



UNIVERSIDAD DE CHILE



FACULTAD DE CIENCIAS VETERINARIAS Y PECUARIAS
ESCUELA DE CIENCIAS VETERINARIAS

**REGISTRO Y EVALUACIÓN DE LOS VALORES
CARDIOMÉTRICOS MEDIANTE ECOCARDIOGRAFÍA
EN MODO M Y 2D EN PERROS**

NATALIA CATALINA PAU VARGAS

Memoria para optar al Título
Profesional de Médico Veterinario

Departamento Ciencias Clínicas

PROFESOR GUÍA : DR. DANIEL SÁEZ VIDALES

SANTIAGO, CHILE
2010



UNIVERSIDAD DE CHILE



FACULTAD DE CIENCIAS VETERINARIAS Y PECUARIAS
ESCUELA DE CIENCIAS VETERINARIAS

REGISTRO Y EVALUACIÓN DE LOS VALORES CARDIOMÉTRICOS MEDIANTE ECOCARDIOGRAFÍA EN MODO M Y 2 D EN PERROS

NATALIA CATALINA PAU VARGAS

Memoria para optar al Título
Profesional de Médico Veterinario

Departamento de Ciencias Clínicas

NOTA FINAL:

	NOTA	FIRMA
PROFESOR GUÍA : DANIEL SÁEZ VIDALES
PROFESOR CONSEJERO: LUIS A. RAGGI SAINI
PROFESOR CONSEJERO: ADOLFO GODOY PINTO

SANTIAGO, CHILE

2010

DEDICATORIA

A mis padres, Vicente y Soledad.

AGRADECIMIENTOS

A mis padres Vicente y Soledad, su apoyo y amor incondicional, sus enseñanzas y como me formaron para construir mi vida han hecho que todo valga la pena. Gracias siempre, los amo.

A Silvana y Rodrigo, gracias por impulsarme a seguir adelante y cobijarme siempre que lo necesito.

A Diego Montecino, te conocí en esencia y descubrí a alguien increíble. Gracias por tu ayuda al final de este proceso, por estar siempre y estimularme a ser mejor.

A mis amigas y amigos que conocí durante mis años de estudio, aunque no los nombre individualmente, cada uno de ustedes sabe quiénes son, todos los momentos vividos durante la carrera dejan huellas importantes que los hace a cada uno especiales. Gracias por formar parte de mi vida.

A Daniel Sáez, mi profesor guía. Gracias por darme la oportunidad de realizar esta tesis y haber ayudado en mi formación como médico veterinario, estaré siempre muy agradecida.

Gracias a todos ustedes, que al ser parte de mi vida ayudaron de forma directa o indirecta en la realización de esta memoria de título que termina con una importante etapa de mi vida.

INDICE

1.	RESUMEN	7
2.	ABSTRACT	8
3.	INTRODUCCIÓN	9
4.	REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA	10
4.1.	ANATOMIA Y FISILOGIA CARDIACA	10
4.2.	ULTRASONIDO	14
4.3.	ECOCARDIOGRAFIA.....	16
4.3.1.	MODO 2D	19
4.3.1.1.	VENTANAS O LOCALIZACIONES DEL TRANSDUCTOR MODO 2D	20
4.3.1.2.	PLANOS O VISTAS	21
4.3.1.3.	MEDICIONES 2D	28
4.3.1.4.	MEDICIONES NO OFICIALES	31
4.3.2.	MODO M.....	31
4.3.2.1.	MEDICIONES MODO M	33
4.3.2.2.	MEDICIONES NO OFICIALES	36
4.3.3.	TECNICA MEDICION BORDES.....	37
4.4.	VARIABLES QUE AFECTAN LOS VALORES CARIDOMÉTRICOS.....	38
4.5.	DIMENSIONES DE CAMARAS CARDIACAS CON INDICES.....	43
4.6.	VARIABILIDAD EN LA INFORMACIÓN	44
4.7.	COMPARACIONES	45
5.	OBJETIVOS	50
5.1.	OBJETIVO GENERAL.....	50
5.2.	OBJETIVOS ESPECÍFICOS	50
6.	MATERIAL Y MÉTODO.....	51
6.1.	ANÁLISIS ESTADÍSTICO	54
7.	RESULTADOS.....	55
8.	DISCUSIÓN	63
9.	CONCLUSIONES	66

10.	ANEXOS.....	67
11.	BIBLIOGRAFÍA.....	72

1. RESUMEN

La ecocardiografía en los últimos años ha contribuido enormemente en la evaluación del corazón frente a las distintas patologías en que éste puede verse afectado. El clásico modo M, método "gold standard" de medición de valores cardiométricos, a través de los años ha obtenido mediciones estandarizadas y tablas de referencia para las diferentes variables. No obstante, el modo 2D junto con la tecnología de la ultrasonografía, ha tomado protagonismo en las últimas décadas desplazando al modo M.

El presente estudio tuvo como objetivo, obtener los distintos valores cardiométricos (cavidad ventricular izquierda en sístole (CVIs) y en diástole (CVId), pared libre ventricular izquierda en sístole (PLVIs) y en diástole (PLVId), septo interventricular en sístole (SIVs) y en diástole (SIVd), Atrio izquierdo (AI) y aorta (Ao)), tanto en modo M como en modo 2D y ver si éstos eran intercambiables. Para esto se utilizaron 13 caninos, independientes de su estado clínico, raza, sexo y edad, en los cuales se realizó un estudio ecocardiográfico. Una vez obtenidos estos valores se analizaron con el método de Coeficiente de correlación de concordancia de Lin y el método de Bland y Altman.

Como resultado y conclusión se obtuvo que las variables CVIs, CVId, SIVs, SIVd, PLVIs, PLVId y Ao, son intercambiables, es decir independiente del método que se utilice para su medición, M o 2D, los valores serán concordantes. Sin embargo, para la variable AI, los métodos no son intercambiables e incluso, puede inducir a provocar errores diagnósticos de atrios normales u anormales, además de sobreestimar su valor en el modo M.

2. ABSTRACT

In recent years, the echocardiography has greatly helped in the evaluation of heart from many diseases in which this can be affected. Through the years, the classic M mode, gold standard method for measuring cardiometric values, has obtained standardized measurements and reference tables for the different variables. However, the 2D mode, plus ultrasound technology, has taken prominence in recent decades, shifting the mode M.

This study aimed to obtain the different values of heart (left ventricular internal diameter in systole (CVIs) and diastole (CVID), left ventricular posterior wall thickness in systole (PLVIs) and diastole (PLVId), interventricular septal thickness in systole (SIVs) and diastole (SIVd), left atrium (LA) and aorta (Ao)), in both M mode and 2D mode, and see if they were interchangeable. To do this, 13 dogs were used, independent of clinical status, race, sex and age, in which an echocardiography was performed. Once obtained these values, they were analyzed with the method of concordance correlation coefficient of Lin and Bland and Altman.

Was reached as a result and conclusion that the variables CVIS, CVID, SIVs, SVID, PLVIs, PLVId and Ao, are interchangeable, and independent of the method used for measuring, M and 2D, the values are consistent. However, to the variable AI, the methods are not interchangeable and moreover, can lead to misdiagnosis of atrium cause normal or abnormal, in addition to overestimate their value in M mode.

3. INTRODUCCIÓN

Los métodos auxiliares de diagnóstico son de gran utilidad al momento de diagnosticar patologías, y a través de los años son cada vez más utilizados por médicos veterinarios para apoyar sus diagnósticos presuntivos. Éstos, van desde bioquímica sanguínea hasta la imagenología, siendo esta última una de las más requeridas al momento de la evaluación de órganos internos.

Entre los diferentes métodos de imagenología, la ultrasonografía ha cobrado mayor importancia, desplazando ampliamente la utilización de la radiología, sobre todo para la evaluación cardiaca, por ser considerada un método no invasivo, en tiempo real, dinámico y que entrega una evaluación estructural, funcional y hemodinámica del corazón y de sus vasos sanguíneos adyacentes. Es por esto que la ecocardiografía es el examen auxiliar de elección al momento de una evaluación cardiaca completa.

Desde el inicio de la ecocardiografía con la detección de los primeros movimientos cardiacos en los años cincuenta y su posterior utilización para examinar el corazón en los años setenta, el método desarrollado y utilizado era el modo M, sobre el cual se han realizado múltiples investigaciones, determinando valores de referencia para distintas especies. Incluso, en el caso de los caninos, valores referenciales para distintas razas, los cuales han sido publicados, siendo de gran beneficio para el diagnóstico de patologías.

A finales de los años 60, la ecocardiografía obtuvo un valor diagnóstico con el desarrollo de la exploración 2D, la cual permitió la obtención de imágenes a tiempo real de la morfología y funcionamiento cardiaco, y de este modo la utilización de la ecocardiografía doppler que se había desarrollado en forma paralela al modo M, como también, una nueva forma de medición de valores referenciales, de los cuales en la exploración 2D no existen gran cantidad de publicaciones como del modo M.

Dado que no existen estudios previos comparativos, esta memoria de título, tiene como finalidad, comparar las mediciones cardiacas cuantitativas obtenidas con los métodos de exploración modo M y 2D, y de esta manera determinar si son intercambiables.

4. REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA

4.1. ANATOMIA Y FISILOGIA CARDIACA

En el sistema cardiovascular el corazón es el órgano central, muscular y hueco que funciona como una bomba de succión y fuerza. Está situado en el espacio mediastínico en la línea media del tórax e incluido en un saco serofibroso, denominado pericardio. La pared cardíaca está compuesta por tres capas histológicas, el endocardio, miocardio y epicardio (Getty, 2005).

El corazón consta de una base dorsal, y su mayor parte se asienta en la unión de los tercios dorsal y medio del diámetro dorsoventral del tórax, donde se insertan los grandes vasos y un vértice que mira en dirección ventral, caudal y por lo general a la izquierda, dorsal al esternón (Getty, 2005).

El corazón está formado por dos cavidades separadas; un corazón derecho, que bombea sangre a los pulmones, y un corazón izquierdo, que lo hace hacia la circulación sistémica. A su vez, cada uno de estos corazones es una estructura pulsátil de dos cavidades compuesta por una aurícula y un ventrículo. Las aurículas funcionan principalmente como una bomba cebadora, que ayuda a mover sangre al interior del ventrículo, y se encuentran separadas entre sí por el septo interauricular. Los ventrículos, a su vez, proporcionan la principal fuerza que propulsa sangre a través de los pulmones, en el caso del ventrículo derecho, o por la circulación periférica, si se trata del izquierdo, y están separados por el septo interventricular (Guyton et al, 2001; Getty, 2005).

El atrio derecho forma la parte craneal derecha de la base del corazón. Posee cuatro aberturas principales, la vena cava caudal, el seno coronario, la vena cava craneal y el orificio atrioventricular derecho, que está en la parte ventral y conduce al ventrículo derecho (Evans y deLahunta, 2000; Getty, 2005).

Las válvulas atrioventriculares (mitral-izquierda y tricúspide-derecha) impiden el reflujo retrogrado de sangre de los ventrículos a las aurículas durante la sístole, y las válvulas sigmoideas (aórtica y pulmonar) impiden que la sangre de las arterias aorta y pulmonar salga a los ventrículos durante el diástole. Todas estas válvulas se abren y

cierran de forma pasiva, esto quiere decir que se cierran cuando un gradiente de presión retrógrado empuja la sangre hacia atrás, y se abren cuando un gradiente de presión anterógrado empuja la sangre hacia adelante (Guyton et al, 2001).

La válvula atrioventricular derecha o tricúspide, consta de dos partes principales, la cúspide parietal y la cúspide septal, en cuyos extremos se pueden encontrar cúspides intermedias. Las puntas de las cúspides se continúan con la pared septal del ventrículo por las cuerdas tendinosas, que se fijan a la pared septal por medio de proyecciones musculares cónicas, los músculos papilares, de los cuales existen tres o cuatro (Evans y deLahunta, 2000).

Del ventrículo derecho sale el tronco pulmonar, con su respectiva válvula sigmoidea pulmonar que consta de tres valvas semilunares, éste se bifurca en arterias pulmonares derecha e izquierda, que se dirigen a su pulmón respectivo (Evans y deLahunta, 2000).

Cinco o seis orificios señalan la entrada de las venas pulmonares en el atrio izquierdo y en su parte ventral se encuentra la apertura que comunica con el ventrículo izquierdo (Evans y deLahunta, 2000).

La válvula atrioventricular izquierda o mitral, esta compuesta por dos cúspides, septal y parietal, a veces se observan cúspides secundarias en los extremos de ambas cúspides, y al igual que la válvula tricúspide se encuentra sujeta a la pared por las cuerdas tendíneas y los músculos papilares (Evans y deLahunta, 2000).

El ventrículo izquierdo se comunica con la arteria aorta a través de la válvula aortica para dirigir la sangre por distintos vasos al cuerpo, ésta al igual que la pulmonar consta de tres valvas semilunares (Evans y deLahunta, 2000).

Ciertos mecanismos especiales determinan el ritmo y transmiten los potenciales de acción por todo el músculo cardíaco, para dar lugar al latido rítmico del corazón. El ciclo cardíaco consta de un periodo de relajación, denominado diástole, durante el cual el corazón se llena de sangre, seguido de un periodo de contracción llamado sístole, con el fin de expulsar la sangre del corazón a través de los grandes vasos y así entregar irrigación a todo el cuerpo (Guyton et al, 2001).

En sístole, la primera subfase se denomina fase isovolumétrica o isométrica. Esta fase tiene lugar después del complejo QRS del registro de la actividad eléctrica cardiaca en el electrocardiograma (ECG) que consiste en el comienzo de la contracción ventricular. En este momento crece la presión ventricular bruscamente provocando el cierre de las válvulas atrio ventriculares, y solo se está produciendo un acortamiento de las fibras, pero aún sin expulsión de sangre. Una vez que la presión supera a la existente en la arteria pulmonar (para el ventrículo derecho) o en la aorta (para el ventrículo izquierdo) se abren las válvulas pulmonar y aortica respectivamente (Headley, 1996; Guyton et al, 2001; Cunningham, 2003).

La segunda subfase es la eyección ventricular rápida. Una vez abiertas las válvulas pulmonar y aorta, las fibras musculares cardiacas se acortan todavía más, lo que ayuda a impulsar el volumen sanguíneo fuera de los ventrículos. En este periodo se produce cerca del 70% del vaciamiento (Headley, 1996; Guyton et al, 2001).

La tercera subfase y final del sístole es cuando las presiones existentes dentro de la cámara cardiaca comienzan a equilibrarse con la presión fuera de ellas y se produce una fase de eyección ventricular reducida o lenta; es decir con solo un 30% de salida de volumen. Durante este período se cierra la válvula pulmonar y aorta, ya que en ellas existe una mayor presión y se produce un reflujo de sangre hacia los ventrículos (Headley, 1996; Guyton et al, 2001; Cunningham, 2003).

En diástole, la primera subfase ventricular, el músculo se relaja, la presión ventricular desciende desde un valor próximo a la presión aortica o pulmonar hasta otro cercano a la presión auricular. Sin embargo, todavía no se produce el llenado ventricular, ya que la válvula mitral o tricúspide permanece cerrada hasta que la presión ventricular disminuya hasta unos valores inferiores a los de la presión auricular. Esta primera subfase se denomina relajación isovolumétrica, ya que no hay ni llenado ni vaciado de la cavidad (Cunningham, 2003).

Cuando la presión ventricular es menor que la auricular, la sangre empuja la válvula mitral hasta que se abre y comienza el llenado. Primero hay un período de llenado

ventricular rápido, seguido de la fase de llenado ventricular reducido, que dura hasta que las células del nódulo seno auricular inician el potencial de acción auricular y la contracción. Típicamente, el 80% a 90% del llenado ventricular se produce antes de la sístole auricular, que sólo llena los ventrículos. Sin embargo, durante el ejercicio, las contracciones auriculares tienen una gran contribución al llenado ventricular, ya que la frecuencia cardiaca alta que se produce deja sólo un corto período de tiempo para el llenado diastólico. Por tanto, los animales con fibrilación auricular manifiestan una clara intolerancia al ejercicio. El llenado ventricular también se hace más dependiente de la sístole auricular en los pacientes que tienen determinadas valvulopatías, como un estrechamiento de la válvula mitral (Cunningham, 2003).

Al final de la sístole auricular, las aurículas se relajan y el ventrículo comienza a contraerse y se produce un momentáneo reflujo hacia atrás, desde el ventrículo a la aurícula, cerrándose las válvulas atrio-ventriculares, lo que marca el final de la diástole ventricular y el comienzo de otra sístole ventricular (Cunningham, 2003).

La capacidad del corazón para adecuarse a los distintos volúmenes de sangre que fluyen se denomina mecanismo cardiaco de Frank-Starling, este indica que dentro de los parámetros fisiológicos, cuanto mayor sea el volumen del corazón mayor será la energía de su contracción y la cantidad de reacciones químicas que tendría lugar en cada contracción. Esta ley se cumple en los corazones con distensibilidad normal, que es la medida de la facilidad con la que el ventrículo se ajusta para acomodarse a la entrada de sangre durante la diástole (Guyton et al, 2001; Cunningham, 2003).

Si el mayor volumen cardiaco aumenta la longitud inicial de la fibra muscular y, de este modo, el volumen sistólico y el gasto cardiaco, el estiramiento diastólico del ventrículo izquierdo realmente aumenta la contractilidad. Frank había publicado en 1895 que cuanto mayor era el volumen ventricular izquierdo inicial, más rápida era la velocidad de aumento de la presión y mayor la cifra máxima alcanzada, al igual que era mayor la velocidad de relajación. Este limite tiene probablemente un fundamento físico determinado por la ultra estructura de la fibra miocárdica que ya ha sido descrita, que no permite una contracción adecuada cuando la separación de los filamentos de actina y miosina es excesiva (Braunwald et al., 2004).

Con la mayor distensión de las fibras cardíacas, también se produce una estimulación del nódulo auricular, el cual provoca un aumento en la frecuencia y de esta forma contribuye a bombear el aumento de sangre que llega (Guyton et al, 2001).

La isquemia miocárdica, determinada por miocardiopatías o simplemente una edad avanzada, producen rigidez de la pared ventricular y una menor distensibilidad, incluso con precargas normales. Cuando la adaptabilidad ventricular disminuye se produce un incremento menor del volumen ventricular para un aumento determinado de precarga ventricular. Otra consecuencia es la necesidad de precarga mayores de las normales para obtener volúmenes telediastólicos ventriculares normales (Cunningham, 2003).

El mecanismo Frank-Starling le permite al corazón bombear toda la sangre que le llega a la aurícula derecha, excepto en los casos en que la llegada de sangre supera la capacidad de reacción del corazón (Guyton et al, 2001).

4.2. ULTRASONIDO

La existencia del ultrasonido fue reconocida por L. Spallanzani en el siglo XVIII, donde demostró que los murciélagos, que a pesar de su baja visibilidad, podían navegar por reflejo de ecos utilizando sonidos inaudibles. Luego en 1880, Jaques y Pierre Curie, descubrieron el efecto piezoeléctrico, un peculiar fenómeno observado en ciertos cristales de cuarzo, los cuales son la base de los sistemas tempranos de ultrasonido. No obstante, la tecnología para los instrumentos de ultrasonido derivó del SONAR (Sound Navigation And Ranging), sistema que fue desarrollado por los militares para la navegación de barcos y detección de submarinos durante la Segunda Guerra Mundial (Roelandt, 2000; Cabrero, 2007).

Las primeras aplicaciones diagnósticas del ultrasonido fueron realizadas por el médico australiano K.T. Dussik en 1941, quién intentó visualizar los ventrículos cerebrales y sugirió el uso del eco-reflejo en medicina. El primer ecógrafo comercial apareció en 1964. El desarrollo de la técnica de escala de grises, por Kossoff (1972), consiguió

aumentar la calidad de la imagen y abrir camino a los ecógrafos modernos (Roelandt, 2000; Cabrero, 2007).

El ultrasonido es caracterizado por ondas de sonido con una mayor frecuencia que la mas alta audible por el humano, aproximadamente 20.000 ciclos por segundo (20 kHz). El rango del ultrasonido entre 2 a 15 MHz, son los comúnmente empelados para exámenes diagnósticos. Las ondas de ultrasonido pueden ser de distinta frecuencia y por lo tanto de diferente longitud de onda. La frecuencia es definida como el numero de veces que la onda es repetida en un segundo (ciclos por segundo) y la longitud de onda es la distancia que recorre una onda durante un ciclo. Si la velocidad del sonido permanece constante en el medio, la frecuencia es inversamente proporcional a la longitud de onda, siendo la velocidad en los tejidos blandos del cuerpo de alrededor de 1540 metros por segundo e independiente de la frecuencia. Frecuencias más altas son atenuadas más rápido que las más bajas, y tienen longitudes de onda mas cortas. Estas además pueden distinguir entre objetos que están mas cerca uno del otro. Por lo tanto, altas frecuencias tienen mejor resolución espacial pero penetración mas limitada (Nyland et al, 2002).

El ultrasonido diagnóstico se produce a partir de un transductor que puede ser de una o multifrecuencias, formado por uno o mas cristales con propiedades piezoeléctricas, los cuales son deformados por un pulso eléctrico corto y que generan un ultrasonido correspondiente. Este pulso posee solo pocos ciclos de largo. Si el transductor se coloca sobre el paciente, la onda de pulso se propaga a través del tejido, donde éstos absorben (convierten en calor), refractan (curvan, como un lente curva una onda de luz), dispersan y reflectan el sonido. La reflexión puede ser difusa o especular. Las ondas son reflejadas de vuelta al transductor causando nuevamente una ligera deformación del cristal piezoeléctrico, lo que genera pulsos eléctricos que pueden amplificarse y analizarse de acuerdo a su longitud y profundidad, expresándose como pixeles de brillo variable en la pantalla (blanco, negro y toda la escala de grises), de esta manera generando la imagen. Por lo tanto, el transductor actúa tanto como emisor, como receptor y es capaz de convertir una forma de energía en otra, como lo son señales mecánicas (ondas de sonido) en señales eléctricas y viceversa (Boon, 1998; Herrtage, 2000; Oyama, 2004).

4.3. ECOCARDIOGRAFIA

El ultrasonido cardiaco ha sido una de los avances más importantes desde que se descubrieron los rayos X, por Roentgen. En 1950, Keidel usando una técnica de eco transmisión, realizó el primer examen cardiológico, en el intento de medir el gasto cardiaco. Hertz y Edler, en 1953, realizaron las primeras grabaciones de ecocardiogramas en modo M de la válvula mitral, simultáneamente a un ECG. Luego en los años 60, el gran progreso en la técnica permitió el desarrollo de la ecocardiografía dos dimensiones (2D) a tiempo real (Roelandt, 2000).

La ecocardiografía ha sido utilizada ampliamente en humanos para investigar la fisiología y patología del corazón, así como también empleada por décadas para obtener imágenes cardiacas experimentales. En medicina veterinaria, la ecocardiografía asiste en el diagnóstico de lesiones cardiacas y sus disfunciones, y se ha vuelto una herramienta indispensable en la especialidad de cardiología veterinaria (Hanton et al, 1998; Thomas et al, 1993).

La ecocardiografía es una técnica no invasiva, no induce dolor, es inocua y además realiza una evaluación anatómico-funcional del corazón con gran sensibilidad y especificidad. Estas características le confieren una destacada posición, garantizando la obtención de datos de forma rápida y precisa (Thomas et al, 1993; Hanton et al, 1998; Cherem y Lázaro, 2005).

La habilidad para distinguir entre fluidos y tejido blando (no como la radiografía convencional), para definir relaciones espaciales entre estructuras, y para detectar y cuantificar movimiento, convirtió a la ecocardiografía en una herramienta muy valiosa en la evaluación diagnóstica cardiovascular, así como también para investigar el efecto de agentes anestésicos y químicos en la función cardiaca, pero además evaluar la respuesta a tratamientos médicos o quirúrgicos (Allen, 1982; Thomas, 1984).

Más que en otras técnicas diagnósticas, la ecocardiografía es un procedimiento interactivo, altamente dependiente del operador y se basa en la adecuada adquisición e interpretación de los resultados por parte del especialista, el cual debe estar familiarizado

con los principios, capacidades, limitaciones del equipo de ultrasonido y poseer habilidades cognitivas y técnicas satisfactorias (Oyama, 2004; Oh et al, 2004).

Los equipos de ultrasonografía utilizan ultrasonidos de alta frecuencia (2 a 7.5 MHz) y deben incluir los requerimientos básicos para la obtención de imágenes en modo M, exploración sectorial 2D, doppler y flujo en color, para evaluar de una forma completa el estado estructural, funcional y hemodinámico el sistema cardiovascular (Oh et al, 2004).

Idealmente para una eficiente evaluación cardíaca el equipo a utilizar debe mostrar imágenes en un rango de a lo menos 30 cuadros por segundo (Lang et al, 2005). La velocidad de cuadro o frame rate del ultrasonido es definido como el numero de imágenes que se originan por segundo, a mayor cuadros mayor resolución temporal. La cantidad máxima de cuadros en una unidad de ultrasonido, depende de que tan compleja sea la información que pueda recopilar. Las unidades de ultrasonido generan una cantidad determinada de información por unidad de tiempo, y esta información debe ser dividida entre los cuadros del video que son generados. Es así, que excesivos cuadros por segundo tienen el problema de diluir la información disponible al punto de generar imágenes de poca calidad. Los equipos de ultrasonido modernos, acortando la duración de los pulsos de ultrasonido transmitidos, aumentan la cantidad de la información que regresa por unidad de tiempo (conocido como repetición de frecuencia lineal), y pueden construir una mayor cantidad de cuadros por segundo sin disminuir considerablemente la calidad de la imagen (Oyama, 2005; Abbott y MacLean, 2006).

La utilización de una mesa de ecocardiografía permite que la fuerza de gravedad aumente la superficie de contacto entre el corazón y la pared torácica, disminuyendo la interferencia del pulmón y aumentando la ventana acústica, de este modo se mejora la visualización del corazón. La mesa posee orificios, que permiten el contacto del transductor con la pared torácica del paciente por debajo de ésta. El paciente debe ser posicionado en decúbito lateral con las extremidades anteriores extendidas hacia delante para así abrir la región axilar y poder posicionar el transductor. La posición del paciente es importante durante la adquisición de las imágenes ya que el resultado total se verá mejorado cuando se encuentre la ventana acústica más grande y el paciente permanezca quieto (Thomas et al, 1993; Lang et al, 2005; Cote, 2005).

La ecocardiografía es realizada en una secuencia específica para obtener una serie de vistas estandarizadas. Involucra la evaluación de ambos lados del tórax; idealmente se debe depilar el pelo sobre el área precordial izquierda y derecha donde se pondrá el transductor, para un mayor acople a la piel junto con la aplicación de gel para ultrasonido. El examen ecocardiográfico comienza habitualmente posicionando el transductor en el lado derecho del tórax del paciente. Todo transductor debe tener una marca, ésta tiene dos principales propósitos, el primero es definir el plano en el cual las ondas de ultrasonido dejarán el transductor, y segundo indicará la parte de la imagen visualizada que aparecerá a la derecha o la izquierda de la pantalla, dependiendo en el lado que se encuentre el símbolo en la parte superior ésta. Además, ayudará a indicar en que dirección se debe angular el haz de ultrasonido. Durante una ecocardiografía la marca debe apuntar siempre hacia la cabeza del paciente o a su lado izquierdo, para ubicarnos con la derecha y lo craneal del paciente dependiendo a que lado se encuentre la marca en la pantalla. (Henry et al, 1980; Boon, 1998; Thomas et al, 1993; Cote, 2005).

Poseer un electrocardiograma simultáneo en la pantalla durante la ecocardiografía es un complemento de gran utilidad para realizar las mediciones ecocardiográficas. La ausencia de un ECG, dificulta o hace imposible realizar mediciones exactas en pacientes con arritmias o frecuencias cardiacas muy altas (Cote, 2005).

Cabe destacar, que como otros test diagnósticos, la ecocardiografía tiene debilidades potenciales que deben ser tomadas en cuenta cuando se realizan ecocardiogramas y se interpretan sus resultados (Cote, 2005). Entre ellas, la principal desventaja de este modo de investigación es que el ultrasonido físicamente se propaga de forma ineficiente por el aire y por los huesos, por lo que debe ser encontrada un área lo mas libre de la interfase pulmonar y sin la interposición de la parrilla costal (Allen, 1982).

A diferencia de muchos órganos examinados con ultrasonido el corazón es bastante asimétrico, es por esto, que resulta fácil de encontrar falsos negativos (una lesión no visualizada) y falsos positivos (estructuras normales interpretadas como patológicas), esto puede ser reducido, aumentando la eficiencia al realizar un examen secuencial predeterminado de las vistas estandarizadas del corazón. Un error común es obtener planos oblicuos, imágenes tangenciales de estructuras normales y falla en la obtención de ciertas vistas (Cote, 2005).

4.3.1. MODO 2D

El modo 2D o bidimensional, conocido como ecografía en tiempo real, es una imagen obtenida en un plano de corte, reconstituyendo, en dos dimensiones, las estructuras anatómicas estudiadas (Cherem y Lázaro, 2005).

La evaluación 2D del corazón proporciona información anatómica más comprensiva, funcional y de alta resolución, además de su relación espacial (Herrtage, 2000; Kienle y Thomas, 2002).

Desde cada posición del transductor, el modo 2D tiene la habilidad única para producir secciones transversales del corazón latiendo o imágenes tomográficas, en múltiples planos relativos a su eje largo y corto, mediante rotación manual y angulación del transductor, con una gran cercanía a la anatomía en la presentación de las estructuras cardiacas, llevando a cabo de esta manera, una exploración multiplanar (Weiss et al, 1981; Kisslo, 1979; Oh et al, 2004).

Las medidas cuantitativas de las dimensiones cardiacas, el área y el volumen pueden derivar de las imágenes 2D, además de proporcionar el marco de trabajo y guía para la obtención de imágenes modo M, contraste, doppler y flujo color (Kienle y Thomas, 2002; Oh et al, 2004).

El comité de nomenclatura y estandarizaciones en la ecocardiografía en modo 2D de la Sociedad Americana de Ecocardiografía recomienda ciertas nomenclaturas y orientaciones de imagen. Para describir los planos visualizados se utilizan tres vistas ortogonales. El plano que atraviesa el corazón paralelo a su eje largo será referido como vista en eje largo. A su vez, la imagen que atraviesa perpendicular al eje largo del corazón se refiere a la vista en eje corto. Y la última ortogonal es la de cuatro cámaras. Además se identificarán las imágenes según donde este posicionado el transductor, junto con el plano visualizado (Henry et al, 1980).

4.3.1.1. VENTANAS O LOCALIZACIONES DEL TRANSDUCTOR MODO 2D

Un Comité de ecocardiografía, compuesto por experimentados Médicos Veterinarios dedicados a ecografía cardiaca, motivados por la Especialidad de Cardiología del Colegio Americano de Medicina Interna (ACVIM), realizó recomendaciones para llevar a cabo, de una manera estandarizada las mediciones cardiacas mediante ecocardiografía en modo 2D en gatos y perros. Éstas fueron revisadas y aprobadas por consenso por diplomados en la especialidad de cardiología del ACVIM y el comité ejecutivo de la Academia de Cardiología Veterinaria (Thomas et al, 1993). Estas recomendaciones son las utilizadas mundialmente para realizar estudios tanto diagnósticos como de investigación.

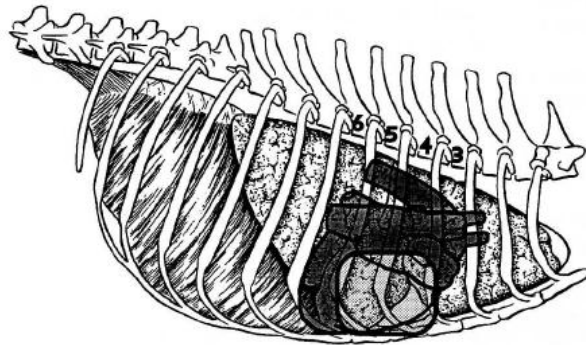
Existen tres localizaciones, o también llamadas ventanas, generales donde posicionar el transductor para tener acceso a los distintos planos de las imágenes obtenidas (Thomas et al, 1993; Kienle y Thomas, 2002).

La vista paraesternal derecha se sitúa entre el tercer y sexto espacio intercostal (usualmente del cuarto al quinto), entre la unión condrocostal y el esternón (Thomas et al, 1993; Kienle y Thomas, 2002).

La vista paraesternal caudal (apical) izquierda, que se ubica entre el quinto y sexto espacio intercostal, lo mas cercano al esternón posible (Thomas et al, 1993; Kienle y Thomas, 2002).

La vista paraesternal craneal izquierda ubicada entre el tercer y cuarto espacio intercostal, entre la unión condrocostal y el esternón. La posición optima del transductor varia entre los pacientes y debe ser determinada con exactitud durante el examen (Thomas et al, 1993; Kienle y Thomas, 2002).

Ventana Paraesternal Derecha



Ventana Paraesternal Izquierda

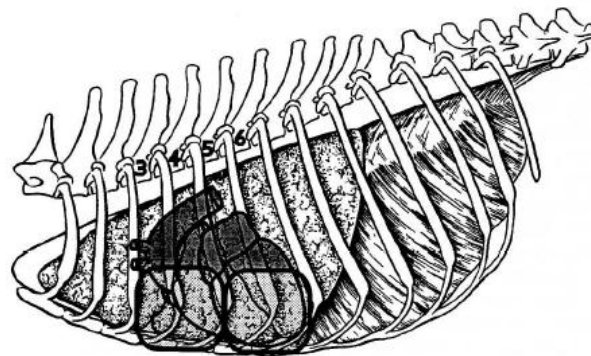


Fig. 1: Diagrama de tórax ilustrando las ventanas o localizaciones del transductor en cada lado del tórax del paciente utilizadas para la ecocardiografía 2D en perros y gatos. Arriba ventana paraesternal derecha, abajo ventana paraesternal izquierda. (Fuente: Thomas, WP; Gaber, CE; Jacob GJ; et al: Recommendations for standards in transthoracic two-dimensional echocardiography in dogs and cats. J Vet Intern Med 1993;7: 247-252).

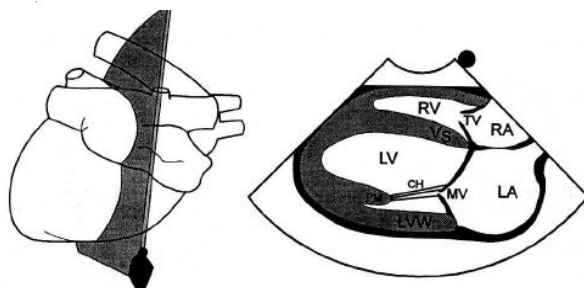
4.3.1.2. PLANOS O VISTAS

Para cada una de las tres principales ventanas, existen dos planos de visualización primarios y uno o más planos menores también llamados vistas.

- **Ventana paraesternal derecha**

La vista en eje largo se obtiene con el plano de haz de ultrasonido orientado lo mas perpendicular posible al eje largo del cuerpo, paralelo al eje largo del corazón, y con la marca del transductor apuntando hacia la base del corazón (dorsal), de esta manera se obtendrán dos vistas. La primera es una vista de cuatro cámaras con el ápex cardiaco (ventrículos) desplegados a la izquierda y la base (atrios) a la derecha de la pantalla, denominada vista eje largo de cuatro cámaras. La segunda, se obtiene rotando el transductor suavemente en el sentido de las agujas del reloj, cambiando desde la vista en cuatro cámaras a una ligeramente mas caudoventral, mostrando el tracto de salida del ventrículo izquierdo, la válvula y raíz aortica, llamada "vista eje largo de tracto de salida izquierdo" (Thomas et al, 1993).

Vista Cuatro Cámaras Eje Largo



Vista Tracto de Salida Eje Largo

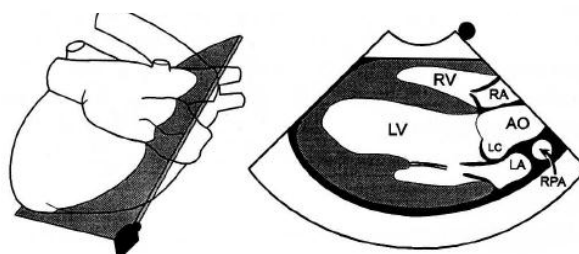


Fig. 2: Ventana paraesternal derecha en eje largo y las dos vistas posibles. Arriba eje largo vista cuatro cámaras, abajo eje largo vista tracto de salida ventrículo izquierdo. RV: ventrículo derecho; RA: atrio derecho; LV: ventrículo izquierdo; CH: cuerdas tendíneas; LA: atrio izquierdo; TV: válvula tricúspide; MV: válvula mitral; VS: septo interventricular; LVW: pared libre ventricular izquierda; LC: cúspide izquierda de la válvula aórtica; RPA:

arteria pulmonar derecha. (Fuente: Thomas, WP; Gaber, CE; Jacob GJ; et al: Recommendations for standards in transthoracic two-dimensional echocardiography in dogs and cats. J Vet Intern Med 1993;7: 247-252).

La vista en eje corto se realiza con el haz de ultrasonido orientado en un ángulo corto al eje largo del cuerpo, perpendicular al eje largo del corazón, con la marca del transductor orientada craneal (o craneoventral), rotando el plano del haz en noventa grados en sentido de las agujas del reloj desde la vista en eje largo, se obtendrán una serie de vistas en eje corto. Una apropiada vista en eje corto es identificada por la simetría circular del ventrículo izquierdo o de la raíz aortica. Los planos en eje corto al nivel de ápex ventricular izquierdo, músculos papilares, cuerdas tendíneas, válvula mitral, y válvula aortica son obtenidos angulando el haz de ultrasonido desde el ápex (ventral) a la base (dorsal), respectivamente (Thomas et al, 1993).

Un apropiado alineamiento del eje corto a nivel de la válvula aortica usualmente requiere una leve rotación en sentido de las agujas del reloj del haz de ultrasonido. En algunos animales, la angulación hacia dorsal permite ver las imágenes de la parte proximal de la aorta ascendente, atrio derecho y arteria pulmonar derecha. Las imágenes deben ser obtenidas con la parte craneal de la imagen a la derecha y el corazón derecho envolviendo el ventrículo izquierdo y la aorta en sentido de las agujas del reloj (tracto de salida del ventrículo derecho y arteria pulmonar a la derecha) (Thomas et al, 1993).

Vistas en Eje Corto

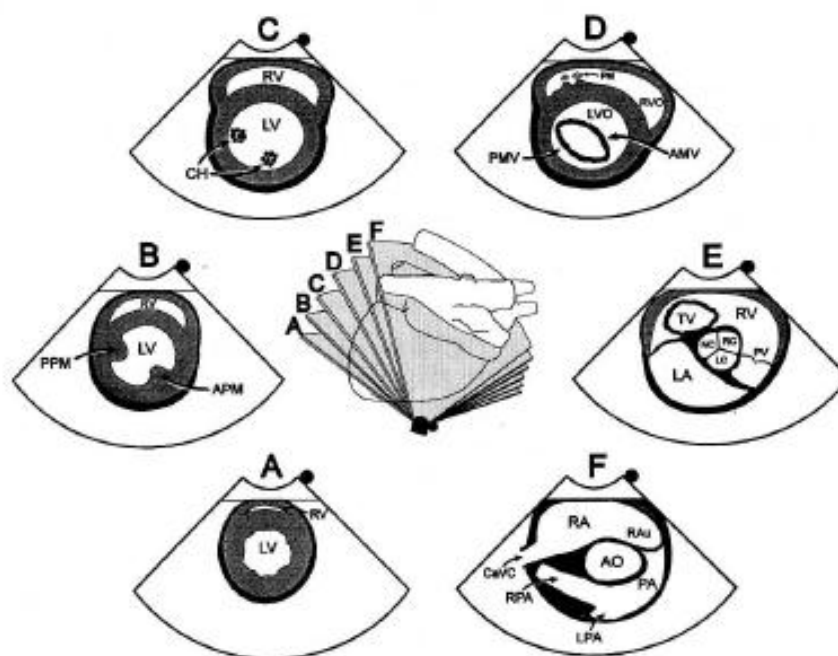


Fig. 3: Ventana paraesternal derecha, vistas en eje corto. A: ápex cardiaco, B: músculos papilares, C: cuerdas tendíneas, D: Válvula mitral, E: válvula aórtica, F: arteria pulmonar. LV: ventrículo izquierdo; RV: ventrículo derecho; PPM: músculo papilar posterior; APM: músculo papilar anterior; CH: cuerdas tendíneas; PMV: valva mitral posterior; AMV: valva mitral anterior; LVO: Tracto de salida ventrículo izquierdo; RVO: tracto de salida ventrículo derecho; PV: válvula pulmonar; TV: válvula tricúspide; PA: arteria pulmonar; RAu: aurícula derecha; CavC: vena cava caudal; RPA: arteria pulmonar derecha; LPA: arteria pulmonar izquierda. (Fuente: Thomas, WP; Gaber, CE; Jacob GJ; et al: Recommendations for standards in transthoracic two-dimensional echocardiography in dogs and cats. J Vet Intern Med 1993;7: 247-252).

- **Ventana paraesternal caudal (apical) izquierda**

La ventana apical izquierda vista dos cámaras se realiza con el plano del haz de ultrasonido casi perpendicular al eje largo del cuerpo, paralelo al eje largo del corazón, y con la marca del transductor orientada hacia la base del corazón (dorsal), en esta vista se incluyen el atrio izquierdo, la válvula mitral y el ventrículo izquierdo. Con una suave

rotación del transductor en sentido de las agujas del reloj y el haz de ultrasonido de una orientación más craneodorsal a caudoventral, se obtendrán una vista en eje largo del ventrículo izquierdo, tracto de salida, válvula aórtica y raíz aórtica. Ambas vistas deben mostrar el ápex ventricular izquierdo a la izquierda de la pantalla y el atrio izquierdo o la aorta a la derecha (Thomas et al, 1993).

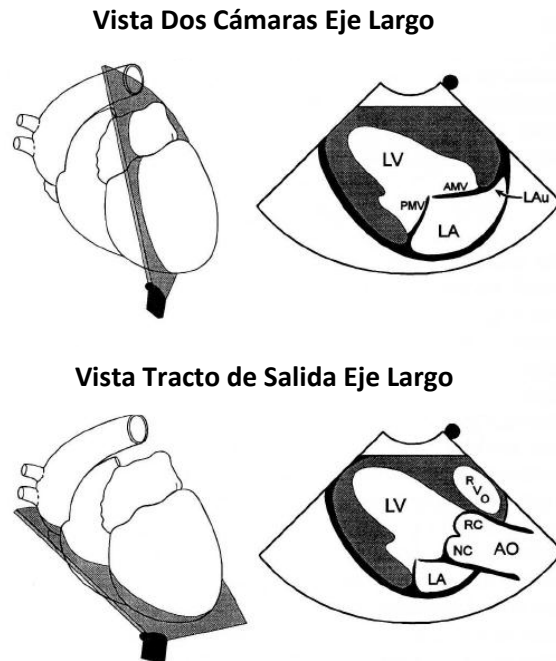
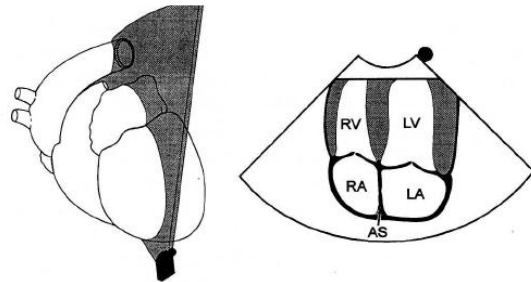


Fig. 4: Ventana paraesternal caudal (apical) izquierda, vista dos cámaras (arriba) y tracto de salida ventrículo izquierdo (abajo). LV: ventrículo izquierdo; AMV: valva mitral anterior; PMV: valva mitral posterior; LA: atrio izquierdo; LAu: aurícula izquierda; NC: cúspide no coronaria de la válvula aortica; RC: cúspide derecha coronaria de la válvula aortica; RVO: tracto de salida ventrículo derecho. (Fuente: Thomas, WP; Gaber, CE; Jacob GJ; et al: Recommendations for standards in transthoracic two-dimensional echocardiography in dogs and cats. J Vet Intern Med 1993;7: 247-252).

La vista apical izquierda cuatro cámaras se obtiene moviendo el plano del haz de ultrasonido desde una posición izquierda-caudal a una derecha-craneal y luego directamente dorsal a la base del corazón, y con la marca del transductor apuntando a caudal e izquierda. La imagen debe mostrar los ventrículos lo mas cerca del campo

cercano al transductor y los atrios en el campo lejano, con el corazón orientado verticalmente. El corazón izquierdo (ventrículo izquierdo, válvula mitral y atrio izquierdo) deben aparecer a la derecha de la pantalla y el corazón derecho a la izquierda de ésta. Una leve inclinación hacia craneal del haz de ultrasonido desde la vista cuatro cámaras genera la imagen de la región del tracto de salida del ventrículo izquierdo (Thomas et al, 1993).

Vista Cuatro Cámaras (tracto de entrada)



Vista Cinco Cámaras (tracto de salida)

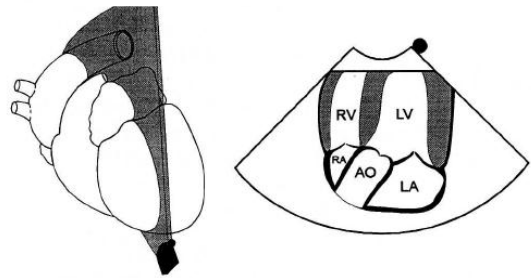


Fig. 5: Ventana paraesternal caudal (apical) izquierda, vista cuatro cámaras y cinco cámaras (tracto de salida ventrículo izquierdo). RV: ventrículo derecho; LV: ventrículo izquierdo; RA: atrio derecho; LA: atrio izquierdo; AS: septo interatrial; AO: aorta. (Fuente: Thomas, WP; Gaber, CE; Jacob GJ; et al: Recommendations for standards in transthoracic two-dimensional echocardiography in dogs and cats. J Vet Intern Med 1993;7: 247-252).

- **Ventana paraesternal craneal izquierda**

La vista en eje largo del tracto de salida se realiza con el haz de ultrasonido orientado casi paralelo al eje largo del cuerpo y al eje largo del corazón, y con la marca del transductor orientada cranealmente, donde se observará el tracto de salida izquierdo, válvula aortica y aorta ascendente. La imagen mostrará el ventrículo izquierdo a la izquierda y la aorta a la

derecha. Orientando el haz mas hacia ventral de la aorta se obtiene una imagen oblicua del ventrículo izquierdo, del atrio derecho, válvula tricúspide y tracto de entrada del ventrículo derecho. Luego moviendo el haz de ultrasonido hacia dorsal de la aorta se obtiene una vista del tracto de salida del ventrículo derecho, válvula y arteria pulmonar (Thomas et al, 1993).

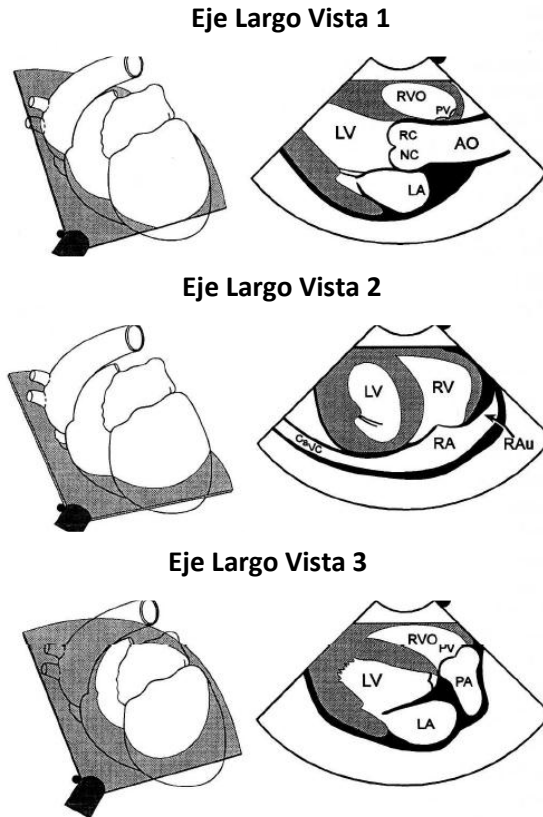


Fig. 6 Ventana paraesternal craneal izquierda, vistas en eje largo. LV: ventriculo izquierdo; RVO: tracto de salida ventriculo derecho; PV: válvula pulmonar; RC: cúspide derecha coronaria de la válvula aortica; NC: cúspide no coronaria de la válvula aortica; LA: atrio izquierdo; AO: aorta; RV: ventriculo derecho; RA: atrio derecho; RAu: auricula derecha; PA: arteria pulmonar; CavC: vena cava caudal . (Fuente: Thomas, WP; Gaber, CE; Jacob GJ; et al: Recommendations for standards in transthoracic two-dimensional echocardiography in dogs and cats. J Vet Intern Med 1993;7: 247-252).

La vista en eje corto se realiza con el haz de ultrasonido orientado para un eje largo, perpendicular al eje largo del corazón, rotando en noventa grados en sentido de las agujas del reloj, de esta forma se obtiene un eje corto del corazón en el cual se puede visualizar la raíz aortica cercada por el corazón derecho. Se ve la arteria pulmonar y el tracto de salida a la derecha, el tracto de entrada ventricular derecha a la izquierda y la aorta al centro (Thomas et al, 1993).

Vista Eje Corto

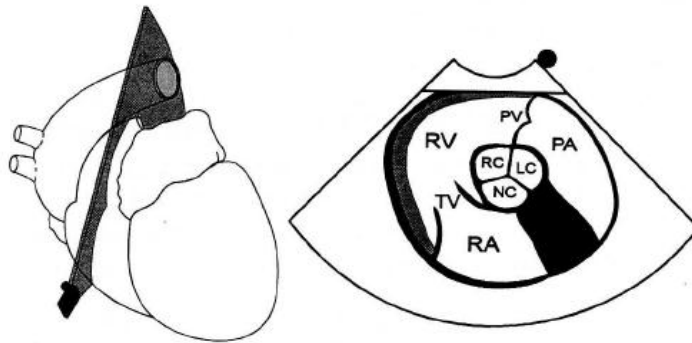


Fig. 7: Ventana paraesternal craneal izquierda, vista eje corto a nivel de la raíz aortica, mostrando los tractos de entrada y salida del ventrículo derecho. RV: ventrículo derecho; PV: válvula pulmonar; PA: arteria pulmonar; RA: atrio derecho; TV: válvula tricúspide; RC: cúspide coronaria derecha de la válvula aortica; LC: cúspide coronaria izquierda de la válvula aortica; NC: cúspide no coronaria de la válvula aortica. (Fuente: Thomas, WP; Gaber, CE; Jacob GJ; et al: Recommendations for standards in transthoracic two-dimensional echocardiography in dogs and cats. J Vet Intern Med 1993;7: 247-252).

4.3.1.3. MEDICIONES 2D

Las mejores imágenes se obtienen en de la vista paraesternal derecha, comparadas con las derivadas de la paraesternal izquierda. Esto se debe probablemente a la presencia de la muesca cardiaca en el pulmón derecho, la cual permite un aumento del contacto cardiaco con la pared costal derecha, generando así una gran ventana cardiaca. Así

mismo, las estructuras del corazón izquierdo son mejor visualizadas que las del derecho. La dificultad de visualizar las estructuras cardiacas derechas es principalmente debido a la proximidad al transductor, y por la dificultad de ajustar los ecos en el campo más cercano. También se consiguen imágenes de mejor calidad durante la espiración, ya que existe menor interfase pulmonar (O'Grady et al, 1986; Thomas, 1984).

Las imágenes en vista paraesternal derecha son las mejores para obtener mediciones de longitud del ventrículo izquierdo. Esto sería útil cuando se necesita estimar volumen ventricular o masas (O'Grady et al, 1986).

Como guía anatómica muchos autores utilizan las cuerdas tendíneas (Thomas et al, 1993; Vollmar, 1999; Schober et al, 2000; Bavegems et al, 2007; Voros et al, 2009; Rovira y Muñoz, 2009), y es la recomendación que realiza el ASE. Sin embargo, a otros les es de mayor habilidad obtener como guía los músculos papilares y así obtener la simetría con mayor facilidad (Crippa et al, 1992; Hansson et al, 2002, O'Leary et al, 2003).

- **Diástole**

El cuadro al final del diástole fue identificado como el que ocurre después el cierre total de la válvula mitral, cuadro que demuestra la dimensión ventricular máxima, la cual acontece cerca del inicio del complejo QRS (O'Grady et al, 1986; Lang et al, 2005).

- **Sístole**

El cuadro al final del sístole se identificó como aquel que está antes de la apertura de la válvula mitral que corresponde a la dimensión ventricular más pequeña en el ciclo cardiaco, y ocurre al final de la onda T del ECG (O'Grady et al, 1986; Lang et al, 2005).

- **Aorta**

La medición del diámetro interno de la aorta en eje corto, se realiza a través de las comisuras entre la cúspide de la válvula aortica no coronaria y la coronaria derecha en el primer cuadro después del cierre de la válvula aortica, de borde interno a borde interno (Rishniw y Erb, 2000).

En eje largo existen tres posibilidades, medición a nivel del anillo valvular, el máximo diámetro a nivel del seno de Vasalva o en la unión sinotubular, todas de borde

interno a borde interno como la metodología de tomografía computarizada o de resonancia magnética, aunque la normativa indica el uso de "leading edge" lo que consiste en incluir un borde endocárdico (del primer eco al primer eco) (Lang et al, 2005).

- **Atrio izquierdo**

Las dimensiones lineales y de área obtenidas en vistas paraesternal tanto izquierda como derecha, resultaron altamente correlacionadas. Por lo que se afirma junto a estudios más antiguos que cuando al atrio izquierdo se agranda, lo hace por lo tanto en todas las proyecciones. Sin embargo, se visualiza principalmente el cuerpo del atrio en la vista paraesternal derecha eje corto al nivel de la base del corazón (O'Grady et al, 1986; Hansson et al, 2002).

El atrio izquierdo se mide principalmente en el eje corto, en el mismo cuadro de la medición de la aorta, con una línea paralela que se extiende desde la comisura de la cúspide de la válvula aortica izquierda coronaria y no coronaria hacia el margen mas distal del atrio izquierdo, de borde interno a borde interno (Rishniw y Erb, 2000).

Si se utiliza el eje largo la medición es perpendicular a la línea que bisecta el atrio desde una orientación apicobasilar y paralelo al anillo mitrálco. La medición del atrio se realiza a mitad de la distancia entre el plano del anillo mitrálco y la raíz del atrio de borde interno a borde interno de la pared atrial izquierda (Rishniw y Erb, 2000).

- **Septo interventricular**

El grosor del septo interventricular en sístole, medido en la posición paraesternal derecha en eje corto, posee una variación significativa. Esta refleja una consistente dificultad asociada a la medición del lado ventricular derecho del septo. La identificación del borde posterior del verdadero eco del endocardio derecho es a veces complejo, ya que el eco del endocardio derecho es frecuentemente muy delgado. Esta delgadez del eco esta asociada con el fenómeno de realce acústico cuando el haz de ultrasonido atraviesa la cavidad ventricular derecha, y puede ser causada también por factores técnicos como excesiva ganancia (ajuste que permite amplificar o atenuar los ecos reflejados), en el campo cercano (O'Grady et al, 1986; Cote, 2005).

4.3.1.4. MEDICIONES NO PUBLICADAS POR "THE AMERICAN SOCIETY OF ECHOCARDIOGRAPHY" (NO OFICIALES)

- **Atrio izquierdo**

La dimensión del atrio izquierdo justo bajo el anillo de la válvula mitral, medido en eje largo paraesternal derecho en vista de cuatro cámaras en sístole. Tal cual describe su nombre, el anillo mitrálco es un buen punto de orientación durante la ecocardiografía, se puede encontrar fácilmente, y su determinación es un procedimiento simple (Hetyey et al, 2005; Dudás-Gyorki et al, 2009).

Hetyey et al en el 2005, determinaron que esta medición en perros sanos, puede ser sustituida por la medición de longitud lineal de derecha izquierda del atrio izquierdo en eje largo, cuando existan dificultades para realizarla. En esos casos, la longitud del atrio puede ser calculada por una formula utilizando la medición en el anillo mitrálco. La relación entre la longitud derecha-izquierda y el anillo mitrálco se mantiene además constante independiente del peso, sexo y edad del paciente, y en perros sanos la medición de longitud es un 8% mayor al diámetro del anillo mitrálco, indicando mayor sensibilidad a los cambios de dimensión del atrio izquierdo (Dudás-Gyorki et al, 2009).

4.3.2. MODO M

Las primeras mediciones de cámaras cardiacas en modo M, se realizaron en el año 1966, donde el tamaño estimado del atrio izquierdo era mejor que el obtenido por fluoroscopia, además con una significativa correlación con enfermedades valvulares y valores de angiografía (Hirata et al, 1969; Belenkie et al, 1973).

Mashiro et al en 1976, fue uno de los pioneros en realizar ecocardiografía en perros despiertos, obteniendo imágenes tanto del lado izquierdo como del lado derecho del tórax, de planos transversos y longitudinales y con repetitividad, además de correlacionar el diámetro ventricular con el peso del animal, validando de este modo la técnica para ser usada en pequeños animales. La dimensión del atrio izquierdo fue una de las primeras mediciones de tamaño cardiaco disponibles en modo M, y después en ecocardiografía modo 2D (Gottdiener, 2004).

La ecocardiografía en modo M rápidamente obtuvo popularidad como una técnica no invasiva para obtener mediciones cuantitativas de tamaño de cámaras cardiacas, grosor de pared, velocidad de movimiento de paredes, dimensión de grandes vasos y movimiento de válvulas (Sahn et al, 1978; O'Rourke et al, 1984). Este modo permite la visualización de estructuras con movimientos rápidos por su mayor rango de frecuencia y complementa la ecografía 2D al registrar movimientos detallados de estructuras cardiacas (Popp et al, 1980; Oh et al, 2004).

Para la ecocardiografía en modo M, desde una imagen en modo 2D, una línea guía que representa solo una haz de ultrasonido en vez de múltiples puede ser posicionada en la pantalla sobre la estructura seleccionada. En la ecocardiografía en modo M, el transductor es mantenido en una posición y sólo las estructuras relacionadas con el haz de la línea guía son visualizadas, los movimientos de las estructuras cardiacas cruzan la línea guía y estas son grabadas por unos cuantos ciclos cardiacos produciendo una imagen en modo M a medida que el corazón se sigue contrayendo y relajando. De esta manera, la ecocardiografía en modo M permite monitorear la función del corazón a través del tiempo.

El examinador orienta el estudio posicionando el cursor en una imagen 2D. Si se desea ver el movimiento de estructuras cercanas, pero no de esas por las cuales pasa el haz de ultrasonido, se debe re direccionar el haz para que este pase por el área de interés, pero se perderá la visualización del movimiento de las estructuras que eran previamente observadas. La imagen en modo M muestra la profundidad en el eje vertical y el tiempo en el eje horizontal (Popp et al, 1980; Boon, 1998; Hanton et al, 1998; Oyama, 2004; Abbott et al, 2006).

Cabe destacar, que la precisión de las mediciones ecocardiográficas en modo M están determinadas por dos factores principales. Por la calidad técnica de los trazos de donde se obtiene la información y por la resolución teórica de los sistemas de ecocardiografía, además, idealmente deben ir acompañadas de un ECG en derivada II o una derivada con una clara deflexión del complejo QRS, donde la velocidad de grabación debiera ser del orden de 50 mm/s para medir estructuras (Sahn et al, 1978; O'Rourke et al, 1984).

Las ventajas de los estudios en modo M incluyen frecuencias de pulso de alta repetición, lo que genera como resultado una excelente resolución temporal, alta resolución del eje axial, fácil adquisición de imágenes y reproducibilidad de las mediciones (Oyama, 2004).

Las limitaciones para la ecocardiografía en modo M incluyen la restricción de que las mediciones solo pueden realizarse a través del eje por el cual pasa el haz de ultrasonido, la cual solo puede ser posicionada en un finito número de direcciones a través de estructuras vistas a través de la pared torácica (O’rourke et al, 1984).

4.3.2.1. MEDICIONES MODO M

Las recomendaciones para la estandarización de los sitios de medición en la ecocardiografía en modo M y los métodos realizados para obtener tales mediciones más utilizados tanto para estudios científicos como para diagnósticos clínicos, han sido realizados por El Comité de Estandarización de Modo M de “The American Society of Echocardiography”, en 1978, y más tarde, en 1984, por “The American Society of Echocardiography” junto con “The Working Group in Echocardiography of the European Society of Cardiology” (Sahn et al, 1978; O’rourke et al, 1984).

La localización paraesternal derecha está descrita como la aproximación para realizar las mediciones en modo M, por ser más fácil de hacer y de obtener todas las estructuras a medir claramente (Thomas, 1984; Boon et al, 1983). A diferencia del modo 2D, el ecocardiograma del modo M usualmente es realizado sólo en la ubicación paraesternal derecha (Kienle y Thomas, 2002).

Existe cierta controversia acerca del mejor método en modo 2D para realizar las mediciones en modo M en perros, algunos prefieren la sección transversa del corazón (Mashiro, 1976; Sisson y Shafer 1991; Cripta et al 1992) y otros prefieren la sección longitudinal (Bonagura 1983; Vollmar, 1999; Hanton et al, 1998).

Para Hanton et al en 1998, la ecocardiografía en modo M tanto el eje largo (longitudinal) como el eje corto (transverso) permite posicionar la línea guía a través de

las estructuras ventriculares izquierdas. Más aun, no existen diferencias significativas de los parámetros obtenidos en modo M obtenidos con las dos técnicas. Sin embargo, la estandarización de un método usando ciertas estructuras cardiacas como marcas, es mas fácil y preciso en el eje longitudinal que en el transverso.

El eje longitudinal más óptimo es aquel en el que el septo está horizontal, la aorta y el atrio izquierdo se visualizan de diámetro similar y en la misma vista, y la válvula mitral se ve claramente. Obtenida esta imagen la línea guía debe ser posicionada con precisión justo debajo la válvula mitral, cuando está abierta, perpendicular al eje cardiaco (Hanton et al, 1998).

En eje transverso, los músculos papilares son utilizados como marcas, aunque el nivel exacto de sección y eje perpendicular no puede ser manejado con tal precisión como en el eje longitudinal (Hanton et al, 1998), no obstante debiesen ser usadas las cuerdas tendíneas como referencias anatómicas más exactas (Schober y Baade, 2000, Thomas, 1984).

De este modo, ambos ejes pueden ser utilizados para posicionar la línea guía y obtener el modo M, siempre y cuando se obtengan imágenes claras de las estructuras utilizadas como marcas en el corazón (Hanton et al, 1998).

- **Raíz aórtica**

El diámetro de la raíz aortica debe ser medido desde el margen anterior de la pared aortica anterior al eco anterior o interior más limítrofe de la pared posterior, al final del diástole, al comienzo del complejo QRS y al nivel donde ambas cúspides aorticas son visualizadas, para reducir potenciales errores de angulación (Sahn et al, 1978; O'rouke et al, 1984).

Se debe tener especial cuidado al realizar el modo M con el cuadro guía 2D en eje largo, al intentar que la línea guía atravesase a nivel del seno de Vasalva ya que en los movimientos cardiacos esta se mueve y provoca una subestimación de más de 2 milímetros del diámetro aórtico en modo M versus el obtenido en modo 2D (Lang et al, 2005).

- **Atrio izquierdo**

La dimensión de atrio izquierdo debe ser medida al final del sístole ventricular, desde el borde anterior de la pared posterior de la aorta (esto incluyendo el grosor de la pared aortica) al borde principal de la pared posterior del atrio izquierdo en el mismo latido usado para medir la dimensión de la aorta (Sahn et al, 1978; O’rourke et al, 1984)

- **Dimensiones internas de ventrículo izquierdo**

Las dimensiones al final del diástole deben ser medidas como la distancia desde el borde principal del eco del septo izquierdo al eco del endocardio de la pared posterior al tiempo del comienzo de la onda Q o al peak de la onda R del ECG. Idealmente del promedio de cinco latidos cardiacos, por la gran variabilidad que existe entre latidos con información digitalizada. (Sahn et al, 1978; O’rourke et al, 1984; Friedman et al, 1982).

Las dimensiones al final del sístole deben ser realizadas desde el borde principal del lado izquierdo del septo al borde principal del endocardio de la pared posterior del ventrículo izquierdo. Deben ser realizador en el punto mas bajo del movimiento septal en pacientes con movimiento septal normal, en pacientes con movimientos septales anormales o paradójicos puede ser medido en el peak del movimiento de la pared posterior. (Sahn et al, 1978; O’rourke et al, 1984; Friedman et al, 1982).

- **Grosor del Septo interventricular**

El grosor del septo debe ser medido al final del diástole y al final del sístole en el mismo tiempo del ciclo cardíaco de las mediciones de ventrículo izquierdo. Es la distancia entre el borde principal de los ecos endocárdicos desde el lado derecho e izquierdo del septo claramente visualizado (O’rourke et al, 1984).

- **Grosor de pared posterior (pared libre)**

Es usado el mismo método para medir grosor de septo interventricular, midiendo la distancia entre el borde principal de los ecos de endocardio y epicardio de la pared posterior. Se debe distinguir claramente del pericardio parietal (O’rourke et al, 1984).

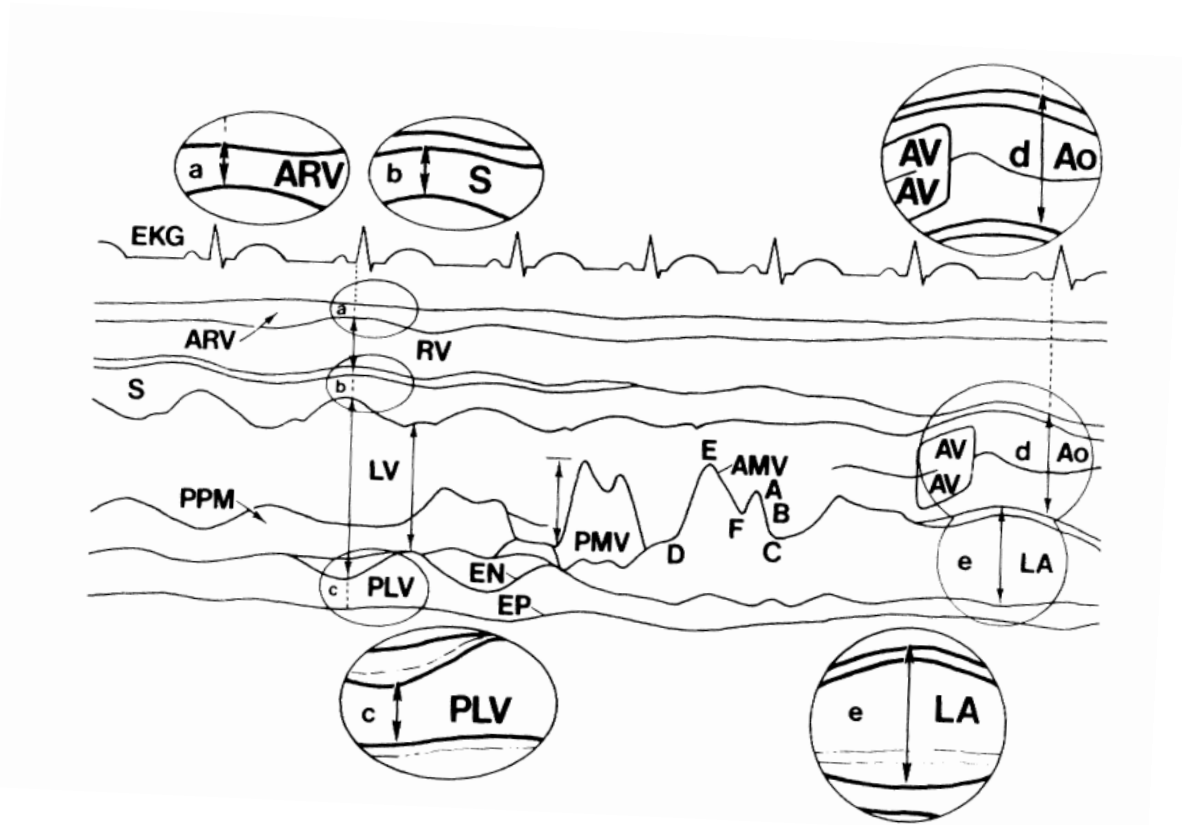


Fig.8 Ilustración de ecocardiografía en modo M. Abreviaturas: ARV = pared anterior ventricular derecha; RV = ventrículo derecho; LV = ventrículo izquierdo; PVL = pared posterior ventricular izquierda; S = septo; PPM= músculo papilar; AMV, PMV = velos de válvula mitral anterior y posterior; A, B, C, D, E Y F= puntos de movimiento de válvula mitral; EN = endocardio; EP = epicardio. (Fuente: Sahn, DJ; DeMaría, A; et al: Recommendations regarding quantitation in M-mode echocardiography: Results of a survey of echocardiographic measurements. Circulation 1978; 58:1072-1083).

4.3.2.2. MEDICIONES NO PUBLICADAS POR THE AMERICAN SOCIETY OF ECHOCARDIOGRAPHY (NO OFICIALES)

Crawford et al en 1980, proponen un método de medición ecocardiográfico de dimensiones de ventrículo izquierdo tanto en sístole como en diástole. Este método utiliza el peak del QRS para designar el sístole, y la distancia mínima entre el septo interventricular y la pared libre del ventrículo izquierdo, se presenten exactamente opuestas, para designar el diástole. Las mediciones además son realizadas de borde

interno (interfase sangre endocardio) a borde interno o también llamado "inner edge", de cada eco endocárdico.

La técnica propuesta por ASE resulta en mediciones de dimensión mas grandes y esto llevaría a una sobreestimación del volumen ventricular comparado con angiografía. Sin embargo, la información no apoya que las recomendaciones realizadas por ASE para mediciones de dimensión ventricular izquierda sean superiores a las comparadas con otras técnicas disponibles (Crawford et al, 1980).

4.3.3. TECNICA MEDICION BORDES

Existen muchas corrientes acerca de cómo se deben realizar las mediciones de cavidad. La mayoría de las mediciones intraluminales son con la técnica primer eco-primer eco, esto quiere decir, que el grosor de una de las paredes de endocardio es incluido en la medición (O'Grady et al, 1986). El ASE recomienda en su modelo de medición en modo M utilizar la medición primer eco-prime eco. (Sahn et al, 1978). Estas recomendaciones de la ASE también las utilizan Hansson et al, (2002); O'Leary et al, (2003); Abbott y MacLean, (2006); Rovira y Muñoz, (2009) en sus estudios.

En ecocardiografía en modo 2D, se compararon tres métodos para la medición del grosor miocárdico, primer eco-último eco, segundo eco-primer eco, y primer eco-primer eco. Se dio una excelente correlación entre los tres métodos. Sin embargo el más exacto fue el método primer eco-primer eco, tanto en altas y en bajas ganancias, mientras que los otros métodos sobre o subestimaban el grosor. Además se compararon con trozos de miocardio fijados en formalina y medidos in vivo, y también se contrastaron con mediciones de volumen por angiografía, resultando el método de primer eco-primer eco el más exacto. (Wyatt et al, 1983)

En cambio, el método borde interno-borde interno, el cual no incluye medición de la pared endocárdica, sino que se utiliza el limite pared endocárdica o interfase tejido sangre, lo utilizan para mediciones 2D Schiller et al, (1989); Oyama et al, (2005); Lang et al, (2005); Abbott y MacLean, (2006); Rovira y Muñoz, (2009).

Por otra parte, Voros et al (2008), para las mediciones en modo 2D utiliza el método primer eco-primer eco, y Bavegems et al, (2006); a diferencia de todos utiliza el método primer eco-primer eco tanto para modo M y modo 2D.

Estas diferencias de técnica, provocan discrepancia a la hora de obtener mediciones. En concordancia con la literatura publicada, las dimensiones en modo M son obtenidas utilizando la técnica de primer eco-primer eco, mientras que las dimensiones en modo 2D fueron medidas por el método de borde interno-borde interno. Basados en esto, se puede anticipar que las mediciones en modo M, generalmente excederían esas obtenidas en modo 2D (Abbot y MacLean, 2006). Aunque según la información recopilada cada autor sigue su propio método.

Con el actual refinamiento en el proceso de las imágenes se permite aumentar la resolución de estructuras. Concretamente, es posible medir el grosor de septo o dimensión de cavidades cardiacas mas definido en la interfase tejido sangre, mas que la distancia primer eco-primer eco como se recomienda (Lang et al, 2005).

Al realizar las mediciones, cuando es visualizado menos de un 80% del borde endocárdico, se recomienda la utilización de un medio de contraste para delinearlo (Lang et al, 2005).

4.4. VARIABLES QUE AFECTAN LOS VALORES CARDIOMÉTRICOS

La información entregada por la ecocardiografía se puede ver afectada por un sin número de variables fisiológicas como lo son tamaño corporal, forma, crecimiento fisiológico, edad, entrenamiento, frecuencia cardiaca y raza (Rovira y Muñoz, 2009), entre otros. Es por esto, que se deben tomar en consideración estas variables al momento de evaluar la normalidad de los valores cardiométricos.

- **Entrenamiento**

Perros de líneas de pedigree de competencia poseen dimensiones de atrio izquierdo en eje corto significativamente mayores que perros de líneas de pedigree de show, y también poseen la tendencia a tener aortas de mayor diámetro (Bavegems et al, 2006).

- **Género**

Kerkhof et al (1998), Vollmar et al (1999), Voros et al (2009), describieron que no existe influencia significativa en los parámetros intracardiacos tanto en sístole como en diástole en los diferentes géneros.

Sin embargo, existieron diferencias estadísticamente significativas entre machos y hembras para ciertas mediciones, en particular grosor de pared libre ventricular izquierda y septo interventricular, (Hanton et al, 1998) y además de cavidad ventricular izquierda y derecha (Lázaro et al, 2006) siendo estos valores mayores en machos que en hembras. Esto se puede explicar por el mayor peso de los machos y las relaciones positivas de estos parámetros con el peso corporal.

La única y mayor diferencia se encontró en perro de raza Beagle, en las mediciones de pared libre ventricular izquierda en sístole y en diástole, que resultaron ser mayores en hembras en un 14 % y 21% respectivamente. Estas diferencias resultaron ser estadísticamente significativas (Crippa et al, 1992). Las hembras greyhound que entrenan tienen significativamente mayores valores en septo interventricular en sístole, diámetro ventrículo izquierdo y pared libre ventricular izquierda, en diástole y en sístole. Sin embargo también resultó en una diferencia con machos en los promedios de peso, lo que explicaría estos mayores valores (Bavegems et al, 2006).

La fracción de acortamiento se mantiene constante e independiente del tamaño del corazón y por lo tanto sin diferencias por sexo, al igual que la fracción de eyección, lo que indica que la eficiencia ventricular izquierda no está influenciada por el sexo (Crippa et al, 1992; Hanton et al, 1998).

- **Posición**

Los cambios en posición del corazón relacionados con la postura no afectarían los resultados del examen (Vollmar, 1999).

Chetboul et al en 2005, comparó el efecto de la posición del animal y las mediciones en modo M y 2D, demostrando que para la mayoría de las variables, la ecocardiografía realizada con el perro parado fue tan exitosa con la realizada con el

paciente en decúbito lateral. Sin embargo, recomiendan realizar la ecocardiografía en posición de pie particularmente en perros estresados y con disnea.

- **Frecuencia cardiaca**

En todos los perros estudiados por Jacobs et al (1988), existió una correlación significativa y positiva de la dimensión interna de cámara ventricular izquierda en sístole y en diástole a la longitud del ciclo cardiaco; la frecuencia cardiaca se registró como longitud del ciclo. Además, hay una correlación positiva entre esas dimensiones ventriculares y la raíz cuadrada de la duración del ciclo, lo que indica una meseta en los cambios dimensionales a medida que la duración del ciclo aumenta. La fracción de acortamiento y la pared ventricular izquierda y septal no cambiaron consistentemente durante la estimulación. Se puede concluir, que las dimensiones de cámara cardiaca izquierda en el perro pueden ser significativamente afectadas por alteraciones en la frecuencia cardiaca (Jacobs et al, 1988). Además, especial atención se debe tener cuando existen latidos prematuros tanto auriculares como ventriculares, evitando realizar mediciones en el latido postectópico ya que esta afectada la longitud de este. Así también lo demostró Belenkie, observando las variaciones de fracción de acortamiento, fracción de eyección y cavidad ventricular, frente a fibrilación atrial, demostrando variaciones en los valores al compararlos con ritmo sinusal (Belenkie et al, 1979; Lang et al, 2005).

- **Razas**

Se ha demostrado que la raza es un factor que puede causar que en perros del mismo peso las mediciones ecocardiográficas varíen (Rovira y Muñoz, 2009).

Morrison et al en 1992, realizaron exámenes ecocardiográficos en cuatro razas distintas (Welsh Corgi, Poodle miniatura, Afgano y Golden Retriever) elegidas por su diferente tamaño y peso. Se midieron múltiples variables, que al realizarles un análisis de covarianza resultaron en todas, excepto dimensión cámara ventricular derecha, que sus medias eran significativamente diferentes entre razas. Incluso, los valores de medición en una misma raza son variables. De este modo, se establece que la raza debe ser considerada, y se deben establecer mediciones ecocardiográficas con rangos de referencia para cada una.

Los valores ecocardiográficos normales varían entre raza, a medida que lo haga el somatotipo y el tamaño corporal (O'Leary et al 2003).

- **Perros en crecimiento**

Durante el primer año de vida en perros, a la 1, 2, 4, 8 semanas y 3, 6, 9 y 12 meses, se realizaron medidas de atrio izquierdo, aorta, dimensiones internas de ventrículo izquierdo y derecho, septo interventricular y pared libre, en modo M. El estudio intentaba relacionar cambios en mediciones cardiacas en relación al peso en perros en crecimiento. Es así como para todas las mediciones mencionadas anteriormente, se obtuvo que estas aumentaban de manera curvilínea a medida que aumentaba el peso corporal, por lo tanto a medida que los perros crecían (Sisson et al, 1991).

De un total de 442 perros de diferentes razas, se tomaron mediciones de ventrículo izquierdo tanto en sístole como en diástole, de los resultados se detectó un leve efecto de la edad, con coeficientes de regresión que difieren del grupo más joven versus los dos grupos mas viejos (Kerkhof et al, 1998).

Para perros de raza galgo irlandés, las mediciones de septo interventricular tanto en sístole como en diástole, como de pared libre en diástole y fracción de acortamiento no mostraron relación lineal con la edad. No obstante, un aumento continuo en las dimensiones de atrio izquierdo, tanto en modo M como en modo 2D, resultan en un mayor relación atrio izquierdo/aorta a medida que avanza la edad, como la aorta disminuye significativamente con la edad y el atrio tiende a ser mas grande en perros viejos (Vollmar, 1999; Voros et al, 2009).

En cambio, para las mediciones de atrio izquierdo, diámetro aórtico, ventrículo izquierdo y dimensiones de septo y pared libre en modo M no existió una correlación significativa con edad (Lázaro et al, 2006).

Para perros Beagle de 7 meses no muestran correlación entre los parámetros ecocardiográficos y el tamaño del animal. Estos resultados, que no van en acuerdo con los reportes de otros autores, pero se podrían explicar por la homogeneidad de la muestra y además que existiría una homogeneidad cardiaca morfológica y funcional por esta raza en particular y edad sin ninguna relación con el peso corporal (Crippa et al, 1992).

- **Peso y área corporal**

Lombard en 1984, realizó ecocardiografías en modo M en 40 perros sanos, despiertos y no sedados, para correlacionar ciertas mediciones con el peso de los animales. Como resultado obtuvo que las variables CVIs, CVId, PL, Ao y AI, tenían una alta correlación con el peso corporal, igual resultado para O' Grady et al 1986 que realizó esas y otras mediciones pero en modo 2D, de igual manera para Boon et al (1983), quienes obtuvieron resultados que muestran una correlación lineal entre el aumento del tamaño del cuerpo y el aumento del tamaño del corazón, por lo que esa correlación estaría en todas las dimensiones cardiacas (Lombard, 1984; Boon et al, 1983)

Para la mayoría de los estudios las mediciones ecocardiográficas en modo M resultaron tener una correlación positiva con el peso corporal, incluso para Lázaro et al, 2006, que encontró correlación positiva también en las mediciones obtenidas en modo 2D (Crippa et al, 1992; Hanton et al, 1998; Vollmar, 1999; DellaTorre et al, 2000; O'Leary et al, 2003; Lázaro et al, 2006).

Sin embargo las variables fracción de acortamiento y relación atrio izquierdo / raíz aortica resultaron constantes, y no tenían correlación al peso corporal, así como también que la fracción de eyección tampoco la poseía (Boon et al, 1983; Lombard, 1984; O'Grady et al, 1986; Vollmar, 1999; DellaTorre et al, 2000; Rovira y Muñoz, 2009). Para los dos últimos autores, la fracción de acortamiento y de eyección, mostraron un alta relación con el tamaño del cuerpo, teniendo valores mucho menores para perros más grandes (DellaTorre et al, 2000; Rovira y Muñoz, 2009).

De una comparación de cuatro mediciones de tamaño del cuerpo; superficie corporal, peso del cuerpo, altura a la cruz, largo cráneo-cadera; la superficie corporal fue el mejor predictor de las mediciones. Además, existe una correlación estadísticamente significativa entre PLVD, SI, CVI, PLVI, volumen ventricular izquierdo en sístole y en diástole, AI con la superficie corporal. Las mediciones correlacionaban similar con peso, altura a la cruz y largo cráneo-cadera, pero con valores de coeficiente de determinación mucho menores que para superficie corporal. Así como también lo denota la ASE, recomendando como índice dividir por la superficie corporal (DellaTorre et al, 2000; Lang et al, 2005).

Muchas referencias mencionadas anteriormente, asumen de forma incorrecta que la relación entre el tamaño del corazón y el peso del paciente es lineal, dando como rangos normales mediciones que son mayores, especialmente para los pesos extremos, tanto para animales pequeños como para aquellos mas grandes. Estudios han demostrado que la relación entre la longitud y el peso del cuerpo presentan una relación no lineal. De echo, el peso corporal es proporcional al cubo de la longitud, y esto tiene una influencia significativa en la interpretación de las mediciones cardiacas, y disminuye en gran parte la utilidad clínica de los rangos de referencia basados en regresiones lineales (Oyama, 2004).

Para apelar este problema se ha desarrollado un modelo logarítmico y polinomial de segundo orden, los cuales predicen valores de referencia en mediciones en modo M para tamaño de cámaras mejor que modelos lineales simples, para perros con un amplio rango de peso corporal, sin embargo para mediciones de grosor de paredes, el método logarítmico y el polinomial no resultaron superiores al modelo lineal simple. En estudios más recientes también utilizan índices basados en forma para predecir los valores (Goncalves et al, 2002; Oyama, 2004).

4.5. DIMENSIONES DE CAMARAS CARDIACAS CON INDICES

La utilización de índices para determinar el agrandamiento del atrio izquierdo es más beneficioso que emplear dimensiones de atrio izquierdo normalizadas al peso o área corporal, ya que el índice es independiente del rango anterior. En las primeras publicaciones de humanos sobre el empleo de índices, se utilizó la raíz aórtica como estructura de referencia porque podía ser observada con precisión, no aumentaba de tamaño en las enfermedades cardiacas más comunes y cambiaba mucho menos a través del tiempo que la condición corporal (Rishniw et al, 2000; Hansson et al, 2001).

Brown et al en 2003, propusieron un sistema de índices para interpretaciones ecocardiográficas cuantitativas, basadas en el cálculo de índices de relación en donde cada valor crudo obtenido en el modo M es dividido por la dimensión de la raíz aortica. Los índices son similares a la teoría de relación atrio/aorta. Indexando una medida de longitud, por ejemplo dimensión interna del ventrículo izquierdo sobre otro, por ejemplo

aorta, se obtiene una relación sin unidades, que es independiente del tamaño del animal. A esto se le llama relaciones de forma, y es válido en animales de diferentes tamaños, siempre y cuando su forma sea básica se mantenga igual (anatómicamente proporcional) (Rishniw et al, 2000; Oyama, 2004; Lázaro et al, 2006).

El uso de índices es atractivo desde muchos puntos de vista, elimina la necesidad de tener una larga tabla de valores normales que abarcan rangos de peso, son independientes del tamaño del animal, son fáciles de calcular, y se ve que son válidos en un gran rango de especies (Oyama, 2004).

En el año 2000 se realizó un estudio que comparó las mediciones de atrio izquierdo y aorta en eje largo y eje corto en vista paraesternal derecha y su correspondiente índice AI/Ao; resultó en que éste índice en eje corto es ligeramente mayor que el resultado obtenido previamente en modo M. En estudios previos de modo M, los investigadores aceptaban promedios de índice de normal menores a 1.3, con promedio igual a 1.0, comparados con el promedio de menor a 1.6 en todos los perros del estudio. Esta diferencia se debe a la técnica utilizada en modo M, donde las recomendaciones son las utilizadas en humanos y resultando en mediciones de aorta que no serían realizadas en el diámetro más ancho en cada instancia (Rishniw et al, 2000).

4.6. VARIABILIDAD EN LA INFORMACIÓN

La variabilidad en la información surge del "estatus" clínico, diferencias intersujetos, y variación residual que resulta de las diferencias entre latidos en el triplicado que compromete la medición final. La varianza residual es un estimador de la variabilidad de la muestra. Cada una de las tres o más mediciones que comprometen la medición final de cada sujeto, es obtenida en diferentes ciclos cardiacos. Por lo tanto, este componente de la varianza es relativo a la variabilidad entre latidos para cada medición y provee una estimación de la repetitividad de las mediciones intraoperador. La evaluación de los componentes de variancia demuestra que la variabilidad intersujetos generalmente es mayor la variabilidad residual intrasujetos (Abbott y MacLean, 2006).

Es probable que la variación significativa desde un punto de vista estadístico no sea siempre significativa desde un punto o situación clínica. Esto es particularmente evidente cuando la varianza es tan pequeña que los promedios resultan significativamente diferentes, pero pueden estar solo a dos o tres milímetros uno de otro (O'Grady et al, 1986).

Estudios de variabilidad observador dependiente de criterios clínicos cuantitativos de evaluación en la ecocardiografía canina y felina, tuvieron como objetivo determinar la variabilidad en las mediciones ecocardiográficas intra e inter observador. Las mediciones fueron realizadas por cuatro observadores con diferentes niveles de experiencia. Luego de realizados los estudios, los resultados arrojaron que los menores coeficientes de variación se obtuvieron en los dos observadores con más experiencia, y a la inversa los máximos valores de variación se obtuvieron en los dos menos experimentados. Esto lleva a concluir que para cualquier técnica cuantitativa, los procedimientos deben ser previamente validados para realizar una adecuada interpretación de información, deben ser además entregados los valores de desviaciones estándar y coeficientes de variación, el número de observadores y su nivel de experiencia. Mas aún, debiese ser evitado cambiar el observador durante un estudio cuando involucre repetidas mediciones (Chetboul et al, 2003; Chetboul et al, 2004).

4.7. COMPARACIONES

Está claro que si se desea que los pacientes reciban el máximo de beneficio de los exámenes ecocardiográficos, los dos métodos, modo M y 2D, no deben ser vistos como exclusivos. Para obtener la máxima cantidad de información del estudio ultrasonográfico, el profesional debe determinar si el modo M o el modo 2D o ambos van a proveer resultados mas satisfactorios para realizar el diagnóstico definitivo, teniendo en cuenta las virtudes de cada método (Kisslo, 1979).

En general, la ecocardiografía en dos dimensiones tiene ciertas ventajas por sobre el modo M, ya que ésta puede recopilar y mostrar información anatómica en una forma con la cual los profesionales están mas familiarizados. Estas características espaciales son

tales que el reconocimiento de lo que se busca es más fácil, resultando por ejemplo en una rápida y precisa identificación de válvulas y su relación con las respectivas cámaras. Los movimientos intracardiacos que son de gran velocidad son más visibles en modo M y pueden llegar a ser invisibles en modo 2D. No obstante, la apreciación de tamaño y forma tanto de estructuras cardiacas normales como anormales, es la fortaleza de la imagen de ultrasonido de modo 2D, haciendo más fácil detectar aumentos o disminuciones en el tamaño de masas intracardiacas, como trombos o vegetaciones que a su vez pueden ser también medidas y caracterizadas morfológicamente, o circunferencias ventriculares no solo con su medición de tamaño sino que también con características descriptivas, y entregar mediciones de volumen reconstruyendo una representación tridimensional de una cámara, entregando información más completa, además acumulación de efusiones pericárdicas, seguimiento de estructuras que se mueven de una cámara a otra o que posean movimientos complejos, el reconocimiento de patologías congénitas y porciones de ventrículo derecho o izquierdo que en el modo M dependen mucho de la posición del transductor para poder ser visualizadas, y por lo demás, utilizar la inyección de medios de contraste para facilitar la identificación de defectos congénitos. Cabe destacar que precisar la ubicación espacial de las áreas de medición de tamaño de cámara y grosor de pared es más fácil de realizar en el acercamiento en modo 2D (Kisslo, 1979; Popp et al, 1980; Weiss et al, 1981).

Una virtud del modo M es que tiene gran resolución temporal, definición de interfaces más exacta y complementa a las imágenes en 2D. Sin embargo, se debe reconocer, que incluso con guía 2D, puede ser imposible alinear el cursor perpendicular al eje largo del ventrículo, siendo esta su principal desventaja además de mantenerse fijo, de este modo se impide el estudio de estructuras cardiacas de una dirección espacial diferente, haciendo difícil obtener el máximo diámetro de la aorta y potencialmente pasar el cursor más por la aurícula izquierda que por el atrio. Como consecuencia los ecocardiografistas han reevaluado las mediciones de parámetros de atrio izquierdo en modo 2D, lo que le permite al profesional visualizar y medir regiones específicas de la aorta y el atrio izquierdo evitando las limitaciones del modo M, lo que es esencial para obtener una buena medición de dimensión del atrio (Rishniw et al, 2000; Oyama, 2004; Lang et al, 2005; Oyama et al, 2005).

Los especialistas en ultrasonografía están familiarizados con la orientación típica del corazón canino, sobre todo cuando se intentan realizar estudios en modo M. Las técnicas utilizadas derivan de estándares en humanos en las cuales la orientación del corazón difiere a la del canino, es por esto que muchos estudios utilizan la técnica de posición de la línea en modo M de humanos, a la hora de medir dimensión de atrio izquierdo y no incluyen la porción mas amplia de éste, dando como resultado mediciones en modo M, subestimadas para el valor de atrio izquierdo, en contraste con el modo 2D en el eje corto paraesternal derecho, donde se aprecia la porción más amplia del atrio izquierdo cerca de la base cardíaca. De esta manera se comprueba que todos los estudios que realizan medición de la dimensión del atrio izquierdo en modo M con la técnica humana, y los índices de atrio/aorta que utilizan los datos obtenidos con aquella técnica, estarían subestimados comparados con los obtenidos con la técnica en modo 2D.

Para evitar esta subestimación existen varias soluciones, una de ellas es medir directamente en modo 2D el atrio izquierdo y la aorta en vez de utilizar el modo M. La otra opción es utilizar una forma de modo M, este es el modo M anatómico (AMM). Este es un método que trabaja en imágenes en modo 2D guardadas, donde un cursor se orienta a través de las estructuras deseadas para generar un modo M. El examinador tiene la ventaja de poder posicionar la línea en la orientación espacial en el plano que necesita con un adecuado alineamiento, a diferencia del modo M clásico. Con el AMM se obtienen mayores diferencias en mediciones de dimensión de atrio izquierdo, y es por la ventaja de poder posicionar el cursor del modo M anatómico a través de la porción más amplia del cuerpo del atrio en oposición con las mediciones resultantes del modo M clásico que usualmente eran del apéndice de éste. Ambos modo M resultaron en una sobreestimación de la dimensión aortica en comparación con el modo 2D, este resultado se debe a que la técnica de medición en modo 2D es de borde interno-borde interno, por lo tanto no se incluye la pared aortica como en las técnicas de modo M, entregando un mayor nivel de concordancia entre método de AMM con el 2D, aunque los tres resultaron correlacionados (Rishniw et al, 2000; Hansson et al, 2002; O'Leary et al, 2003; Oyama, 2004; Cote, 2005; Oyama et al, 2005; Abbott y MacLean, 2006). Recientes estudios, han demostrado las inexactitudes de mediciones de atrio izquierdo en modo M, y principalmente cuando el atrio izquierdo está de mayor tamaño, cuestionándose la fiabilidad de la técnica (Dudás-Gyorki et al, 2009).

Es por estas razones que publicaciones recientes recomiendan el uso de ecocardiografía en modo 2D para mediciones de atrio izquierdo, principalmente en casos donde las mediciones a través de modo M involucran dificultades técnicas o de otra índole (Dudás-Gyorki et al, 2009).

En un estudio que comparan los modos M y 2D en la medición de la masa ventricular izquierda y grosor de pared en animales con y sin hipertensión, el modo M consistentemente subestimó el grosor de septo ($1.9\text{mm} \pm 0.3$) y el grosor de pared posterior ($1.6\text{ mm} \pm 0.2$), en contraste con el cálculo de la masa ventricular izquierda, que a través de trazos de modo M sobreestimó el peso ventricular izquierdo (65%). El modo 2D resultó particularmente más útil y con correlación significativa con el peso del ventrículo izquierdo, para definir la presencia de hipertrofia en perros con hipertensión, en los cuales existía un aumento en el grosor de la pared anterolateral y pequeños cambios en el septo y pared posterior (Salcedo et al, 1979).

El uso de ecocardiografía en modo 2D como guía para realizar dimensiones lineales en modo M trae un problema común, que es el resultado de imágenes paraesternales oblicuas que sobreestiman las dimensiones de cavidad y grosor de pared en el modo M (Lang et al, 2005).

Al revisar la literatura que compara eje corto y eje largo se encuentran varias tendencias, por ejemplo en gatos los índices obtenidos en eje corto y en modo M, de la relación AI/Ao , concluyen que no son intercambiables entre si, por poseer en casos diferencias de más de 0.2 cm, lo cual es significativo (Abbott y MacLean, 2006).

Los promedios de cavidad ventricular izquierda en diástole (CVId), cavidad ventricular izquierda en sístole (CVIs) y septo interventricular en sístole (SIVs), medidos en eje corto, fueron significativamente mayores que las mediciones promedios en eje largo, tanto en animales sanos, como con enfermedad cardiaca. Los promedios de las diferencias entre las dos técnicas fueron de menos del 5% en todas las variables, excepto para SIVs. El mayor promedio de diferencias fue encontrado para dimensiones ventriculares izquierda y para septo interventricular en sístole. Aunque estos dos valores se encuentran entre los límites de confianza, y estos límites a pesar de ser amplios, sugieren ser comparables los dos métodos desde un punto de vista estadístico. Sin

embargo, no se acepta que estos métodos sean extrapolables para animales con enfermedades cardíacas por su gran diferencia en resultados (Schober y Baade, 2000).

Las vistas en eje corto tienden a producir en total mayores dimensiones sistólicas y diastólicas que las realizadas en eje largo. Es más, las dimensiones sistólicas en eje corto fueron relativamente mayores a las dimensiones diastólicas, cuando se comparaban las correspondientes dimensiones con las obtenidas en eje largo. Esto tiende a entregar valores menores para fracción de acortamiento, fracción de eyección y gasto cardíaco derivados de las vistas en eje corto (O'Grady et al, 1986).

O' Grady encontró alta correlación en la dimensión interna ventricular izquierda en los dos planos, también en las dimensiones de pared libre ventricular izquierda. Aunque significativo, el grado de correlación entre las dimensiones del septo interventricular en ambos planos fue menor, esta mayor variabilidad refleja la dificultad de identificar el eco del borde posterior del septo interventricular (O'Grady et al, 1986)

Las dimensiones de septo interventricular poseen una gran variabilidad entre las variables investigadas lo que puede ser reflejado por las peculiaridades anatómicas del dorso del septo como un gradual adelgazamiento hacia la base o la gran dificultad para identificar los ecos de borde en el campo cercano del ecocardiograma. Además la sección perpendicular del corazón al eje cardíaco no puede ser determinada con igual precisión en el eje corto como en el eje largo (Schober y Baade, 2000).

Las dimensiones aórticas en ambos planos correlacionan muy bien, especialmente los diámetros obtenidos a nivel del seno de Vasalva y de áreas en eje corto. La mayor correlación de las dimensiones obtenidas a nivel de seno de Vasalva se debe a la mayor facilidad para definir ésta región, a diferencia de la mayor dificultad para definir el anillo aórtico (O'Grady et al, 1986; O'Leary et al, 2003).

5. OBJETIVOS

5.1. OBJETIVO GENERAL

- Evaluar los valores cardiométricos obtenidos mediante ecocardiografía en modo 2D y modo M en perros.

5.2. OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Obtener los valores cardiométricos mediante ecocardiografía modo M y modo 2D en perros.
- Comparar y determinar diferencias entre los valores cardiométricos obtenidos mediante ecocardiografía modo M y modo 2D.
- Determinar si los valores cardiométricos obtenidos mediante ecocardiografía en modo M y 2D son concordantes e intercambiables.

6. MATERIAL Y MÉTODO

El estudio contó con un grupo de 13 caninos, los cuales fueron escogidos al azar, sin distinción de edad, sexo, raza ni estado clínico, y que fueron derivados para realizarles un examen ecocardiográfico.

De los trece caninos 5 eran machos, 6 hembras y 2 sin registro del sexo. Entre las razas se encontraban 2 Poodle, un Labrador, un Pequinés, un Collie, un Dashchund, un Dálmata, un Ovejero Alemán y 5 sin registro de raza. El rango de peso varió entre 3.5 – 35 kg., con un promedio de 14.5 kg. Las edades fluctuaron entre los 2 y los 13 años, promediando 9.4 años, sin tener registro de la edad en 3 pacientes.

Para un correcto desarrollo del examen, los pacientes se prepararon adecuadamente. Como se utilizó la aproximación paraesternal derecha, se depiló la zona precordial del lado antes mencionado, entre la tercera y sexta costilla aproximadamente, entre el esternón y la unión condrocostal.

Se utilizó además, una mesa de ecocardiografía con un orificio, en la cual se posicionó al paciente en decúbito lateral derecho, ajustando la zona depilada con la muesca de la mesa. Sobre el área depilada se aplicó alcohol y gel acústico de ecografía para un mejor acople entre el transductor y la piel.

Las ecocardiografías se realizaron con un ecógrafo marca Sonosite modelo 180 Plus que posee un transductor microconvexo de 4-7 MHz. Las mediciones las realizó el mismo operador, para todos los pacientes, una sola vez para cada método y con aproximación paraesternal derecha en eje corto siguiendo las recomendaciones de Thomas et al (1993) y Kienle y Thomas (2002).

Las mediciones cardíacas realizadas y registradas fueron las siguientes:

- Cavidad ventricular izquierda en sístole (CVIs).
- Cavidad ventricular izquierda en diástole (CVId).
- Pared libre ventricular izquierda en sístole (PLs).
- Pared libre ventricular izquierda en diástole (PLd).
- Septo interventricular en sístole (Ss).

- Septo interventricular en diástole (Sd).
- Atrio izquierdo (AI).
- Aorta (Ao).

Los datos fueron registrados en la tabla patrón, usada en cada paciente.

Número		Raza		Kilos	
Nombre		Sexo		F.C.	
Edad		Estado clínico			
	M	2D			
CVIs					
CVId					
PLVIs					
PLVId					
SIVs					
SIVd					
AI					
Ao					

Las mediciones en modo M se desarrollaron como lo determina Sahn et al (1978) y O'Rourke et al (1984), exceptuando la metodología de bordes, que se realizó desde la interfase sangre-endocardio a la siguiente interfase (inner-inner edge) para la medición de CVI en sístole y en diástole, AI y Ao. Como punto de referencia para el cuadro guía de modo 2D se tomaron los músculos papilares.

Las mediciones en modo 2D se realizaron según el método de O'Grady et al (1986) para CVI, PLVI, SIV tanto en sístole como en diástole, utilizando al método de interfase sangre-endocardio para CVIs y CVId, y las recomendaciones de Rishniw y Erb (2000) para las mediciones de AI y AO, con el método de interfase antes mencionado para AI y el de "leading edge" para AO. Además se empleó el grupo de cuadros donde se realizaron las mediciones en modo M, de esta manera se revisó cuadro a cuadro los momentos de mayor y menor distensión del ciclo cardiaco para la obtención de los distintos valores.

La tabla de referencia que se utilizó para determinar la normalidad de las variables cardiométricas obtenidas fue la siguiente.

Body wt. (kg)	LVID _d	LVID _s	LVW _d	LVW _s	IVST _d	IVST _s	Ao	LA
3	2.1 1.8–2.6	1.3 1.0–1.8	0.5 0.4–0.8	0.8 0.6–1.1	0.5 0.4–0.8	0.8 0.6–1.0	1.1 0.9–1.4	1.1 0.9–1.4
4	2.3 1.9–2.8	1.5 1.1–1.9	0.6 0.4–0.8	0.9 0.7–1.2	0.6 0.4–0.8	0.8 0.6–1.1	1.3 1.0–1.5	1.2 1.0–1.6
6	2.6 2.2–3.1	1.7 1.2–2.2	0.6 0.4–0.9	1.0 0.7–1.3	0.6 0.4–0.9	0.9 0.7–1.2	1.4 1.2–1.8	1.4 1.1–1.8
9	2.9 2.4–3.4	1.9 1.4–2.5	0.7 0.5–1.0	1.0 0.8–1.4	0.7 0.5–1.0	1.0 0.7–1.3	1.7 1.3–2.0	1.6 1.3–2.1
11	3.1 2.6–3.7	2.0 1.5–2.7	0.7 0.5–1.0	1.1 0.8–1.5	0.7 0.5–1.1	1.0 0.8–1.4	1.8 1.4–2.2	1.7 1.3–2.2
15	3.4 2.8–4.1	2.2 1.7–3.0	0.8 0.5–1.1	1.2 0.9–1.6	0.8 0.6–1.1	1.1 0.8–1.5	2.0 1.6–2.4	1.9 1.6–2.5
20	3.7 3.1–4.5	2.4 1.8–3.2	0.8 0.6–1.2	1.2 0.9–1.7	0.8 0.6–1.2	1.2 0.9–1.6	2.2 1.7–2.7	2.1 1.7–2.7
25	3.9 3.3–4.8	2.6 2.0–3.5	0.9 0.6–1.3	1.3 1.0–1.8	0.9 0.6–1.3	1.3 0.9–1.7	2.3 1.9–2.9	2.3 1.8–2.9
30	4.2 3.5–5.0	2.8 2.1–3.7	0.9 0.6–1.3	1.4 1.0–1.9	0.9 0.7–1.3	1.3 1.0–1.8	2.5 2.0–3.1	2.5 1.9–3.1
35	4.4 3.6–5.3	2.9 2.2–3.9	1.0 0.7–1.4	1.4 1.1–1.9	1.0 0.7–1.4	1.4 1.0–1.9	2.6 2.1–3.2	2.6 2.0–3.3
40	4.5 3.8–5.5	3.0 2.3–4.0	1.0 0.7–1.4	1.5 1.1–2.0	1.0 0.7–1.4	1.4 1.0–1.9	2.7 2.2–3.4	2.7 2.1–3.5
50	4.8 4.0–5.8	3.3 2.4–4.3	1.0 0.7–1.5	1.5 1.1–2.1	1.1 0.7–1.5	1.5 1.1–2.0	3.0 2.4–3.6	2.9 2.3–3.7
60	5.1 4.2–6.2	3.5 2.6–4.6	1.1 0.7–1.6	1.6 1.2–2.2	1.1 0.8–1.6	1.5 1.1–2.1	3.2 2.5–3.9	3.1 2.4–4.0
70	5.3 4.4–6.5	3.6 2.7–4.8	1.1 0.8–1.6	1.6 1.2–2.2	1.1 0.8–1.6	1.6 1.2–2.2	3.3 2.7–4.1	3.3 2.6–4.2

Tabla 1: Tabla de valores normales en modo M con promedios e intervalos de predicción en perros con diferentes pesos. LVIDd: Diámetro cavidad ventricular izquierda en diástole; LVIDs: Diámetro cavidad ventricular izquierda en sístole; LVWd: Pared ventricular izquierda en diástole; LVWs: Pared ventricular izquierda en sístole; IVSTd: Septo interventricular en diástole; IVSTs: Septo interventricular en sístole; Ao: Aorta; LA: Atrio izquierdo. (Fuente: Cornell, C. et al: Allometric scaling of M-mode cardiac measurements in normal adult dogs. J Vet Inter Med 2004; 18:311-321).

6.1. ANÁLISIS ESTADÍSTICO

El tamaño muestral se calculó con un intervalo de confianza del 95%, y un error de 0.1 para la variable PLs y de 0.5 para la variable CVId, siendo estas variables las que poseen valores extremos de desviación estándar del total de 8 variables a medir.

Para determinar la concordancia entre ambos métodos se utilizó el Coeficiente de Correlación de Concordancia de Lin para variables cuantitativas continuas (Lin, 1989; Lin, 2003; Lin et al, 2008) y el método de Bland y Altman (Altman et al, 1986; Altman et al, 1983). Para realizar estos cálculos y las gráficas de Bland y Altman y de Concordancia se utilizó el programa estadístico Stata v.10.1. (Steichen et al, 2002).

Para realizar los cálculos de coeficiente de correlación de Lin (CCC) se estandarizaron todos los valores cardiométricos de las ocho variables por kilogramo de peso, dividiendo cada valor por el peso del paciente, así las diferencias obtenidas son mas comparables y ayudan a una determinación de la importancia clínica por kilo, ya que las mediciones a menores pesos soportan rangos mas pequeños de variación que los pesos mayores.

El CCC no posee tablas referencia para indicar si los métodos son o no intercambiables, ya que al ser un coeficiente utilizado principalmente para comparar métodos clínicos las diferencias de cada estudio para determinar si son clínicamente significativas o no, las debe establecer cada grupo de estudio según su significancia clínica. Es así, que para nuestro estudio se estableció que los métodos serian intercambiables y concordantes con un CCC ≥ 0.90 , es decir con diferencias clínicamente no significativas.

7. RESULTADOS

- **Cavidad ventricular izquierda en sístole**

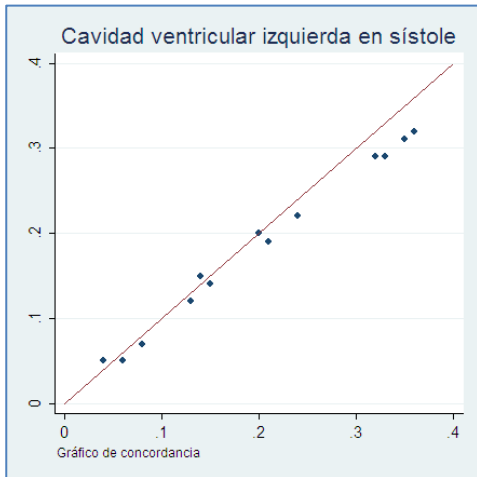


Fig. 9: Gráfico de Concordancia.

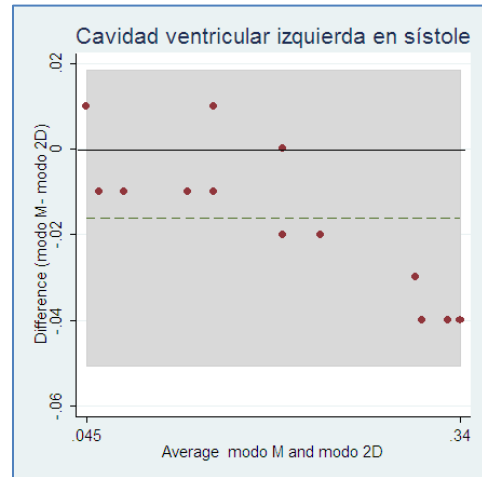


Fig.10: Gráfico de Bland y Altman.

La figura 9 corresponde al gráfico de concordancia, con la línea de igualdad de los valores obtenidos para CVIs en modo M y 2D. Los puntos representan los valores interceptados de modo M y 2D y como estos se acercan a la línea de igualdad. Se aprecia una dispersión de los puntos cercano a ésta línea. La figura 10 pertenece al gráfico de Bland y Altman, donde se grafican la diferencia de las observaciones de CVIs en ambos métodos contra el promedio de las diferencias. La línea punteada representa el promedio de las diferencias, y la continua de diferencias igual a cero ($M - 2D$). Se observa que todos los puntos caen sobre el área gris, lo que indica que se encuentran dentro del 95% de intervalo de confianza, y las diferencias observadas entre los dos métodos se alejan de la línea de diferencia igual a cero en no más de 0.05 mm, estando más de la mitad de los puntos cercanos a esta línea.

El índice de correlación de concordancia de Lin (CCC) obtenido fue de 0.974, con un intervalo de confianza de 95% entre 0.952 y 0.996 y $p < 0.01$. Y para Bland y Altman los límites de concordancia 95% se encuentran entre -0.051 y 0.018, y un promedio de las diferencias de -0.016.

- **Cavidad ventricular izquierda en diástole**

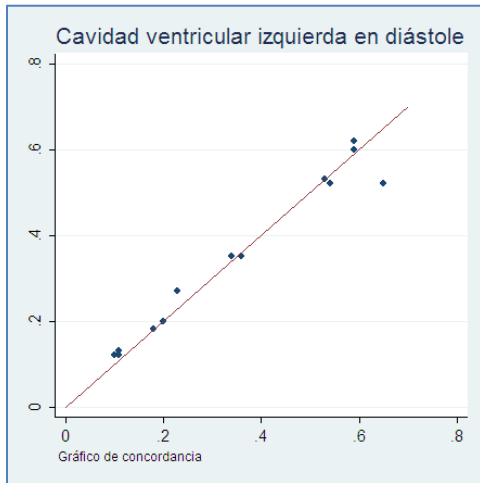


Fig. 11: Gráfico de Concordancia.

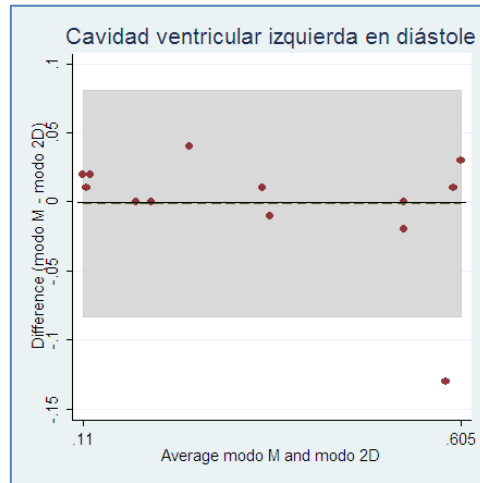


Fig. 12: Gráfico de Bland y Altman.

La figura 11 corresponde al gráfico de concordancia, con la línea de igualdad de los valores obtenidos para CVId en modo M y 2D. Los puntos representan los valores interceptados de modo M y 2D y como estos se acercan a la línea de igualdad. Se aprecia una dispersión de los puntos muy cercanos a esta línea. La figura 12 pertenece al gráfico de Bland y Altman, donde se grafican la diferencia de las observaciones de CVId en ambos métodos contra el promedio de las diferencias. La línea punteada representa el promedio de las diferencias, y la continua de diferencias igual a cero ($M - 2D$). Se observa que la mayoría de los puntos caen sobre el área gris, lo que indica que se encuentran dentro del 95% de intervalo de confianza, y las diferencias observadas entre los dos métodos se alejan de la línea de diferencia igual a cero de no más de 0.05 (a excepción de un valor), estando cerca del 90% de los puntos cercanos a esta línea.

El CCC obtenido fue de 0.978, con un intervalo de confianza de 95% entre 0.954 y 1.002 y $p < 0.01$. Y para Bland y Altman los límites de concordancia 95% se encuentran entre -0.083 y 0.080, y un promedio de las diferencias de -0.0015.

- **Pared libre ventricular izquierda en sístole**

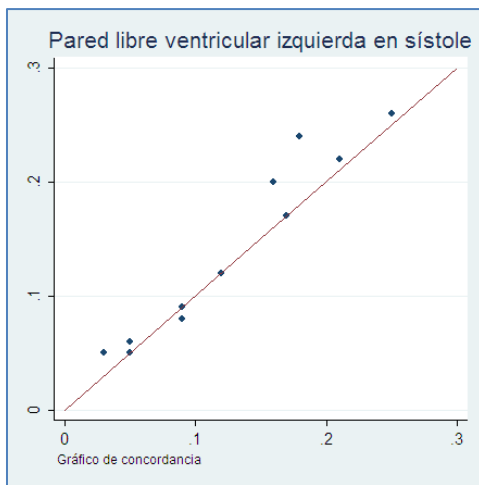


Fig. 13: Gráfico de Concordancia.

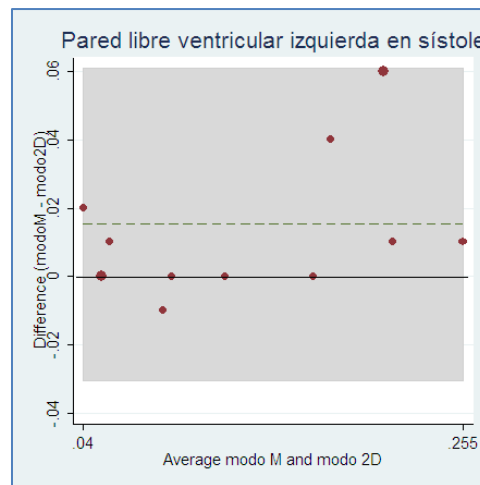


Fig. 14: Gráfico de Bland y Altman.

La figura 13 corresponde al gráfico de concordancia, con la línea de igualdad de los valores obtenidos para PLVIs en modo M y 2D. Los puntos representan los valores interceptados de modo M y 2D y como estos se acercan a la línea de igualdad. Se aprecia una dispersión de los puntos muy cercanos a esta línea. La figura 14 pertenece al gráfico de Bland y Altman, donde se grafican la diferencia de las observaciones de PLVIs en ambos métodos contra el promedio de las diferencias. La línea punteada representa el promedio de las diferencias, y la continua de diferencias igual a cero ($M - 2D$). Se observa que todos los puntos caen sobre el área gris, lo que indica que se encuentran dentro del 95% de intervalo de confianza, y las diferencias observadas entre los dos métodos se alejan de la línea de diferencia igual a cero en no más de 0.06 mm, estando cerca del 80 % de los puntos cercanos a esta línea.

El CCC obtenido fue de 0.934, con un intervalo de confianza de 95% entre 0.859 y 0.999 y $p < 0.01$. Y para Bland y Altman los límites de concordancia 95% se encuentran entre -0.030 y 0.061, y un promedio de las diferencias de 0.015.

- **Pared libre ventricular izquierda en diástole**

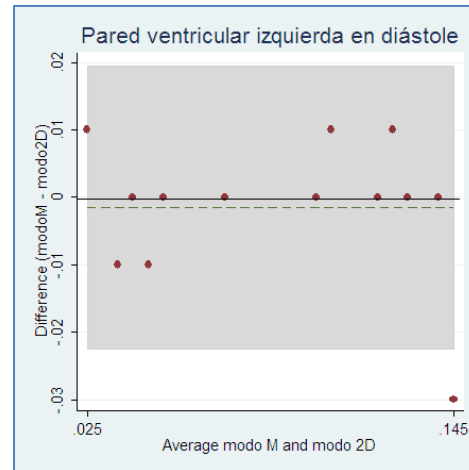
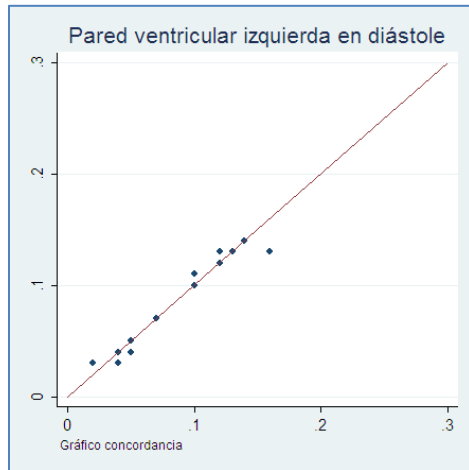


Fig. 15: Gráfico de Concordancia.

Fig. 16: Gráfico de Bland y Altman.

La figura 15 corresponde al gráfico de concordancia, con la línea de igualdad de los valores obtenidos para PLVId en modo M y 2D. Los puntos representan los valores interceptados de modo M y 2D y como estos se acercan a la línea de igualdad. Se aprecia una dispersión de los puntos muy cercanos a esta línea. La figura 16 pertenece al gráfico de Bland y Altman, donde se grafican la diferencia de las observaciones de PLVId en ambos métodos contra el promedio de las diferencias. La línea punteada representa el promedio de las diferencias, y la continua de diferencias igual a cero ($M - 2D$). Se observa que la mayoría de los puntos caen sobre el área gris, lo que indica que se encuentran dentro del 95% de intervalo de confianza, y las diferencias observadas entre los dos métodos se alejan de la línea de diferencia igual a cero en no más de 0.01 mm, estando casi la totalidad de los puntos cercanos a esta línea.

El CCC obtenido fue de 0.970, con un intervalo de confianza de 95% entre 0.936 y 1.004 y $p < 0.01$. Y para Bland y Altman los límites de concordancia 95% se encuentran entre -0.022 y 0.019, y un promedio de las diferencias de -0.0015.

- **Septo interventricular en sístole**

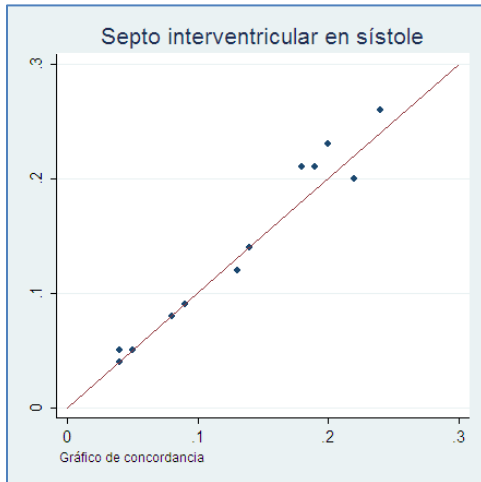


Fig. 17: Gráfico de Concordancia.

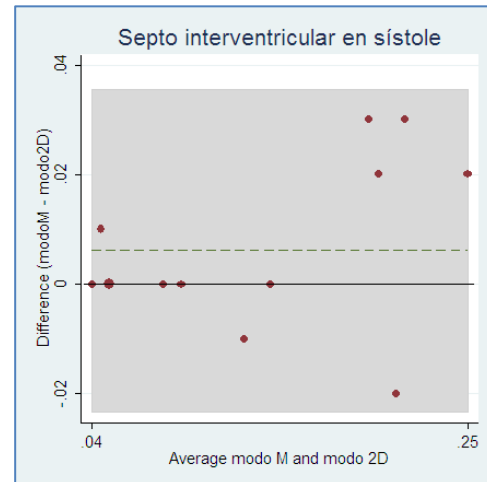


Fig. 18: Gráfico de Bland y Altman.

La figura 17 corresponde al gráfico de concordancia, con la línea de igualdad de los valores obtenidos para SIVs en modo M y 2D. Los puntos representan los valores interceptados de modo M y 2D y como estos se acercan a la línea de igualdad. Se aprecia una dispersión de los puntos muy cercanos a esta línea. La figura 18 pertenece al gráfico de Bland y Altman, donde se grafican la diferencia de las observaciones de SIVs en ambos métodos contra el promedio de las diferencias. La línea punteada representa el promedio de las diferencias, y la continua de diferencias igual a cero ($M - 2D$). Se observa que la todos los puntos caen sobre el área gris, lo que indica que se encuentran dentro del 95% de intervalo de confianza, y las diferencias observadas entre los dos métodos se alejan de la línea de diferencia igual a cero en no más de 0.03 mm, estando más de la mitad de los puntos cercanos a esta línea.

El CCC obtenido fue de 0.977, con un intervalo de confianza de 95% entre 0.953 y 1.001 y $p < 0.01$. Y para Bland y Altman los límites de concordancia 95% se encuentran entre -0.023 y 0.036, y un promedio de las diferencias de 0.0006.

- **Septo interventricular en diástole**

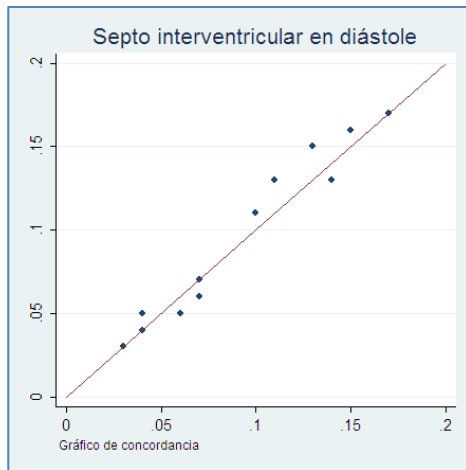


Fig. 19: Gráfico de Concordancia.

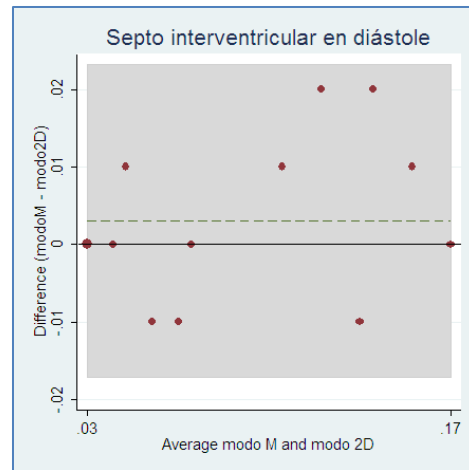


Fig. 20: Gráfico de Bland y Altman.

La figura 19 corresponde al gráfico de concordancia, con la línea de igualdad de los valores obtenidos para SIVd en modo M y 2D. Los puntos representan los valores interceptados de modo M y 2D y como estos se acercan a la línea de igualdad. Se aprecia una dispersión de los puntos muy cercanos a esta línea. La figura 20 pertenece al gráfico de Bland y Altman, donde se grafican la diferencia de las observaciones de SIVd en ambos métodos contra el promedio de las diferencias. La línea punteada representa el promedio de las diferencias, y la continua de diferencias igual a cero ($M - 2D$). Se observa que todos los puntos caen sobre el área gris, lo que indica que se encuentran dentro del 95% de intervalo de confianza, y las diferencias observadas entre los dos métodos se alejan de la línea de diferencia igual a cero en no más de 0.02 mm, estando más de la mitad de los puntos cercanos a esta línea.

El CCC obtenido fue de 0.977, con un intervalo de confianza de 95% entre 0.952 y 1.002 y $p < 0.01$. Y para Bland y Altman los límites de concordancia del 95% se encuentran entre -0.017 y 0.023, y un promedio de las diferencias de 0.003.

- **Atrio izquierdo**

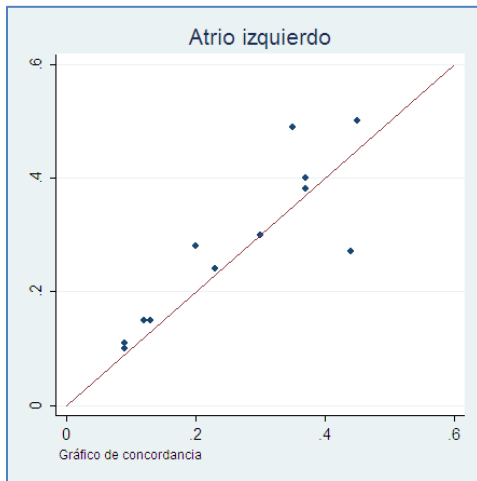


Fig. 21: Gráfico de Concordancia.

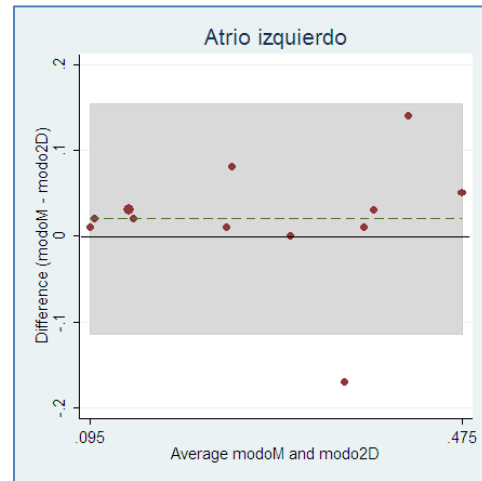


Fig. 22: Gráfico de Bland y Altman.

La figura 21 corresponde al gráfico de concordancia, con la línea de igualdad de los valores obtenidos para AI en modo M y 2D. Los puntos representan los valores interceptados de modo M y 2D y como estos se acercan a la línea de igualdad. Se aprecia una dispersión de los puntos bastante lejanos a esta línea y poco homogéneos. La figura 22 pertenece al gráfico de Bland y Altman, donde se grafican la diferencia de las observaciones de AI en ambos métodos contra el promedio de las diferencias. La línea punteada representa el promedio de las diferencias, y la continua de diferencias igual a cero ($M - 2D$). Se observa que la mayoría de los puntos caen sobre el área gris, lo que indica que se encuentran dentro del 95% de intervalo de confianza, y las diferencias observadas entre los dos métodos llegan hasta 0.2 mm, y los puntos dispersos en esta línea.

El CCC obtenido fue de 0.865 con un intervalo de confianza de 95% entre 0.719 y 1.012 y $p < 0.01$. Y para Bland y Altman los límites de concordancia 95% se encuentran entre -0.114 y 0.154, y un promedio de las diferencias de 0.02.

- **Aorta**

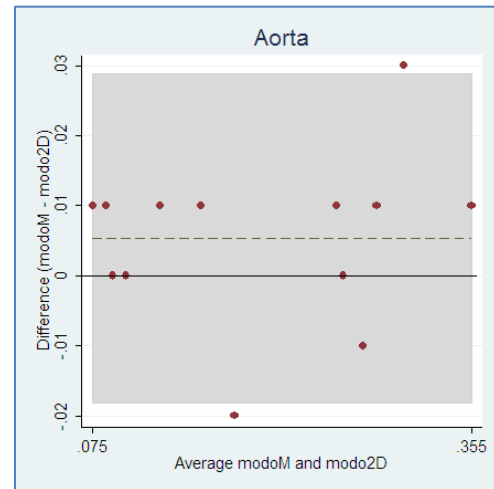
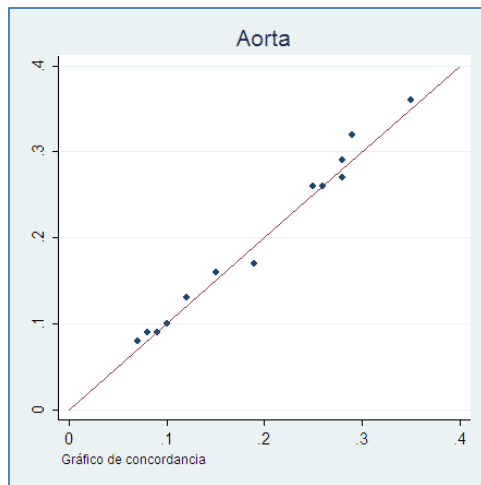


Fig. 23: Gráfico de Concordancia.

Fig. 24: Gráfico de Bland y Altman.

La figura 23 corresponde al gráfico de concordancia, con la línea de igualdad de los valores obtenidos para Ao en modo M y 2D. Los puntos representan los valores interceptados de modo M y 2D y como estos se acercan a la línea de igualdad. Se aprecia una dispersión de los puntos muy cercanos a esta línea. La figura 24 pertenece al gráfico de Bland y Altman, donde se grafican la diferencia de las observaciones de Ao en ambos métodos contra el promedio de las diferencias. La línea punteada representa el promedio de las diferencias, y la continua de diferencias igual a cero ($M - 2D$). Se observa que la mayoría de los puntos caen sobre el área gris, lo que indica que se encuentran dentro del 95% de intervalo de confianza, y las diferencias observadas entre los dos métodos se alejan de la línea de diferencia igual a cero en no más de 0.03 mm, estando mas de la mitad de los puntos cercanos a esta línea.

El CCC obtenido fue de 0.991, con un intervalo de confianza de 95% entre 0.980 y 1.001 y $p < 0.01$. Y para Bland y Altman los límites de concordancia 95% se encuentran entre -0.018 y 0.029, y un promedio de las diferencias de 0.005.

8. DISCUSIÓN

En el examen ecocardiográfico el modo M ha sido el método "gold standard" utilizado y validado, durante muchos años. Al comenzar la utilización del modo 2D para obtener los valores cardiométricos muchas interrogantes salieron a la luz por las diferencias obtenidas en algunas mediciones y sobre la correcta realización del examen ecocardiográfico.

En primer lugar, se utilizó el decúbito lateral derecho por ser la vista donde se obtienen mejores imágenes de las que se logran en la vista paraesternal izquierda. Esto se debe probablemente a la presencia de la muesca cardiaca en el pulmón derecho, la cual permite un aumento del contacto cardiaco con la pared costal derecha, generando así una gran ventana cardiaca (O'Grady et al, 1986; Thomas, 1984). Además, se visualiza principalmente el cuerpo del atrio en la vista paraesternal derecha eje corto al nivel de la base del corazón (O'Grady et al, 1986; Hansson et al, 2002), de este modo se obtiene el punto de mayor amplitud atrial.

Los músculos papilares como referencia en el cuadro modo 2D para posicionar la línea guía del modo M, resultan de fácil ubicación y entregan un punto para determinar si el corte esta oblicuo al comparar el tamaño de ambos músculos, más que las cuerdas tendíneas, aunque sea el punto de referencia recomendado por la ASE. Sin embargo, muchos estudios, incluso en éste, se utilizan los músculos papilares como punto anatómico referencial sin obtener diferencias significativas en las mediciones utilizando tablas de referencia de los valores cardiométricos obtenidos con cuerdas tendíneas como punto referencial (Hanton et al, 1998; Crippa et al, 1992; Hansson et al, 2001, O'Leary et al, 2003).

Se empleó el método de borde interno para la medición de todas las variables, excepto para Ao, ya que el equipo entregaba alta resolución de bordes pudiendo identificar claramente la interfase tejido sangre, y así no sobreestimar ninguna variable al usar el método de primer eco-primer eco, tal cual describe Lang et al, 2005.

Para excluir la variabilidad entre operadores, las mediciones fueron realizadas por el mismo profesional, tal como determina Chetboul et al, 2003; Chetboul et al, 2004,

además de tener un alto nivel de experiencia, disminuyendo aun más el coeficiente de variación.

Las frecuencias cardiacas variaron entre 86 – 179 latidos por minuto con un promedio de 122 l/m. De todos los perros estudiados, las mayores frecuencias cardiacas fueron de 130, 133 y 179 l/m. Al registrar mayores frecuencias cardiacas se puede pensar que los cuadros obtenidos en el método 2D no representen los momentos de mayor y menor sístole y diástole y de esta manera diferir de los resultados obtenidos con modo M, siendo estos mayores que en modo 2D. Pero al comparar las diferencias obtenidas con ambos métodos en estos pacientes, no se registraron las mayores diferencias en ninguna de las variables. Además, todos los pacientes presentaron ritmo sinusal, no pudiendo afirmar los estudios de Belenkie et al, (1979), que estudia las diferencias de los valores cardiométricos en fibrilación atrial, y Lang et al, (2005), que observa diferencias en presencia de latidos prematuros auriculares y ventriculares. Mientras se cuente con un equipo con hartos cuadros por segundo, la frecuencia cardiaca no estaría influyendo en el resultado de los valores cardiométricos.

El resto de las variables que afectan los valores cardiométricos, no pueden ser estudiadas con detalle por no ser objeto del estudio y por ello no haber sido consideradas con mayor detalle en los registros previo a la realización de este; como fue, no tener registro de pacientes con entrenamiento y no haber realizado registros en edades en crecimiento. No obstante, estas variables deben ser consideradas al momento de realizar estudios ecocardiográficos.

Para las variables CVIs, CVId, PLVIs, PLVId, SIVs, SIVd y Ao se obtuvieron valores de CCC mayores a 0.90, lo que indica que ambos métodos se correlacionan y son intercambiables para estas siete variables. Los promedios de las diferencias obtenidos con el método de Bland y Altman determinaron para todas estas variables valores menores a 0.016 cm lo que es clínicamente irrelevante comprendiendo a mas del 95% de las observaciones, dentro de los limites de concordancia, incluso en algunos casos el 100%, además de entregar valores concordantes de normalidad o patológico entre métodos para cada paciente.

Sin embargo, la variable AI obtuvo un CCC de 0.8, lo que indica que los métodos modo M y 2D no son concordantes y tampoco intercambiables, por lo tanto se debe utilizar una de las dos técnicas para obtener los valores de atrio izquierdo. En nuestros resultados, todos los pacientes, excepto uno, resultaron con valores de atrio izquierdo en modo M mayores que para el modo 2D, esto se explica ya que el uso de ecocardiografía en modo 2D como guía para realizar dimensiones lineales en modo M trae un problema común, que es el resultado de imágenes paraesternales oblicuas que sobreestiman las dimensiones de cavidad modo M (Lang et al, 2005). Es por estas razones que publicaciones recientes recomiendan el uso de ecocardiografía en modo 2D para mediciones de atrio izquierdo, principalmente en casos donde las mediciones a través de modo M involucran dificultades técnicas o de otra índole (Dudás-Gyorki et al, 2009). Para cinco pacientes la diferencia de los valores fue clínicamente relevante, ya que por un modo resultaban ser normales y por el otro patológicos. Además, si se correlacionaba el índice atrio /aorta, con la signología clínica o incluso visualmente observando las dimensiones de atrio y aorta en modo 2D, este valor normalmente era mayor en modo M sin observarse cambios ecocardiográficos ni clínicos en la signología del paciente que indicaran severidad en el aumento del tamaño del atrio para clasificar al paciente según el resultado del índice atrio/aorta entregado por las mediciones en modo M.

Cabe destacar, que las mediciones de septo y pared libre aunque son intercambiables y concordantes, se debe tener especial cuidado al realizarlas por la identificación de los bordes. La consistente dificultad asociada a la medición del lado ventricular derecho del septo y la identificación del borde posterior del verdadero eco del endocardio derecho es a veces dificultoso, ya que el eco del endocardio derecho es frecuentemente muy delgado. Esta delgadez del eco está asociada con el fenómeno de realce acústico cuando el haz de ultrasonido atraviesa la cavidad ventricular derecha, y puede ser causada también por factores técnicos como excesiva ganancia en el campo cercano (O'Grady et al, 1986; Cote, 2005), además de poseer peculiaridades anatómicas del dorso del septo como un gradual adelgazamiento hacia la base, por lo que la medición de éste debe ser realizada en la misma ubicación (Schober y Baade, 2000). Salcedo además indica que el modo M consistentemente subestimó el grosor de septo ($1.9\text{mm} \pm 0.3$) (Salcedo et al, 1979), por lo que aunque son intercambiables los métodos con mayor seguridad encontraremos mediciones más fidedignas en modo 2D.

9. CONCLUSIONES

Los resultados del estudio permiten concluir que los valores cardiométricos para las variables CVIs, CVId, PLVIs, PLVId, SIVs, SIVd y Ao los métodos modo M y 2D son altamente concordantes e intercambiables, es decir independiente del modo en que se mida cada variable, las diferencias que existan entre ambos métodos son clínicamente irrelevantes.

Para la variable AI los métodos no tienen una concordancia significativa y no son intercambiables. De preferencia se debe usar para su medición el modo 2D, ya que en modo M esta variable resulta sobreestimada.

10.ANEXOS

Tablas mediciones cardiométricas para cada pacientes mediante modo M y 2D.

Numero	1	Raza	Poodle	Kilos	3.5
Nombre	Chola	Sexo	Hembra	F.C.	179
Edad	12 años	Estado clinico	Piometra	Reflujo tricuspideo	
			Soplo 4/6		
	M	2D			
CVIs	1	1.12			
CVId	1.85	1.87			
PLVIs	0.77	0.75			
PLVId	0.46	0.42			
SIVs	0.79	0.7			
SIVd	0.58	0.6			
AI	1.41	1.31			
Ao	1.25	1.22			

Numero	2	Raza	Labrador	Kilos	33
Nombre	Kimba	Sexo	Hembra	F.C.	
Edad	2 años	Estado clinico	Sano		
	M	2D			
CVIs	1.63	2.21			
CVId	3.86	3.5			
PLVIs	1.57	1.07			
PLVId	1	0.81			
SIVs	1.7	1.2			
SIVd	0.86	0.84			
AI	3.78	3			
Ao	2.51	2.37			

Numero	3	Raza	Pequines	Kilos	6
Nombre	Rocky	Sexo	Macho	F.C.	133
Edad	15 años	Estado clinico	Reflujo	mitralico	tricuspideo
	M	2D			
CVIs	1.75	1.95			
CVId	3.11	2.9			
PLVIs	1.2	0.95			
PLVId	0.79	0.8			
SIVs	1.2	1.32			
SIVd	0.79	0.82			
AI	3	2.7			
Ao	1.74	1.66			

Numero	4	Raza		Kilos	10
Nombre	Burucip	Sexo		F.C.	
Edad		Estado clinico			
	M	2D			
CVIs	2.02	1.95			
CVId	3.52	3.42			
PLVIs	1.65	1.68			
PLVId	1.05	1.02			
SIVs	1.37	1.4			
SIVd	1.05	0.96			
AI	2.96	2.97			
Ao	2.6	2.6			

Numero	5	Raza	Dashchund	Kilos	4.7
Nombre	Hazzy	Sexo	Hembra	F.C.	130
Edad	8 años	Estado clinico	Sano		
	M	2D			
CVIs	0.99	1.06			
CVId	2.36	2.45			
PLVIs	1.18	1.14			
PLVId	0.59	0.76			
SIVs	1.16	1.08			
SIVd	0.67	0.58			
AI	2.22	1.58			
Ao	1.2	1.24			

Numero	6	Raza	Dalmata	Kilos	27
Nombre	Herold	Sexo	Macho	F.C.	86
Edad	11 años	Estado clinico	Hipotiroideo	Reflujo	pulmonar
			Soplo sistolico		
	M	2D			
CVIs	3.16	3.49			
CVId	4.94	4.74			
PLVIs	1.49	1.34			
PLVId	1.11	1.01			
SIVs	1.35	1.24			
SIVd	1.22	1.07			
AI	4.08	3.28			
Ao	2.3	2.37			

Numero	7	Raza	Collie	Kilos	23
Nombre	Princesa	Sexo	Hembra	F.C.	
Edad	9 años	Estado clinico	Sana		
	M	2D			
CVIs	1.1	1.49			
CVId	2.7	2.3			
PLVIs	1.1	1.21			
PLVId	0.82	1.05			
SIVs	1.14	1.14			
SIVd	0.88	0.85			
AI	3.42	2.76			
Ao	2.34	2.31			

Numero	8	Raza		Kilos	5.3
Nombre	Max	Sexo		F.C.	
Edad		Estado clinico			
	M	2D			
CVIs	1.63	1.86			
CVId	3.18	3.15			
PLVIs	1.26	0.97			
PLVId	0.73	0.72			
SIVs	1.09	1.01			
SIVd	0.67	0.58			
AI	2.01	1.98			
Ao	1.38	1.32			

Numero	9	Raza	Poodle	Kilos	4.5
Nombre	Taby	Sexo	macho	F.C.	105
Edad	13 años	Estado clinico	soplo 3/6		
	M	2D			
CVIs	1.45	1.63			
CVId	2.78	2.67			
PLVIs	1.07	0.82			
PLVId	0.53	0.56			
SIVs	0.96	0.8			
SIVd	0.7	0.68			
AI	1.2	2			
Ao	1.42	1.32			

Numero	10	Raza		Kilos	14
Nombre	Niña	Sexo	Hembra	F.C.	
Edad	9 años	Estado clinico			
	M	2D			
CVIs	2.06	1.96			
CVId	3.78	4.19			
PLVIs	1.14	1.32			
PLVId	0.71	0.67			
SIVs	1.2	1.26			
SIVd	0.75	0.86			
AI	3.9	2.84			
Ao	1.77	1.71			

Numero	11	Raza		Kilos	8,3 kg
Nombre	Pelu	Sexo		F.C.	
Edad		Estado clinico			
	M	2D			
CVIs	1.55	1.75			
CVId	2.9	3			
PLVIs	1	1			
PLVId	0.81	0.82			
SIVs	1	1.1			
SIVd	0.47	0.58			
AI	1.96	1.95			
Ao	1.43	1.6			

Numero	12	Raza		Kilos	
Nombre	Osa	Sexo	Hembra	F.C.	108
Edad	12 años	Estado clinico			
	M	2D			
CVIs	1.91	2.04			
CVId	2.75	2.76			
PLVIs	1.25	1.25			
PLVId	0.99	0.94			
SIVs	1.14	1.18			
SIVd	0.92	1			
AI	2.05	1.8			
Ao	2.21	2.12			

Numero	13	Raza	Ovejero Aleman	Kilos	35
Nombre	Piero	Sexo	Macho	F.C.	117
Edad	3 años	Estado clinico	Sano		
	M	2D			
CVIs	2.4	2.78			
CVId	4.7	3.95			
PLVIs	1.7	1.73			
PLVId	1.1	1.37			
SIVs	1.57	1.5			
SIVd	1.16	1.19			
AI	3.48	3.1			
Ao	3.08	2.66			

11. BIBLIOGRAFÍA

1. **ABBOTT, J.; MACLEAN, H.** 2006. Two dimensional echocardiographic assessment of the feline left atrium. *J Vet Intern Med* 20:111-119.
2. **ALLEN, D.** 1982. Echocardiography as a research and clinical tool in veterinary medicine. *Can Vet J* 23:313-316.
3. **ALTMAN, D.; BLAND, J.** 1986. Statical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. *Lancet* 1:307-310.
4. **ALTMAN, D.; BLAND, J.** 1983. Measurement in medicine: the analysis of method comparison studies. *The Statistician* 32:307-317.
5. **BAVEGEMS, V.; DUCHATEAU, L.; SYS, S.; DE RICK, A.** 2007. Echocardiographic reference values in whippets. *Vet Radiol Ultrasound* 48 (3):230-238.
6. **BELENKIE, I.** 1979. Beat to beat variability of echocardiographic measurements of left ventricular end diastolic diameter and performance. *J Clin Ultrasound* 7(4): 263-268.
7. **BELENKIE, I.; NUTTER, D.; CLARK, D.; MACCRAW, D.; RAIZNER, A.** 1973. Assessment of left ventricular dimensions and function by echocardiography. *Am J Cardiol* 31(6):755-762.
8. **BONAGURA, J.** 1983. M mode echocardiography: Basic principles. *Veterinary Clinics of North America. Small Animal Practice* 13: 299-320.
9. **BOON, J.; WINGFIELD, W.; MILLER, C.** 1983. Echocardiographic indices in the normal dog. *Vet Radiol* 24(5):214-221.

10. **BOON, J.** 1998. The physics of ultrasound; the echocardiographic examination. **In:** Cann, C. (Ed.). Manual of veterinary echocardiography. Lippincott Williams & Wilkins. Pennsylvania, USA. pp. 1-150.
11. **BRAUNWALD, E.; ZIPES, D.; LIBBY, P.** 2004. Función cardiaca normal y anormal, mecanismos de la contracción y relajación cardiaca. **In:** Braunwald (Ed.) Cardiología: El libro de Medicina Cardiovascular. Marbán. Madrid, España. pp 538 – 596.
12. **BROWN, D.; RUSH, J.; MACGREGOR, J.; ROSS, J.; BREWER, B.; RAND, W.** 2003. M mode echocardiographic ratio indices in normal dogs, cats, and horses: A novel quantitative method. J Vet Intern Med 17: 653-662.
13. **CABRERO, F.J.** 2007. Fundamentos de la ultrasonografía. **In:** Parra, A. (Ed.). Imagen radiológica. Principios físicos e instrumentación. Masson. Barcelona, España. pp. 199-201.
14. **CHEREM, M.; LÁZARO, R.** 2005. Ecocardiografía na emergencia e terapia intensiva. **In:** Cardoso, R.; Crowe, D. (Eds.). Fundamentos de terapia intensiva veterinária em pequenos animais. L.F. livros de veterinária. Rio de Janeiro, Brasil. pp. 213-228.
15. **CHETBOUL, V.; CONCORDET, D.; POUCHERON, J.L.; ATHANASSIADIS, N.; MULLER, C.; BENIGNI, L.; MUNARI, A.C.; LEFEBVRE, H.P.** 2003. Effects of inter and intra observer variability on echocardiographic measurements in awake cats. J Vet Med A 50:326-331.
16. **CHETBOUL, V.; ATHANASSIADIS, N.; CONCORDET, D.; NICOLLE, A.; TESSIER, D.; CASTAGNET, M.; POUCHELON, J.L.; LEFEBVRE, H.P.** 2004. Observer-dependent variability of quantitative clinical endpoints: the example of canine echocardiography. J Vet Pharmacol Therap 27:49-56.

17. **CHETBOUL, V.; TIDHOLM, A.; NICOLLE, A.; SAMPEDRANO, C.; GOUNI, V.; POUCHELON, J.; LEFEBVRE, H.; CONCORDET, D.** 2005. Effects of animal position and number of repeated measurements on selected two dimensional an M mode echocardiographic variables in healthy dogs. *J Am Vet Med Assoc* 227(1):743-747.
18. **COTE, E.** 2005. Echocardiography: Common pitfalls and practical solutions. *Clin Tech Small Anim Pract* 20:156-163.
19. **CORNELL, C.; KITTLESON, M.; DELLA TORRE, P.; HÄGGSTRÖM, J.; LOMBARD, C.; PEDERSEN, H.; VOLLMAR, A.; WEY, A.** 2004. Allometric scaling of M mode cardiac measurements in normal adult dogs. *J Vet Inter Med* 18:311-321.
20. **CRAWFORD, M.; GRANT, D.; O'ROURKE, R.; STARLING, M.; GROVES, B.** 1980. Accuracy and reproducibility of new M mode echocardiographic recommendations for measuring left ventricular dimensions. *Circulation* 61 (1):137-143.
21. **CRIPPA, L.; FERRO, E.; MELLONI, E.; BRAMBILLA, P.; CAVALLETTI, E.** 1992. Echocardiographic parameters and indices in the normal Beagle dog. *Lab Anim* 26:190-195.
22. **CUNNINGHAM J.** 2003. Fisiología vascular, el corazón como bomba. **In:** *Fisiología Veterinaria*. Elsevier. Madrid, España. pp. 154-168.
23. **DELLA TORRE, P.; KIRBY, A.; CHURCH, D.; MALIK, R.** 2000. Echocardiographic measurements in Greyhounds, Whippets and Italian Greyhounds –dogs with similar conformation but different size. *Aus Vet J* 78(1):49-55.
24. **DUDÁS-GYORKI, Z.; BENDE, B.; HETYEY, C.; MANCZUR, F.; REICZIGEL, J.; VOROS, F.** 2009. Two dimensional echocardiographic measurements of the left atrium in dogs with cardiac disease. *Acta Vet Hung* 57 (2) 203-215.

25. **EVANS, H.; DELAHUNTA, A.** 2002. Cuello, tórax y miembro locomotor torácico. **In:** Evans, H.; deLaHunata, A. (Eds.). *Diseción del perro*. McGraw-Hill Interamericana. D.F, México. pp. 127-181.
26. **FRIEDMAN, M.; ROESKE, W.; SAHN, D.; LARSON, D.; GOLDBERG, S.** 1982. Accuracy of M mode echocardiography measurements of left ventricle. *Am J Cardiol* 49(4):716-723.
27. **GETTY, R.** 2005. Corazón y vasos sanguíneos. **In:** Sisson, S.; Grossman, J. (Eds.). *Anatomía de los animales domésticos*. W. B. Saunders Company. Filadelfia, USA. pp. 188-195.
28. **GONCALVES, A.; ORTON, E.; BOON, J.; SALMAN, M.** 2002. Linear, logarithmic, and polynomial models of M mode echocardiographic measurements in dogs. *Am J Vet Res* 63(7):994-999.
29. **GOTTDIENER, J.** 2004. Left atrial size: Renewed interest in an old echocardiographic measurement. *Am Heart J* 147: 195-196.
30. **GUYTON, A.; HALL, J.** 2001. Músculo cardiaco: el corazón como bomba. **In:** Guyton, A.; Hall, J. (Eds.). *Tratado de fisiología médica*. McGraw-Hill/Interamericana. Madrid, España. pp. 115-127.
31. **HANSSON, K.; HAGGSTROM, J.; KVART, C.; LORD, P.** 2002. Left atrial to aortic root indices using two dimensional and M mode echocardiography in cavalier king Charles spaniels with and without left atrial enlargement. *Vet Radiol Ultrasound* 43(6): 568-575.
32. **HANTON, G.; GEFFRAY, B.; LODOLA, A.** 1998. Echocardiography, a non invasive method for the investigation of heart morphology and function in laboratory dogs: 1.Method and reference values for M-mode parameters. *Lab Anim* 32:173-182.

33. **HEADLEY, M.** 1996. Monitorización Hemodinamica Invasiva: Principios Fisiológicos y Aplicaciones Clínicas. Edwards Critical-Care Division. Irvine, California. pp. 2 – 15.
34. **HENRY, W.; DEMARIA, A.; GRAMIAK, R.; KING, D.; KISSLO, J.; POPP, R; SHAN, D.; SCHILLER, N.; TAJIK, A.; TEICHHOLZ, L.; WEYMAN, A.** 1980. Report of the American Society of Echocardiography Committee on Nomenclature and Standards in two dimensional echocardiography. *Circulation* 62(2):212-217.
35. **HERRTAGE, M.** 2000. Métodos complementarios de exploración. Ecografía diagnostica. **In:** Luis Fuentes, V.; Swift, S. (Eds.). Manual de medicina y cirugía cardiorespiratoria en pequeños animales. Ediciones S. Madrid, España. pp. 109-123.
36. **HETYEY, C.; VOROS, K.; REICZIGEL, J.** 2005. Comparison of two dimensional echocardiographic measurements of the left atrium in healthy dogs. *Act Vet Hung* 53(1):23-33.
37. **HIRATA, T.; WOLFE, S.; POPP, R.; HELMEN, C.; FIEGENBAUM, H.** 1969. Estimation of left atrial size using ultrasound. *Am Heart J* 78(1): 43-52.
38. **JACOBS, G.; MAHJOOB, K.** 1988. Influence of alterations in heart rate on echocardiographic measurements in the dog. *Am J Vet Res* 49(4): 548-552.
39. **KERKHOF, P.; ROSS, A.; TER HAAR, G.; KOCSIS, S.; PIJNENBURG, H.; STOKHOF, A.** 1998. Age variance of left ventricular diameters in dogs with cardiac disease. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 53(1):B25-31.
40. **KIENLE, R.; THOMAS, W.** 2002. Echocardiography. **In:** Thomas, N.; Mattoon, J. (Eds.). Small animal diagnostic ultrasound. Saunders. Philadelphia, PA, USA. pp. 354-423.
41. **KISSLO, J.** 1979. Editorial: Comparison of M mode and two dimensional echocardiography. *Circulation* 60(4):734-736.

42. **LANG, R.; BIERIG, M.; DEVEREUX, R.; FLACHSKAMPF, F.; FOSTER, E.; PELLIKKA, P.; PICARD, M.; ROMAN, M.; SEWARD, J.; SHANEWISE, J.; SOLOMON, S.; SPENCER, K.; ST JOHN SUTTON, M.; STEWARD, W.** 2005. Recommendations for chamber quantification: A report from the American Society of Echocardiography's guidelines and standards committee and the chamber quantification writing group, developed in conjunction with the European Association of echocardiography, a branch of European Society of Cardiology. *J Am Soc Echocardiogr* 18: 1440-1463.
43. **LÁZARO, R.; LOPES, L.; BARACAT DE ARAÚJO, R.; CHEREM, M.** 2006. Echocardiographic indices in normal German shepherd dogs. *J Vet Sci* 7(2):193-198.
44. **LIN, L.** 1989. A concordance correlation coefficient to evaluate reproducibility. *Biometrics* 45(1):225-268.
45. **LIN, L.** 2003. Measuring agreement. Marcel Dekker. Encyclopedia of biopharmaceutical statistics. pp: 561-567
46. **LIN, L.; HEDAYAT, A.; SINHA, B.; YANG, M.** 2008. Statical methods in assessing agreement: models, issues and tools. *J Am Stat Association* 97(457):257-270.
47. **LOMBARD, C.** 1984. Normal values of canine M mode echocardiogram. *Am J Vet Res* 45(10):2015-2018.
48. **MASHIRO, I.; NELSON, R.; COHN N.; FRANCIOSA, J.** 1976 Ventricular dimensions measured noninvasively by echocardiography in the awake dog. *J Appl Physiol* 41:953-959.
49. **MORRISON, S.; MOISE, S.; SCARLETT, J.; MOHAMMED, H.; YEAGER, A.** 1992. Effect of breed and body weight on echocardiographic values in four breeds of dogs of differing somatotype. *J Vet Intern Med* 6:220-224.

50. **NYLAND, T.; MATTOON, J.; HERRGESELL, E.; WISNER, E.** 2002. Physical principles, instrumentation, and safety of diagnostic ultrasound. **In:** Thomas, N.; Mattoon, J. (Eds.). Small animal diagnostic ultrasound. Saunders. Philadelphia, PA, USA. pp. 1-18.
51. **O´GRADY, M.; BONAGURA, J.; POWERS, J.; HERRING, D.** 1986. Quantitative cross-sectional echocardiography in the normal dog. *Vet Radiol* 27(2):34-49.
52. **OH, J.; SEWARD, J.; TAJIK, J.** 2004. Generalidades y ecografía transtorácica. **In:** Oh, J.; Seward, J.; Tajik, J. (Eds.). Eco-Manual. Marbán libros. Madrid, España. pp. 1-22
53. **O´LEARY C.; MACKAY, B.; TAPLIN, R.; ATWELL, R.** 2003. Echocardiographic parameters in 14 healthy English bull terriers. *Aust Vet J* 81(9):535-542.
54. **O´ROURKE, R.; HANRATH, P.; HENRY, W.; HUGENHOLTZ, P.; PISA, Z.; ROELANDT, J.; TANAKA, M.** 1984. Report of the Joint International Society and Federation of Cardiology/World Health Organization task force on recommendations for standardization of measurements from M mode echocardiograms. *Circulation* 64(4):854A-857A.
55. **OYAMA, M.** 2004. Advances in echocardiography. *Vet Clin Small Anim* 34:1083-1104.
56. **OYAMA, M.; SISSON, D.** 2005. Assessment of cardiac chamber size using anatomic M mode. *Vet Radiol Ultrasound* 46 (4):331-336.
57. **POPP, R.; RUBENSON, D.; TUCKER, C.; FRENCH, J.** 1980. Echocardiography: M mode and two dimensional methods. *Ann Intern Med* 93:844-856.
58. **RISHNIW, M.; ERB, H.** 2000. Evaluation of four two dimensional echocardiographic methods of assessing left atrial size in dogs. *J Vet Intern Med* 14:429-435.

59. **ROELANDT, J.** 2000. Historical Note. Seeing the invisible: a short history of cardiac ultrasound. *Eur J Echocardiography* 1(1):8-11
60. **ROVIRA, S.; MUÑOZ, A.** 2009. Two dimensional and M-mode echocardiographic measurements and indices of cardiac function in Spanish colts and fillies of different age. *J Vet Med Sci* 71 (7):957-964.
61. **SAHN, D.; DEMARIA, A.; KISSLO, J.; WEYMAN, A.** 1978. Recommendations regarding quantitation in M mode echocardiography: results of a survey of echocardiography measurements. *Circulation* 58(6): 1072-1083.
62. **SALCEDO, E.; GOCKOWSKI, K.; TARAZI, R.** 1979. Left ventricular mass and wall thickness in hypertension: Comparison of M mode and two dimensional echocardiography in two experimental models. *Am J Cardiol* 44(5): 936-940.
63. **SCHILLER, N.; SHAH, P.; CRAWFORD, M.; DEMARIA, A.; DEVEREUX, R.; FEIGENBAUM, H.; GUTGESELL, H.; REICHEK, N.; SAHN, D.; SCHNITTGER, I.** 1989. Recommendations for quantitation of the left ventricle by two dimensional echocardiography. American Society of Echocardiography Committee on Standards, Subcommittee on Quantitation of two dimensional echocardiograms. *J Am Soc Echocardiogr* 2(5): 358-367.
64. **SHOBER, K.; BAADE, H.** 2000. Comparability of left ventricular M mode echocardiography in dog performed in log-axis and short-axis. *Radiol Ultrasound* 41(6):543-549.
65. **SISSON, D.; SCHAEFFER, D.** 1991. Changes in linear dimensions of the heart, relative to body weight, as measured by M mode echocardiography in growing dogs. *Am J Vet Res* 52(10):1591-1596.
66. **STEICHEN, T.; COX, N.** 2002. A Note of concordance correlation coefficient. *Stata J.* 2(2):183-189.

67. **THOMAS, W.** 1984. Two dimensional real time echocardiography in the dog, technique and anatomic validation. *Vet Radiol* 25(2): 50-64.
68. **THOMAS, W.; GABER, C.; JACOBS, G.; KAPLAN, P.; LOMBARD, C.; MOISE, S.; MOSES, B.** 1993. Recommendations for standards in transthoracic two dimensional echocardiography in the dog and cat. *J Vet Intern Med* 7: 247-252.
69. **VOLLMAR, A.** 1999. Echocardiographic measurements in the Irish wolfhound: reference values for the breed. *J Am Hosp Assoc* 35:271-277.
70. **VOROS, K.; HETYEY, C.; REICZIGEL, J.; NAGY CZIROK, G.** 2009. M mode and two dimensional echocardiographic reference values for three Hungarian dog breeds: Hungarian vizsla, mudi and Hungarian greyhound. *Act Vet Hung* 57 (2):217-227.
71. **WEISS, JL.; EATON, L.; MAUGHAN, W.; BRINKER J.; BULKLEY, B.; GUZMAN, P.; YIN, FC.** 1981. Ventricular size and shape by two dimensional echocardiography. *Fed Proc* 40(7):2031-2036.
72. **WYATT, H.; HAENDCHEN, R.; MEERBAUM, S.; CORDAY, E.** 1983. Assessment of quantitative methods for two dimensional echocardiography. *Am J Cardiol* 52(3):396-401.