, la superficie corporal, raza y otras variables.

Las medidas en el modo M también están alteradas de forma significativa por cambios en la frecuencia cardíaca, situaciones de sobrecarga y contractibilidad cardíaca, todas ellas pueden verse afectadas por drogas que producen sedación.

Estas variables han de considerarse si queremos establecer rangos de referencia ecocardiográficos y si interpretamos ecocardiogramas en modo M individualmente. (Kienl et al., 2016).

Existen grandes diferencias entre las medidas normales de razas de perros, hasta el momento, nadie ha registrado un número suficiente de variables ecocardiográficas en perros de diferente tamaño y raza que permita concluir en valores normales para poder ser aceptados en el perro. Por consiguiente, a pesar de que los valores normales ya han sido publicados, todavía no se han establecido valores normales en el perro.

Kienl, recogió datos bibliográficos de 175 a 350 perros normales que tenían un tamaño comprendido entre 3 y 68 Kg e hizo regresiones de medidas cardíacas en función del peso corporal. Esta tabla sólo incluye valores medios porque en dichos estudios no se documentaron los diferentes puntos de datos individuales en la mayoría de los perros normales. (Kienl et al., 2016).

La relación entre el diámetro izquierdo y la raíz de la aorta se utiliza para valorar el tamaño de la aurícula izquierda ya que las valoraciones basadas en el tamaño absoluto requieren una correlación con el tamaño corporal. En el perro normal, la relación atrio izquierdo-raíz de la aorta generalmente es menor de un valor comprendido entre 1,3 y 1,4 y a menudo es cercano a 1,0 en el ecocardiograma modo M.

Los valores superiores a 1,3 sugieren una dilatación atrial izquierda. Sin embargo, en la mayoría de los ecocardiogramas en modo M de los perros y gatos, el haz de ultrasonidos atraviesa la aurícula izquierda o la porción craneal del atrio izquierdo y no realmente a través del cuerpo principal (como en el hombre) del atrio izquierdo. Así, un aumento de la relación atrio izquierdo-aorta sugiere una dilatación atrial izquierda, pero una relación normal no permite descartar la existencia de este problema.

El tamaño del atrio izquierdo se valora mejor subjetivamente en la ecocardiografía bidimensional, que permite un examen más comprensible en múltiples planos. El tamaño del atrio izquierdo también puede medirse en un ecocardiograma bidimensional. Un estudio ha presentado mediante cuatro métodos, los valores de referencia del atrio izquierdo en ecocardiografías bidimensionales en perros adultos. (Kienl et al., 2016).

Los autores coinciden en que se pueden realizar medidas precisas y repetibles, basándose en la correlación entre el peso corporal y la normalización con la aorta, mediante la ecocardiografía bidimensional, Es el método más sensible para medir la relación entre el atrio izquierdo y la raíz de la aorta desde la vista paraesternal derecha eje transversal de la aorta y el atrio izquierdo cuando las cúspides de la válvula aórtica están cerradas.

La medida del diámetro transversal interno de la aorta se realizó mediante una línea trazada entre las cúspides no coronarias y coronaria derecha. (Kienl et al., 2016).

El diámetro transversal interno del atrio izquierdo se realizó trazando una línea paralela a la línea entre las cúspides no coronaria y coronaria izquierda, que se prolonga a través del cuerpo del atrio izquierdo.

Si utilizamos esta técnica, una relación entre el atrio izquierdo y la raíz de la aorta superior a 1,6 sugerirá una dilatación atrial izquierda. (Kienl et al., 2016).

PC	EDD	ESD	IVSD	LVWD	EPSS	Ao	IA
3	2,0	1,1	0,5	0,6	0,1	1,1	1,3
5	2,4	1,3	0,6	0,7	0,1	1,3	1,5
10	3,0	1,8	0,7	0,8	0,2	1,6	1,8
20	3,8	2,4	0,9	0,9	0,3	2,1	2,2
25	4,0	2,6	0,9	0,9	0,3	2,2	2,4
30	4,3	2,8	1,0	1,0	0,4	2,4	2,5
35	4,5	3,0	1,0	1,0	0,4	2,5	2,6
40	4,7	3,1	1,0	1,0	0,5	2,6	2,7
45	4,9	3,3	1,1	1,1	0,5	2,7	2,8
50	5,0	3,4	1,1	1,1	0,6	2,8	2,9
55	5,2	3,6	1,2	1,1	0,6	2,9	3,0
60	5,3	3,7	1,2	1,1	0,7	3,0	3,1
65	5,5	3,8	1,2	1,2	0,7	3,1	3,1
Fórmula	$1,44PC^{0,32}$	$0,69PC^{0,31}$	$0,36PC^{0,29}$	$0,46PC^{0,28}$	$0,33PC^{0,276}$	$0,72PC^{0,35}$	$0,9PC^{0,30}$
Valor r	0,97	0,95	0,89	0,81	0,94	0,96	0,98
Número	350	328	309	309	175	204	204

PC, peso corporal; EDD, diámetro al final de la diástole; ESD, diámetro al final de la sístole; IVSD, grosor del septo interventricular durante la diástole; LVWD, grosor de la pared libre del ventrículo izquierdo durante la diástole; EPSS, distancia del punto E al septo interventricular; Ao, diámetro de la raíz aórtica, IA, diámetro del atrio izquierdo. La fórmula es la fórmula de la línea de mejor ajuste de los datos. El número representa el número de perros examinados.

Fig. 19. Valores (cm) medios ecocardiográficos normales en el perro. (Nyland et al., 2016).

Estimación del volumen y las masa cardiacos.

El método más simple para estimar el volumen ventricular izquierdo mediante la ecocardiografía en modo M, consiste simplemente en elevar al cubo al diámetro transversal interno del ventrículo izquierdo, como sigue: $LWS = EDS^3$ y $LWj^3 * EDD^3$, siendo LWS y LWj, el volumen ventricular izquierdo en sístole y en diástole, respectivamente, y ESD es el diámetro al final de la sístole y EDD, el diámetro al final de la diástole.

Si dividimos este número por 1,5 obtenemos una estimación más precisa del volumen ventricular normal en el perro. (Kienl et al., 2016).

Debido a la poca precisión del modo M para el cálculo de la masa cardiaca en corazones anchos, la mayoría de los métodos cuantitativos recurren a la utilización de métodos en modo bidimensional que conllevan medidas más directas y menos presunciones geométricas. La American Society of Echocardiography está recomendando, de manera general dos algoritmos, para la estimación de la masa cardiaca, dichos algoritmos ya han sido validados en el perro.

Estas fórmulas se basan en un modelo de longitud- área elipse-cilindro y un modelo elíptico modificado.

Últimamente, el método de discos (método modificado de Simpson), es el más preciso para el cálculo del volumen y de la masa del ventrículo izquierdo y requiere que el operador trace el contorno de la cavidad. Este método, que es similar al utilizado para calcular áreas irregulares, tiene algunas presunciones geométricas y es especialmente útil cuando el ventrículo izquierdo tiene una forma irregular y asimétrica. (Kienl et al., 2016).

Valoración de la función cardíaca.

- Intervalos de tiempo sistólicos: Tradicionalmente el cálculo de los tiempos sistólicos comprendía el registro del electrocardiograma, fonograma, pulso o ápex cardiograma (en el perro). (Kienl et al., 2016).

Para medir los intervalos de tiempos sistólicos mediante ecocardiografía, se debe registrar simultáneamente el electrocardiograma y el ecocardiograma en modo M de la válvula aórtica, durante la sístole se miden tres intervalos básicos:

1. El periodo de pre-eyección (PEP): es el intervalo comprendido entre el inicio de la despolarización ventricular (deflexión inicial del QRS en el electrocardiograma) hasta el comienzo de la eyección ventricular izquierda (abertura de la válvula aórtica).
Se determina por la magnitud del retraso electromecánico y por el tiempo necesario para que la presión en el ventrículo izquierdo se equipare con la presión de la aorta durante la diástole (tiempo de contracción isovolumétrica, relación dP/dt). (Kienl et al., 2016).
2. El tiempo de eyección ventricular (LVET) : se calcula desde la abertura hasta el cierre de la válvula aórtica). Está determinado por la cantidad de flujo sanguíneo durante la eyección (volumen latido) y la velocidad del flujo. (Kienl et al., 2016).
3. La sístole electromecánica completa: se define como el intervalo de tiempo desde el principio del complejo QRS hasta el cierre de la válvula aórtica y es la suma de PEP y el LVET. (Kienl et al., 2016).

Cuando se calcula la función ventricular izquierda, una buena función se caracteriza por un acortamiento del PEP (disminución del tiempo de contracción isovolumétrica) y un alargamiento del LVET (el volumen latido aumenta). Generalmente, la relación PEP y LVET (PEP/LVET), es el índice de intervalo de tiempo sistólico de rendimiento del ventrículo izquierdo más utilizado ya que contrarresta la variabilidad de la frecuencia cardiaca y porque cuando mejora el rendimiento cardíaco del ventrículo izquierdo, el PEP se acorta y el LVET se alarga, alterando más la relación, que PEP o LVET aisladamente, cuando la función ventricular izquierda empeora ocurre lo contrario.

Esta relación es un índice puramente matemático, sin ninguna base fisiológica clara. Los intervalos de tiempo sistólico dependen de la contractibilidad miocárdica, de la frecuencia cardiaca, y de las condiciones de presión (precarga y poscarga), por lo tanto, no pueden considerarse como indicadores específicos de la contractilidad miocárdica, sino más bien como indicadores inespecíficos del rendimiento sistólico global del ventrículo izquierdo. Diferentes estudios han descrito rangos de valores normales para los intervalos de tiempo sistólico en el perro. (Kienl et al., 2016).

- Índices de la fase de eyección: Los métodos clínicos más comunes de valoración de la función cardiaca son los índices de la fase de eyección del ventrículo izquierdo. La mayoría de estos índices pueden calcularse utilizando las mismas medidas desarrolladas en la sección anterior (Tabla 18-4). Ninguno de estos índices son cálculos específicos de la contractilidad miocárdica ventricular izquierda, sino más bien determinaciones del rendimiento global del ventrículo izquierdo. Por tanto, se alteran fácilmente por los cambios de la precarga y la poscarga y por la contractibilidad. (Kienl et al., 2016).

A partir de las dimensiones del ventrículo izquierdo es posible calcular diferentes índices de la función ventricular, los cuales se obtienen mediante la ecocardiografía en modo M o bidimensional.

El índice unidimensional más frecuentemente utilizado es la fracción de acortamiento del ventrículo izquierdo o fracción de acortamiento.

Otros índices incluyen la velocidad de acortamiento circular de las fibras (V_f) y el porcentaje cambios en el grosor del septo o de la pared ventricular izquierda (fracción de engrasamiento). Los cambios fraccionales de las dimensiones de las cavidades o del grosor de las paredes son valores sin unidad que expresan el cambio porcentual de tamaño entre el final de la diástole y el final de la sístole y se calculan como la diferencia entre las dimensiones sistólicas y diastólicas divididas por el tamaño diastólico multiplicado por cien (ver Tabla 18-4).

A pesar de que la fracción de acortamiento es el índice más simple y más frecuentemente utilizado para calcular la función ventricular izquierda, también es de gran utilidad la fracción de engrasamiento, sobre todo cuando el rendimiento miocárdico es heterogéneo o cuando el movimiento del corazón interfiere en los cálculos del grosor de la pared.

Simplemente el cálculo del diámetro al final de la sístole es una medida del rendimiento global del ventrículo izquierdo y un índice más específico que la fracción de acortamiento de la contractilidad miocárdica.

En la mayoría de los perros normales la fracción de acortamiento normal oscila entre el 25% y el 45%. (Kienl et al., 2016).

Parámetro	Perro			Gato		
	Pipers et al ¹¹	Atkins y Snyder ⁴⁸	Pipers et al ²⁵	Fox et al ¹¹	Jacobs y Knight ³⁴	Atkins y Snyder ¹¹
N	10	20	25	27	30	6
PEP (mseg)N/DN/D	69 ± 8	54 ± 7	N/A	44 ± 9	N/A	45 ± 6
LVET (mseg)	256 ± 13	159 ± 15	150 ± 20	116 ± 11	140 ± 20	116 ± 19
LVETI* (mseg)	301 ± 10	227 ± 15	217	214	218	206 ± 9
PEP/LVET	0,24 ± 0,09	0,34 ± 0,05	N/A	0,38	N/A	0,40 ± 0,05
QAVC (mseg)N/DN/D	324 ± 7	218 ± 18	N/A	160	N/A	162 ± 24
V _{cf} (circ/seg)N/D	N/A	2,48 ± 0,50	2,9 ± 0,8	3,5 ± 0,8	3,7 ± 0,8	4,0 ± 0,9
Frecuencia cardiaca (lpm)	81 ± 7	124 ± 23	167 ± 7	245 ± 36	194 ± 23	226 ± 25

Valores expresados como Media ± Desviación Típica.

* Calculado como LVET + 0,55 (frecuencia cardiaca) para los perros¹¹ y LVET + 0,40 (frecuencia cardiaca) para los gatos.²⁵

N, número de animales; PEP, período de pre-eyección; LVET, tiempo de eyección del ventrículo izquierdo; LVETI*, índice del tiempo de eyección del ventrículo izquierdo; QAVC, duración desde la onda Q al cierre de la válvula aórtica; V^A, velocidad de acortamiento de las fibras circunferenciales; N/D, no disponible.

Fig. 20. Valores normales de los intervalos de tiempo sistólicos del ventrículo izquierdo en perros y gatos. (Nyland et al., 2016).

Fracción de eyección	$\frac{EDV - ESV}{EDV}$
Velocidad de eyección (media)	$\frac{EDV - EST}{EDV \times ET}$
Fracción de acortamiento	$\frac{EDD - ESD}{EDD}$
Velocidad, media del acortamiento circular de las fibras	$\frac{EDD - ESD}{EDD \times ET}$

EDD, volumen al final de la diástole; EDV, volumen al final de la sístole; ESD, diámetro al final de la diástole; ESV, diámetro al final de la sístole; ET, tiempo de eyección.

Fig. 21. Índices de la fase de eyección de la funcionalidad cardíaca. (Nyland et al., 2016).

La velocidad de acortamiento de las fibras radiales (Vcf) mide el rango de variación de la circunferencia (circ) del ventrículo izquierdo durante la sístole, incluyendo la fracción de acortamiento ventricular izquierda y LVET. Boon y colaboradores describieron una Vcf en el perro normal de 1,6 a 2,8 circ/s. (Kienl et al., 2016).

La distancia entre el septo interventricular y la abertura inicial máxima de la válvula mitral (punto E) es inversamente proporcional al volumen y a la velocidad de vaciado del atrio izquierdo (velocidad de flujo del atrio izquierdo al ventrículo izquierdo) y, por tanto, al volumen del latido del ventrículo izquierdo. (Kienl et al., 2016).

Este valor, conocido como separación entre el punto E mitral y el septo (EPSS), se utiliza como un índice clínico práctico y fácilmente reproducible de la función ventricular izquierda.

Se ha visto que en el hombre el tamaño del ventrículo izquierdo por sí mismo no altera el EPSS a no ser que la función ventricular izquierda esté alterada, sin embargo, un incremento de la EPSS es un buen indicador de la disfunción ventricular izquierda global, aunque aún no haya sido establecida la correlación entre su magnitud y el grado de disfunción.

La EPSS disminuye paralelamente al aumento de la fracción de acortamiento en los Cocker spaniel americanos tratados con taurina y carnitina.

La mayoría de los estudios sugieren que la EPSS normal en los perros debe ser inferior a 6 mm. (Kienl et al., 2016).

Debido a su simplicidad, la fracción de acortamiento del ventrículo izquierdo es el índice clínico más usado en veterinaria para valorar la función ventricular izquierda.

Los equivalentes tridimensionales de la fracción de acortamiento del ventrículo izquierdo y de la Vcf son la fracción de eyección y la velocidad de eyección media respectivamente.

La fracción de eyección es una medida del porcentaje, del volumen eyectado al final de la diástole en cada latido cardiaco.

Debemos reconocer que las limitaciones propias del cálculo del volumen mediante ecocardiografía afectan la precisión de la fracción de eyección calculada, y esta imprecisión se incrementa porque para calcularlo se usan dos volúmenes.

La velocidad de eyección media sólo relaciona la fracción de eyección con el LVET. Las determinaciones ecocardiográficas de la fracción de eyección, en modo M y formas geométricas derivadas del modo bidimensional, son menos precisas que las técnicas angiográficas, especialmente cuando la forma del corazón es irregular o cuando existen alteraciones del movimiento de la pared en una zona.

Es posible mejorar la precisión usando los métodos para el cálculo del volumen ventricular izquierdo que son independientes de la geometría. (Kienl et al., 2016).

El gasto cardiaco es otro indicador de la funcionalidad cardiaca global, que tradicionalmente se medía por métodos invasivos como la termodilución, Sin embargo, el gasto cardiaco en muchas situaciones es un indicador relativamente poco sensible del rendimiento cardiaco ya que los mecanismos compensadores se activan para mantener el gasto cardiaco normal incluso ante la presencia de un fallo cardiaco.

La determinación seriada del gasto cardíaco es útil para determinar la respuesta hemodinámica a los cambios agudos en el rendimiento del ventrículo izquierdo.

La estimación del volumen latido y del gasto cardiaco puede determinarse a partir de los cálculos ecocardiográficos utilizando los volúmenes del ventrículo izquierdo calculados para determinar el volumen latido (volumen latido = volumen ventricular izquierdo en diástole - volumen ventricular izquierdo en sístole) y el gasto cardiaco (gasto cardiaco = volumen latido X frecuencia cardiaca).

Como ya se ha dicho anteriormente, la mayoría de estos métodos requieren presunciones geométricas para calcular el volumen ventricular izquierdo y son mucho menos precisos que las medidas directas obtenidas mediante técnicas invasivas.

Varios estudios, en los que se utilizaron métodos en modo M para determinar el gasto cardiaco en perros y gatos normales y en perros bajo condiciones de carga anormales, mostraron una pobre correlación con los resultados obtenidos mediante métodos directos. (Kienl et al., 2016).

El volumen latido y el gasto cardíaco pueden calcularse mediante la determinación de la velocidad de flujo sanguíneo en los grandes vasos mediante ecocardiografía Doppler.

Es una técnica que requiere altos conocimientos técnicos y en estudios en profundidad llevados a cabo en el hombre, se ha demostrado la existencia de una buena correlación entre el gasto cardiaco obtenido mediante ecocardiografía Doppler y los valores obtenidos mediante termodilución o el método de Fick.

En estudios sobre la estimación del gasto cardiaco realizados en el perro se observó una baja correlación con los métodos tradicionales.

Los índices ecocardiográficos del rendimiento del ventrículo derecho han sido más difíciles de desarrollar, debido a la complejidad de su biometría y a la gran sensibilidad a los cambios en las condiciones de carga. (Kienl et al., 2016).

- Función diastólica: Las características diastólicas son más difíciles de evaluar ecocardiográficamente debido a las sutilezas del movimiento y de los cambios de presión relativamente pequeños, que permiten distinguir entre la función diastólica normal y anormal.

La ecocardiografía Doppler ha sido utilizada para caracterizar la función diastólica, cuando la complianza ventricular izquierda disminuye, tiende a existir una disminución de la velocidad del llenado pasivo (onda E) y un aumento en la velocidad de la contracción atrial activa (onda A) durante el llenado diastólico de los ventrículos, Sin embargo, la onda A diastólica tardía del flujo de entrada del ventrículo izquierdo aumenta en relación con la onda E diastólica temprana del flujo de entrada al ventrículo.

A pesar de que este hallazgo ha sido descrito en el perro, parece ser que es variable e incoherente en los perros susceptibles de presentar una funcionalidad diastólica alterada. (Kienl et al., 2016).

Ecocardiografía Doppler.

La ecocardiografía Doppler detecta la existencia de alteraciones del flujo sanguíneo como cambios de sentido, de velocidad o de tipo de flujo (flujo sanguíneo laminar o turbulento) en una región determinada. Esta permite la visualización directamente y el análisis de los flujos turbulentos de regurgitación, obstructivos o comunicaciones además de realizar una valoración cuantitativa de determinadas variables hemodinámicas y de los índices de rendimiento cardíaco. (Kienl et al., 2016).

El efecto Doppler, descrito por primera vez por Christian Johan Doppler en 1842, se basa en el cambio de frecuencia de las ondas de sonido reflejadas que se produce cuando dichas ondas rebotan en un objeto en movimiento.

Las ondas de ultrasonidos que emite el transductor con una frecuencia conocida chocan contra los glóbulos rojos y vuelven con una frecuencia mayor (longitud de onda menor) o con una frecuencia menor (longitud de onda mayor) cuando rebotan en los eritrocitos que se mueven hacia el transductor o se alejan de él, respectivamente.

La diferencia entre la frecuencia emitida y la frecuencia reflejada se denomina desviación Doppler.

Según si el objetivo se mueve directamente hacia el transductor o se aleja directamente de él, la magnitud de la desviación es directamente proporcional a la velocidad de las células diana, basándose la ecuación Doppler usada para calcular la velocidad del flujo sanguíneo. (Kienl et al., 2016).

- Velocidad del flujo sanguíneo normal y forma de las ondas: En los perros generalmente la velocidad máxima normal del flujo durante sístole, en la región del tracto de salida y en los grandes vasos, es de 1 m/s aproximadamente y en algunos pacientes, es cercana a 2 m/s.

Es muy poco frecuente, que un paciente "normal" presente velocidades de flujo superiores a 2 m/s en el corazón o en los grandes vasos, En diástole, la velocidad del flujo a través de las válvulas AV, suele ser generalmente menor que en la sístole. (Kienl et al., 2016).

El flujo sanguíneo intracardiaco normal es de tipo laminar, pero puede producirse aliasing en animales normales, dependiendo de los ajustes del sistema, de la selección del transductor y de la profundidad de la imagen. (Kienl et al., 2016).

Deben utilizarse diferentes proyecciones para conseguir el mejor alineamiento paralelo al flujo que atraviesa cada una de las cuatro válvulas cardíacas.

El flujo de la válvula mitral se estudia mejor desde las vistas longitudinales apicales izquierdas; el flujo de la válvula tricúspide puede examinarse a partir de las vistas apical y craneal izquierda.

El flujo que atraviesa las válvulas AV presenta ambos componentes diastólicos, activo (diástole temprana o protodiástole) y pasivo (diástole tardía o telediástole), lo que se traduce en dos ondas de flujo diastólico, ambas dirigidas hacia el transductor y por encima de la línea de basal. La onda diastólica temprana, u onda E, corresponde al llenado pasivo rápido y la onda diastólica tardía, onda A, se asocia con la sístole atrial.

Estas ondas del Doppler, corresponden al punto E y al punto A del movimiento de la válvula mitral, observado en el estudio en modo M, Generalmente, la onda E es más alta y larga que la onda A y la relación entre la onda E máxima y la onda A máxima es superior a 1.0.

Cuando la frecuencia cardíaca es alta, la diástole se acorta y se produce una fusión de la onda A y la onda E dando lugar a una onda diastólica única.

La fibrilación arterial elimina la contracción atrial y por consiguiente la onda A del Doppler.

La relación E/A está alterada por numerosos factores, incluyendo la complianza ventricular y la velocidad de relajación diastólica (lusitrópica).

Generalmente, la velocidad máxima a través de las válvulas AV es inferior a 1 m/s y es casi siempre inferior a la velocidad sistólica registrada a través de las válvulas semilunares del mismo paciente.

A pesar de que la señal de válvula tricúspide parece cualitativamente igual que la señal de la válvula mitral, existe una mayor variación del flujo de la válvula tricúspide debido a la influencia de la respiración y las velocidades máximas tienden a ser ligeramente menores.

La leve regurgitación fisiológica de la válvula tricúspide es bastante frecuente (50%) a diferencia de la regurgitación fisiológica de la válvula mitral, que es poco común. (Kienl et al., 2016).

La válvula pulmonar se estudia mejor en el eje transversal basal desde la proyección paraesternal derecha, o en el eje transversal y longitudinal desde la proyección craneal izquierda.

La válvula aórtica se observa mejor y las velocidades se miden más correctamente en la vista apical izquierda o desde un acercamiento subcostal. El perfil Doppler de las válvulas semilunares (aórtica y pulmonar) muestra una estrecha señal de onda sistólica que se aleja del transductor y por debajo de la línea de base.

Los de las válvulas semilunares son frecuentes y pueden oírse y visualizarse como puntas de alta velocidad y de corta duración que se producen generalmente al final de la sístole.

Estos "clicks" pueden disminuirse aumentando el ajuste del filtro de pared, disminuyendo los ajustes de ganancia, o bien, ajustando la posición del volumen muestra.

La señal espectral a través de la válvula AV es ligeramente diferente de la señal de la válvula pulmonar, mostrando velocidades máximas ligeramente superiores, una aceleración temprana más rápida (por ej. una pendiente más pronunciada hacia la parte superior del latido) y una mayor fracción del gasto por latido (calculado) durante la primera mitad de la eyección.

En más del 50% de los perros normales, se ha detectado una ligera regurgitación de la válvula pulmonar. (Kienl et al., 2016)

La imagen Doppler muestra la velocidad y no el volumen del flujo. Para calcular el flujo volumétrico o el volumen latido, la velocidad media de la señal (calculada a partir de la pantalla espectral como la integral velocidad-tiempo) se multiplica por el área de la sección transversal de la región donde se ha medido la velocidad.

Esto es más fácil de llevar a cabo utilizando la aorta proximal o la arteria pulmonar, pero también se puede medir a partir de los registros Doppler en el anillo de la válvula mitral o de la tricúspide.

En estos cálculos, la mayor fuente de error es la determinación del diámetro del vaso, un pequeño error en el cálculo del diámetro se traduce en un gran error en el cálculo del volumen latido, cuando se eleva al cuadrado para determinar la sección transversal.

En estudios clínicos en el perro y el gato, no se ha descrito el volumen latido estimado a partir de los registros Doppler. (Kienl et al., 2016).

Válvula	Brown et al ^{8,9}	Gaber ¹⁰	Kirberger et al ⁹	YuillyO'Grady ^{8,11}
Mitral (cm/seg)			E 91/15 A 63/13	86,2/9,5
Tricúspide (cm/seg)			E 86/20 A 58/16	68,9/8,4
Pulmonar (cm/seg)	84,0/17	99,8/30,6	120/20	D98.1/9,4 195,5/10,3
Aórtica (cm/seg)	106,0/21	118,9/35,6	157/33	118,12/10,8

Valores expresados como Media ± Desviación Típica.

* Velocidades determinadas mediante ecocardiografía Doppler pulsado (PW). † Velocidades determinadas mediante ecocardiografía Doppler continuo (CW).

A, onda A; E, onda E; l, medida del eje longitudinal desde la proyección paraesternal izquierda; D, medida del eje transversal desde la proyección paraesternal derecha.

Fig. 22. Velocidades Doppler normales calculadas a través de las válvulas cardiacas caninas. (Nyland et al., 2016).

Artefactos ecocardiográficos.

Para interpretar un ecocardiograma clínico, es necesario saber identificar los artefactos y diferenciarlos de las alteraciones patológicas.

Los artefactos pueden ser debidos a las propiedades físicas del ultrasonido, a las características del equipo, a una técnica incorrecta ecográfica o a un ajuste erróneo de los mandos de control. Uno de los artefactos más frecuentes es el contacto insuficiente del transductor.

Este artefacto produce líneas horizontales sobre una imagen bidimensional borrosa, en la mayoría de los casos, puede evitarse cortando el pelo de los animales de pelaje denso, o utilizando una cantidad abundante de gel ecográfico o bien, mojando el pelo. Si la ganancia es muy elevada, el brillo en la imagen es excesivo y disminuye la resolución lateral, ocasionando la fusión de algunas zonas poco delimitadas y oscureciendo algunas zonas hipoecoicas.

Cuando el ajuste de la ganancia es demasiado bajo, la imagen aparece oscura, y es posible que algunas estructuras con ecos débiles no sean detectadas.

El artefacto pulmonar es frecuente y se observa como grandes áreas similares a un velo "blanquecino" en la pantalla. (Kienl et al., 2016).

Otro problema frecuente es la presencia de poca resolución en el campo proximal, especialmente en pacientes de pequeño tamaño y cuando se usan geógrafos antiguos, este artefacto puede disminuirse utilizando un transductor de alta frecuencia, ajustando el punto focal del haz de ultrasonidos o usando una bolsa de gel ecográfico. (Kienl et al., 2016).

Los artefactos del lóbulo lateral son ecos aberrantes que aparecen cuando los haces de los cristales de los extremos del transductor no están orientados a lo largo del haz principal.

Este efecto produce unas bandas débiles de ecos que son reflejos de otras estructuras ecogénicas de la imagen.

Se observan principalmente en corazones de gran tamaño en los que existe una dilatación del atrio izquierdo y es raro encontrarla en los corazones normales. (Kienl et al., 2016).

La reverberación es otro artefacto que aparece con frecuencia, especialmente en los ecógrafos viejos o cuando se utiliza una bolsa de gel ecográfico.

La reverberación ocurre cuando algunos ultrasonidos que vuelven se reflejan en la cara del transductor, entran de nuevo en el paciente, y se reflejan de nuevo en el transductor.

Este fenómeno da lugar a la formación de un segundo eco equivalente a dos veces la distancia de la interfase original. Generalmente, la reverberación se desarrolla a partir de ecos fuertes en las interfases aire-líquido y se observan como líneas paralelas muy ecogénicas a intervalos regulares.

Este artefacto aumenta al mismo tiempo que la ganancia y puede disminuirse si impedimos que la profundidad del campo supere los límites de la estructura ecografiada. (Kienl et al., 2016).

Sistema cardiovascular.

El sistema cardiovascular está conformado por corazón, venas, arterias y capilares, cuya función es transportar la sangre y sus componentes en el cuerpo. (Saavedra et al., 2012).

Corazón.

El corazón está localizado al interior de la cavidad torácica ocupando desde el tercer espacio intercostal hasta el quinto o sexto espacio intercostal, la base del mismo se ubica a nivel del tercer espacio y el vértice está sobre el piso torácico a la altura del sexto espacio intercostal cerca de la séptima esternona.

El corazón se encuentra cubierto lateralmente por los pulmones, dorsalmente está sostenido por grandes vasos sanguíneos que llegan o salen de él, mientras que ventralmente el ligamento frenicopericárdico lo sujeta al diafragma. (Hernández, 2013).

- Características básicas: el corazón está dividido en dos porciones, superior (aurículas y atrios) e inferior (ventrículos), dicha división está marcada externamente por el surco coronario que presenta depósitos de grasa subepicárdica por el que transitan los vasos coronarios y abarca prácticamente toda la circunferencia del corazón, sólo se interrumpe en el origen de la arteria pulmonar. (Hernández, 2013).

Los atrios están separados por un tabique muscular (interatrial), a su vez, los ventrículos están separados por otro tabique muscular (interventricular), el tabique interventricular se puede determinar externamente por el surco interventricular, formado por el surco subsinusal (lado derecho) y el surco paraconal (lado izquierdo). (Hernández, 2013).

En el corazón se pueden observar dos superficies, derecha o atrial e izquierda o auricular (se observan ambas aurículas).

La superficie atrial se encuentra marcada por el surco subsinusal y la superficie auricular se encuentra marcada por el surco paraconal. (Hernández, 2013).

- Estructura del corazón: el corazón estructuralmente está formado por tres capas, endocardio, miocardio y epicardio. (Hernández, 2013).
 1. Endocardio: representa el revestimiento endotelial, de esta capa se derivan las cúspides y las cuerdas tendinosas de las válvulas atrioventriculares. (Hernández, 2013).
 2. Miocardio: es la capa muscular y la más gruesa del órgano, el miocardio se divide en atrial y ventricular, siendo mucho más delgado el atrial, por otro lado, el miocardio del ventrículo izquierdo es más grueso que el derecho. (Hernández, 2013).
 3. Epicardio: es la túnica externa que cubre al miocardio y deriva de la lámina serosa del pericardio. (Hernández, 2013).
- Pericardio: es una bolsa fibrosa que envuelve al corazón y está formada por dos partes (fibrosa y serosa). (Hernández, 2013).
 1. Pericardio fibroso: se origina de la base del corazón y lo envuelve para mantener al corazón aislado del resto de los órganos. (Hernández, 2013).
 2. Pericardio seroso: es una membrana serosa que se subdivide en dos láminas, parietal y visceral.

La lámina parietal reviste al pericardio fibroso, la lámina visceral se une al miocardio formando el epicardio.

Estas láminas se encuentran separadas por un espacio llamado cavidad pericárdica, dentro de la cual se encuentra líquido pericárdico. (Hernández, 2013).

La lámina parietal del pericardio seroso junto con el pericardio fibroso forman el saco pericárdico.

Del pericardio surge un pliegue que lo une al diafragma (ligamento frenicopericardico). (Hernández, 2013).

- Anatomía descriptiva del corazón:

1. Atrio derecho: está dividido en dos partes, el seno venoso (de venas cavas) y un apéndice (aurícula derecha). (Hernández, 2013).

El seno venoso de las venas cavas es la cavidad del atrio donde se vacía la sangre procedente de las venas cavas y se mezcla con la proveniente de las venas coronarias.

En la superficie interna del atrio, entre los orificios de las venas cavas craneal y caudal, existe una elevación llamada tubérculo intervenoso que evita la confrontación entre las corrientes de las cavas mediante la desviación ventral de ambas hacia el orificio atrioventricular derecho. (Hernández, 2013).

En el interior de la aurícula derecha se encuentran unos relieves musculares de forma irregular llamados músculos pectinados.

Estos músculos parten de una elevación del miocardio (cresta terminal), que marca el límite entre la aurícula y el seno venoso.

externamente la cresta terminal se aprecia como el surco terminal. (Hernández, 2013).

Los atrios están separados por el tabique interatrial sin embargo en la vida fetal existe un orificio en este, comunicando ambos atrios llamado foramen oval, después del nacimiento el foramen cierra su luz y queda solo una depresión hacia el atrio derecho llamado fosa oval. (Hernández, 2013).

2. Ventrículo derecho: recibe el flujo sanguíneo proveniente del atrio derecho a través del orificio atrioventricular derecho donde se encuentra la válvula atrioventricular derecha o tricúspide. (Hernández, 2013).

Sobre el borde libre de las cúspides se anclan las cuerdas tendinosas que provienen de unas elevaciones del miocardio llamadas músculos papilares. (Hernández, 2013).

Del ventrículo derecho, a través del orificio pulmonar, surge la arteria pulmonar, en este orificio existen tres valvulillas semilunares que forman la válvula pulmonar.

El área del ventrículo en donde se origina la arteria pulmonar se denomina cono arterioso y está limitado por el tabique interventricular y una elevación que lo separa del orificio atrioventricular derecho llamado cresta supraventricular.

La pared interna del ventrículo presenta crestas musculares llamadas trabéculas carnosas que son menos aparentes en el cono arterioso, además en la cavidad de este ventrículo existen una o más trabéculas septomarginales que cruzan de la luz del ventrículo desde el tabique interventricular hasta la pared marginal. (Hernández, 2013).

3. Atrio izquierdo: el atrio izquierdo recibe a las venas pulmonares a través de los orificios de las venas pulmonares. Al igual que el atrio derecho presenta dos partes, seno venoso (de las venas pulmonares) y el apéndice (aurícula izquierda) que también presenta músculos pectinados, aunque es de notarse la ausencia de cresta terminal.

En la superficie del tabique interatrial orientada hacia el lado izquierdo a nivel de la fosa oval, se aprecia el pliegue oval que es el vestigio de lo que en vida fetal fue la válvula del foramen oval. (Hernández, 2013).

4. Ventrículo izquierdo: recibe el flujo sanguíneo del atrio izquierdo a través del orificio atrioventricular izquierdo en donde se encuentra la válvula atrioventricular izquierda o bicúspide o mitral.

También presenta cuerdas tendinosas y músculos papilares, trabéculas carnosas y septomarginales similares al ventrículo derecho. (Hernández, 2013).

En el ventrículo izquierdo se encuentra en vestíbulo aórtico en donde se localiza el orificio aórtico que marca la salida de la aorta ascendente. En el orificio aórtico se encuentra la válvula aórtica que cuenta con tres valvulillas semilunares. En las proximidades del orificio aórtico se encuentran las dos primeras ramas de la aorta, las arterias coronarias, que irrigan el corazón y se aprecian como dos orificios sobre la superficie interna de la aorta. (Hernández, 2013).

- Sistema de conducción del corazón: El corazón es un órgano autosuficiente que puede funcionar sin la intervención directa del sistema nervioso.

El “sistema nervioso” intrínseco del corazón consta de un par de “marcapasos”, el nodo sinoatrial (ubicado cerca del orificio de la vena cava craneal) y el nodo atrioventricular (ubicada en el tabique interatrial, craneal al seno coronario), ambos formados por fibras musculares cardíacas modificadas que inician un impulso que es transmitido a las células musculares vecinas para estimular su contracción. (Hernández, 2013).

El latido cardíaco se inicia en el nodo sinoatrial como una onda de contracción que pasa a través de los músculos atriales hasta alcanzar el nodo atrioventricular que transmite el impulso para la contracción a través del fascículo atrioventricular. (Hernández, 2013).

El fascículo atrioventricular está formado por un tronco que nace del nodo atrioventricular y se localiza en el tabique interventricular, después se divide en dos pilares (derecho e izquierdo) que transitan por dicho tabique hacia el ápice del corazón para finalmente distribuirse en la musculatura ventricular, cabe señalar que parte de las fibras de los pilares pasan a las paredes ventriculares a través de las trabéculas septomarginales. (Hernández, 2013).

El atrio derecho se contrae primero, seguido del atrio izquierdo y subsecuentemente por contracciones simultáneas, los ventrículos. (Hernández, 2013).

Circulación.

- Circulación menor (pulmonar): la sangre sale del ventrículo derecho por el tronco pulmonar a través de la válvula pulmonar para alcanzar los pulmones en donde es oxigenada. De los pulmones la sangre llega al atrio izquierdo, pasa por el orificio atrioventricular izquierdo mediante la apertura de la válvula bicúspide para llegar al ventrículo izquierdo. (Hernández, 2013).
- Circulación mayor (sistémica): del ventrículo izquierdo la sangre sale por la aorta a través de la válvula aórtica para distribirse en todo el cuerpo. La sangre venosa de todo el cuerpo llega por las venas cavas al atrio derecho, la sangre venosa del propio corazón también llega a este atrio por medio del seno venoso coronario. Del atrio derecho, la sangre pasa por el orificio atrioventricular derecho mediante la apertura de la válvula tricúspide, al ventrículo derecho. (Hernández, 2013).
- Circulación fetal: hay dos peculiaridades en la circulación fetal que requieren cambios en el patrón circulatorio, los pulmones están contraídos, no son funcionales, por lo que representan una alta resistencia al flujo sanguíneo y la otra es que la oxigenación, otros intercambios de nutrientes y desechos se hacen a través de la placenta en los mamíferos. (Hernández, 2013). Se originan un par de arterias umbilicales (derecha e izquierda) a partir de las arterias iliacas internas que transportan al exterior la sangre fetal a través del cordón umbilical hacia la placenta para su oxigenación y el intercambio de nutrientes-excreciones. una sola vena umbilical terminal regresa la sangre fetal de la placenta al feto, viaja del cordón umbilical al hígado en donde se une a la vena porta, a este nivel se conecta a la vena cava caudal a través del conducto venoso para que la sangre llegue al atrio derecho, un pasaje interatrial septal llamado foramen

oval permite que $\frac{3}{5}$ partes de la sangre eviten los pulmones fluyendo directamente del atrio derecho al izquierdo, de manera similar una conexión vascular entre el tronco pulmonar y la aorta llamada conducto arterioso, permite otra quinta parte de la sangre que penetra el atrio derecho evite el paso por los pulmones desviándola directamente a la aorta, en total $\frac{4}{5}$ partes de la sangre pasa del lado derecho al lado izquierdo sin pasar por los pulmones.

Después del nacimiento existe un cierre reflejo del foramen oval y del conducto arterial dejando como vestigios la fosa oval (situada en el tabique interatrial) y el ligamento arterioso (que une la aorta con el tronco pulmonar). (Hernández, 2013).

Angiología de tórax.

- Arterias: la irrigación de la cavidad torácica deriva de la arteria aorta que nace del ventrículo izquierdo del corazón. (Hernández, 2013).

1. A. aorta: después de originarse en el ventrículo izquierdo del corazón, toma el nombre de aorta ascendente, después forma un codo conocido como arco aórtico, para continuar su trayectoria caudalmente en el techo de la cavidad torácica como aorta descendente, esta parte es conocida como aorta torácica para después cruzar el diafragma por el hiato aórtico y cambiar de nombre a aorta abdominal.

En su trayecto da las siguientes ramas:

- A) coronarias derecha e izquierda: son arterias que nacen cerca del origen de la aorta e irrigan al corazón.

La arteria coronaria derecha atraviesa la parte correspondiente del surco coronario y se divide en ramas interventriculares y subsinuales.

La arteria coronaria izquierda se divide en una rama interventricular paraconal que desciende por el surco interventricular paraconal y otra rama circunfleja que discurre por el surco coronario izquierdo. (Hernández, 2013).

B) tronco braquiocefálico: surge de la convexidad del arco aórtico, emite a las arterias carótida común izquierda y derecha para después continuar como arteria subclavia derecha de la que se originan las arterias vertebrales, tronco costocervical, torácica interna y cervical superficial. (Hernández, 2013).

C) subclavia izquierda: también se origina del arco aórtico y emite las mismas ramas que la subclavia derecha. (Hernández, 2013).

a) arteria vertebral: es la primera rama de arteria subclavia izquierda, irriga los músculos largos del cuello y al escaleno, para después transitar por los forámenes transversos de las vértebras cervicales, esta arteria da ramas espinales que son importantes para la irrigación de la médula espinal y termina anastomosándose la del lado derecho con la del lado izquierdo para formar la arteria basilar que irriga al encéfalo. (Hernández, 2013).

b) tronco costocervical: en ocasiones se forma y surge junto al origen de la arteria vertebral, asciende sobre el músculo largo del cuello y da las ramas cervical profunda, escapular dorsal y vertebral torácica. (Hernández, 2013).

I. cervical profunda: emerge por el lado medial del extremo vertebral de la costilla 1 y se distribuye en los músculos espinal y semiespinal, multífido, semiespinal de la cabeza y largo dorsal. (Hernández, 2013).

II. escapular dorsal: transita por la parte craneal de la costilla 1 y se ramifica en los músculos serrato ventral cervical y torácico. (Hernández, 2013).

- III. vertebral torácica: surge cerca del extremo vertebral del espacio intercostal 1 pasa caudalmente cerca del cuello de las primeras costillas hasta el espacio intercostal 3-4, emite las 3 primeras arterias intercostales dorsales que irrigan a las estructuras de los espacios intercostales correspondientes (la a. intercostal 1 puede originarse directamente del tronco costocervical). (Hernández, 2013).
- IV. torácica interna: es una arteria de gran tamaño y surge a la altura de la abertura torácica craneal, opuesta al origen de la arteria cervical superficial, pasa con dirección caudoventral para después transitar a lo largo de la superficie torácica del esternón, profundamente al músculo transverso torácico, antes de alcanzar el esternon emite las ramas tímicas, mediastínicas y pericardiofrénica. En su tránsito a lo largo de la superficie dorsal del esternón emite las ramas intercostales ventrales (que irrigan las estructuras situadas en los espacios intercostales y termina anastomosándose con las arterias intercostales dorsales) y a las ramas perforantes (que irrigan los músculos intercostales y pectorales así como a las glándulas mamarias torácicas) para finalmente pasar medial al arco costal en donde emite su última rama musculofrénica (que se distribuye en el diafragma) a partir de aquí la arteria torácica interna se continúa como arteria epigástrica craneal transitando sobre la superficie interna del músculo recto abdominal. (Hernández, 2013).

V. cervical superficial: es la última rama de la subclavia izquierda y pasa dorsocranealmente entre la escápula y el cuello, ventral al plexo braquial y mediante cuatro ramas irriga a los músculos pectoral superficial, cleidobraquial, bíceps y deltoídes (rama deltoidea), supraespinoso (rama preescapular) supraespinoso y subescapular (rama supraescapular), romboides, esternocéfalo, omotransverso, cleidocervical y escaleno (rama ascendente). (Hernández, 2013).

D) intercostales dorsales: son ramas pares que surgen de la parte dorsal de la aorta torácica a partir del espacio intercostal 4, transitan por el borde caudal de cada una de las costillas, irrigan a las estructuras de los espacios intercostales y terminan anastomosándose con las intercostales ventrales, el último par de arterias intercostales dorsales transitan cerca del borde caudal de la última costilla, debido a que a este nivel no existe un espacio intercostal, esta rama se llaman costoabdominal derecha e izquierda. (Hernández, 2013).

E) broncoesofágicas: existen variaciones en cuanto al origen y número de arterias bronquiales y esofágicas, pero el principal aporte para bronquios y esófago proviene de las arterias broncoesfágicas derecha e izquierda, cada una de ellas surge de la arteria intercostal 5 (derecha e izquierda), cerca de la aorta y se divide en rama bronquial (que dará la irrigación nutricia al pulmón) y rama esofágica, las arterias broncoesofágicas pueden originarse directamente de la aorta torácica. (Hernández, 2013).

- Venas: las venas que recogen la sangre de la cavidad torácica son satélites de las arterias, las diferencias se dan en los grandes vasos que recogen la sangre, en la cavidad torácica existen tres grandes venas, cava craneal, cava caudal y ácigos. (Hernández, 2013).

1. Cava craneal: desemboca en el atrio derecho del corazón después de formarse por la unión de las venas braquiocefálicas derecha e izquierda, las que a su vez se forman la unión se las venas yugular externa (que drena la sangre de cabeza y cuello) y subclavia (que drena la sangre del miembro torácico). (Hernández, 2013).
2. Cava caudal: después de cruzar el diafragma transita por el surco de la vena cava caudal entre los lóbulos accesorio y caudal del pulmón derecho para desembocar en el atrio derecho, recoge la sangre procedente del abdomen, pelvis y miembros pélvicos. (Hernández, 2013).
3. Ácigos: se origina por la unión de las venas lumbares 3 (derecha e izquierda) transita a la derecha de la columna vertebral primero en la parte craneal de la pared dorsal del abdomen y sigue por la pared torácica dorsal, después de cruzar el diafragma por el hiato aórtico. Sus tributarias son las venas lumbares (1,2 y 3), costoabdominal y las intercostales dorsales, la vena ácigos termina desembocando en la vena cava craneal o en ocasiones directamente al atrio derecho. (Hernández, 2013).

Patologías cardiovasculares más comunes.

Las patologías cardiovasculares más comunes en los perros se describen brevemente a continuación.

- Estenosis Pulmonar: La estenosis pulmonar es una obstrucción del flujo del ventrículo derecho que produce una sobrecarga de presión sistólica en dicho ventrículo.
El grado de la sobrecarga de presión es proporcional a la severidad de la obstrucción.
Para mantener un volumen latido normal por delante de la obstrucción, el ventrículo derecho ha de producir un aumento de la presión sistólica, provocando un incremento del estrés sistólico de la pared miocárdica, y como

consecuencia una hipertrofia concéntrica del ventrículo derecho, el punto clave de esta alteración.

La importancia de la obstrucción, la magnitud del gradiente de presión a través de la obstrucción, el grado de hipertrofia del ventrículo derecho y la presión del ventrículo derecho están descritas (están en relación, vienen asociadas).

En el perro, la estenosis pulmonar más común se produce a nivel valvular, a pesar de que las estenosis subvalvulares asociadas e infundibulares también han sido observadas.

Ocasionalmente, incluso pueden encontrarse combinaciones de deformaciones valvulares y subvalvulares.

La estenosis supravalvular está descrita como poco frecuente.

Se han descrito en el Bulldog inglés y en el Bóxer una forma particular de estenosis pulmonar subvalvular, asociada con un origen anormal de la arteria coronaria izquierda que procede del seno de Válsala. (Kienl et al., 2016).

- Estenosis Aórtica: La estenosis aórtica puede clasificarse anatómicamente como valvular, supravalvular o subvalvular.

Una clasificación más detallada se basa en las características funcionales de la obstrucción, fijas o dinámicas (lábil), sin embargo, sólo la estenosis subvalvular puede ser dinámica.

La estenosis subaórtica fibrosa o fibromuscular (EAS) consiste en un anillo de tejido fibroso justo por debajo de la válvula aórtica, el tipo más común de estenosis aórtica en el perro, constituyendo más del 95% de las lesiones identificadas.

La EAS es el primero o segundo defecto congénito más común reconocido en el perro.

Los estudios de prevalencia de la EAS han variado, en una revisión de los estudios de las escuelas veterinarias de Norte América durante los años 1987 a 1989, la EAS congénita aislada fue diagnosticada en un 22% de los casos de perros, en un segundo lugar tras la PCA (32%). (Kienl et al., 2016).

- Conducto Arterioso Persistente: El conducto arterioso persistente es una de las tres anomalías congénitas cardíacas más comunes identificadas en el perro (siendo las otras la estenosis subaórtica y la estenosis pulmonar).

De 1968 a 1980, la prevalencia del CAP fue de 4,7 perros por cada mil examinados en la universidad de Pensilvania.

Se ha demostrado que el CAP es hereditario en perros tipo caniche, y probablemente también lo sea en otras razas, en el CAP de origen hereditario, el defecto primario es una deficiencia (hipoplasia) del músculo liso del conducto fetal o neonatal necesario para la constricción y cierre.

La extensión y distribución de la hipoplasia muscular ha sido estudiada y dividida en seis grados de menor a mayor severidad.

El tamaño y la gravedad del CAP del postnatal estuvo inversamente relacionado con la cantidad de músculo en el conducto.

La persistencia de la comunicación entre la aorta torácica descendente y la arteria pulmonar principal (tronco pulmonar) produce en la mayoría de los casos una comunicación (shunt) izquierdo-derecho extracardiaco, cuya magnitud se determina en un primer lugar por la anchura de la parte más estrecha del CAP, que casi siempre se localiza en la conexión con la arteria pulmonar.

Como normalmente la presión aórtica excede la presión en la arteria pulmonar durante todo el ciclo cardíaco, la comunicación se da constantemente.

El resultado es una sobrecarga de volumen en todos los vasos y cavidades que deben recibir la sangre del shunt, incluyendo el tronco pulmonar, arterias y venas pulmonares, el atrio y el ventrículo izquierdo y el arco aórtico por encima del conducto.

Con un conducto ancho la presión en la arteria pulmonar puede estar ligeramente elevada, pero la presión diastólica del ventrículo derecho es normal.

La presión del atrio izquierdo y la presión diastólica del ventrículo izquierdo se vuelve elevada debido al gran volumen de sobrecarga, y en estos pacientes se puede desarrollar finalmente una insuficiencia cardíaca izquierda.

A pesar de que el gasto cardíaco final a menudo sigue siendo normal, el volumen de eyección ventricular izquierdo y la presión arterial sistólica sistémica están aumentados. (Kienl et al., 2016).

La presión arterial diastólica sistémica está a su vez disminuida debido a "la huida" de la sangre aórtica hacia el CAP durante la diástole.

La gran diferencia resultante entre la presión arterial sistólica y diastólica conlleva la presencia de un pulso arterial periférico exagerado.

El diagnóstico del típico CAP izquierdo-derecho casi siempre puede hacerse mediante los hallazgos del examen físico (por ejemplo: soplo continuo, pulso arterial (bombeante), especialmente cuando es corroborado por evidencias radiográficas de un shunt izquierdo-derecho y aumento de tamaño del lado izquierdo del corazón.

La ecocardiografía es válida para estimar la severidad del shunt izquierdo-derecho y sus efectos en el lado izquierdo del corazón, para identificar defectos concurrentes y en muchos casos simplemente para la identificación del propio CAP. (Kienl et al., 2016).

En un pequeño porcentaje de animales con CAP, el conducto permanece ensanchado de manera constante sin estrechamiento de la arteria pulmonar al final de ésta, en dichos casos el resultado es una hipertensión pulmonar tras nacimiento, una hipertrofia concéntrica ventricular derecha persistente, y shunt bidireccional a través del CAP.

Conforme estos animales envejecen, el grado del shunt derecha-izquierda tiende a aumentar, conllevando a menudo a una cianosis diferencial (que afecta las extremidades posteriores, pero no la cabeza y las extremidades anteriores), intolerancia al ejercicio, síncope y policitemia.

Llegados a este punto, a menudo hay un desdoblamiento del segundo tono cardíaco, pero no existen flujos turbulentos a través del CAP ni soplo cardíaco. Este tipo de CAP es mucho más difícil de reconocer durante la consulta y no es posible corregirlo quirúrgicamente. (Kienl et al., 2016).

- Defecto del Septo Interventricular: Es una abertura que permite el paso de la sangre de un ventrículo a otro (o entre los ventrículos), principalmente durante la sístole ventricular.

La etiología del DSIV es generalmente desconocida, en muchos casos, en los perros, se presenta de forma aislada y sin antecedentes familiares de esta alteración.

Se ha descrito una familia de Springer spaniel inglés, en la cual el defecto parece ser hereditario, además de gen autosómico dominante con penetrancia incompleta como un gen poligénico.

En perros el DSIV aislado frecuentemente consiste en simples aperturas entre los ventrículos que varían de tamaño.

El DSIV también puede formar parte de defectos más complejos, como es el caso de la Tetralogía de Fallot. (Kienl et al., 2016).

Un DSIV aislado produce una comunicación (shunt) izquierda-derecha, con circulación pulmonar aumentada y sobrecarga de volumen del atrio y ventrículo izquierdo, Sin embargo, la fisiopatología del DSIV es variable dependiendo de la talla y localización del defecto y la resistencia del lecho vascular pulmonar. (Kienl et al., 2016).

Muchos de los DSV están clasificados como perimembranosos, indicando que el defecto se extiende (implica), el área membranosa del septo y alguna porción del tejido muscular adyacente.

Los defectos que están situados en la parte alta (superior) del septo, en la región membranosa del septo, se han denominado corrientemente defectos trabeculares perimembranosos.

En el lado del ventrículo izquierdo, estos defectos se encuentran justo debajo de la comisura entre la cúspide derecha y la no coronaria de la válvula aórtica. En el lado ventricular derecho, se abren proximalmente al músculo crista super ventricularis, justo craneal a la válvula tricúspide o justo por debajo de la porción craneal de la valva septal tricúspides.

Los defectos de entrada perimembranosos son caudales a la valva septal de la válvula tricúspide en el lado derecho y bajo la válvula aórtica en el lado izquierdo. Los defectos de salida perimembranosos (también llamados defectos supracristal) también están bajo la válvula aórtica en el lado izquierdo, pero bajo la válvula pulmonar en el lado derecho.

También pueden darse defectos en la porción muscular del septo, aunque son raros en el perro.

Los pequeños defectos pueden cerrarse espontáneamente durante los primeros días de vida, pero casi no se ha descrito en animales. (Kienl et al., 2016).

En los DSIV pequeños o medianos más clásicos, el cuerpo del ventrículo derecho no se ve afectado por la sobrecarga de volumen izquierda-derecha, debido a que la mayoría de las comunicaciones se presentan durante la sístole y la sangre es rápidamente eyectada hacia la arteria pulmonar, Sin embargo, en defectos muy anchos puede producirse una dilatación del ventrículo derecho además de una dilatación del atrio y ventrículo izquierdo.

La regurgitación de la válvula aórtica, de ligera a grave, es común en animales con DSIV subaórtico, dicha regurgitación desgasta el anillo valvular y permite el prolapso de la cúspide coronaria derecha hacia el ventrículo derecho durante la diástole. (Kienl et al., 2016).

Con un DSIV pequeño, existe un gradiente de presión grande entre los ventrículos, por ello el tamaño de la comunicación está limitado principalmente por la resistencia del propio defecto.

Cuanto más se asemeja el tamaño de la sección transversal del DSIV al de la aorta, se igualan las presiones sistólicas del ventrículo izquierdo, derecho, de la arteria pulmonar y aórtica, la dirección y magnitud de la comunicación a través del defecto son dependientes del ratio de las resistencias vasculares sistémicas versus pulmonares.

A pesar de que los defectos moderadamente anchos en los animales con frecuencia producen grandes comunicaciones izquierda-derecha e insuficiencia cardíaca izquierda, un aumento del flujo sanguíneo pulmonar en algunos casos puede producir daños en los vasos pulmonares, aumento de la resistencia vascular, hipertensión pulmonar y comunicación bidireccional o predominantemente derecha-izquierda. (Kienl et al., 2016).

- Defecto del Septo Interatrial: El defecto del septo interatrial (DSIA) es un orificio en el septo interatrial que permite el paso de sangre entre los dos atrios. Cuando este defecto aparece de forma aislada, y de cualquier tamaño, se produce una comunicación de sangre del atrio izquierdo al atrio y ventrículo derecho. Sí dan anomalías adicionales del lado derecho del corazón y éstas aumentan la presión atrial derecha, la comunicación puede ser bidireccional o principalmente derecha izquierda.

A pesar de que un foramen oval persistente puede encontrarse en perros normales, y es más frecuente en perros con estenosis pulmonar, el diagnóstico en perros del DSIA verdadero y aislado es poco frecuente.

En cambio, el DSIA más común se da como parte de otros defectos más complejos. Un DSIA puede darse en una de las tres localizaciones generales, pero a diferencia del DSIV, la localización no afecta su hemodinámica.

Los defectos del seno venoso se dan en el septo dorsal cerca de la unión de las venas pulmonares o de la vena cava.

Los defectos del ostium secundum se dan en la porción media del septo interatrial, a menudo cerca o en el mismo foramen oval.

Los defectos del ostium primum se dan en la parte ventral del septo interatrial, justo por encima de las válvulas atrioventriculares y comúnmente en combinación con otros defectos de los cojinetes endocárdicos, en especial deformaciones de la válvula atrio ventricular.

La mayoría de los DSIA en los perros son de tipo secundum.

En el perro se ha identificado un defecto de extremo de los cojinetes endocárdicos, denominado defecto del canal atrioventricular. (Kienl et al., 2016).

Los DSIA pequeños, a menudo son silenciosos y no conllevan anomalías clínicas significativas, en ausencia de otros defectos cardíacos, los defectos anchos causan sobrecarga de presión del atrio y ventrículo derecho, de los vasos pulmonares, siendo las bases principales de las alteraciones fisiológicas y signos clínicos.

La cantidad de flujo de la comunicación que pasa a través del defecto no depende de la diferencia de presión entre los atrios ya que es siempre pequeña.

En cambio, la dirección y el volumen del flujo se verán influidos por la talla del defecto y por la complianza relativa, capacidad de relajación, de los dos ventrículos durante la diástole, cuando hay mayor flujo.

Los DSIA pequeños a menudo están bien tolerados y pueden ser detectados tardíamente o en la autopsia.

Los defectos de gran tamaño pueden causar de forma gradual un aumento de presión ventricular al final de la diástole e insuficiencia cardíaca derecha.

La función sistólica ventricular derecha generalmente permanece normal. (Kienl et al., 2016).

Si otros defectos congénitos están presentes los cambios fisiopatológicos y alteraciones clínicas del DSIA son muy diferentes, en particular, cuando se combinan con estenosis pulmonar o hipertensión pulmonar, tiende a disminuirse la complianza ventricular derecha, a aumentar la presión atrial derecha y causar un DSIA o un foramen oval persistente para comunicar la derecha con la izquierda.

En muchos casos, especialmente cuando el animal madura (crece) la comunicación derecha- izquierda, puede aumentar y causar una hipoxemia moderada o grave, fatiga, e incluso síncope.

La displasia de la válvula tricúspide con regurgitación o estenosis también puede causar un defecto a nivel atrial para comunicar la derecha con la izquierda. (Kienl et al., 2016).

- Displasia de la válvula mitral: Para discutir este tema, la displasia de la válvula mitral (DVM) se define como una malformación congénita del aparato valvular mitral que conlleva una regurgitación.

En el perro y el gato con DVM, la regurgitación mitral es mucho más común que la estenosis valvular, se considera como poco frecuente y cuando está presente casi siempre se da al mismo tiempo regurgitación.

En esta ocasión, la estenosis mitral se ve como condición aislada y se considera como una entidad clínica separada.

La DVM se ha diagnosticado principalmente en perros de raza grande (especialmente en el Gran Danés y en el Bull terrier).

En el perro con DVM, se han diagnosticado múltiples anomalías del aparato valvular mitral, incluyendo valvas cortas y anchas, hendidas, cuerdas tendinosas cortas y robustas o largas y delgadas, malposición de músculos papilares atrofiados (planos y pequeños) o hipertrofiados, valvas adheridas al septo interventricular e inserción directa de músculos papilares en una o las dos valvas valvulares.

Estas alteraciones hacen que las valvas valvulares no cierren correctamente por ellas mismas, bien porque se encuentran fijadas por otra estructura y les

impide su cierre correcto, o bien porque el soporte del que disponen no es adecuado y no les permite una adecuada aposición.

La tendencia al reflujo se verá aumentada por la dilatación del anillo valvular mitral y del atrio izquierdo secundariamente a la lesión primaria del aparato valvular mitral. En el perro es frecuente observar una difusa fibrosis endocárdica del atrio izquierdo.

En perros con DVM se puede observar ocasionalmente displasia de la válvula tricúspide. (Kienl et al., 2016).

La consecuencia fisiológica más importante de la DVM con regurgitación es una sobrecarga de volumen del atrio y ventrículo izquierdo, un aumento de presión del atrio izquierdo y secundariamente, en los casos más severos, insuficiencia miocárdica ventricular izquierda.

Si también existe una estenosis mitral, la sobrecarga de volumen ventricular izquierda será proporcionalmente menos severa.

La alta presión en el atrio izquierdo puede ocasionar signos de insuficiencia cardiaca congestiva con edema pulmonar.

La manifestación (alteración) anatómica dominante de la DVM congénita es una dilatación desproporcionada del atrio izquierdo. (Kienl et al., 2016).

- **Estenosis Mitral:** La estenosis de la válvula mitral se observa cuando el orificio diastólico de la válvula mitral está reducido, a menudo menor que la mitad de su área de sección transversal.

El aumento de la resistencia al flujo sanguíneo conlleva un gradiente de presión diastólico a través de la válvula mitral y un aumento de la presión atrial izquierda.

La estenosis mitral puede ser un defecto aislado en perros jóvenes, pero a menudo ha sido diagnosticada junto a otras anomalías cardiacas, la más común la EAS, en una serie de casos clínicos. (Kienl et al., 2016).

La estenosis mitral produce un incremento de presión en el atrio izquierdo que produce un incremento de presión en la vena pulmonar y en los capilares pulmonares.

Una estenosis mitral severa puede producir edema pulmonar.

El ejercicio tiende a exacerbar el incremento de presión que puede ocasionar una disnea de esfuerzo o síncope. (Kienl et al., 2016).

El reflejo de vasoconstricción pulmonar secundaria a una presión elevada en el atrio izquierdo y a una enfermedad pulmonar llevando a una hipertensión pulmonar es común en el hombre con estenosis mitral y puede ocasionar en última instancia un fallo cardiaco del lado derecho.

Algunos perros con estenosis mitral tienen una ligera hipertensión pulmonar que es secundaria al importante aumento de presión en el atrio izquierdo.

En perros y en gatos con estenosis mitral aislada, no se ha descrito hipertensión pulmonar severa o fallo cardiaco del lado derecho. (Kienl et al., 2016).

- Displasia de Tricúspide: se define como una malformación congénita del aparato tricuspídeo, incluyendo las valvas, las cuerdas tendinosas y los músculos papilares. Este defecto se diagnostica más frecuentemente que la DVM, y también es más común en perros de raza grande, especialmente en el Labrador Retriever y en el Pastor Alemán.

La enfermedad de Ebstein es un tipo específico de displasia congénita de la válvula tricúspide, diagnosticada en humanos, en la que la inserción de la válvula tricúspide se encuentra desplazada hacia el ventrículo derecho.

La DVT comprende una variedad de alteraciones de la válvula, que en la mayoría de los casos da como resultado una regurgitación tricuspídea.

Las lesiones descritas en el hombre comprenden un engrosamiento local o difuso de las valvas, una falta de desarrollo de las cuerdas tendinosas y de los músculos papilares, una separación incompleta de los componentes valvulares desde la pared del ventrículo y una agenesia focal del tejido valvular.

En el perro con frecuencia los músculos papilares están aumentados de tamaño y las cuerdas tendinosas no existen o son cortas.

Como consecuencia, los músculos papilares se encuentran a menudo insertados directamente en las valvas valvulares, tirando de ellas hacia el ventrículo y evitando así el cierre durante la sístole.

Con frecuencia las valvas están irregularmente engrosadas y pueden estar fenestradas.

La valva septal, puede estar parcialmente adherida al septo interventricular. La fisiopatología es idéntica a la DVM, excepto que el lado derecho del corazón está más involucrado que el lado izquierdo. (Kienl et al., 2016).

La DVT grave ocasiona una dilatación importante del lado derecho y un aumento de presión en su interior que puede conducir a una insuficiencia cardíaca derecha, con ascitis y efusión pleural.

Sin embargo, en el caso de displasia leve o moderada, la regurgitación tricúspide puede tolerarse bien durante años, permitiendo así una buena calidad de vida.

La insuficiencia cardíaca derecha se presenta con más frecuencia en animales jóvenes con regurgitación valvular grave o si la displasia tricúspide se complica por un defecto adicional, como por ejemplo la EP. (Kienl et al., 2016).

- Enfermedad valvular degenerativa mixomatosa: La degeneración valvular mixomatosa también conocida en la literatura veterinaria como endocardiosis, enfermedad valvular degenerativa crónica, enfermedad valvular crónica, fibrosis valvular crónica o simplemente como insuficiencia o regurgitación de la válvula tricúspide o mitral adquirida.

Ambos términos son definiciones erróneas o incompletas.

Las degeneraciones mixomatosas describen los cambios histológicos asociados con la edad o envejecimiento en las válvulas y distinguiendo esta patología de otras formas de enfermedad valvular adquirida.

La degeneración mixomatosa de la válvula es una condición progresiva que afecta principalmente las válvulas mitral y tricúspide en perros de media a avanzada edad y de tamaño pequeño a medio.

En ocasiones la válvula aórtica puede verse afectada, sin embargo, no suele ser el caso en la válvula pulmonar.

La degeneración mixomatosa casi siempre causa insuficiencia (regurgitación) de las válvulas afectadas.

La estenosis valvular adquirida se considera como muy poco frecuente.

La degeneración mixomatosa afecta principalmente a las valvas de las válvulas mitral y tricúspide y a las cuerdas tendinosas.

Las lesiones de la válvula mitral son más frecuentes.

Aproximadamente, en un 60% de los casos, la válvula mitral se ve afectada de forma aislada, y en un 10%, en el caso de la válvula tricúspide, en 30% restante, están afectadas ambas válvulas.

Esta enfermedad, en raras ocasiones afecta la válvula aórtica.

Los cambios más importantes en la degeneración mixomatosa incluyen un aumento del grosor de las valvas y un excesivo tamaño de las cúspides valvulares, sobre todo a lo largo de los bordes libres de las valvas valvulares.

Frecuentemente, en los perros gravemente afectados, estos bordes presentan engrosamientos nodulares prominentes.

Las regiones afectadas de la válvula son opacas y su superficie es suave y brillante, sin evidencias de inflamación.

La consistencia de las áreas engrosadas es rígida, pero no dura ni fibrosa.

Como causa de la regurgitación se produce una sobrecarga de presión en el atrio izquierdo y en el ventrículo y en los casos más avanzados, insuficiencia cardíaca izquierda.

Los cambios más característicos de esta enfermedad, incluyen dilatación atrial y ventricular izquierda, hipertrofia excéntrica del ventrículo izquierdo, función sistólica ventricular izquierda muy aumentada (hipercinética).

A pesar de ser menos frecuente, y menos grave, en la válvula tricúspide se pueden observar cambios similares, así como en el atrio derecho y ventrículo derecho. (Kienl et al., 2016).

clasificación de la enfermedad valvular según la ACVIM:

Estadío A: identifica pacientes en alto riesgo de desarrollar enfermedad cardíaca que actualmente no tienen desorden estructural identificable del corazón. (Atkins et al., 2009).

Estadío B: identifica pacientes con enfermedad estructural del corazón que nunca han desarrollado signos clínicos causados por falla cardíaca.

Debido a importantes implicaciones clínicas para el pronóstico y tratamiento, el panel subdivide el estadio B en B1 y B2. (Atkins et al., 2009).

B1: se refiere a pacientes asintomáticos que no tienen evidencia radiográfica ni ecocardiográfica de remodelación cardiaca en respuesta a la EVDC. (Atkins et al., 2009).

B2: se refiere a pacientes asintomáticos que tienen regurgitación valvular hemodinámicamente significativa, así como hallazgos evidenciados radiográficamente o ecocardiográficamente de agrandamiento del lado izquierdo del corazón. (Atkins et al., 2009).

Estadio C: denota pacientes con signos clínicos pasados o actuales de falla cardiaca asociados con enfermedad cardiaca estructural.

Debido a importantes diferencias en el tratamiento de falla cardiaca aguda entre perros que requieren hospitalización y los ambulatorios, estos problemas han sido tratados separadamente por el panel.

Algunos animales que presentan falla cardiaca por primera vez pueden tener signos clínicos severos que requieran una terapia agresiva que normalmente estaría reservada para los pacientes con enfermedad refractaria. (Atkins et al., 2009).

Estadio D: Se refiere a pacientes en etapa terminal de la enfermedad con signos clínicos de falla cardiaca causados por EVDC refractarios a la “terapia estándar”. Estos pacientes requieren estrategias de tratamiento avanzado o especializado para mantenerse clínicamente confortables con su enfermedad. Así como en la etapa C, el panel ha hecho distinción entre animales en estadio D que requieren terapia intrahospitalaria aguda y aquellos que pueden ser manejados como ambulatorios. (Atkins et al., 2009).

- Cardiomiopatía dilatada: La insuficiencia miocárdica es una alteración en la que la contractibilidad cardiaca está disminuida y la función sistólica ventricular disminuida. La cardiomiopatía dilatada (CMD) es el término que se aplica a aquellas enfermedades en las que la insuficiencia cardiaca se presenta por razones desconocidas (idiopática).

Debido a que existen múltiples causas potenciales de insuficiencia miocárdica, el diagnóstico de CMD debe realizarse por exclusión (diagnosticada cuando

otras causas conocidas de insuficiencia miocárdica han sido previamente excluidas).

El mecanismo fisiopatológico incluye una disminución marcada de los valores indicadores de la función ventricular sistólica (fracción de eyección, fracción de acortamiento), dilatación ventricular tanto en sístole como en diástole, hipertrofia ventricular excéntrica y dilatación atrial.

El aumento de las presiones diastólicas ventricular, atrial y venosa, en ocasiones provoca la aparición de signos de insuficiencia cardiaca congestiva. La CMD afecta a ambos ventrículos en algunos perros y sólo al ventrículo izquierdo en el resto de los perros.

La ecocardiografía permite el rápido reconocimiento de la CMD, particularmente en aquellos pacientes con formas leves que no han podido ser diagnosticadas por otros métodos.

La ecocardiografía es especialmente útil para distinguir la cardiomiopatía primaria (CMD) de la cardiomiopatía de origen valvular y de otros tipos de enfermedades cardíacas. (Kienl et al., 2016).

- Cardiomiopatía hipertrófica: es una enfermedad del miocardio ventricular (ventricular izquierdo principalmente) caracterizada por una hipertrofia concéntrica primaria (por ej. Sin causa identificable, idiopática) de leve a grave. Se trata de una patología miocárdica poco frecuente en los perros. Las patologías cardíacas que ocasionan una hipertrofia secundaria, generalmente producen una hipertrofia concéntrica simétrica con un incremento máximo del grosor de la pared de un 50 % en los casos más graves. La hipertrofia de CMH provoca en primer lugar una disfunción diastólica (disminución de la complianza del ventrículo izquierdo) con o sin regurgitación mitral, que da como resultado un aumento de presión en el atrio izquierdo y una hipertensión venosa pulmonar, con dilatación atrial izquierda e insuficiencia congestiva. (Kienl et al., 2016).
- Enfermedad pericárdica y neoplásica: La enfermedad pericárdica más común en el perro es, con mucha diferencia, el derrame pericárdico con o sin taponamiento.

El taponamiento cardiaco (compresión) se produce cuando la presión del pericardio aumenta hasta alcanzar un nivel que incrementa las presiones intracardiacas en diástole, causando una dificultad progresiva del llenado ventricular y una disminución del volumen latido y como resultado final una insuficiencia cardiaca congestiva.

Las primeras manifestaciones clínicas son propias de insuficiencia cardiaca derecha (cansancio, ascitis).

Las alteraciones congénitas pericárdicas, incluyen la hernia diafragmática peritoneo pericárdica y los quistes pericárdicos.

Las causas más comunes de efusión pericárdica con taponamiento cardiaco en el perro son las neoplasias cardiacas y pericárdicas (en especial el hemangiosarcoma atrial derecho, los tumores de la base del corazón y los mesoteliomas), las pericarditis hemorrágicas idiopáticas y la ruptura atrial izquierda como consecuencia de una regurgitación mitral crónica. (Kienl et al., 2016).

A pesar de que el derrame pericárdico moderado o grave con taponamiento, puede sospecharse claramente con el examen clínico y las radiografías de tórax, la ecocardiografía bidimensional es importante porque permite una rápida confirmación y de manera no invasiva además de permitir la diferenciación con otras causas posibles (citología del líquido pericárdico no permite distinguir entre causas no infecciosas y neoplásicas o no).

La ecocardiografía Doppler ayuda poco en el diagnóstico y gestión del derrame pericárdico. (Kienl et al., 2016).

- Hipertensión pulmonar (cor pulmonale): se refiere al aumento del ventrículo derecho causado por una sobrecarga de presión consecuencia de un aumento de la resistencia vascular pulmonar y de la hipertensión de la arteria pulmonar. Las causas del aumento de la resistencia vascular pulmonar incluyen enfermedad parenquimatosa pulmonar, tromboembolismo pulmonar, dirofilariosis, vasoconstricción arterial pulmonar secundaria a hipoxia alveolar, y obstrucciones de la entrada del lado izquierdo del corazón (por Ej. estenosis mitral).

La hipertensión pulmonar primaria (idiopática) es una anomalía obstructiva primaria caracterizada por una hipertrofia de la muscular y la íntima de etiología desconocida. En el cor pulmonale, por lo general, no se incluye la hipertensión pulmonar que puede ocurrir de manera secundaria a una hipertensión venosa pulmonar originada por alteraciones en el lado izquierdo del corazón o comunicaciones izquierda-derecha. (Kienl et al., 2016).

- Síndrome de Eisenmenger: es la combinación de una comunicación sistémica-pulmonar (atrial, ventricular o de los grandes vasos) y una resistencia pulmonar elevada (hipertensión pulmonar).

El complejo de Eisenmenger es la combinación específica de un DSIV con hipertensión pulmonar, que da lugar a una comunicación derecha-izquierda y cianosis.

El síndrome de Eisenmenger es raro en el perro, si bien se han descrito todos los casos (CAP, DSIV y DSIA).

En el perro, el defecto más común es el CAP con hipertensión pulmonar, que generalmente se presenta en edad temprana.

El mecanismo fisiopatológico en este tipo de alteraciones es muy similar al observado en el caso de TF, con una comunicación derecha- izquierda que conlleva una disminución del oxígeno arterial sistémico progresiva y policitemia.

Sin embargo, en el caso de animales con hipertensión pulmonar grave e irreversible, el pronóstico a largo plazo es generalmente sombrío a diferencia de la TF, en la que una mejora parcial de la EP o la realización por medio de la cirugía de una comunicación pulmonar izquierda-derecha pueden conllevar una mejora del estado clínico. (Kienl et al, 2016)

Clasificación de tamaño de los perros.

De acuerdo con la FCI (FEDERATION CYNOLOGIQUE INTERNATIONALE), la clasificación del tamaño de los perros es la siguiente

- Perros de menos de 5 kilos- Perros toys o enanos.
- Perros de entre 5 y 14 kilos- Perros pequeños.
- Perros de entre 14 y 25 kilos- Perros medianos.
- Perros de entre 25 y 50 kilos- Perros grandes.
- Perros de más de 50 kilos- Perros gigantes.

OBJETIVOS.

1. Resaltar la importancia de la ecocardiografía como herramienta diagnóstica en perros bajo sospecha de enfermedad cardiovascular.
2. Hacer énfasis en la necesidad de realizar estudio ecocardiográfico antes de iniciar cualquier terapia en pacientes con sospecha de enfermedad cardiovascular.

HIPÓTESIS.

1. No todos los pacientes sospechosos de enfermedad cardiovascular resultan enfermos.
2. No todos los pacientes que son sospechosos de enfermedad cardiovascular tienen la misma enfermedad y por lo tanto no requieren el mismo tratamiento.

METODOLOGÍA.

Se recopilaron los reportes de los estudios ecocardiográficos de pacientes caninos que fueron llevados a consulta entre abril de 2019 y abril de 2020 al Hospital Veterinario Pet Vet Chiluca y que al examen físico general se sospechó de enfermedad cardiovascular ya sea por presencia de un soplo de intensidades variables, disnea o reporte de fatiga observada por el dueño de la mascota., el examen físico general y la exploración cardiovascular la realizó el mismo médico veterinario especialista en medicina de perros y gatos.

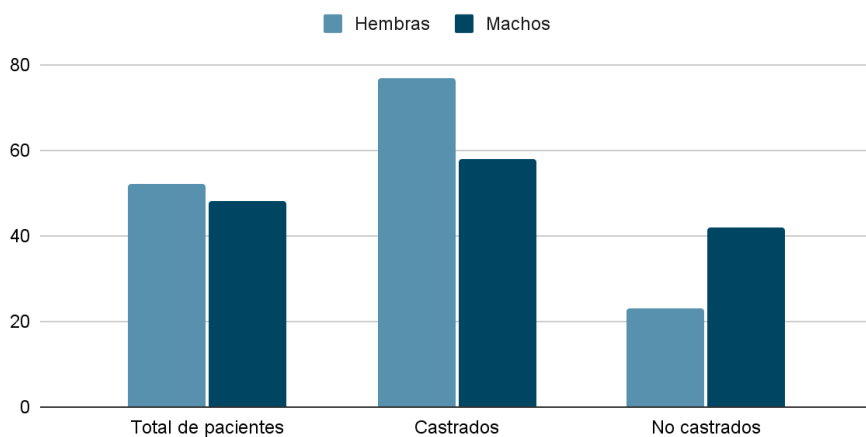
Los estudios ecocardiográficos se realizaron utilizando la técnica transtorácica, con un equipo Sonoscape S9, realizados siempre por el mismo médico veterinario experimentado en dicha técnica, colocados en decúbito lateral sobre colchonetas diseñadas para ecocardiografía. En cada estudio, se realizó la ecocardiografía bidimensional en las ventanas paraesternal derecha, paraesternal craneal izquierda y paraesternal caudal izquierda, también se realizó el modo M y Doppler (de onda continua, onda pulsada o color).

RESULTADOS.

Se analizó la información de los 50 ecocardiogramas recopilados y se obtuvieron los siguientes resultados:

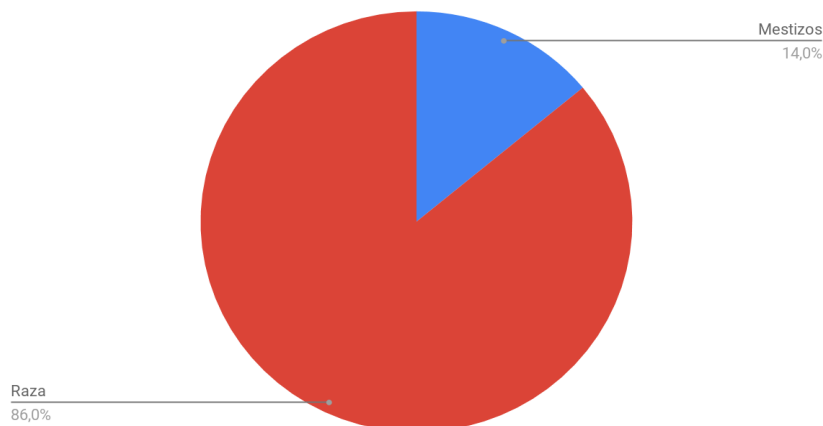
- Del total de pacientes en el estudio, el 52% de los pacientes eran hembras y el 48% de los pacientes eran machos, del 100% de hembras en el estudio, 77% estaban castradas y el 23% no lo estaba, así como del 100% de machos en el estudio, 58% estaban castrados y el 42% no lo estaba.

Relacion de sexo y estado de castración de los pacientes estudiados.



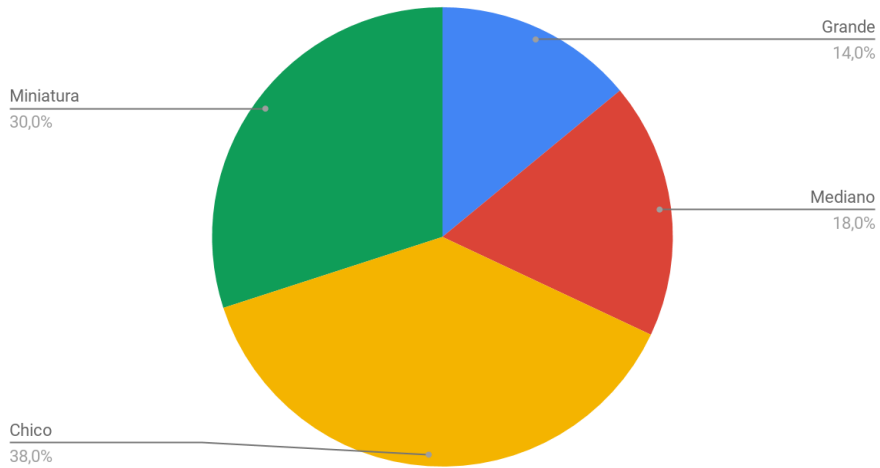
- Del total de los pacientes estudiados, el 14% eran mestizos y el 86% eran de raza.

Relación del estado racial de los pacientes estudiados.



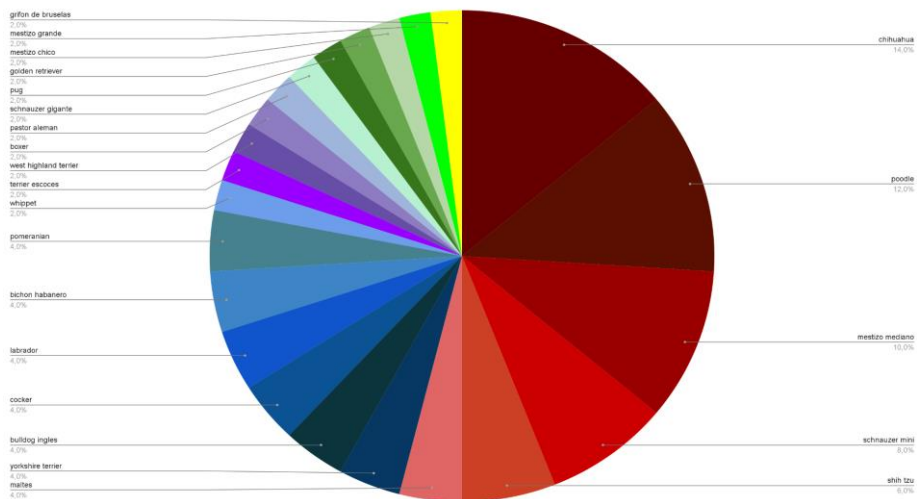
- Del total de los pacientes estudiados, el 38% eran de tamaño chico, 30% eran miniatura, 18% medianos y 14% eran grandes.

Relación de tamaño de las pacientes en el estudio.



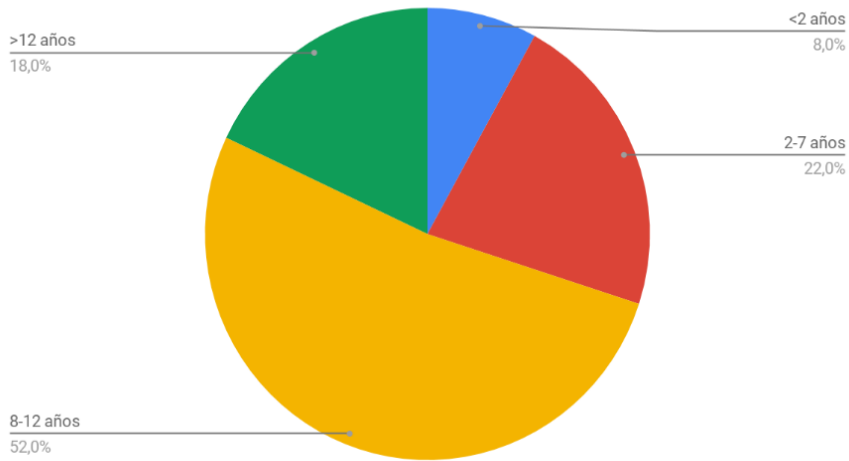
- El perro con más incidencia fue de raza y fue chihuahua con 14% del 100% de pacientes estudiados.

Relacion racial de los pacientes estudiados.



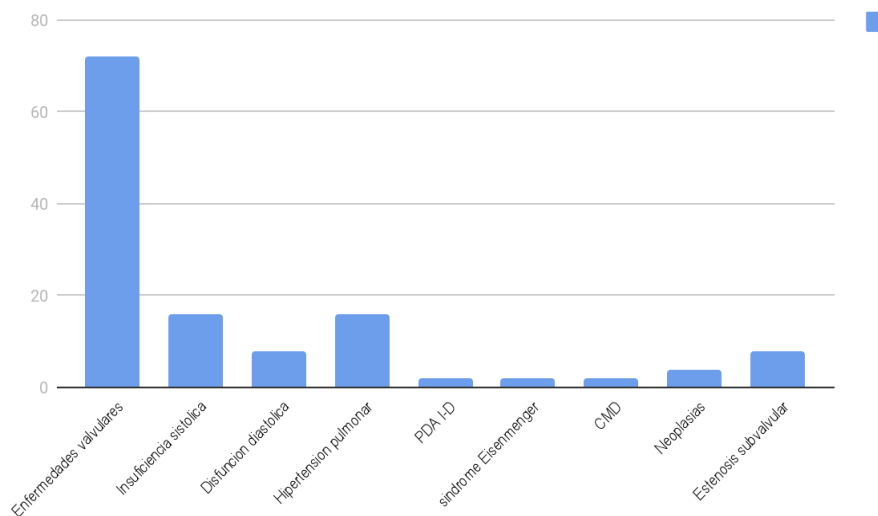
- Del total de pacientes estudiados, el 52% tenía de 8-12 años, el 22% de 2-7 años, el 18% >12 años y el 8% <2 años.

Relación de incidencia según la etapa de vida.



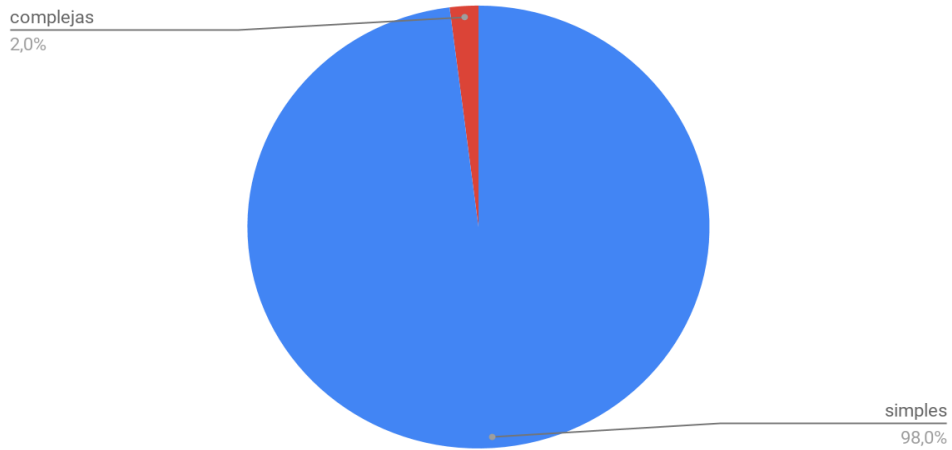
- Las enfermedades diagnosticadas en este estudio fueron: enfermedades valvulares 72%, insuficiencia sistólica 16%, disfunción diastólica 8%, neoplasias 4%, persistencia del ductus arterioso I-D 2%, síndrome de Eisenmenger 2%, cardiomiopatía dilatada 2%, hipertensión pulmonar 16%, estenosis subvalvular 8%.

Relación de diagnósticos en los 50 pacientes del estudio.



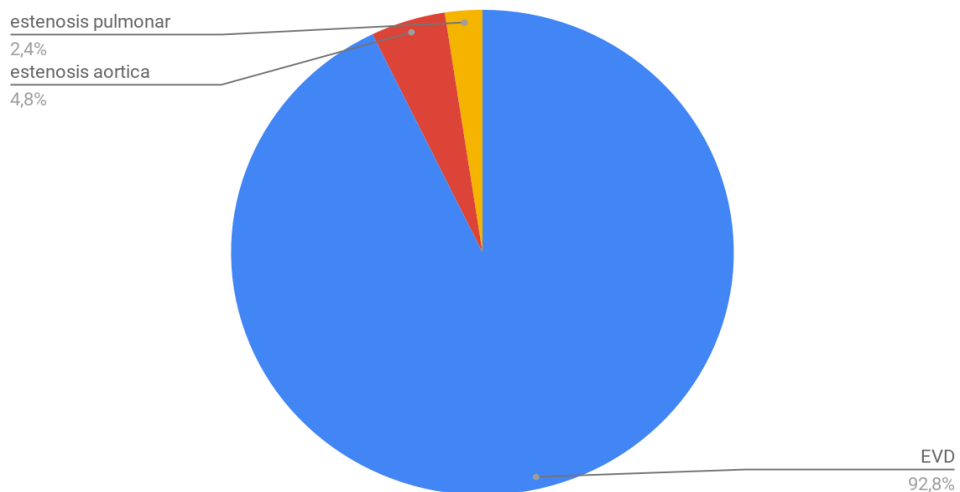
- Del total de pacientes en el estudio, el 98% presentó patologías simples (solo un tipo de patología principal) y el 2% presentó patologías complejas (más de un tipo de patología principal).

Relación de patologías simples y compuestas encontradas en los pacientes estudiados.



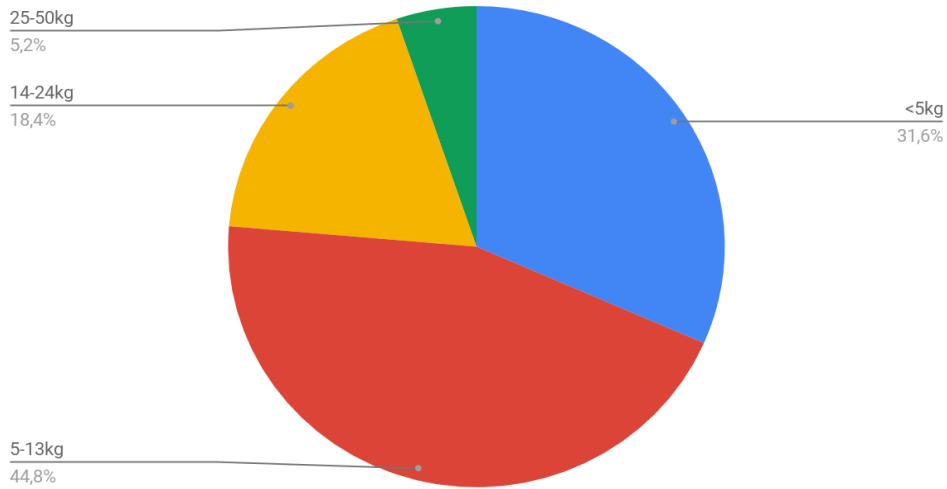
- Del total de enfermedades valvulares, el 92.7% eran degenerativas, el 4.8% eran estenosis subvalvulares aórticas y el 2.4% estenosis pulmonares.

Relacion de enfermedades valvulares encontradas en el estudio.



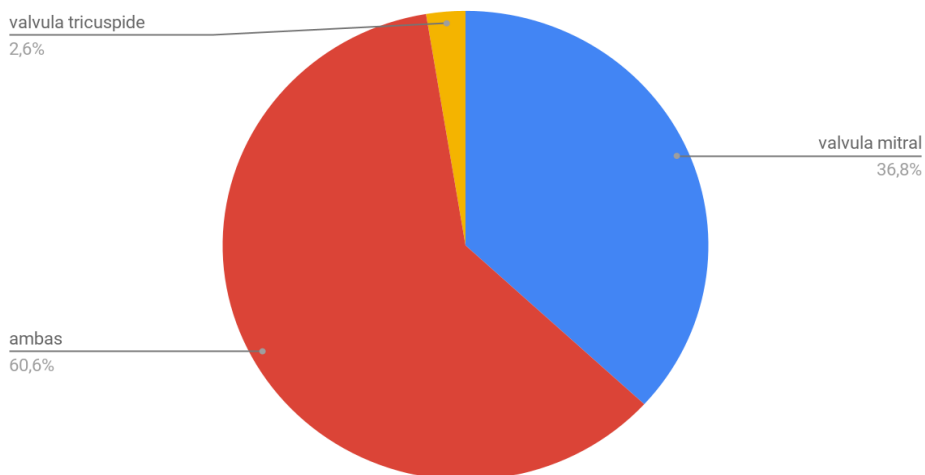
- Del total de pacientes diagnosticados con EVD, el 44.7% pesaba de 5-13kg, 31.5% pesaba menos de 5kg, el 18.4% pesaba de 14-24kg y el 5.2% pesaba de 25-50kg.

Relación del peso de los pacientes diagnosticados con EVD.



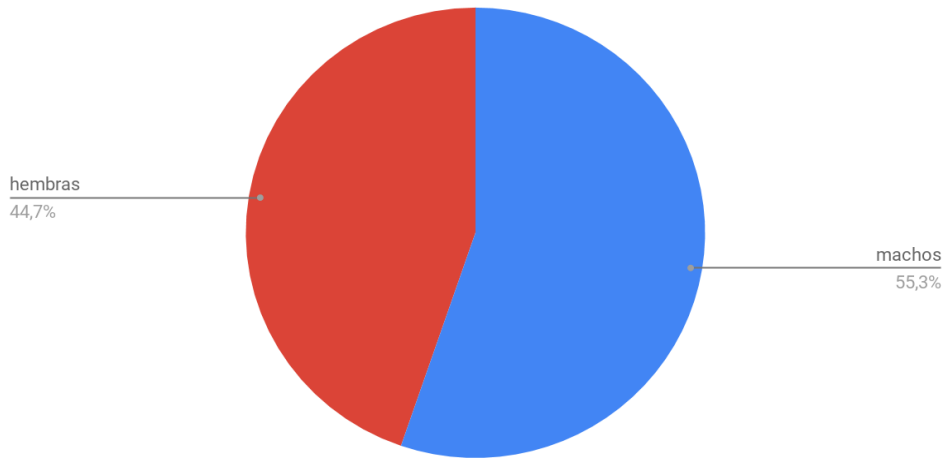
- Del total de enfermedades valvulares degenerativas, el 36.8% eran solo mitrales, el 2.6% tricúspides y el 60.5% eran mitrales y tricúspides.

Relación de válvulas afectadas en los casos de EVD en el estudio.



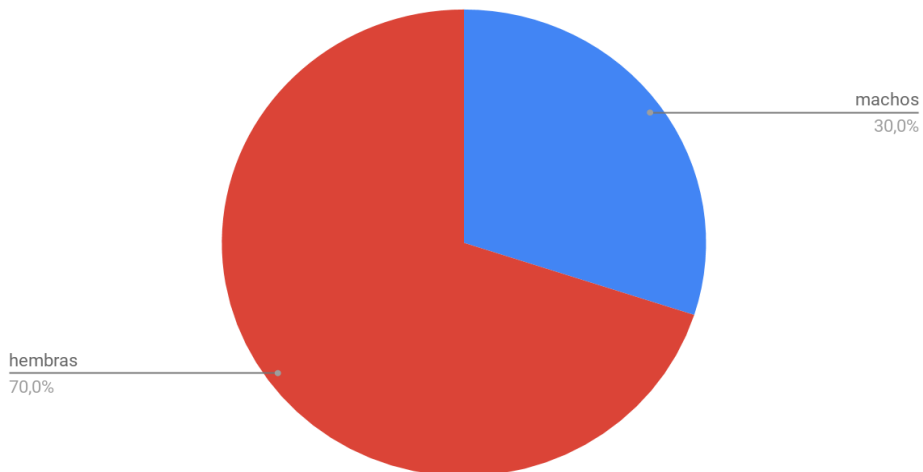
- Del total de pacientes diagnosticados con EVD, el 44.7 % eran hembras y el 55.2% eran machos.

Relación de machos y hembras diagnosticados con EVD en el estudio.



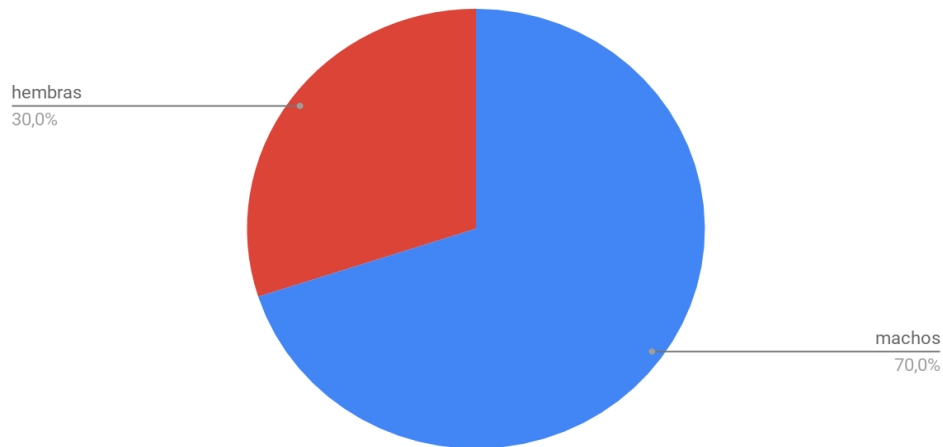
- Del total de pacientes diagnosticados con EVD que afectaba sólo la válvula mitral, el 70% eran hembras y el 30% eran machos.

Relación de machos y hembras diagnosticados con EVD mitral.



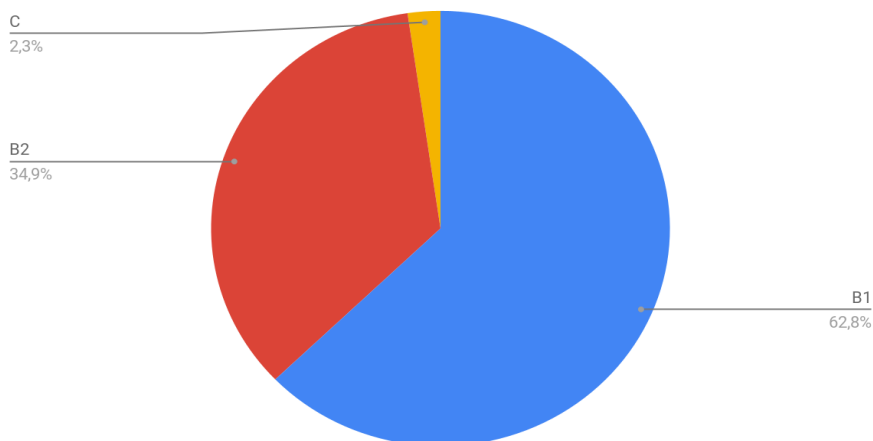
- Del total de pacientes diagnosticados con EVD que afectaba ambas válvulas (mitral y tricúspide), el 70% eran machos y el 30% eran hembras.

Relación de hembras y machos diagnosticados con EVD en ambas válvulas (mitral y tricúspide).



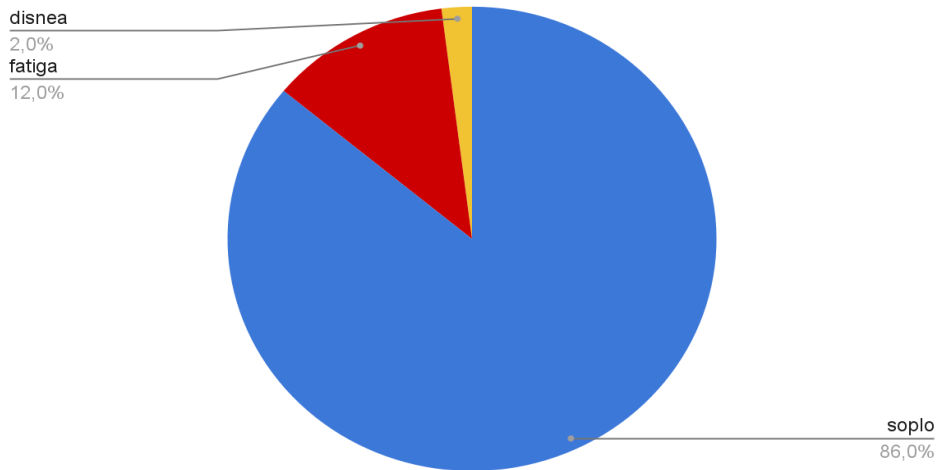
- Del total de enfermedades valvulares, según la clasificación del ACVIM, el 62.8% eran B1, el 34.9% eran B2 y 2.3% eran C.

Relación de estadificación de enfermedades valvulares encontradas.



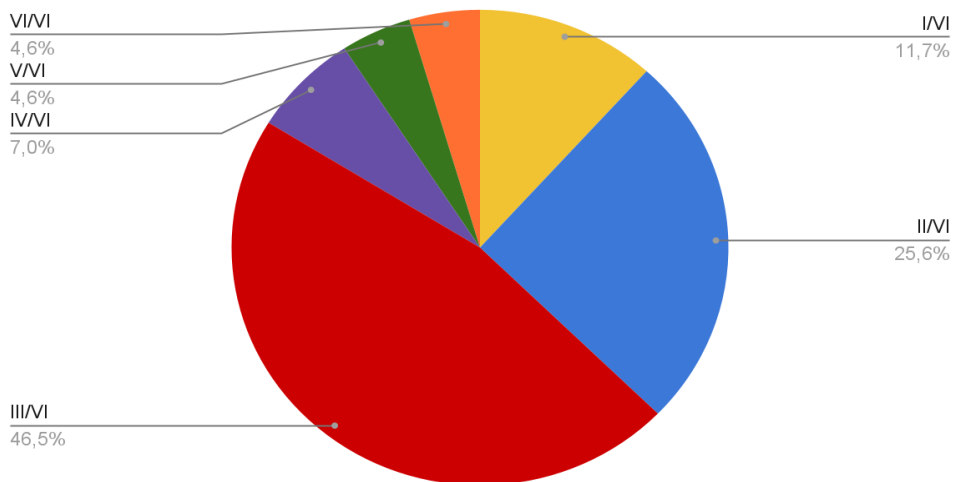
- Del total de pacientes estudiados, el 86% presentaba soplo como motivo de sospecha, el 12% fatiga como motivo de sospecha y el 2% disnea como motivo de sospecha.

Relación de motivos de sospecha en los px estudiados.



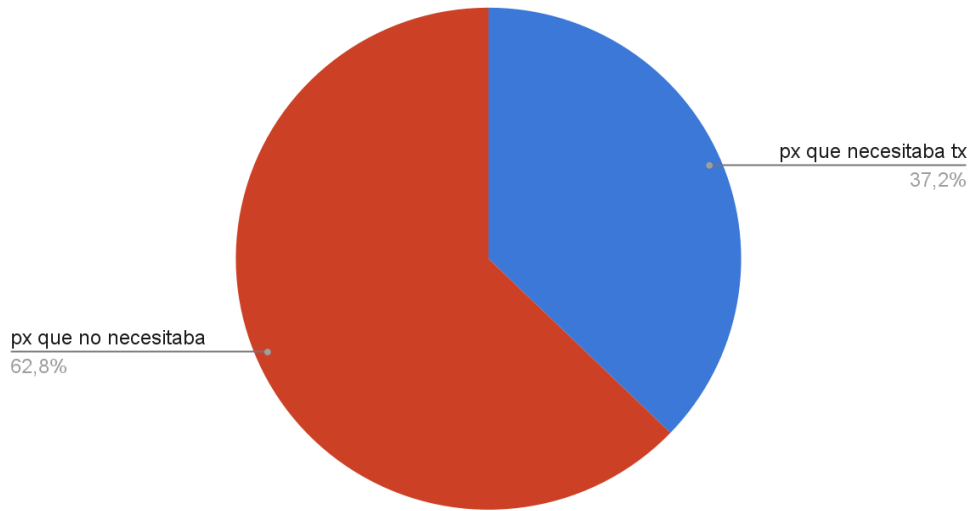
- Del total de pacientes con soplo el 46.5% era de intensidad 3/6, el 25.6% era de intensidad 2/6, el 11.7% era de intensidad 1/6, el 7% era de intensidad 4/6, el 4.6% era de intensidad 5/6 y el 4.6% era de intensidad 6/6.

Relación de intensidad del soplo en los px estudiados.



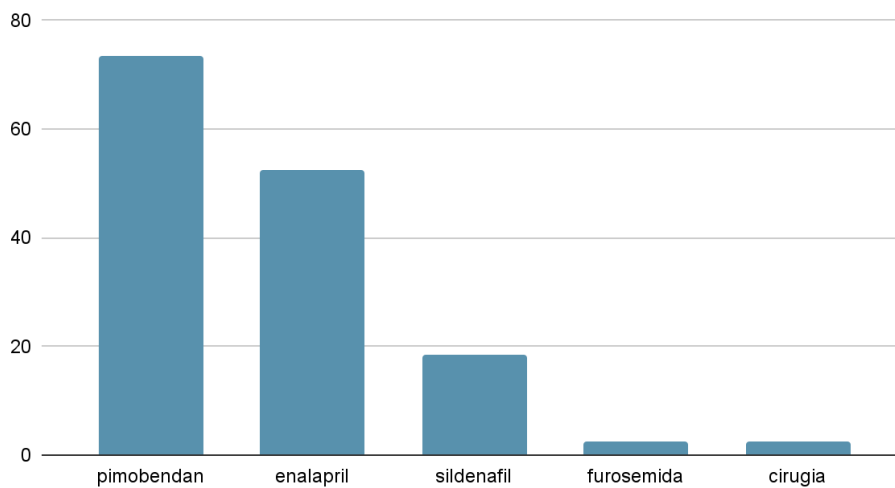
- Del total de pacientes estudiados, el 37.2% requirió tratamiento y el 62.8% no lo requirió.

Relacion de pacientes que requirieron tratamiento



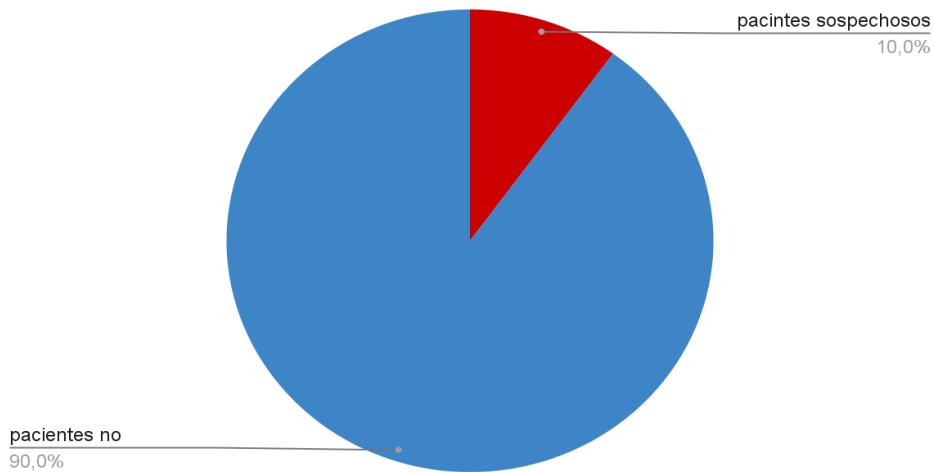
- Del total de pacientes que requirieron tratamiento, el 73.6% requirió pimobendan, el 52.6% enalapril, el 18.4% sildenafil, el 2.6% furosemida y el 2.6% cirugía correctiva.

Relación de tratamientos requeridos por los px en el estudio.



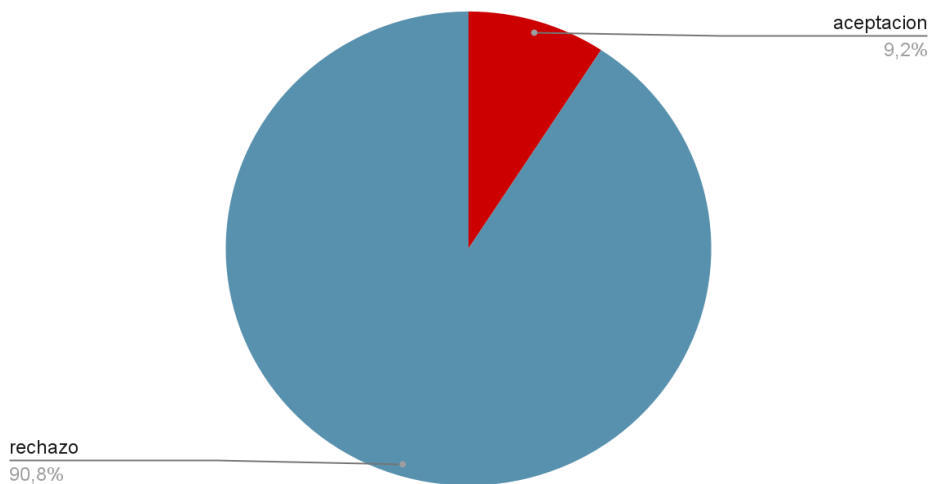
- Del total de pacientes llevados al hospital veterinario pet vet en el transcurso de un año, el 10% resultó sospechoso de enfermedad cardiovascular.

Relación de pacientes sospechosos y no sospechosos de ECV



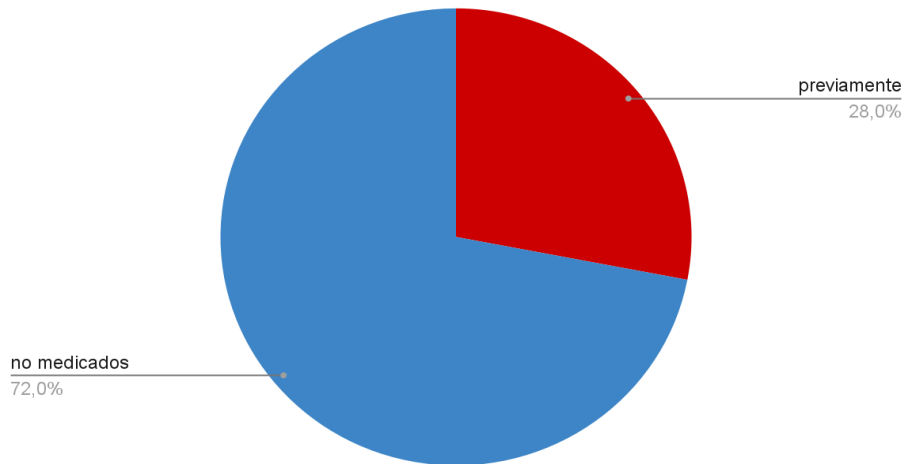
- Del total de pacientes sospechosos de enfermedad cardiovascular en el lapso de un año, solo el 9.2% aceptó realizar el estudio ecocardiográfico.

Relación de aceptación y rechazo del estudio ecocardiográfico.



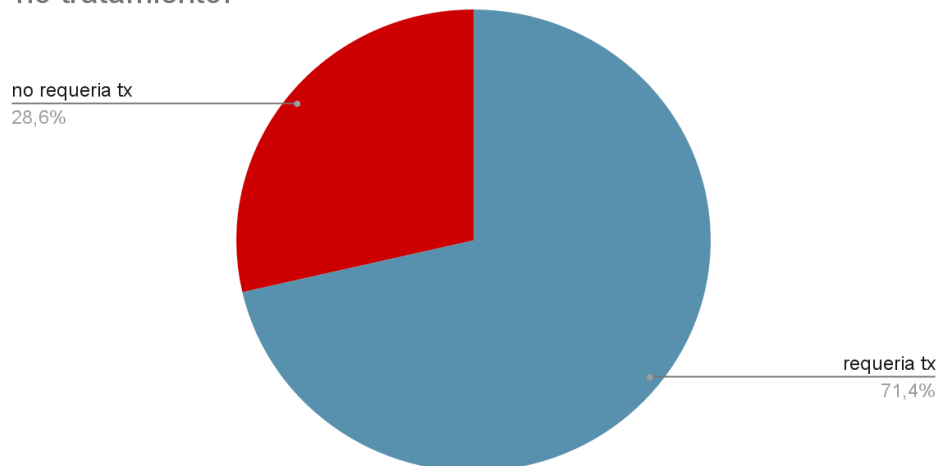
- Del total de pacientes sospechosos de enfermedad cardiovascular, el 28% de ellos se encontraba previamente medicado por otro médico veterinario sin estudio ecocardiográfico.

Relación de pacientes medicados o no, previamente.



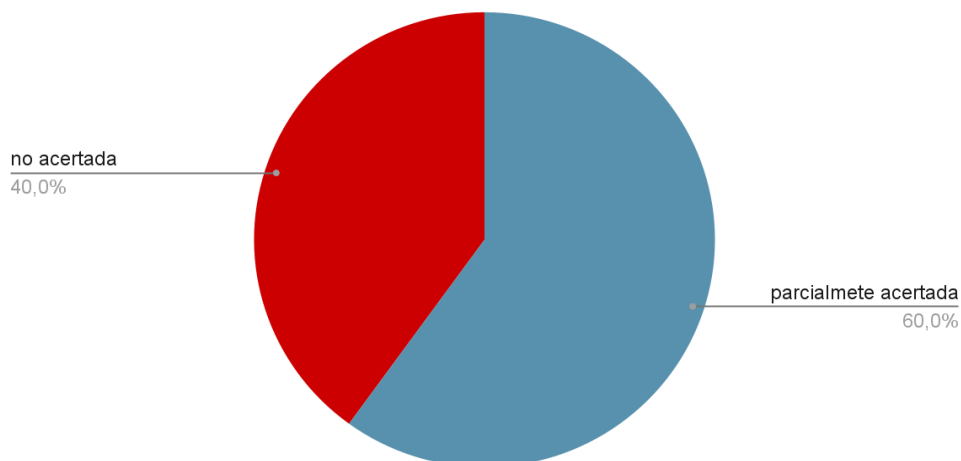
- Del total de pacientes previamente medicados, el 71.4% si requería tratamiento mientras que el 28.6% no lo requería.

Relación de pacientes previamente medicados que requerían o no tratamiento.



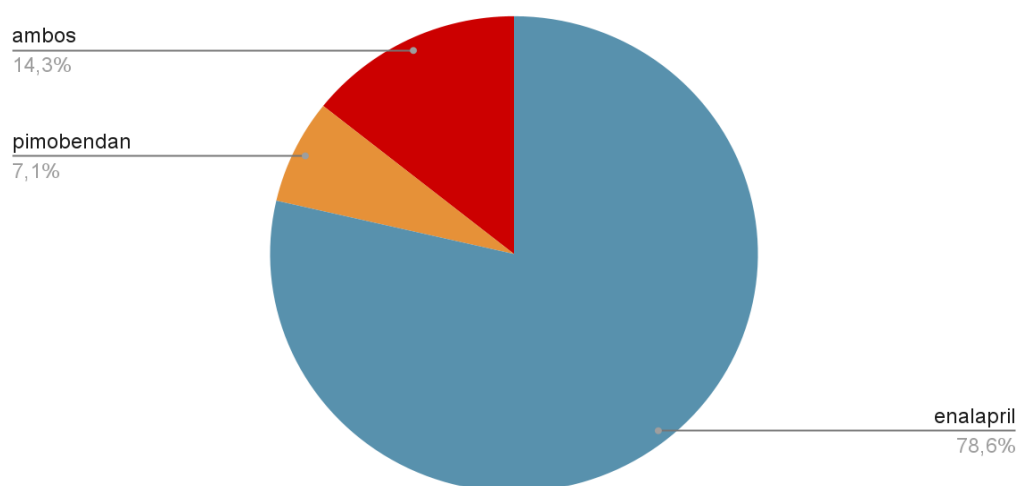
- El total de pacientes previamente medicados sin estudio ecocardiográfico, requirió modificación terapéutica.
- Del total de pacientes previamente medicados, al 40% se le administró una medicación no acertada y al 60% se le administró una medicación parcialmente acertada.

Relación de pacientes previamente medicados con medicación no acertada y parcialmente acertada.



- Del total de pacientes previamente medicados, el 78.6% recibió enalapril como única medicación, el 14.3% recibió pimobendan y enalapril y el 7.1% recibió pimobendan como única medicación.

Relación de fármacos empleados por médicos anteriores sin estudio eco cardiográfico.



ANÁLISIS DE RESULTADOS Y DISCUSIÓN

La enfermedad cardiovascular como motivo de consulta.

- Según el panel de consenso de la especialidad de cardiología de la ACVIM (American College of Veterinary Internal Medicine), se estima que aproximadamente el 10% de los perros presentados a consulta veterinaria presenta enfermedades del corazón (Altkins et al., 2009), sin embargo, esto no significa que el motivo de la consulta en ese momento sea la enfermedad cardíaca.

Durante el periodo de un año (abril 2019- abril 2020) en el hospital veterinario pet vet se recibieron aproximadamente 5400 consultas incluyendo medicina preventiva, de las cuales el 10% de pacientes resultó sospechoso de enfermedad cardiovascular coincidiendo con lo reportado por Altkins et al., 2009 sin embargo del 100% de pacientes sospechosos de enfermedad cardiovascular sólo el 9.2% de los dueños aceptó realizar el estudio ecocardiográfico, esto pudiendo deberse a falta de comunicación y/o entendimiento con el propietario, costo del estudio, tiempo del estudio, etc., por lo que este estudio representa al 9.2% de la cantidad real de pacientes sospechosos de enfermedad cardiovascular en el hospital veterinario pet vet.

Relación de machos y hembras en el estudio.

- En este trabajo del 100% de los perros a los que se les realizó el estudio ecocardiográfico el 52% eran hembras y el 48% machos, podemos comparar estos datos con los reportados por Lucina et al., 2020 donde reporta una relación de 57% hembras y 43% machos en su estudio retrospectivo de enfermedades cardíacas congénitas con 97 casos, y los datos reportados por Montano 2020 con 59% hembras y 41% machos en su estudio de Prevalencia de Patologías cardíacas en pacientes caninos; sin embargo al individualizar las patologías cardiovasculares hay datos como los reportados por Altkins et al., 2009 donde se establece que los machos son 1.5 veces más propensos que las hembras a presentar enfermedad valvular degenerativa.

Relación de estado de castración y enfermedad cardiovascular.

- No se encontraron datos reportados por otros autores acerca de la influencia directa del estado de castración en el riesgo de presentar enfermedades cardiovasculares aunque el sobrepeso (aumento de grasa intraabdominal) asociado a la castración puede ser un factor de riesgo para presentar enfermedad cardíaca (Thengchaisri et al., 2014) (Bergman et al., 2007), en cuanto a nuestro estudio, no se realizó medición de grasa intraabdominal a los pacientes, sin embargo, en el caso de las hembras estudiadas, el 77% se encontraban castradas y en el caso de los machos estudiados solo el 58% se encontraban castrados por lo que podemos decir que en lo que respecta a nuestros resultados, si hay una diferencia importante entre las hembras enteras y castradas.

Relación entre el estado racial y la enfermedad cardiovascular.

- Existe evidencia creciente de que muchos tipos de enfermedad cardiovascular congénita y adquirida en pequeñas especies son de origen familiar. Se cree que la gran cantidad de enfermedades familiares en animales domésticos de raza pura están asociadas con el deseo de criar animales para mantener una apariencia específica y también a la selección de animales de un pequeño grupo de fundadores populares (efecto fundador) (Meurs et al., 2010). En este caso concordamos ya que el 86% de los pacientes en el estudio resultaron ser de raza mientras que solo el 14% de los perros eran mestizos.

Relación entre el tamaño del perro y la enfermedad cardiovascular.

- Según los estándares del American Kennel Club, el peso promedio del perro adulto de raza es de 23 kg, las razas de perros con un peso promedio o menor a 9 kg representan el 21%, con aproximadamente 43 razas. En 1985 Thrusfield y sus colegas evaluaron el efecto de la raza y sexo en la enfermedad valvular en perros, examinando los registros de los casos de perros tratados en la Universidad de Edimburgo identificado 12 razas con una mayor incidencia de incompetencias de válvulas cardíacas. De estos doce,

nueve tenían un peso adulto promedio de 9 kg o menos y 10 tenían un peso adulto promedio menor a 14 kg.

Fleming et al., 2011, Examinaron 74.556 entradas en la base de datos de medicina veterinaria, una recopilación de casos por causa de muerte por raza de 27 hospitales veterinarios de enseñanza en Norteamérica, se le considera una causa mayor de muerte a la que afecta a más del 10% de la raza, basados en este criterio, encontraron que cerca del 75% de razas con un peso corporal promedio menor a 9 kg reportaron problemas cardiovasculares como una causa mayor de muerte comparado con solo el 25% de razas con peso promedio mayor a 9 kg.

Teniendo en cuenta todo lo anterior y viendo nuestros resultados, concordamos con los autores anteriores ya que el 30% de los pacientes en nuestro estudio fueron toys y el 38% pequeños que en conjunto representan a más de la mitad (68%) de la muestra.

Esto también pudiera explicarse por Sutter et al., 2002 quienes explican que los genes que afectan los principales rasgos morfológicos se comparten entre varias razas, y todas las razas de perros pequeños comparten al menos un ancestro común que contribuyó al alelo IGF1 el cual ha demostrado afectar el tamaño corporal en humanos y ratones.

Este hallazgo es particularmente intrigante cuando consideramos que el gen IGF1 ha sido implicado en el desarrollo cardíaco así como en el tamaño corporal. Si bien la pérdida de expresión del IGF1 está relacionada con una disminución del tamaño corporal, la sobreexpresión de IGF1 conduce a un aumento del tamaño del corazón al aumentar el tamaño de los miocitos cardíacos. Esta respuesta se está considerando como un medio para tratar la insuficiencia cardíaca al reducir el riesgo de isquemia miocárdica. El IGF1 afecta tanto al crecimiento esquelético como al tamaño del corazón, aunque los efectos no son proporcionales según los estudios realizados en ratones. Dado que se ha demostrado que el IGF1 es un contribuyente importante a la reducción del tamaño corporal en los perros, si el corazón no se encoge a la misma escala en los perros pequeños, esta mutación por sí sola podría ser responsable del hacinamiento que conduce a las malformaciones valvulares. Además, el IGF1 tiene un efecto directo sobre el crecimiento del corazón que

podría conducir a malformaciones si se regula incorrectamente, como se esperaría en la selección para un tamaño pequeño (Heidi et al., 2012).

Razas mayormente afectadas por enfermedad cardiovascular.

- Dentro de las enfermedades cardiovasculares en perros, la enfermedad valvular degenerativa es la más común y es particularmente evidente en las razas más pequeñas (Parker et al., 2012) por lo que al ver nuestros resultados podemos concordar ya que tenemos al chihuahueño y poodle como los principales afectados sumando el 26% de la muestra.

Relación de la edad y la enfermedad cardiovascular.

- La endocardiosis valvular es la enfermedad cardiovascular adquirida más común en perros (Buchanan, 1992). La prevalencia de la EVD depende de la edad y alcanza aproximadamente el 75% en perros mayores de 16 años (Kwart y Haggstrom, 2000).

Dentro de los resultados de nuestro estudio pudimos observar que el 52% de los perros se encontraba en edad de entre 8-12 años y el 18% con más de 12 años, lo que en su conjunto suma el 70% de la muestra por lo que concuerda que los pacientes de edad avanzada son los más susceptibles a presentar EVD y por lo tanto representar la mayor parte de los enfermos cardiovasculares.

Enfermedades diagnosticadas en el estudio.

- A pesar de que la enfermedad valvular degenerativa es la enfermedad cardiovascular más común en perros, no debemos olvidar las demás patologías existentes, si observamos los datos reportados por Montano en 2020, podremos ver que el 85% de pacientes presentaron patologías adquiridas y el 15% patologías congénitas, resultando del total de los casos 74% EVD, 7% cardiomiopatía dilatada, 6% estenosis aórtica, 4% estenosis subaórtica, 3% estenosis pulmonar, 3% cor pulmonar, 2% displasia valvular, 1% hipertrofia ventricular.

En nuestros resultados podemos ver que el 90% fueron patologías adquiridas y 10% congénitas, resultando del total de los casos 67% EVD, 2% cardiomiopatía dilatada, 4% estenosis subaortica, 4% estenosis pulmonar, 2% cor pulmonar, 14% hipertensión pulmonar, 4% neoplasias, 2% persistencia del ductus arterioso I-D, 2% síndrome de Eisenmenger, 16% insuficiencia sistólica y 8% disfunción diastólica.

Al comparar ambos estudios podemos observar que las patologías adquiridas son más frecuentes que las congénitas de las cuales la enfermedad valvular degenerativa predomina por la parte de las adquiridas y las estenosis por las congénitas, también podemos ver valores similares en cuanto a cor pulmonar sin embargo hay que notar que hubo diferentes patologías diagnosticadas en ambos estudios lo que se puede deber al número de la muestra o la localización geográfica donde se realizaron los estudios y predominancia de ciertas razas en tales lugares.

Hipertensión pulmonar.

Cuando hablamos de hipertensión pulmonar podemos ver que dentro de nuestro estudio, el 21% de perros con EVD la presentaron, de los cuales el 75% tenía afectadas la válvula mitral y tricúspide, el 25% solo tricúspide y el 25% por PDA, esto puede explicarse de la siguiente manera; la hipertensión pulmonar (HP) es una complicación común de la enfermedad cardíaca izquierda (LHD), en respuesta a un aumento pasivo de las presiones de llenado del lado izquierdo, más específicamente la presión del atrio izquierdo. Actualmente se define como HP poscapilar, por un aumento de la presión arterial pulmonar media (mPAP) ≥ 25 mmHg y una presión de enclavamiento arterial pulmonar (PAWP) > 15 mmHg.

En la mayoría de los casos, la HP es una consecuencia o un biomarcador anormal del trastorno cardíaco subyacente. Sin embargo, la estructura y función de la circulación pulmonar pueden verse afectadas también por varios mecanismos que potencialmente conducen a la remodelación arterial y venosa pulmonar.

En la insuficiencia cardíaca, los datos recientes incluso sugieren que la gravedad de la HP se relaciona mayormente con el engrosamiento íntimo de venas y pequeñas arteriolas. Además, la función del ventrículo derecho a

menudo se ve afectada independientemente del aumento de la postcarga, lo que lleva a un desacoplamiento de la unidad de ventrículo derecho / arteria pulmonar con una mayor limitación del ejercicio y un resultado adverso.

Disfunción sistólica y diastólica.

En cuanto a la disfunción sistólica y diastólica diagnosticadas en un 16% y 8% de los pacientes de nuestro estudio respectivamente, consideramos una disfunción sistólica cuando la fracción de eyección es inferior al 40% y decimos que existe disfunción diastólica, cuando hay una fracción de eyección normal y existe un compromiso del llenado ventricular (Castro, 2021).

Las anomalías contráctiles debido a isquemia miocárdica regional, descritas por primera vez por Tennant y Wiggers, aparecen como una progresión gradual de empeoramiento en la función sistólica a medida que aumenta la gravedad de la isquemia, Sin embargo, la anomalía funcional más temprana de isquemia leve es la alteración de la función diastólica en lugar de la sistólica, evidenciado por el deterioro regional del rápido llenado ventricular. El llenado ventricular rápido ocurre durante el primer tercio de la diástole y coincide aproximadamente con el acortamiento post sistólico, un fenómeno que ocurre en miocardio isquémico y post isquémico aproximadamente 100 ms después del final de la sístole.

La disfunción diastólica es bien conocida como contribuyente sino es que una causa primaria de insuficiencia cardíaca congestiva crónica, sin embargo, en muchas ocasiones la disfunción es un diagnóstico de exclusión o suposición en lugar de un hallazgo directo.

Pacientes cortos de aliento, con estertores, un S3 y una función sistólica casi normal reciben esta etiqueta. Existe una herramienta de cabecera en forma de evaluaciones ecocardiográficas Doppler de patrones de llenado ventricular izquierdo que produce medidas fiables y útiles del rendimiento diastólico.

La importancia clínica de tales mediciones está bien establecida en pacientes con insuficiencia cardíaca crónica en la que los parámetros de llenado Doppler transmiten de forma independiente información sobre los signos, limitación del ejercicio y pronóstico, así como respuesta a la terapia, que no se pueden obtener de otra manera. (Douglas et al., 1999).

Teniendo en cuenta todo lo anterior, es claro que es de vital importancia diagnosticar y dar seguimiento a estas disfunciones.

Neoplasias cardíacas.

Según Treggiari et al., 2015, los tumores cardíacos son poco frecuentes en la población canina. Varios estudios pequeños informan una incidencia entre 0,121% y 4,33%, mientras que un estudio retrospectivo más grande informó 1383 perros con tumores del corazón de una población total de 729,265 perros (incidencia del 0,19%). Estas neoplasias ocurren con mayor frecuencia en perros de edad avanzada, con la excepción del linfoma, que también puede afectar a pacientes más jóvenes.

Al observar nuestros resultados podemos ver que el 4% de nuestros casos están representados por una neoplasia cardíaca coincidiendo con lo previamente reportado,

Persistencia del ductus arterioso.

En lo que respecta a la persistencia de ductus arterioso, Lucina et al., 2020 reporta que es una de las enfermedades congénitas con mayor incidencia, con el 8.2% en el estudio retrospectivo que realizó en 95 perros, al compararlo con nuestros datos, podemos ver que se diagnosticó con el 4% de los casos estudiados, lo que no coincide con la autora anterior sin embargo podemos atribuir esta discordancia a que nuestra muestra solo se limitó al 9.2% de los pacientes sospechosos de enfermedad cardiovascular.

Relación de pacientes que presentaron solo una o más patologías cardiovasculares.

- En relación a las patologías diagnosticadas en nuestro estudio podemos ver que 98% de los pacientes presentó solo un tipo de patología inicialmente y el 2% presentó más de un tipo de patología, por lo cual es de vital importancia saber a ciencia cierta qué patología(s) y en qué grado afecta al paciente para tomar las mejores decisiones terapéuticas según sea el grado de afección que presente cada caso.

Relación de las válvulas afectadas en la EVD.

- En un estudio de la epidemiología de la enfermedad valvular degenerativa, Garcarnz et al., 2013 con 207 dachshunds obtuvo que se afectó la válvula mitral en el 75.6% de los casos, ambas válvulas mitral y tricúspide en el 22.7% de los casos y solo la válvula tricúspide en el 1.7% de los casos, en nuestros resultados podemos ver que obtuvimos el 36.8% mitrales, el 60.5% mitral y tricúspide y el 2.6% solo tricúspide, al comparar ambos estudios podemos coincidir en que la válvula mitral es más afectada que la tricúspide sin embargo podemos notar una diferencia importante cuando se afectan ambas válvulas ya que nosotros obtuvimos ambas válvulas como las mayormente afectadas, esto se puede deber a que la muestra fue poco representativa para los casos en los que se afectaba solo la válvula mitral recordando que solo al 9.2% de los pacientes sospechosos de enfermedad cardiovascular se les realizó ecocardiograma.

Relación de machos y hembras con EVD.

- Altkins et al., 2009 establece que los machos son 1.5 veces más propensos que las hembras a presentar enfermedad valvular degenerativa, nosotros obtuvimos que el 44.7% de los pacientes eran hembras y el 55.3% eran machos lo que equivaldría a que los machos en la muestra de nuestro estudio resultaron 1.23 veces más afectados que las hembras por lo que si bien no son la cifras exactas de Altkins, sí podemos concluir y concordar que los machos resultan más afectados por esta enfermedad de manera general sin embargo también pudimos observar en nuestros resultados que cuando se trató únicamente de la válvula mitral, el 70% de los afectados eran hembras y el 30% machos, al contrario de cuando se afectan ambas válvulas con el 30% hembras y 70% machos.

Relación de los estadios de EVD.

- En lo que concierne a él estadio de la enfermedad valvular degenerativa en los perros de nuestro estudio, el 2.3% eran C y el 97.7% eran B, a su vez divididos

en 62.8% B1 y 34.9% B2, esto pudiéndose explicar ya que según Keen et al., 2019, los estadios B implican un paciente asintomático por lo que en estos pacientes se sospecha de enfermedad cardiovascular gracias a un hallazgo incidental durante el examen físico general por lo que son los más detectados durante procedimientos de rutina como castraciones, profilaxis dentales, medicina preventiva, consultas por motivos no relacionados a la enfermedad cardiovascular, etc., sin embargo por el contrario, el estadio C según Keen et al., 2019, denota perros con signos clínicos de insuficiencia cardíaca causada por EVD, en estos pacientes con signos de falla cardíaca aguda están los que requieren hospitalización y aquellos en los que la insuficiencia cardíaca se puede tratar de forma ambulatoria, entre estos dos hay importantes diferencias en el tratamiento por lo que es importante señalar que algunos perros presentados con insuficiencia cardíaca por primera vez pueden tener signos clínicos graves que requieran tratamiento agresivo que más típicamente se reservará para aquellos pacientes refractarios al tratamiento estándar (etapa terminal estadio D) y es por el rápido deterioro de los pacientes con EVD estadio C que hay menor probabilidad de que lleguen a consulta y por lo tanto en este estudio representan un porcentaje menor de la muestra.

Motivos de inclusión de los pacientes en el estudio.

- Podemos ver qué del 100% de pacientes en nuestro estudio, al 86% se le realizó el estudio ecocardiográfico debido a la auscultación de un soplo cardíaco, al 12% debido al reporte del dueño de fatiga y al 2% por disnea, estos datos podemos compararlos con los de Calderón et al., 2014 donde en su estudio reporta que el soplo fue el hallazgo con mayor incidencia en los perros cardiopatas con el 87.3%, la intolerancia al ejercicio con el 12.7% y disnea con el 31.7%, viendo que coinciden los datos en ambos estudios con excepción de la disnea ya que la mayoría de los pacientes en nuestro estudio no presentaban signos clínicos.

Cabe mencionar que, a pesar de no haberse observado en nuestro estudio, también existen otros motivos de sospecha de enfermedad cardiovascular, como los son alteraciones del ritmo, pulsaciones yugulares, agrandamiento

cardiaco, síncope, pulso arterial excesivamente débil o fuerte, tos, distensión abdominal, cianosis, etc. (Nelson et al., 2020).

Relación de la intensidad del soplo y la enfermedad cardiaca.

- Ynaraja, 2014, explica que los soplos son dados por cambios entre el flujo sanguíneo laminar y el turbulento, sin embargo no siempre se producen por enfermedades cardiacas y hay varios factores que pueden producir esta variación del flujo sanguíneo como lo son cambios en la velocidad de circulación de la sangre (un aumento de la velocidad puede producir un flujo turbulento, se puede cambiar la velocidad sin modificarse la composición de la sangre; puede modificarse la velocidad al cambiar la composición; cambios en la viscosidad del fluido pueden producir el paso de un flujo laminar a uno turbulento), obstáculos, obstrucciones locales ya sean totales o parciales.

No siempre que se escucha un soplo significa una enfermedad cardiaca ya que hay soplos inocentes o fisiológicos, muchos de ellos relacionados con un alto gasto cardíaco (en animales jóvenes y en aquellos con un adecuado entrenamiento físico y adaptación a un alto rendimiento), también hay algunos soplos patológicos relacionados con enfermedades no-cardiacas; anemia o hipertensión sanguínea y algunos soplos patológicos relacionados con enfermedades cardiacas o vasculares: desde lesiones degenerativas valvulares cardiacas hasta anomalías cardiacas congénitas o cuadros de tromboembolismo pulmonar o trombosis intracardiaca (Ynaraja, 2014).

A continuación, podemos observar una tabla con los resultados obtenidos en nuestro estudio donde se demuestra la relación de la intensidad de los soplos con la necesidad de tratamiento.

Intensidad del soplo	Porcentaje del total de pacientes con soplo	Porcentaje que requirió tratamiento
I/VI	11.7	80

II/VI	25.6	54.5
III/VI	46.5	85
IV/VI	7	75
V/VI	4.6	100
VI/VI	4.6	100

Viendo la tabla anterior y teniendo en cuenta lo establecido por Ynarajo podemos concluir que la intensidad del soplo además de estar sujeta a la interpretación de quien lo escucha, no necesariamente se correlaciona directamente con la existencia o gravedad de enfermedad cardiovascular siendo siempre importante después de evaluar cada caso individual realizar el estudio ecocardiográfico para poder tomar las decisiones médicas pertinentes.

Relación de la enfermedad cardiovascular y la necesidad de tratamiento.

- Se ha establecido en puntos anteriores que no necesariamente todos los pacientes sospechosos de enfermedad cardiovascular presentan la misma sinología, así mismo se ha establecido que no todos presentan enfermedad o requieren tratamiento y que es de vital importancia hacer una evaluación integral de cada caso y realizar el estudio ecocardiográfico para poder tomar las decisiones pertinentes. En nuestro estudio podemos ver que del total de pacientes estudiados el 37.2% requirió tratamiento mientras que el 62.8% no lo requirió, este punto es importante cuando tenemos en cuenta que del 100% de pacientes estudiados, el 28% se presentó a consulta medicado por otro médico veterinario sin estudio ecocardiográfico previo.

En cuanto al 100% de pacientes que se presentó a consulta previamente medicados sin estudio ecocardiográfico pudimos observar que el 71.4% requería tratamiento y el 28.6% no lo requería, el tratamiento implementado resultó inadecuado (40%) o incompleto (60%) por lo que el 100% de estos pacientes requirió modificación terapéutica. También pudimos observar que en

el 78.6% se administró enalapril, en el 7.1% pimobendan y en el 14.3% recibió pimobendan y enalapril.

De acuerdo a los diferentes diagnósticos obtenidos en nuestro estudio, los tratamientos implementados quedaron del siguiente modo: el 73.6% de pacientes requirió pimobendan, el 52.6% enalapril, el 18.4% sildenafil, el 2.6% furosemida, el 2.6% cirugía correctiva. En el 4% de los casos se decidió la eutanasia.

Decisión de tratamientos para las enfermedades diagnosticadas en el estudio.

Al ver nuestros resultados y lo establecido por los distintos autores en la información anterior, podemos notar que, aun tratándose de la misma enfermedad, dependiendo del estadio, el tratamiento y pronóstico pueden modificarse de forma radical, así como también podemos notar que diferentes enfermedades pueden desembocar en el mismo resultado (insuficiencia cardíaca).

Relación de las enfermedades diagnosticadas en el estudio, signos clínicos y hallazgos al EFG.

- El tratamiento y pronóstico no es el mismo para todas las enfermedades cardiovasculares y aun dentro de la misma enfermedad puede haber modificaciones según el estado del paciente y de la enfermedad, lo que le hace al clínico aún más difícil llegar a el diagnóstico correcto y completo cuando se basa únicamente en signos clínicos y hallazgos al examen físico general, esta aseveración la podemos apoyar al ver los datos de los pacientes en nuestro estudio que acudieron previamente medicados únicamente con base en un diagnóstico presuntivo (no especificado por el propietario) de otro médico, a continuación se observa una tabla de comparación entre las enfermedades diagnosticadas en el estudio, los signos clínicos y hallazgos al EFG que pueden presentarse en estas.

Enfermedad.	Signos clínicos que pueden estar presentes o no.	Hallazgos al EFG que pueden estar presentes o no.
E.V.D.	reducción de tolerancia al ejercicio, taquipnea, tos, disnea, síncope, etc.	soplo, taquiarritmia, distensión abdominal, pulso venoso, frémito, crepitaciones/sibilancias pulmonares, sonidos pulmonares disminuidos, taquicardia sinusal, deficiencias del pulso, cambios de color de las mucosas, etc.
H.P.	intolerancia al ejercicio, síncope, disnea, debilidad, tos, letargo, etc.	distensión abdominal, cianosis, soplo con o sin sonido s2 fuerte o dividido, crepitaciones pulmonares, etc.
C.M.D.	tolerancia reducida al ejercicio, debilidad, síncope, muerte súbita, taquipnea, disnea, tos, anorexia, etc.	soplo, sonido de galope, arritmia, distensión abdominal, mucosas pálidas, aumento de tllc, pulsos débiles y rápidos, ruidos respiratorios, crepitaciones pulmonares, pulso venoso, ruidos cardiacos amortiguados, etc.
E.S.A	fatiga, intolerancia al ejercicio, debilidad, síncope, muerte súbita, etc.	taquiarritmia, bradicardia refleja súbita, soplo, pulso débil y lento, arritmia, ruidos respiratorios, crepitaciones pulmonares, etc.
E.P.	intolerancia al ejercicio, síncope, etc.	choque de punta prominente de lado derecho del px, soplo con o sin frémito, arritmia, distensión abdominal, pulso venoso, cianosis, etc.

P.D.A.	intolerancia al ejercicio, taquipnea, tos, etc.	soplo, fremito, pulso hipercinetico, etc.
S.Eisenmenger	intolerancia al ejercicio, acortamiento de las respiraciones, síncope, muerte súbita, debilidad de los miembros posteriores, etc.	cianosis, cianosis diferencial, soplo, choque de punta derecho marcado, pulso venoso, etc.
Neoplasia	síncope, debilidad, letargo, disnea, etc.	arritmias, taquiarritmias, ruidos cardiacos amortiguados, soplo, cambio de color de las mucosas, etc.
IC	taquipnea, tos, mayor esfuerzo respiratorio, fatiga, hemoptisis, debilidad, síncope, etc.	ortopnea, crepitaciones pulmonares, arritmia, pulso venoso, distensión abdominal, edema subcutáneo, cianosis, etc.

(Nelson et al., 2020).

*E.V.D.= Enfermedad Valvular Degenerativa. *H.P. = Hipertensión pulmonar.

*C.M.D. = Cardiomiopatía dilatada. *E.S.A. = Estenosis subaortica.

*E.P. = Estenosis pulmonar. *P.D.A. = Persistencia del ductus arterioso.

*I.C. = Insuficiencia cardíaca.

CONCLUSIONES.

Es de vital importancia tener el diagnóstico correcto y completo antes de tomar decisiones terapéuticas (farmacológicas o quirúrgicas) puesto que hay situaciones donde estas pueden agravar el estado de la enfermedad y acelerar el deterioro del paciente.

No todos los pacientes sospechosos de enfermedad cardiovascular resultan enfermos (sobre todo si el motivo de sospecha es un soplo) así como no todos los pacientes con enfermedad cardiovascular confirmada requieren tratamiento inmediato.

Hay enfermedades que pueden afectar al sistema cardiovascular sin ser éste necesariamente la fuente de la misma por lo que para el correcto diagnóstico de las enfermedades cardiovasculares en perros se necesita llevar a cabo un buen examen físico general, realizar una buena historia clínica y hacer uso de las herramientas diagnósticas complementarias.

Aun tratándose de la misma enfermedad, el pronóstico y tratamiento puede variar dependiendo del estadio de esta y la condición del paciente.

En el ejercicio profesional del médico veterinario dedicado a la atención de pequeñas especies (en este caso de perros), se requiere de capacitación continua e intensa ya que la casuística, enfermedades y sus diferentes presentaciones clínicas, son variadas.

Dependiendo del caso las herramientas diagnósticas necesarias pueden variar sin embargo el ecocardiograma sigue siendo la mejor en relación al costo-beneficio para evaluar estructura y función cardíaca.

BIBLIOGRAFÍA.

- 1.- Richard W. Nelson, Guillermo Couto. (2020). medicina interna de pequeños animales. España: grupo asis biomedica.
- 2.- Nyland, Thomas G. (2004). Diagnóstico ecográfico en pequeños animales. México: multimedica
- 3.- Julio Sepúlveda Saavedra, Adolfo Soto Domínguez. (2014). Atlas de histología. Biología celular y tisular. México: Interamericana editores, s. a. de c. v
- 4.- Karla Calderón O., Roberto Dávila F., César Gavidia C. (2014). Casuística de enfermedades cardiacas en caninos de la clínica de animales menores de la facultad de medicina veterinaria, Universidad Nacional Mayor de San Marcos, durante el periodo 2007-2009. Rev inv vet Perú, 25, 399-405.
- 5.- Richard D. Kienle and Mark D. Kittleson. (1998). Small Animal Cardiovascular Medicine. Estados unidos: St. Louis, mo : Mosby.
- 6.- Nelson. (2003). Small Animal Cardiology. St. Louis, Missouri: Elsevier Science
- 7.- Leonardo Gómez-Duarte. (2011). Enfermedad Valvular Degenerativa en perros: Actualización en su diagnóstico, tratamiento y pronóstico. Revista colombiana de ciencias pecuarias, 24, 201-208
- 8.- André Luiz Veiga Conrado, Adriana Soliris Corredor-Castillo, Fernanda Cardoso, Cristiane Cagnoni Ramos , Carlos Eduardo Malavasi Bruno. (2016). Ecocardiografía en clínicas veterinarias de pequeños animales: Informe práctico para los estudiantes en fase de pasantía profesional . Redvet, 17, 1-16.
- 9.- Santiago Henao Villegas, Janeth Perez Garcia, Carolina Rios Oquendo, Mauricio Cañas Naranjo (2014). Análisis retrospectivo de los registros del Centro de Veterinaria y Zootecnia de la Universidad CES 2009-2014. Grupo INCA-CES, Medellín, 1-18.
- 10.- Cardiopatías congénitas. Tratado de medicina interna veterinaria Ettinger 6ª ed. Oyama, M; Sisson, D; Thomas, W; Bonagura, J. Ed. Elsevier. 2007.

- 11.- Dominique Penninck; Marc-André D'Anjou. (2015). Atlas of small animal ultrasonography. Iowa, USA : John Wiley & Sons Inc.
- 12.- Diana Elizabeth Romero Labanda. (2018). Parámetros ecocardiográficos en modo b/m, electrocardiográficos, presión arterial, saturación de oxígeno, valores hematológicos evaluados en 2 pisos altitudinales en perros sanos. universidad de cuenca.
- 13.- Treggiari E, Pedro B, Dukes-McEwan J, Gelzer AR, Blackwood L. A descriptive review of cardiac tumours in dogs and cats. *Vet Comp Oncol.* 2017 Jun;15(2):273-288. doi: 10.1111/vco.12167. Epub 2015 Sep 30. PMID: 26420436.
- 14.- Reiner C, Visser LC, Kellihan HB, Masseau I, Rozanski E, Clercx C, Williams K, Abbott J, Borgarelli M, Scansen BA. ACVIM consensus statement guidelines for the diagnosis, classification, treatment, and monitoring of pulmonary hypertension in dogs. *J Vet Intern Med.* 2020 Mar;34(2):549-573. doi: 10.1111/jvim.15725. Epub 2020 Feb 17. PMID: 32065428; PMCID: PMC7097566.
- 15.- Keene BW, Atkins CE, Bonagura JD, Fox PR, Häggström J, Fuentes VL, Oyama MA, Rush JE, Stepien R, Uechi M. ACVIM consensus guidelines for the diagnosis and treatment of myxomatous mitral valve disease in dogs. *J Vet Intern Med.* 2019 May;33(3):1127-1140. doi: 10.1111/jvim.15488. Epub 2019 Apr 11. PMID: 30974015; PMCID: PMC6524084.
- 16.- Garncarz M, Parzeniecka-Jaworska M, Jank M, Łój M. A retrospective study of clinical signs and epidemiology of chronic valve disease in a group of 207 Dachshunds in Poland. *Acta Vet Scand.* 2013 Jul 11;55(1):52. doi: 10.1186/1751-0147-55-52. PMID: 23844824; PMCID: PMC3723884.
- 17.- Drut A, Ribas T, Floch F, Franchequin S, Freyburger L, Rannou B, Cadoré JL, Bublot I. Prevalence of physiological heart murmurs in a population of 95 healthy young adult dogs. *J Small Anim Pract.* 2015 Feb;56(2):112-8. doi: 10.1111/jsap.12300. Epub 2014 Dec 2. PMID: 25440774.
- 18.- Wilshaw J, Rosenthal SL, Wess G, Dickson D, Bevilacqua L, Dutton E, Deinert M, Abrantes R, Schneider I, Oyama MA, Gordon SG, Elliott J, Xia D, Boswood A.

Accuracy of history, physical examination, cardiac biomarkers, and biochemical variables in identifying dogs with stage B2 degenerative mitral valve disease. *J Vet Intern Med.* 2021 Mar;35(2):755-770. doi: 10.1111/jvim.16083. Epub 2021 Mar 1. PMID: 33645846; PMCID: PMC7995403.

19.- Wess G, Domenech O, Dukes-McEwan J, Häggström J, Gordon S. European Society of Veterinary Cardiology screening guidelines for dilated cardiomyopathy in Doberman Pinschers. *J Vet Cardiol.* 2017 Oct;19(5):405-415. doi: 10.1016/j.jvc.2017.08.006. Epub 2017 Sep 29. PMID: 28965673.

20.- Freid, K. J., Freeman, L. M., Rush, J. E., Cunningham, S. M., Davis, M. S., Karlin, E. T., & Yang, V. K. (2021). Retrospective study of dilated cardiomyopathy in dogs. *Journal of veterinary internal medicine*, 35(1), 58–67. <https://doi.org/10.1111/jvim.15972>

21.- Vollmar C, Vollmar A, Keene BW, Fox PR, Reese S, Kohn B. Dilated cardiomyopathy in 151 Irish Wolfhounds: Characteristic clinical findings, life expectancy and causes of death. *Vet J.* 2019 Mar;245:15-21. doi: 10.1016/j.tvjl.2018.12.018. Epub 2018 Dec 18. PMID: 30819421.

22.- O'Grady, M. R., & O'Sullivan, M. L. (2004). Dilated cardiomyopathy: an update. *Veterinary Clinics of North America: Small Animal Practice*, 34(5), 1187–1207. doi:10.1016/j.cvsm.2004.05.009

23.- Donald.C.Plumb. (2018). *plumb's veterinary drug handbook*. wisconsin: Wiley blackwell.

24.- Aleksandrova EB. [Chronic heart failure in patients with arterial hypertension and ischemic heart disease: age and gender characteristics]. *Kardiologija.* 2013;53(7):40-4. Russian. PMID: 24087959.

25.- Beaumier A, Rush JE, Yang VK, Freeman LM. Clinical findings and survival time in dogs with advanced heart failure. *J Vet Intern Med.* 2018 May;32(3):944-950. doi: 10.1111/jvim.15126. Epub 2018 Apr 10. PMID: 29635788; PMCID: PMC5980388.

26.- Hamlin RL. Geriatric heart diseases in dogs. *Vet Clin North Am Small Anim Pract.* 2005 May;35(3):597-615. doi: 10.1016/j.cvsm.2005.01.003. PMID: 15833561.

- 27.- Vezzosi T, Mannucci T, Pistoresi A, Toma F, Tognetti R, Zini E, Domenech O, Auriemma E, Citi S. Assessment of Lung Ultrasound B-Lines in Dogs with Different Stages of Chronic Valvular Heart Disease. *J Vet Intern Med.* 2017 May;31(3):700-704. doi: 10.1111/jvim.14692. Epub 2017 Mar 29. PMID: 28370336; PMCID: PMC5435052.
- 28.- Duler L, Visser LC, Jackson KN, Phillips KL, Pollard RE, Wanamaker MW. Evaluation of radiographic predictors of left heart enlargement in dogs with known or suspected cardiovascular disease. *Vet Radiol Ultrasound.* 2021 May;62(3):271-281. doi: 10.1111/vru.12949. Epub 2021 Jan 13. PMID: 33439529.
- 29.- Erling P, Mazzaferro EM. Left-sided congestive heart failure in dogs: pathophysiology and diagnosis. *Compend Contin Educ Vet.* 2008 Feb;30(2):79-90; quiz 91. PMID: 18368690.
- 30.- Boswood A, Gordon SG, Häggström J, Wess G, Stepien RL, Oyama MA, Keene BW, Bonagura J, MacDonald KA, Patteson M, Smith S, Fox PR, Sanderson K, Woolley R, Szatmári V, Menaut P, Church WM, O'Sullivan ML, Jaudon JP, Kresken JG, Rush J, Barrett KA, Rosenthal SL, Saunders AB, Ljungvall I, Deinert M, Bomassi E, Estrada AH, Fernandez Del Palacio MJ, Moise NS, Abbott JA, Fujii Y, Spier A, Luethy MW, Santilli RA, Uechi M, Tidholm A, Schummer C, Watson P. Longitudinal Analysis of Quality of Life, Clinical, Radiographic, Echocardiographic, and Laboratory Variables in Dogs with Preclinical Myxomatous Mitral Valve Disease Receiving Pimobendan or Placebo: The EPIC Study. *J Vet Intern Med.* 2018 Jan;32(1):72-85. doi: 10.1111/jvim.14885. Epub 2017 Dec 6. PMID: 29214723; PMCID: PMC5787203.
- 31.- Orvalho JS, Cowgill LD. Cardiorenal Syndrome: Diagnosis and Management. *Vet Clin North Am Small Anim Pract.* 2017 Sep;47(5):1083-1102. doi: 10.1016/j.cvsm.2017.05.004. Epub 2017 Jun 29. PMID: 28669432.
- 32.- Parker, H. G., & Kilroy-Glynn, P. (2012). Myxomatous mitral valve disease in dogs: does size matter? *Journal of veterinary cardiology: the official journal of the European Society of Veterinary Cardiology*, 14(1), 19–29. <https://doi.org/10.1016/j.jvc.2012.01.006>
- 33.- Miller MW, Gordon SG, Saunders AB, Arsenault WG, Meurs KM, Lehmkuhl LB, Bonagura JD, Fox PR. Angiographic classification of patent ductus arteriosus

morphology in the dog. J Vet Cardiol. 2006 Nov;8(2):109-14. doi: 10.1016/j.jvc.2006.07.001. Epub 2006 Oct 19. PMID: 19083344.

34.- Caivano D, Biretoni F, Fruganti A, Rishniw M, Knafelz P, Moïse NS, Porciello F. Transthoracic echocardiographically-guided interventional cardiac procedures in the dog. J Vet Cardiol. 2012 Sep;14(3):431-44. doi: 10.1016/j.jvc.2012.02.010. Epub 2012 Aug 9. PMID: 22885114.

35.- Soengkono A. A. (2019). Patent ductus arteriosus and pulmonic stenosis in a dog: Treatment using an Amplatz canine duct occluder device with concurrent balloon valvuloplasty. The Canadian veterinary journal = La revue vétérinaire canadienne, 60(11), 1223–1226.

36.- Lucina, S. B., Sarraff, A. P., Wolf, M., Silva, V. B. C., Sousa, M. G., & Froes, T. R. (2020). Congenital heart disease in dogs: a retrospective study of 95 cases. Topics in Companion Animal Medicine, 100505. doi:10.1016/j.tcam.2020.100505

37.- Gordon, S. G., Saunders, A. B., & Wesselowski, S. R. (2017). Asymptomatic Canine Degenerative Valve Disease. Veterinary Clinics of North America: Small Animal Practice, 47(5), 955–975. doi:10.1016/j.cvsm.2017.04.003

38.- Alvarez Ramírez, Ivan, Cruz Martínez, Luis Eduardo. (2009). Modelos de insuficiencia cardíaca en caninos. Revista de Medicina Veterinaria, (18), 93-103. Retrieved September 30, 2021, from http://www.scielo.org.co/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0122-93542009000200009&lng=en&tlng=es.

39.- Enrique Ynaraja. (2014). Flujo sanguíneo en los vasos y cámaras cardíacas: soplos cardíacos. Revista veterinaria argentina, XXXVIII N°400, ISSN 1852-317X.

40.- Karla Calderón O.1,3, Roberto Dávila F.1,4, César Gavidia C.2. (2014). casuística de enfermedades cardíacas en caninos de la clínica de animales menores de la facultad de medicina veterinaria, universidad nacional mayor de san marcos, durante el periodo 2007-2009. Rev Inv Vet Perú, 25(3), 399-405.

41.- Penninck, D. (1991). *atlas de ecografía en pequeños animales*. USA: willey blackwell.