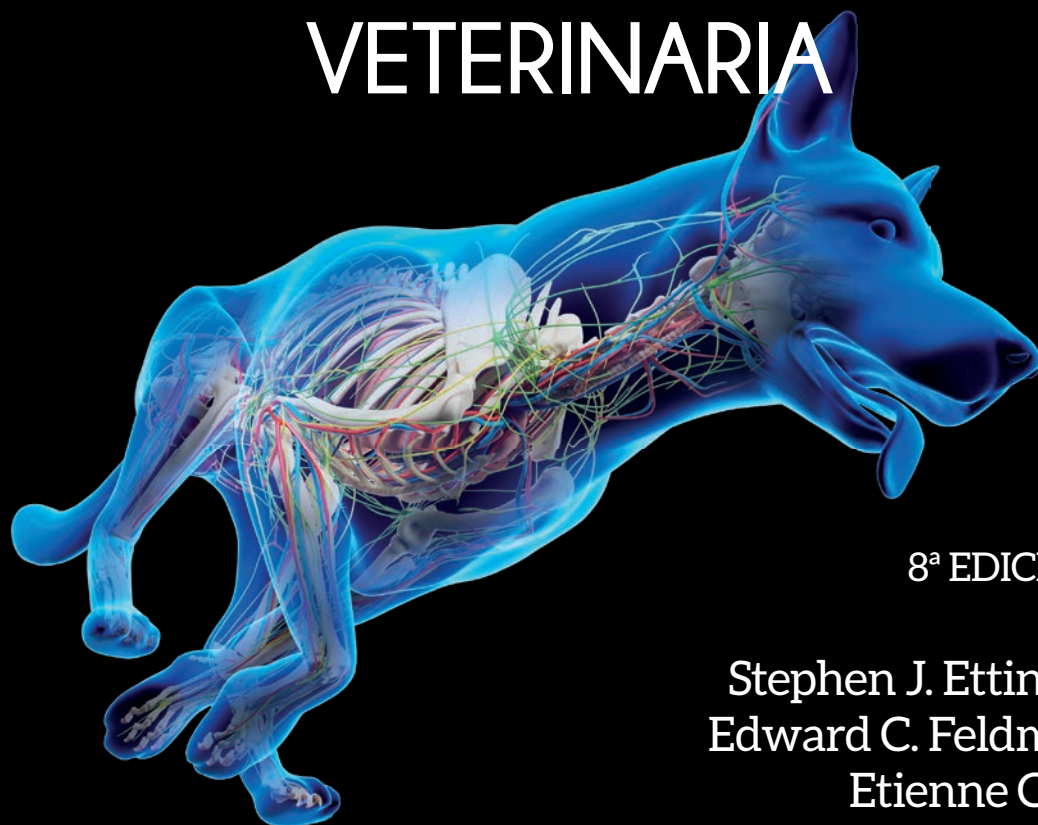


DOSIER DE PRESENTACIÓN

Tratado de **MEDICINA INTERNA VETERINARIA**



8ª EDICIÓN

Stephen J. Ettinger
Edward C. Feldman
Etienne Côté

Revisión científica

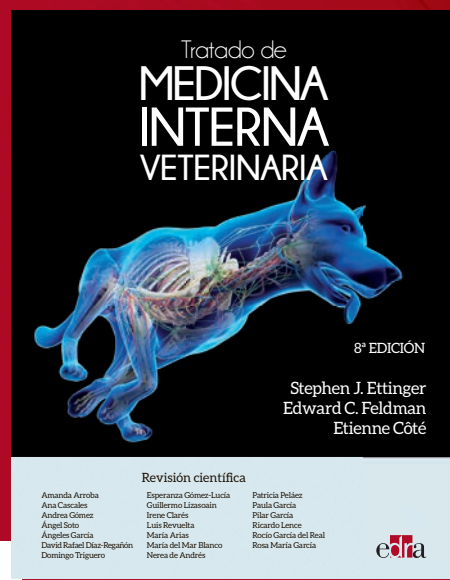
Amanda Arroba
Ana Cascales
Andrea Gómez
Ángel Soto
Ángeles García
David Rafael Díaz-Regañón
Domingo Triguero

Esperanza Gómez-Lucía
Guillermo Lizasoain
Irene Clarés
Luis Revuelta
María Arias
María del Mar Blanco
Nerea de Andrés

Patricia Peláez
Paula García
Pilar García
Ricardo Lence
Rocío García del Real
Rosa María García

edra

Tratado de Medicina Interna, 8ª edición



La octava edición del «Tratado de Medicina Interna» integra la fisiopatología, el diagnóstico y el tratamiento de las enfermedades de los animales de compañía desde un enfoque clínico práctico, componiendo una base óptima para la actividad de consulta veterinaria en el día a día.

Un texto imprescindible con una gran cantidad de información actualizada y recopilada por un amplio equipo de colaboradores, internacionalmente reconocidos en el ámbito de la medicina interna veterinaria. Así mismo, en la elaboración de esta versión en español, ha participado un panel de revisores científicos especialistas en las diversas materias tratadas.

PÚBLICO OBJETIVO:

- * Veterinarios especialistas en animales de compañía
- * Veterinarios especialistas en medicina interna de animales de compañía
- * Estudiantes de veterinaria

FORMATO: 21,6 x 28 cm

NÚMERO DE PÁGINAS: 2.384

ENCUADERNACIÓN: tapa dura en dos volúmenes

ISBN OBRA COMPLETA: 978-84-18706-11-0

FECHA PUBLICACIÓN: junio 2021

PVP
ESTIMADO

249 €



Autores

STEPHEN J. ETTINGER

DVM DACVIM (Medicina Interna y Cardiología de Pequeños Animales); FACC; FAHA; CCRP Doctor Honoris Causa (Universidad de Medicina Veterinaria de Bucarest) VetCorp, Inc. Los Ángeles-California

EDWARD C. FELDMAN

DVM DACVIM (Medicina Interna de Pequeños Animales) Profesor emérito de Medicina Interna

de Pequeños Animales Universidad de California, Davis-California

ETIENNE CÔTÉ

DVM DACVIM (Medicina Interna y Cardiología de Pequeños Animales) Profesor asociado del Departamento de Animales de Compañía, Atlantic Veterinary College of Prince Edward Island, Charlottetown, PE, Canadá



PUNTOS CLAVE:

- Este tratado cubre por completo la fisiopatología, el diagnóstico y el tratamiento de las enfermedades de pequeños animales, enfocándose en las manifestaciones clínicas de la enfermedad.
- Contiene toda la información y las tendencias más recientes en medicina interna de pequeños animales.
- Incluye una nueva sección que integra pruebas de laboratorio con la medicina clínica a través de diagnósticos diferenciales detallados.
- Más de 300 colaboradores de 20 países han participado en este imprescindible texto de medicina interna.

Presentación de la obra

El Tratado de medicina interna alcanza su octava edición, avalado por la contribución de más de 300 autores de una veintena de países, que han recopilado el material más novedoso y relevante para el lector.

El contenido de la obra se presenta como un reflejo de la clínica médica veterinaria: los primeros capítulos presentan los fundamentos del trabajo profesional para, a continuación, profundizar en las diversas patologías que afectan a los pequeños animales.

El libro concluye con una nueva sección de comorbilidades, que recoge la importancia de identificar la interacción entre dos o más enfermedades y la aplicación de tratamientos específicos en estas situaciones.

Se ha trabajado para que exista la máxima cohesión y rigurosidad entre las secciones. Todos los capítulos y secciones están configurados para facilitar las referencias cruzadas, y terminan con un código QR que da acceso a las referencias bibliográficas.

Este tratado es un libro de texto internacional, publicado al menos en cinco idiomas y leído en la mayor parte del mundo tanto por veterinarios en ejercicio, como por estudiantes.

Esta traducción ha sido supervisada por un amplio equipo de especialistas, que avala su calidad.



Autores

Stephen L. Ettinger

DVM DACVIM (Medicina Interna y Cardiología de Pequeños Animales); FACC; FAHA; CCRP Doctor Honoris Causa (Universidad de Medicina Veterinaria de Bucarest) VetCorp, Inc. Los Ángeles-California

Etienne Côté

DVM DACVIM (Medicina Interna y Cardiología de Pequeños Animales) Profesor asociado del Departamento de Animales de Compañía, Atlantic Veterinary College of Prince Edward Island, Charlottetown, PE, Canadá

Edward C. Feldman

DVM DACVIM (Medicina Interna de Pequeños Animales) Profesor emérito de Medicina Interna de Pequeños Animales Universidad de California, Davis-California

Asesores de sección

Vanessa R. Barrs BVSc (Hons), PhD
MVetClinStud, FANZCVS (Feline
Medicine), GradCertEd

Facultad de Ciencia Veterinaria, Universidad de Sídney

Joseph W. Bartges DVM, PhD,
DACVIM (Small Animal Internal
Medicine), DACVN

Facultad de Medicina Veterinaria, Universidad de Georgia

Leah A. Cohn DVM, PhD, DACVIM
(Small Animal Internal Medicine)

Veterinary Health Center, Universidad de Missouri

Ronaldo Casimiro da Costa DMV, MSc,
PhD, DACVIM (Neurology)

Veterinary Clinical Sciences, Universidad de Ohio

Autumn P. Davidson DVM, MS, DACVIM
(Small Animal Internal Medicine)

Facultad de Medicina Veterinaria, Universidad de
California

Lisa M. Freeman DVM, PhD, DACVN

Facultad de Medicina Veterinaria, Universidad de Tufts

Ann E. Hohenhaus DVM, DACVIM
(Oncology and Small Animal Internal
Medicine)

The Animal Medical Center, Nueva York

Safdar A. Khan DVM, MS, PhD, DABVT

Facultad de Medicina Veterinaria, Universidad de Illinois

Mark G. Papich DVM, MS, DACVCP

Facultad de Medicina Veterinaria, Universidad de North Carolina

Jörg M. Steiner PhD, DACVIM
(Small Animal Internal Medicine),
DECVIM-CA, AGAF

Facultad de Medicina Veterinaria y Ciencias
Biomédicas, Universidad de Texas

Jane E. Sykes BVSc (Hons), PhD,
DACVIM (Small Animal Internal
Medicine)

Medicina y Epidemiología, Universidad de California

Harriet M. Syme BSc, BVetMed, PhD,
FHEA, DACVIM (Small Animal Internal
Medicine), DECVIM, MRCVS

Royal Veterinary College, Universidad de Londres

David Twedt DVM, DACVIM (Small
Animal Internal Medicine)

Facultad de Medicina Veterinaria y Ciencias
Biomédicas, Universidad de Colorado

David M. Vail, DVM, MS, DACVIM
(Oncology)

Facultad de Veterinaria, Universidad de
Wisconsin-Madison

Revisores científicos

Amanda Arroba Alonso

Hospital Clínico Veterinario, Universidad Complutense de Madrid.

Ana Cascales Gely, LV

Veterinaria clínica, Anicura Uribe Kosta, Sopela (Vizcaya).

Andrea Gómez Molins, LV

Hospital Clínico Veterinario, Universidad Complutense de Madrid.

Ángel Soto Bustos

Hospital Clínico Veterinario, Universidad Complutense de Madrid.

Ángeles García Pascual

Catedrática de Fisiología

Facultad de veterinaria, Universidad complutense de Madrid

David Rafael Díaz-Regañón
Fernández

Facultad de Veterinaria, Universidad Complutense de Madrid

Domingo Triguero Robles

Catedrático de Universidad

Facultad de Veterinaria, Universidad Complutense de Madrid

Esperanza Gómez-Lucía Duato

Catedrática de Universidad

Facultad de Veterinaria, Universidad Complutense de Madrid



Guillermo Lizasoain Sanz, LV

Hospital Clínico Veterinario, Universidad Complutense de Madrid.

Irene Clarés Moral

Facultad de Veterinaria, Universidad Complutense de Madrid

Luis Revuelta Rueda

Facultad de Veterinaria, Universidad Complutense de Madrid

María Arias Álvarez

Facultad de Veterinaria, Universidad Complutense de Madrid

María del Mar Blanco Gutiérrez

Catedrática de Universidad

Facultad de Veterinaria, Universidad Complutense de Madrid

Nerea de Andrés Fernández

Hospital Clínico Veterinario, Universidad Complutense de Madrid

Patricia Peláez Torres, MVetSci

Veterinaria clínica, Clínica Veterinaria Sanchinarro, Madrid.

Paula García San José, LV

Profesora asociada, Facultad de Veterinaria, Universidad Complutense de Madrid.

Pilar García Rebollar

Catedrática de Producción Animal

Escuela Técnica Superior de Ingeniería Agronómica, Alimentaria y de Biosistemas, Universidad Politécnica de Madrid

Ricardo Lence Sanz, GV

Hospital Clínico Veterinario, Universidad Complutense de Madrid.

Rocío García del Real Torralva, DVM, MRCVS, OV

Veterinaria Clínica, Crossroads Veterinary Centre, Buckinghamshire, Reino Unido.

Rosa María García García

Facultad de Veterinaria, Universidad Complutense de Madrid

Índice de contenidos

VOLUMEN 1

Sección I Los principios fundamentales de la medicina veterinaria

Sección II Diagnóstico diferencial de problemas principales

Generalidades

Aparato cardiorrespiratorio

Sistema nervioso

Sistema gastrointestinal

Aparato urogenital

Sección III Diagnóstico diferencial de anomalías en la exploración física

Sección IV Diagnóstico diferencial de anomalías clinicopatológicas

Sección V Técnicas

Generales

Piel

Abdomen

Centesis general y biopsia

Aparato respiratorio/cardiovascular

Aparato renal/urinario y próstata

Sistema gastrointestinal

Sistema nervioso

Aparato reproductor

Sección VI Tratamientos intervencionistas mínimamente invasivos

Sección VII Cuidados intensivos

Sección VIII Toxicología

Sección IX Presión arterial

Sección X Consideraciones terapéuticas en medicina y enfermedades

Sección XI Consideraciones dietéticas en problemas sistémicos

Sección XII Enfermedades hematológicas e inmunológicas

Sección XIII Enfermedades infecciosas

Generalidades

Enfermedades bacterianas

Enfermedades protozoarias

Enfermedades víricas

Micosis

Sección XIV Enfermedades de los oídos, la nariz y la garganta

VOLUMEN 2

Sección XV Enfermedades respiratorias

Sección XVI Enfermedades cardiovasculares

Sección XVII Enfermedades neurológicas

Sección XVIII Enfermedades gastrointestinales

Sección XIX Enfermedades hepatobiliares

Sección XX Enfermedades pancreáticas

Sección XXI Enfermedades endocrinas

Sección XXII Enfermedades del aparato reproductor

Sección XXIII Enfermedades renales

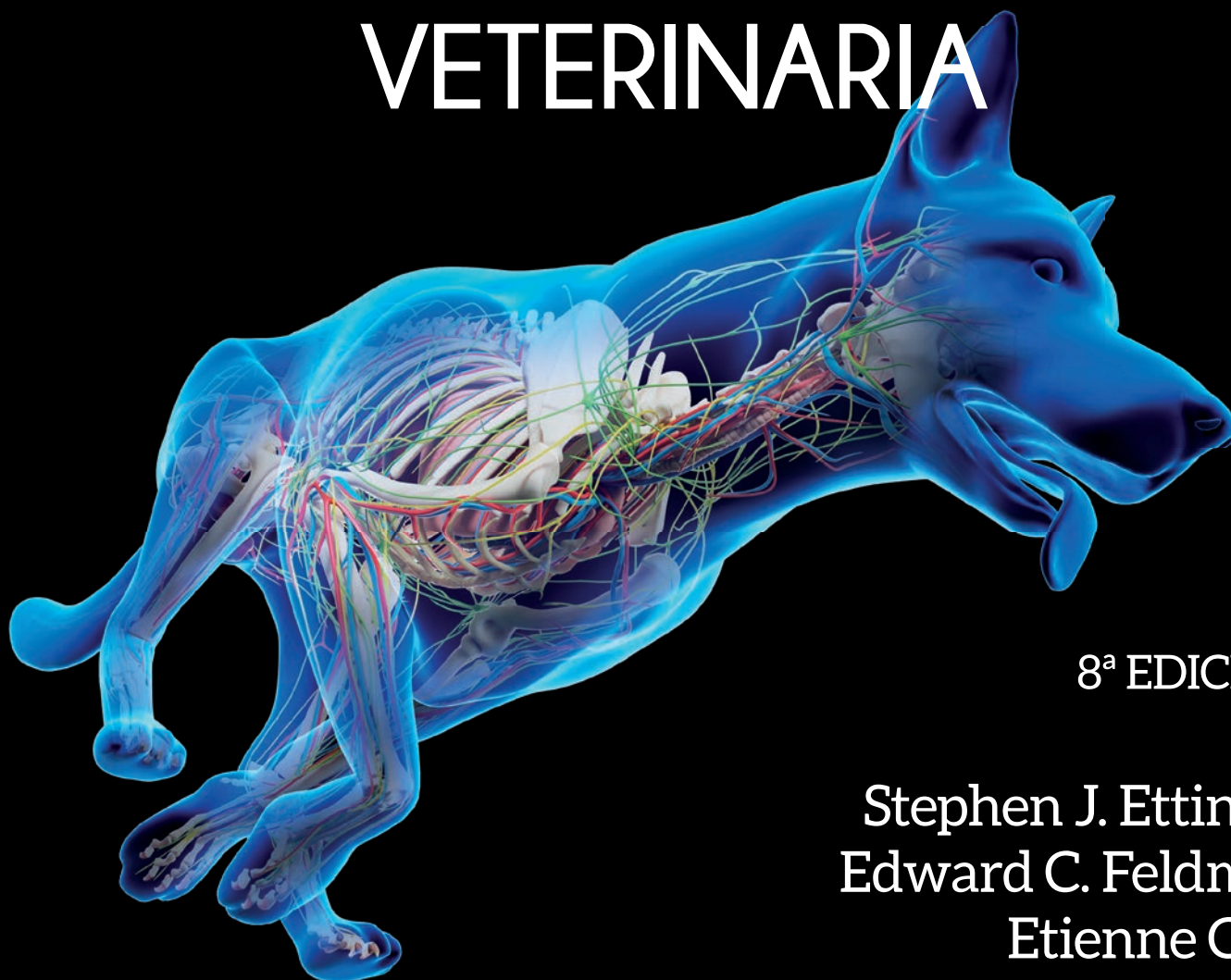
Sección XXIV Enfermedades del tracto urinario inferior

Sección XXV Cáncer

Sección XXVI Trastornos musculoesqueléticos

Sección XXVII Comorbilidades

Tratado de **MEDICINA INTERNA VETERINARIA**



8ª EDICIÓN

Stephen J. Ettinger
Edward C. Feldman
Etienne Côté

Revisión científica

Amanda Arroba
Ana Cascales
Andrea Gómez
Ángel Soto
Ángeles García
David Rafael Díaz-Regañón
Domingo Triguero

Esperanza Gómez-Lucía
Guillermo Lizasoain
Irene Clarés
Luis Revuelta
María Arias
María del Mar Blanco
Nerea de Andrés

Patricia Peláez
Paula García
Pilar García
Ricardo Lence
Rocío García del Real
Rosa María García

edra

CAPÍTULO 104

Ecocardiografía

Marie-Claude Bélanger*

La ecocardiografía es una herramienta no invasiva única que proporciona información sustancial sobre el tamaño, la estructura y la función cardíacas. Desde su introducción por Edler y Hertz en Suecia en 1953^{1,2}, la ecocardiografía clínica se ha convertido en un componente esencial de las evaluaciones diagnósticas cardiovasculares de pequeños animales³⁻¹⁰ (v. caps. 250-255).

PRINCIPIOS DE LA FÍSICA DE LA ECOGRAFÍA⁶⁻⁸

La propagación de las ondas sonoras se ve favorecida por los líquidos y los tejidos blandos e inhibida por los huesos, el metal y el aire. La idea básica de cualquier ultrasonido es que la sonda emite un pulso de sonido que penetra en el tejido diana. Una parte de ese ultrasonido emitido atravesará el órgano y se perderá, mientras que otra parte del ultrasonido se reflejará de nuevo en la sonda. Si gran parte del sonido se refleja de nuevo, como por ejemplo desde el miocardio, se dice que la estructura es *hiperecogica* y aparecerá en la pantalla como una imagen más blanca. Cuando se capta muy poco del sonido, como en la sangre o los derrames, la estructura se llama *hipoeecogica* y aparece oscura en la pantalla.

El haz de ultrasonidos ecocardiográficos se genera por un transductor (sonda) sectorial (*phased-array*) que consiste en una serie de pequeños cristales piezoeléctricos que producen ondas sonoras que viajan en ciclos. En ecocardiografía se suelen preferir las sondas de escaneo sectorial debido a la necesidad de utilizar sondas con pequeñas huellas que permitan obtener imágenes del corazón a través de los estrechos espacios intercostales de los pequeños animales.

La frecuencia de un transductor está determinada por el número de ciclos que envía por minuto. Los transductores de alta frecuencia (7,5-10 MHz) emiten más ciclos por unidad de tiempo y, por lo tanto, tienen longitudes de onda más cortas (baja potencia de penetración). Estos transductores reflejan el sonido de estructuras más pequeñas y, por ello, producen una mejor definición y resolución de imagen, pero una menor penetración en los tejidos que los transductores de baja frecuencia. Los transductores de baja frecuencia tienen una penetración más profunda y producen señales Doppler superiores, pero la imagen resultante tiene una resolución peor. En otras palabras, cuanto más alta sea la frecuencia de la sonda, menos penetración de tejido se logra. Por lo tanto, la elección del transductor está determinada por el tamaño del paciente, ya que la penetración en el tejido es inversamente proporcional a la frecuencia de la sonda. Los gatos y los perros pequeños suelen necesitar transductores de 7 a 10 MHz. Una sonda de 5 MHz es apropiada para la mayoría de los perros. Los perros muy grandes pueden necesitar un transductor de 2,5 a 3,5 MHz para obtener una penetración óptima en los tejidos. Algunos transductores tienen un ancho de banda de frecuencia que permite que una sola sonda funcione en múltiples frecuencias. Esta útil característica permite al ecografista ajustarse a la frecuencia adecuada en un paciente determinado, sin cambiar de sonda.

EQUIPAMIENTO⁵⁻⁸

La calidad de las imágenes obtenidas de los estudios ecocardiográficos depende de la sofisticación y la tecnología del aparato de eco-

grafía y de la habilidad y la experiencia del operador, así como de las características individuales de los pacientes. La mayoría de los ecografistas veterinarios colocan a los perros y a los gatos en decúbito lateral y se acercan al tórax por debajo. Esta posición favorece una ventana acústica más grande y una mejor calidad de imagen, ya que la gravedad mejora el grado de contacto entre las estructuras cardíacas y la pared torácica. Se utiliza una mesa especial (comprada o hecha a medida) con aberturas ajustables para crear una ventana acústica grande y estable (fig. 104.1). Las ecocardiografías también se pueden realizar desde una posición en estación, especialmente en perros de raza gigante.

ASPECTOS TÉCNICOS^{5-8,10}

En animales, se suele rasurar el pelo para mejorar el contacto entre el transductor y la piel y la calidad de la imagen, y se aplica un gel de acoplamiento sobre los tórax precordiales derecho o izquierdo. Es importante recordar que hay que obtener el consentimiento de los propietarios y criadores antes de rasurar el pelo. El rasurado a veces es innecesario en perros con pelo muy corto o escaso. La aplicación de alcohol isopropílico o agua puede a veces reemplazar el gel de acoplamiento, ya que proporciona un buen contacto, pero más breve. Se sujeta al animal suavemente en decúbito lateral en una mesa de ecocardiografía (v. fig. 104.1). Suele ser adecuado que un ayudante experimentado sujete al animal. También se pueden colocar sacos de arena sobre las extremidades posteriores para limitar la necesidad de un ayudante adicional para sujetar. Las extremi-



Figura 104.1 Entorno típico de los estudios ecocardiográficos en pequeños animales. Los recortes rectangulares (aquí) o semicirculares permiten introducir el transductor desde la parte inferior de la mesa de exploración.

*La autora agradece y aprecia los dibujos aportados por Maxim Moreau. Su obra original ha sido incorporada a este capítulo.

dades delanteras del paciente se deben retirar cranealmente para mantener los codos fuera del área de interés. Sin embargo, esta posición no debe exagerarse, ya que a veces puede resultar incómoda en animales más mayores con enfermedades ortopédicas.

Se obtiene un electrocardiograma (ECG) simultáneo durante el examen ecocardiográfico para permitir una sincronización precisa de las mediciones. Los electrodos se fijan a la piel (código de color estándar; v. cap. 103) con pinzas de cocodrilo atraumáticas, parches de electrodos o placas metálicas sostenidas por brazaletes.

Normalmente se puede realizar una ecocardiografía en perros y gatos sin restricción química, ya que el procedimiento es indoloro, tranquilo y pacífico. Por otro lado, la sedación tiene la ventaja de minimizar el estrés, el tiempo de examen y la mala calidad de la imagen en los pacientes que se retuercen (v. cap. 138). Un collar isabelino a veces puede ser útil para proteger a los técnicos de gatos discolos pero que no son buenos candidatos para la sedación. Los animales realmente poco cooperativos, ansiosos o agresivos en los que no se ha encontrado una causa subyacente de molestias (p. ej., enfermedad articular dolorosa, edema pulmonar, etc.) podrían requerir sedación. En la tabla 104.1 se enumeran los protocolos de sedación utilizados en ecocardiografía. Los animales con signos clínicos evidentes de insuficiencia cardíaca congestiva deberían aliviarse con diuréticos antes de realizar la ecocardiografía, ya que los resultados de la ecocardiografía rara vez cambiarán el plan de tratamiento inmediato (v. cap. 247).

LA ECOCARDIOGRAFÍA NORMAL: OBTENCIÓN DE IMÁGENES, CORTES ESTÁNDAR Y SECUENCIA^{5-8,10,11}

Un estudio ecocardiográfico completo incluye imágenes bidimensionales (2-D), en modo M y, finalmente, Doppler. El examen siempre comienza con el estudio bidimensional, que proporciona orientación, referencia y pistas diagnósticas para el modo M y las imágenes Doppler. La información más importante que proporciona una ecocardiografía a menudo no se limita a la pantalla del aparato. Es esencial combinar los hallazgos de la ecocardiografía con la observación del

propio paciente. Un diagnóstico preciso combina una buena exploración física y una anamnesis completa con un examen ecocardiográfico. Además, la ecocardiografía nunca debe sustituir a las radiografías torácicas, ya que no proporciona información comparable sobre los pulmones, como la presencia de un edema pulmonar cardiogénico.

Ecocardiografía bidimensional

La ecocardiografía bidimensional se utiliza para evaluar los cambios estructurales cardíacos resultantes de defectos congénitos u otras enfermedades cardíacas. Produce una representación anatómica en tiempo real del corazón a lo largo del ciclo cardíaco. Un estudio bidimensional completo incluye la imagen de todas las válvulas, los segmentos proximales de los grandes vasos, y los tamaños y grosores relativos de las paredes de las cámaras cardíacas.

La ecocardiografía bidimensional proporciona imágenes de finas «rebanadas» del corazón y del flujo sanguíneo. Cada uno de estos cortes estándar se define convencionalmente por la posición del transductor en el animal (la *ubicación* del transductor en la *ventana acústica*) y el plano de imagen del corazón (o *corte*). Las imágenes se obtienen a partir de ubicaciones estándar, que permiten visualizar en detalle partes específicas del corazón. Las posiciones paraesternal derecha, paraesternal craneal izquierda, apical izquierda y subcostal son las más utilizadas, pero se pueden obtener multitud de planos para visualizar mejor una parte distinta del corazón.

La mayor parte del corazón está cubierta por estructuras impenetrables desde el punto de vista ecográfico, como los huesos (costillas y esternón) y los pulmones. Sin embargo, el pulmón derecho no cubre el corazón por completo (muesca cardíaca), y hay un área justo dorsal al esternón en el cuarto o quinto espacio intercostal donde el pericardio se encuentra directamente debajo de la pared torácica. Esta región corresponde a la *ventana paraesternal derecha*. Para la mayoría de los pacientes, la colocación de la sonda en la zona del hemitórax derecho donde se palpan los latidos cardíacos es generalmente el mejor punto de partida. Para las razas caninas braquicefálicas, en las que la conformación torácica está comprimida ventrodorsalmente, la mejor ventana acústica se obtiene colocando la sonda más cerca del esternón o más ventralmente de lo habi-

TABLA 104.1

Protocolos de sedación sugeridos para ecocardiografía

SITUACIONES	FÁRMACOS
Protocolos de sedación caninos	
La mayoría de perros asintomáticos que necesitan sedación	Butorfanol 0,2 mg/kg ± midazolam 0,2 mg/kg i.m. o i.v. O si no coopera mucho: butorfanol 0,2 mg/kg i.m. + acepromazina 0,025-0,05 mg/kg i.m. en la misma jeringa
Perro asintomático agresivo	Hidromorfona 0,1 mg/kg + midazolam 0,2 mg/kg i.m. en la misma jeringa
Si se necesita sedación rápida	Butorfanol 0,2-0,3 mg/kg i.v.
Cachorros	Acepromazina 0,005 mg/kg + buprenorfina 0,01 mg/kg i.v. O Butorfanol 0,2 mg/kg ± midazolam 0,2 mg/kg i.m. o i.v.
Perro con insuficiencia cardíaca congestiva o arritmia patológica	Butorfanol 0,2 mg/kg ± midazolam 0,2 mg/kg i.m. o i.v. (tratar con furosemida antes de la ecografía si está disneico debido a edema pulmonar cardiogénico)
Protocolos de sedación felinos	
La mayoría de gatos asintomáticos que necesitan sedación	Butorfanol 0,2 mg/kg i.m. o i.v. O si no coopera mucho: butorfanol 0,2 mg/kg i.m. + acepromazina 0,05 mg/kg i.m. en la misma jeringa
Gato asintomático agresivo	Acepromazina 0,05-0,1 mg/kg + hidromorfona 0,1 mg/kg s.c. o i.m. O en gatos muy agresivos: dexmedetomidina 10 µg/kg i.m. y después revertir con atipamezol 100 µg/kg i.m. cuando se completa el procedimiento (inyectar el mismo volumen de atipamezol que el utilizado para la dexmedetomidina)
Gatitos	Butorfanol 0,2 mg/kg i.m.
Gato con insuficiencia cardíaca congestiva o arritmia patológica	Butorfanol 0,2 mg/kg (+ acepromazina 0,025 mg/kg si no coopera) i.m. (tratar con furosemida antes de la sedación si está disneico debido a edema pulmonar cardiogénico)

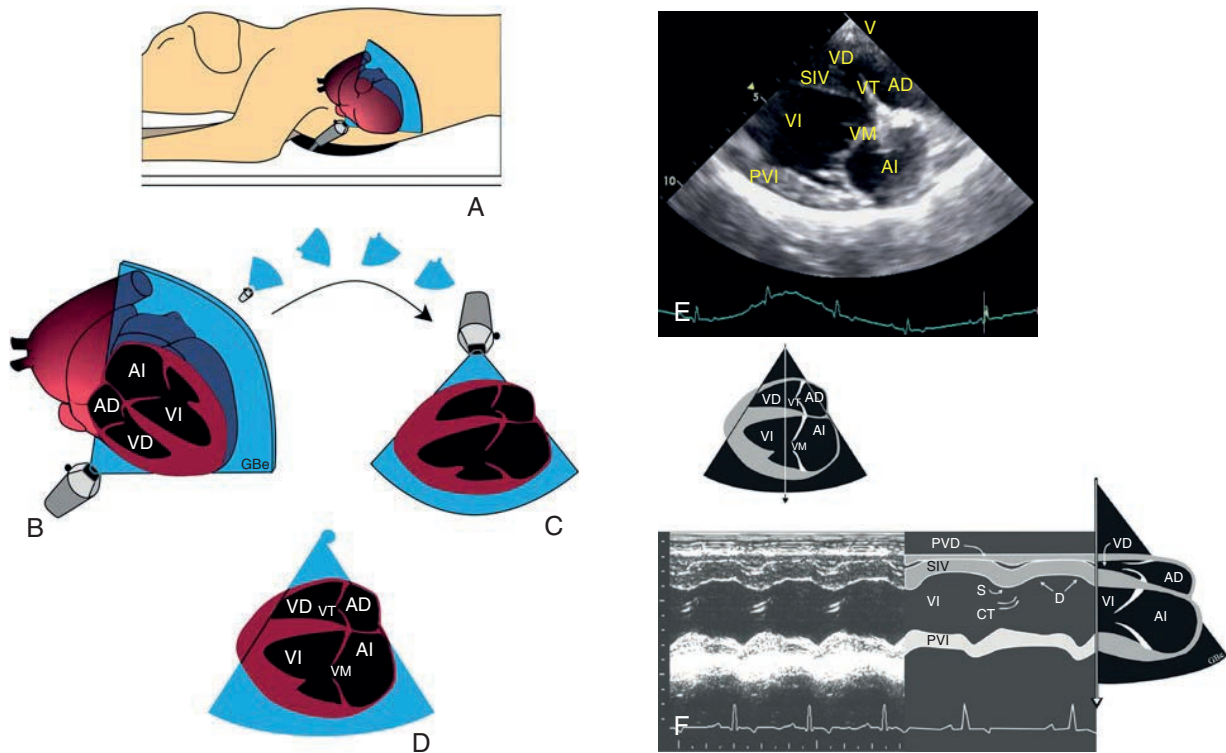


Figura 104.2 A, Posicionamiento típico del animal para la visualización del corte de eje largo paraesternal derecho. En la mayoría de los perros, el eje largo del corazón es paralelo a una línea imaginaria que conecta el hombro con el xifoides. B, Orientación espacial de la ubicación paraesternal derecha, corte de eje largo de cuatro cámaras. C, Orientación espacial de la ubicación paraesternal derecha, corte de eje largo de cuatro cámaras como se observa en el monitor de ecografía. D, Ilustración de las diferentes estructuras cardíacas observadas a través de esta ventana. E, Imagen en 2-D de la localización paraesternal derecha, corte de eje largo de cuatro cámaras. F, Imagen correspondiente en modo M obtenida desde esta ventana. Los ventrículos se ven según se llenan y se vacían (diástole [D] y sístole [S]). AD, aurícula derecha; AI, aurícula izquierda; CT, cuerdas tendinosas; PVD, pared ventricular derecha; PVI, pared ventricular izquierda; SIV, septo interventricular; VD, ventrículo derecho; VI, ventrículo izquierdo; VM, válvula mitral; VT, válvula tricúspide.

tual. El marcador de la sonda debe apuntar hacia el hombro del animal para obtener un corte estándar de eje largo y cuatro cámaras (fig. 104.2, A y B). Los cortes que se obtienen rutinariamente en la ubicación paraesternal derecha son el corte de eje largo de cuatro cámaras (v. fig. 104.2), el corte de eje largo de salida del ventrículo izquierdo (VI; fig. 104.3) y los diferentes cortes de eje corto (fig. 104.4). El corte de eje largo se obtiene con un plano de imagen que corta el corazón paralelo a su eje largo desde el ápex hasta la base, mientras que un plano de imagen perpendicular revela los cortes de eje corto (v. figs. 104.2 y 104.4). Técnicamente, esto significa que los cortes de eje corto pueden obtenerse de los cortes de eje largo mediante una rotación de 90° de la sonda, pero es necesario hacer pequeños ajustes para cada paciente individual. El ecocardiógrafo siempre debe ajustar la profundidad y la ganancia para optimizar la imagen en el monitor. Por convención, el corazón, en un corte 2-D, debe ocupar de dos tercios a tres cuartos de la pantalla. La posición subcostal o subxifoidea se utiliza específicamente para evaluar el tracto de salida del ventrículo izquierdo (TSVI) en el perro (fig. 104.5). La imagen obtenida del corte subcostal a menudo se puede mejorar haciendo que el perro inhale después de ocluir su boca y fosas nasales durante 5 segundos. La inspiración desplaza el diafragma caudalmente y empuja el corazón hacia el transductor.

La segunda mitad del estudio ecocardiográfico consiste en los cortes del lado izquierdo. Siempre se debe realizar la ecocardiografía a ambos lados del tórax. Evaluar solo el lado derecho es similar

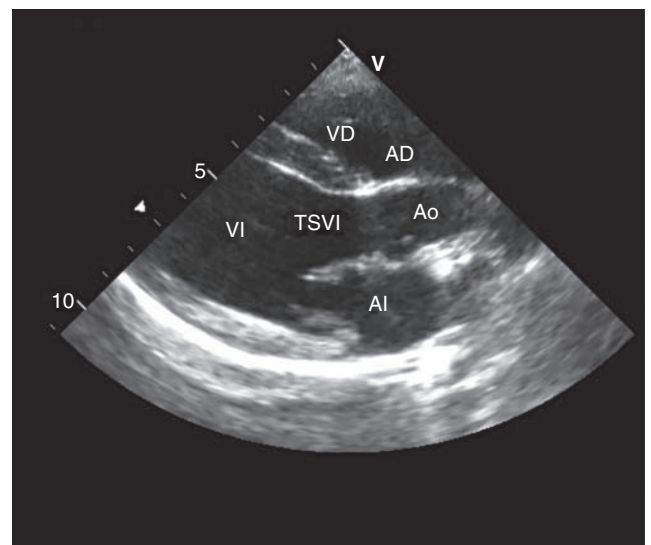


Figura 104.3 Imagen en 2-D de la localización paraesternal derecha, corte de eje largo de salida del ventrículo izquierdo. AD, aurícula derecha; AI, aurícula izquierda; Ao, aorta; TSVI, tracto de salida del ventrículo izquierdo; VD, ventrículo derecho; VI, ventrículo izquierdo.

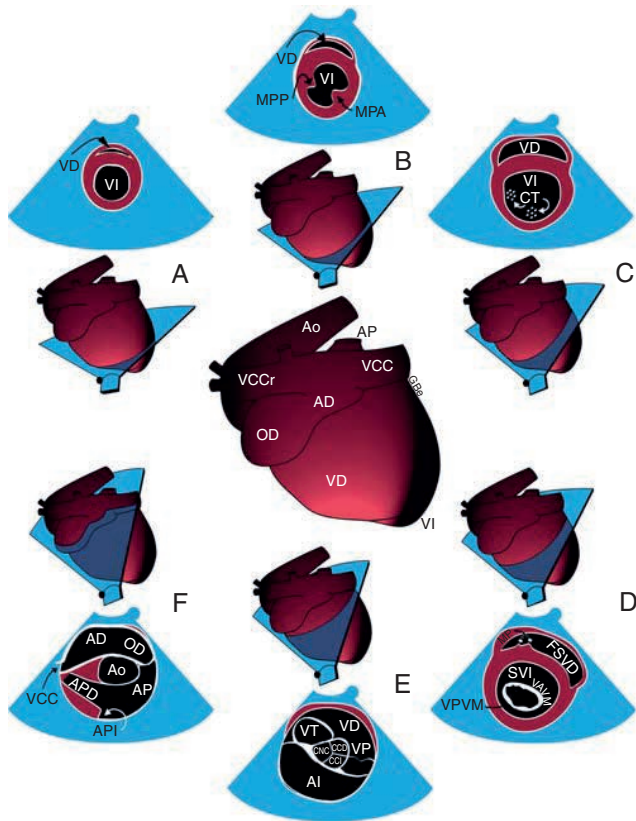


Figura 104.4 Estudio ecocardiográfico en 2-D estándar obtenido de la localización paraesternal derecha, cortes de eje corto a nivel de (A) el ápex, (B) los músculos papilares, (C) las cuerdas tendinosas (CT), (D) la válvula mitral, (E) la aorta y (F) las arterias pulmonares. AD, aurícula derecha; AI, aurícula izquierda; Ao, aorta; AP, arteria pulmonar; APD, arteria pulmonar derecha; API, arteria pulmonar izquierda; CCD, cúspide coronaria derecha de la válvula aórtica; CCI, cúspide coronaria izquierda de la válvula aórtica; CNC, cúspide no coronaria de la válvula aórtica; FSVD, flujo de salida del ventrículo derecho; MP, músculo papilar; MPA, músculo papilar anterior; MPP, músculo papilar posterior; OD, orejuela derecha; S, sístole; SA, septo auricular; SIV, septo interventricular; SVI, salida del ventrículo izquierdo; VAVM, valva anterior de la válvula mitral; VCC, vena cava caudal; VCCr, vena cava craneal; VD, ventrículo derecho; VI, ventrículo izquierdo; VP, válvula pulmonar; VPVM, valva posterior de la válvula mitral; VT, válvula tricúspide. (Modificado de Thomas WP, Gaber CE, Jacobs GJ, et al: Recommendations for standards in transthoracic two-dimensional echocardiography in the dog and cat. Echocardiography Committee of the Specialty of Cardiology, American College of Veterinary Internal Medicine. *J Vet Intern Med* 7:247-252, 1993).

a la auscultación de un solo pulmón: se obtiene algo de información, pero se pierde mucha. A diferencia de la localización paraesternal derecha, hay dos ventanas acústicas en el lado izquierdo. Los cortes paraesternales craneales izquierdos se obtienen a nivel del cuarto espacio intercostal, mientras que los cortes paraesternales caudales (apicales) izquierdos se visualizan mejor a través de los espacios intercostales quinto y sexto del animal (fig. 104.6). Estos cortes se pueden obtener con el paciente en decúbito lateral izquierdo. Opcionalmente, algunos ecografistas obtienen estos cortes manteniendo al paciente sobre su lado derecho y moviendo el transductor sobre el lado izquierdo del tórax.

Para obtener cortes específicos de las estructuras cardíacas u optimizar la calidad de las imágenes, el operador debe recordar siempre

que el transductor se puede mover al menos de 3 maneras diferentes, como se ilustra en la figura 104.7:

- **Rotación o giro:** rotación del transductor en una sola posición para ver los correspondientes planos de intersección o perpendiculares.
- **Inclinación:** la punta del transductor se reposiciona en un movimiento de balanceo o en ángulo para visualizar diferentes estructuras en el mismo plano.
- **Traslación o deslizamiento:** movimiento del transductor a una posición diferente en el tórax del paciente para examinar una estructura cardíaca específica desde el mejor lugar (p. ej., desplazarse de un espacio intercostal a otro).

Ecocardiografía en modo M

El modo M se refiere al *modo de movimiento* en tiempo real. La ecocardiografía en modo M se utiliza para evaluar el movimiento físico de las estructuras cardíacas durante el ciclo cardíaco. La ecocardiografía en modo M es complementaria a la ecocardiografía en 2-D, ya que tiene una mayor frecuencia de muestreo (mayor frecuencia de fotogramas), lo que permite una mejor resolución de las estructuras que se mueven rápidamente. Es especialmente útil para registrar cambios sutiles en el movimiento de las paredes y las válvulas, e históricamente se ha utilizado para realizar mediciones de los diámetros de las cámaras y los grosores de las paredes¹²⁻¹⁶. La imagen en modo M se ve en una pantalla de vídeo, en la que la profundidad de las estructuras se traza en el eje Y, y el tiempo se muestra en el eje X. En las imágenes del modo M solo se ven las estructuras atravesadas por el cursor. El cursor orientable se desplaza a través del corazón, y los cambios asociados en el grosor o la posición de las estructuras se registran en la pantalla a medida que la cámara cardíaca de interés se llena y se vacía (fig. 104.8).

En medicina veterinaria, la ecocardiografía en modo M generalmente se realiza solo desde la ubicación paraesternal derecha (cortes de eje largo y/o corto). La ecocardiografía habitual en modo M incluye una evaluación del ventrículo izquierdo (v. fig. 104.8), la válvula mitral y la raíz aórtica (fig. 104.9).

Según recomienda la Sociedad Americana de Ecocardiografía, las mediciones del VI al final de la diástole se realizan al inicio del complejo QRS (o el encuadre después del cierre de la válvula mitral), y las mediciones al final de la sístole se realizan al nivel de la máxima excursión hacia el interior del tabique interventricular¹⁷. Se utiliza el método del *borde principal* (es decir, las mediciones de cada línea de ecocardiografía se realizan comenzando por el borde más cercano al transductor). El ecografista debe ser consciente de que existe un enorme potencial de artefactos y errores cuando la imagen en modo M se obtiene en un plano subóptimo (p. ej., cortes tangenciales).

El estudio en modo M del VI proporciona mediciones absolutas de las paredes y la cámara del VI durante la sístole y la diástole (tablas 104.2-104.5). Se puede realizar utilizando el corte de cuatro cámaras del eje largo paraesternal derecho o el corte del eje corto paraesternal derecho a nivel de los músculos papilares (v. fig. 104.8). Estas mediciones en modo M también se utilizan para calcular los índices de fase de eyección descritos en la sección sobre la evaluación de la función sistólica.

Una limitación importante del modo M es la posición normalizada de las muestras, lo que significa que pueden pasarse por alto lesiones regionales o focales. Por esta razón, las mediciones 2-D de los parámetros del VI están ganando terreno, especialmente en gatos que se están valorando por cardiomiopatía hipertrófica¹⁸⁻²¹.

Ecocardiografía Doppler

Las imágenes Doppler espectrales y de flujo de color se utilizan para evaluar la velocidad y la dirección del flujo sanguíneo dentro del corazón y los grandes vasos sanguíneos^{5,6,22,23}. Durante el siglo XIX, Christian Doppler hizo la primera descripción de los principios físicos utilizados en la ecocardiografía Doppler cuando percibió, a través de sus observaciones de la luz emitida por las estrellas, que la velocidad de una fuente de ondas en movimiento (luz, sonido) en relación con el observador es responsable de la frecuencia percibida de esa onda²⁴. El cambio de frecuencia entre

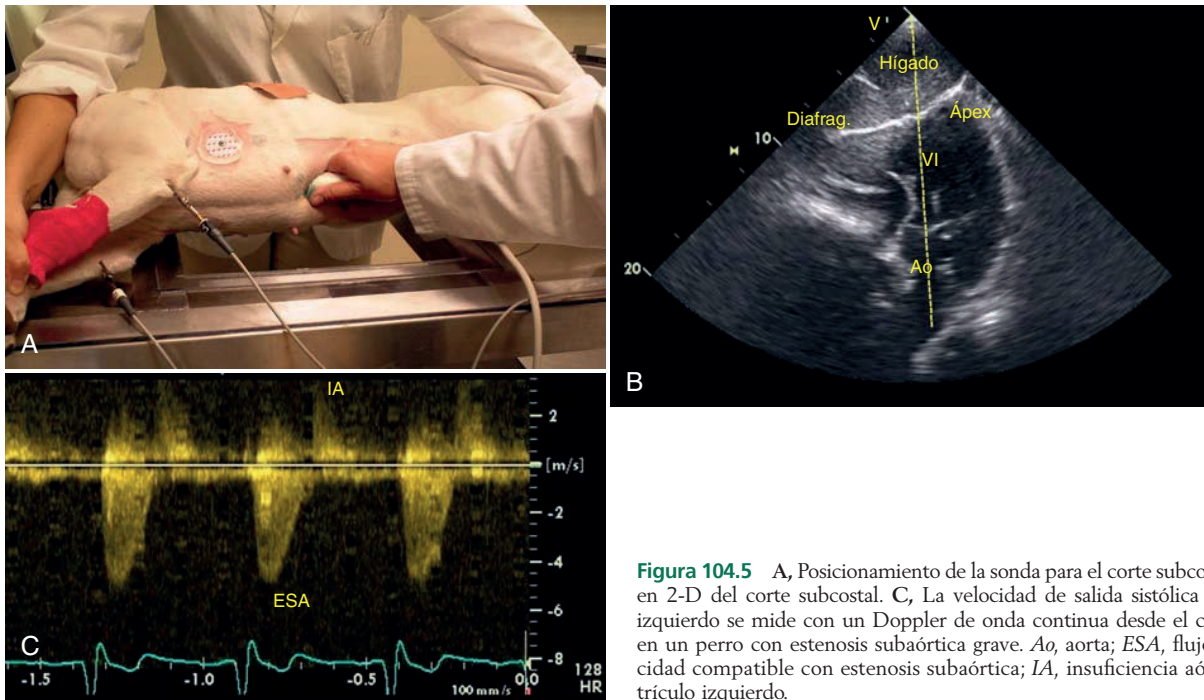


Figura 104.5 A, Posicionamiento de la sonda para el corte subcostal. B, Imagen en 2-D del corte subcostal. C, La velocidad de salida sistólica del ventrículo izquierdo se mide con un Doppler de onda continua desde el corte subcostal, en un perro con estenosis subaórtica grave. Ao, aorta; ESA, flujo de alta velocidad compatible con estenosis subaórtica; IA, insuficiencia aórtica; VI, ventrículo izquierdo.

TABLA 104.2

Intervalos de referencia para los valores de eje largo en modo M (cm) en perros

PC (kg)	DIV _{FD}	DIV _{FS}	PVI _{FD}	PVI _{FS}	SIV _{FD}	SIV _{FS}
1	1,3-1,9	0,7-1,3	0,3-0,6	0,5-0,9	0,3-0,6	0,4-0,8
3	1,8-2,6	1,0-1,8	0,4-0,8	0,6-1,1	0,4-0,8	0,6-1,0
4	1,9-2,8	1,1-1,9	0,4-0,8	0,7-1,2	0,4-0,8	0,6-1,1
6	2,2-3,1	1,2-2,2	0,4-0,9	0,7-1,3	0,4-0,9	0,7-1,2
9	2,4-3,4	1,4-2,5	0,5-1,0	0,8-1,4	0,5-1,0	0,7-1,3
11	2,6-3,7	1,5-2,7	0,5-1,0	0,8-1,5	0,5-1,1	0,8-1,4
15	2,8-4,1	1,7-3,0	0,5-1,1	0,9-1,6	0,6-1,1	0,8-1,5
20	3,1-4,5	1,8-3,2	0,6-1,2	0,9-1,7	0,6-1,2	0,9-1,6
25	3,3-4,8	2,0-3,5	0,6-1,3	1,0-1,8	0,6-1,3	0,9-1,7
30	3,5-5,0	2,1-3,7	0,6-1,3	1,0-1,9	0,7-1,3	1,0-1,8
35	3,6-5,3	2,2-3,9	0,7-1,4	1,1-1,9	0,7-1,4	1,0-1,9
40	3,8-5,5	2,3-4,0	0,7-1,4	1,1-2,0	0,7-1,4	1,0-1,9
50	4,0-5,8	2,4-4,3	0,7-1,5	1,1-2,1	0,7-1,5	1,1-2,0

DIV_{FD}, diámetro interno del ventrículo izquierdo al final de la diástole; DIV_{FS}, diámetro interno del ventrículo izquierdo al final de la sístole; PC, peso corporal; PVI_{FD}, grosor de la pared posterior del ventrículo izquierdo al final de la diástole; PVI_{FS}, grosor de la pared posterior del ventrículo izquierdo al final de la sístole; SIV_{FD}, grosor del septo interventricular al final de la diástole; SIV_{FS}, grosor del septo interventricular al final de la sístole.

el sonido transmitido por una estructura y el sonido recibido por ella se denomina *efecto Doppler*. Experimentamos el efecto Doppler todos los días. Por ejemplo, cuando estamos quietos en un paso elevado, escuchamos el sonido de un coche acercándose a nosotros en un tono más agudo que el sonido que escuchamos

cuando el mismo coche se aleja del paso elevado. El motor emite el mismo sonido cuando pasa por debajo del paso elevado, pero oímos un cambio de tono que depende de la velocidad y la dirección del automóvil (fig. 104.10).

En ecocardiografía, el principio Doppler se basa en el hecho de que el transductor genera ondas de ultrasonido que son reflejadas por los eritrocitos. La frecuencia de la onda sonora reflejada depende de la dirección y la velocidad de los eritrocitos y de la frecuencia de transmisión. Como la frecuencia de ultrasonido emitida por el transductor y la velocidad del sonido en la sangre son conocidas, la velocidad de los eritrocitos se puede calcular y trazar en forma de curvas llamadas *envolturas*, que describen el movimiento de la sangre en una zona determinada del corazón. Estas señales de flujo se muestran con el tiempo en el eje horizontal y la velocidad en el eje vertical (v. fig. 104.5, C).

Cuando las ondas sonoras transmitidas encuentran eritrocitos que se mueven hacia el transductor, se reflejan de nuevo a una frecuencia superior a la que fueron enviadas, lo que provoca un desplazamiento Doppler positivo o una desviación positiva en la pantalla (fig. 104.11). Se produce el efecto opuesto cuando las ondas sonoras llegan a los eritrocitos que se alejan del transductor, lo que causa un efecto Doppler negativo. Por lo tanto, la ecocardiografía Doppler evalúa tanto la dirección como la velocidad de la sangre en movimiento (o del miocardio; v. Doppler tisular, más adelante). La sangre que se mueve hacia el transductor crea un desplazamiento de frecuencia positivo que se codifica en rojo en el Doppler color y se muestra por encima de la línea de base de la pantalla Doppler espectral. El flujo sanguíneo que se aleja del transductor es azul y, a la inversa, se muestra como un perfil de flujo negativo debajo de la línea base (v. fig. 104.11).

Doppler espectral Los estudios del Doppler espectral cardíaco utilizan planos de imagen que alinean el haz de sonido para que sea paralelo al flujo sanguíneo. En la línea del cursor se representa un marcador que corresponde al volumen de muestreo donde se examina el flujo (fig. 104.12). Este posicionamiento del haz paralelo contrasta con el modo M, en el que el haz se orienta de forma perpendicular para visualizar las estructuras cardíacas. Cuando se realizan estudios Doppler, se debe tener cuidado de ali-

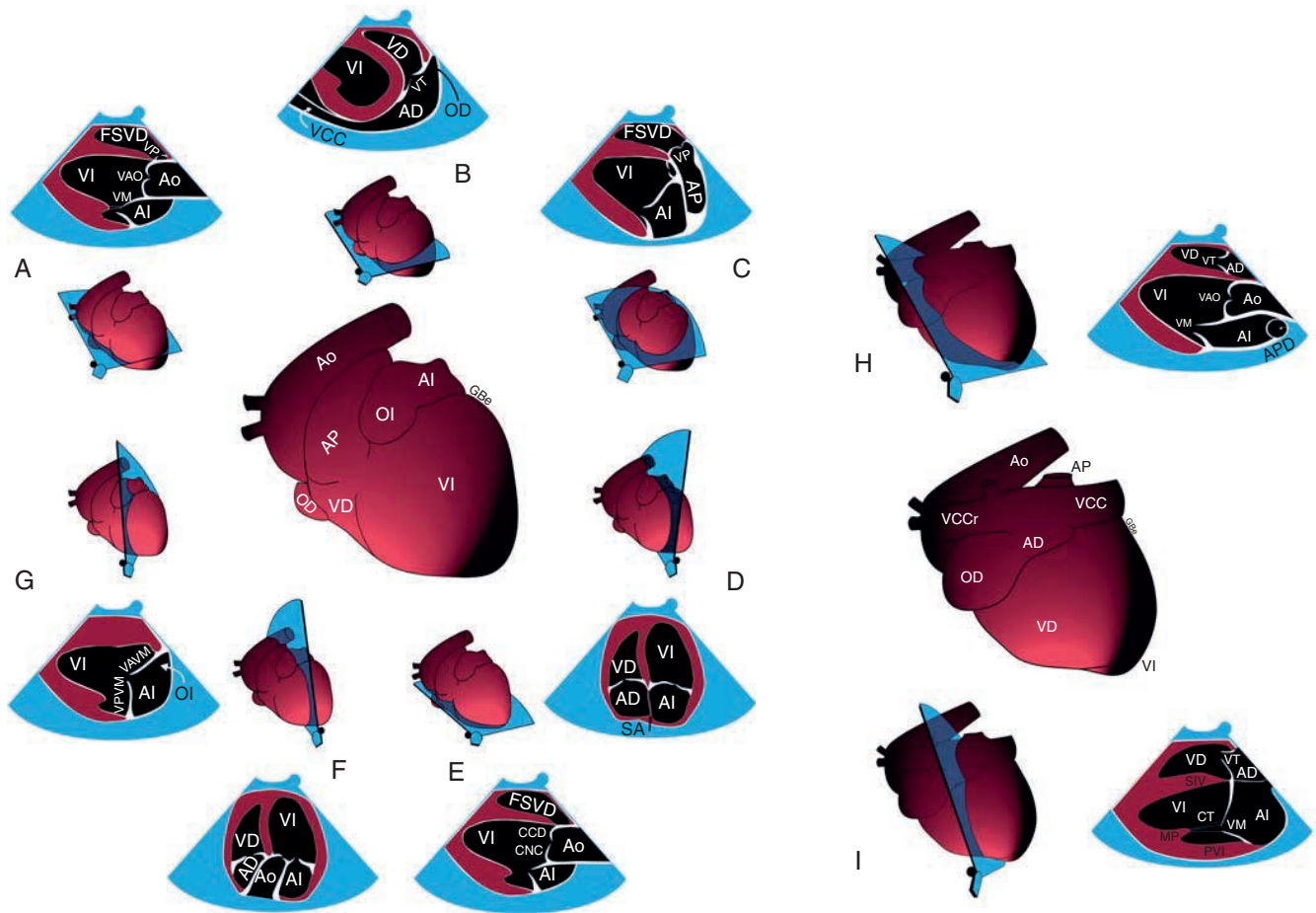


Figura 104.6 Cortes estándar de eje largo en 2-D. A, Corte paraesternal craneal izquierdo optimizado para la raíz aórtica. B, Corte paraesternal craneal izquierdo optimizado para la aurícula y el atrio derechos. C, Corte paraesternal craneal izquierdo optimizado para el tracto de salida del ventrículo derecho y la arteria pulmonar principal. D, Corte de entrada de cuatro cámaras desde la posición paraesternal izquierda caudal (apical). E, Corte paraesternal izquierdo caudal (apical) optimizado para la visualización del tracto de salida del ventrículo izquierdo. F, Corte de cinco cámaras de salida del ventrículo izquierdo desde la posición paraesternal caudal izquierda (apical). G, Localización paraesternal caudal izquierda (apical), corte de dos cámaras optimizado para la visualización de la entrada del ventrículo izquierdo y la aurícula izquierda. H, Corte del flujo de salida del ventrículo izquierdo desde la posición paraesternal derecha. I, Corte de cuatro cámaras del eje largo paraesternal derecho. AD, aurícula derecha; AI, aurícula izquierda; Ao, aorta; AP, arteria pulmonar; APD, arteria pulmonar derecha; CCD, cúspide coronaria derecha de la válvula aórtica; CNC, cúspide no coronaria de la válvula aórtica; CT, cuerdas tendinosas; FSVD, flujo de salida del ventrículo derecho; MP, músculo papilar; OD, orejuela derecha; OI, orejuela izquierda; PVI, pared ventricular izquierda; SA, septo auricular; SIV, septo interventricular; VAO, válvula aórtica; VAVM, valva anterior de la válvula mitral; VCC, vena cava caudal; VCCr, vena cava craneal; VD, ventrículo derecho; VI, ventrículo izquierdo; VM, válvula mitral; VP, válvula pulmonar; VPVM, valva posterior de la válvula mitral; VT, válvula tricúspide. (Modificado de Thomas WP, Gaber CE, Jacobs GJ, et al: Recommendations for standards in transthoracic two-dimensional echocardiography in the dog and cat. Echocardiography Committee of the Specialty of Cardiology, American College of Veterinary Internal Medicine. *J Vet Intern Med* 7:247-252, 1993).

near el haz Doppler con el flujo de chorro (ángulo de intercepción $<20\text{--}25^\circ$) a fin de minimizar la subestimación de la velocidad del flujo. La alineación paralela del haz de ultrasonidos mide la velocidad verdadera o máxima del flujo sanguíneo. Por el contrario, la alineación perpendicular al flujo mostrará una velocidad de cero. Por lo tanto, un ángulo de interrogación más amplio dará lugar a una falsa reducción de la velocidad medida en comparación con la velocidad real (fig. 104.13). Algunos aparatos de ecografía tienen una característica que corrige la mala alineación del haz con el flujo de chorro (a menudo llamada *corrección de ángulo*). Sin embargo, este tipo de corrección es inexacto, ya que la corrección de la an-

gulación inadecuada en una dimensión o plano no corrige las otras dos dimensiones.

Clínicamente se utilizan dos tipos de Doppler espectral: Doppler de onda pulsada (PW, *pulsed-wave Doppler*) y Doppler de onda continua (CW, *continuous-wave Doppler*). Hay uno intermedio entre el Doppler de PW y CW, llamado *alta frecuencia de repetición de pulsos*, que es otra forma de Doppler espectral que se usa menos. Permite al operador aumentar la frecuencia de repetición de impulsos por encima del límite de Nyquist y, por lo tanto, reducir el *aliasing* (v. sección «Doppler pulsado», más adelante, para una explicación más detallada).

Movimiento del transductor

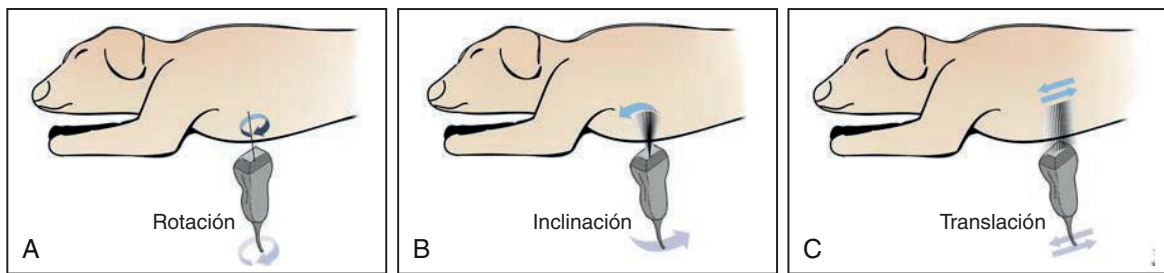


Figura 104.7 Posible movimiento del transductor en una ventana acústica determinada. **A, Rotación o giro:** rotar el transductor desde una sola posición para ver los correspondientes planos de intersección. **B, Inclínación:** balancear la cabeza de la sonda para visualizar diferentes estructuras en el mismo plano o en planos adyacentes. **C, Translación o deslizamiento:** mover el transductor a una posición diferente en el tórax para examinar una estructura cardíaca específica desde la mejor ubicación.

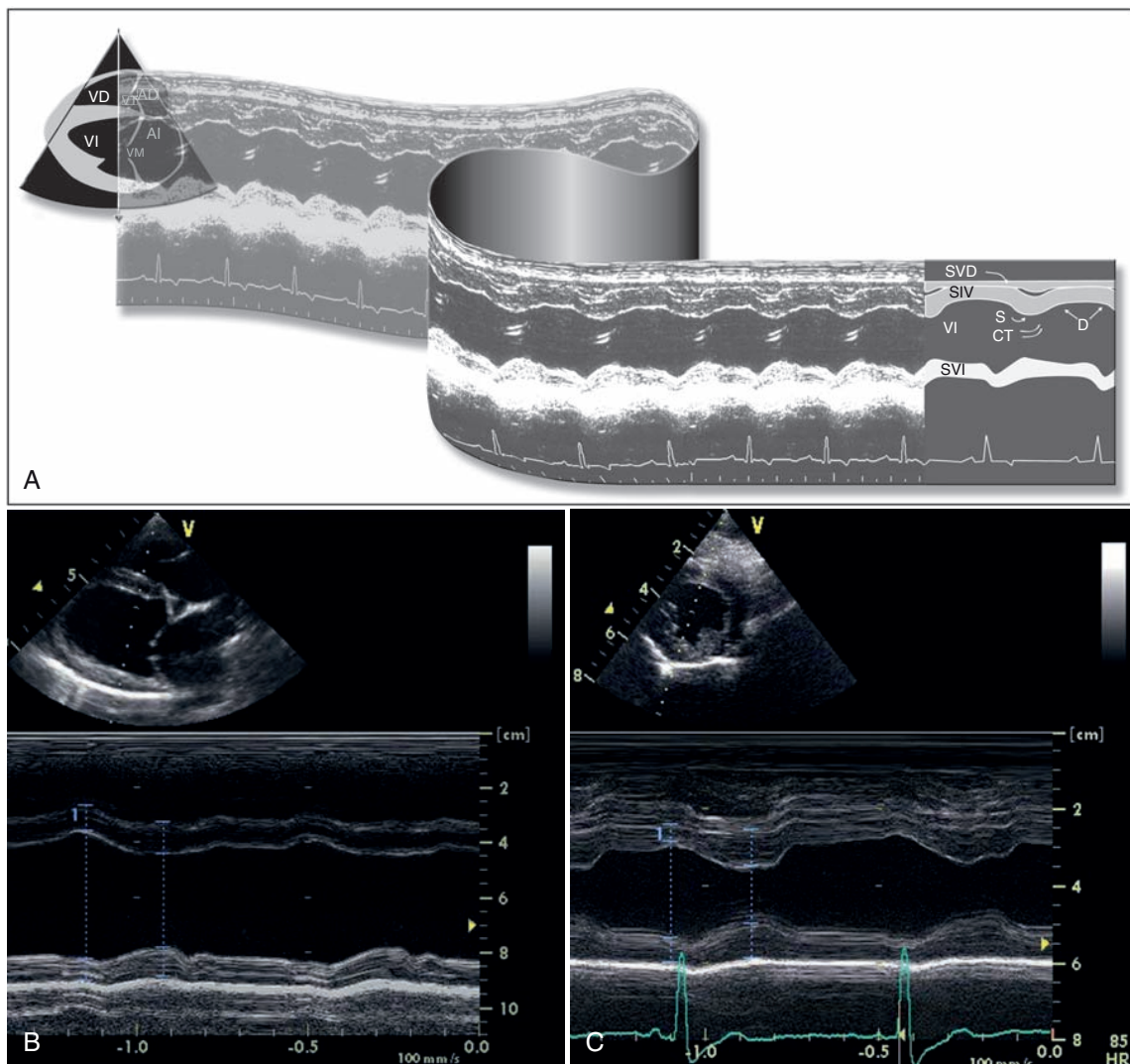


Figura 104.8 **A,** Imagen en modo M del ventrículo izquierdo obtenida del corte de eje largo de la ventana paraesternal derecha. El cursor en el monitor se puede visualizar como el origen de un rollo de papel que se imprime a medida que los ventrículos se llenan y se vacían. **B,** Corte del eje largo de la ventana paraesternal derecha en modo M. **C,** Corte del eje corto de la ventana paraesternal derecha.

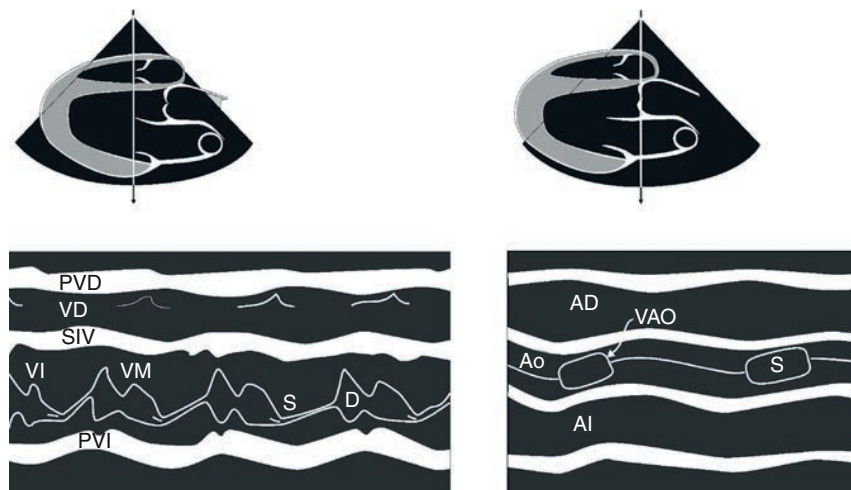


Figura 104.9 Cortes estándar del modo M obtenidos a nivel de (A) la válvula mitral y (B) la válvula aórtica. A, El movimiento normal de la válvula mitral a través de un latido cardíaco se ve como una forma de M. Durante el llenado ventricular rápido (diástole temprana), la válvula mitral es forzada a abrirse, con sus valvas moviéndose hacia el tabique interventricular y la pared libre del VI. A medida que el llenado ventricular progresa, la presión en la AI se iguala con la presión del VI y las valvas mitrales se mueven una hacia la otra. Finalmente, las valvas mitrales se abren de nuevo durante la contracción auricular. El cierre de la válvula mitral se produce después de la sístole auricular. B, Durante la diástole, la línea en medio de la aorta representa las cúspides aórticas cerradas. Durante la sístole, la válvula aórtica se abre hacia las paredes de la aorta, permanece abierta durante la eyección sistólica de sangre y luego se cierra rápidamente al final de la sístole. AD, aurícula derecha; AI, aurícula izquierda; Ao, aorta; D, diástole; PVD, pared ventricular derecha; PVI, pared ventricular izquierda; S, sístole; SIV, septo interventricular; VAO, válvula aórtica; VD, ventrículo derecho; VI, ventrículo izquierdo; VM, válvula mitral (valva anterior).

TABLA 104.3

Intervalos de referencia en modo M (cm) para determinadas razas caninas

	CANICHE MINIATURA ⁷⁵	BEAGLE ^{75a}	COCKER SPANIEL ⁷⁷	GALGO AFGANO ⁷⁵	GOLDEN RETRIEVER ⁷⁵	DÓBERMAN ⁸⁴⁻⁸⁷	TERRANOVA ⁸⁹	GRAN DANES ⁸⁹	IRISH WOLFHOUND ⁹¹	BOXER ⁸¹
DIV _{FD}	1,6-2,8	1,8-3,3	3,1-3,7	3,3-5,2	3,7-5,1	3,5-4,6	4,4-6,0	4,4-5,9	4,9-5,9	2,9-4,8
DIV _{FS}	0,8-1,6	0,8-2,7	1,9-2,5	2,0-3,7	1,8-3,5	2,6-3,7	2,9-4,4	3,4-4,5	3,0-4,0	1,67-3,30
SIV _{FD}	0,4-0,6	0,5-1,1	0,7-1,0	0,8-1,2	0,8-1,3	0,8-1,1	0,7-1,5	1,2-1,6	0,6-1,0	0,83-1,61
SIV _{FS}	0,6-1,0	0,6-1,2	—	0,8-1,8	1,0-1,7	1,3-1,6	1,1-2,0	1,4-1,9	1,0-1,7	0,81-2,46
PVI _{FD}	0,4-0,6	0,6-1,3	0,7-0,9	0,7-1,1	0,8-1,2	0,6-1,0	0,8-1,3	1,0-1,6	0,7-1,2	0,9-1,55
PVI _{FS}	0,6-1,0	0,7-1,7	—	0,9-1,8	1,0-1,9	0,8-1,4	1,1-1,6	1,1-1,9	1,2-1,8	1,22-2,16
EPSS	0-0,2	—	—	0-1,0	0,1-1,0	0-0,8	0,3-1,4	0,5-1,2	0-1,0	0,09-0,72
FA (%)	35-57	20-70	30-39	24-48	27-55	21-38	22-37	18-36	30-40	31-42
AI _S	0,8-1,8	—	—	1,8-3,5	1,6-3,2	2,4-3,0	2,4-3,3	2,8-4,6	2,8-4,0	1,96-3,26
Ao _D	0,8-1,3	—	—	2,0-3,4	1,4-2,7	2,5-3,5	2,6-3,3	2,8-3,4	2,7-3,5	1,82-2,69

AI_S, diámetro de la aurícula izquierda en sístole; Ao_D, diámetro de la raíz aórtica en diástole; DIV_{FD}, diámetro interno del ventrículo izquierdo al final de la diástole; DIV_{FS}, diámetro interno del ventrículo izquierdo al final de la sístole; EPSS, separación del punto E al septo; FA, fracción de acortamiento; PVI_{FD}, grosor de la pared posterior del ventrículo izquierdo al final de la diástole; PVI_{FS}, grosor de la pared posterior del ventrículo izquierdo al final de la sístole; SIV_{FD}, grosor del septo interventricular al final de la diástole; SIV_{FS}, grosor del septo interventricular al final de la sístole.

TABLA 104.4

Intervalos de referencia para los valores de eje largo en modo M (mm) en gatos adultos⁹³⁻⁹⁵

DIV _{FD}	DIV _{FS}	PVI _{FD}	PVI _{FS}	SIV _{FD}	SIV _{FS}	AI _S	Ao _D	FA (%)	EPSS
11-20	4-11	3-6	5-9	3-6	4-9	7-13	7-11	33-66	≤4

Estas directrices de medición se basan en la experiencia del autor y en los datos publicados.

AI_S, diámetro de la aurícula izquierda en sístole; Ao_D, diámetro de la raíz aórtica en diástole; DIV_{FD}, diámetro interno del ventrículo izquierdo al final de la diástole; DIV_{FS}, diámetro interno del ventrículo izquierdo al final de la sístole; EPSS, separación del punto E al septo; FA, fracción de acortamiento; PVI_{FD}, grosor de la pared posterior del ventrículo izquierdo al final de la diástole; PVI_{FS}, grosor de la pared posterior del ventrículo izquierdo al final de la sístole; SIV_{FD}, grosor del septo interventricular al final de la diástole; SIV_{FS}, grosor del septo interventricular al final de la sístole.

TABLA 104.5

*Intervalos de referencia para valores de eje largo en modo M (mm) en gatitos**

EDAD (SEMANAS)	DIV _{FD}	DIV _{FS}	PV _{FD}	PV _{FS}	SIV _{FD}	SIV _{FS}	AI _S	Ao _D	FA (%)
4	5,8-11,9	3,2-6,3	3-5	2,4-4,5	2-3,5	2,5-4,5	4,4-7,5	3,9-6,6	32-59
6	6-10	2,4-5,9	1,4-3,4	2,9-4,7	2-2,8	2,8-4,7	4,9-7,7	4-5,5	36-65
8	6-14	3-8	2-4	3-7	2,4-4	2,6-6,8	5,4-9,7	4,2-7,4	30-59

Estas directrices de medición se basan en la experiencia del autor y en los datos publicados.

AI_S, diámetro de la aurícula izquierda en sístole; Ao_D, diámetro de la raíz aórtica en diástole; DIV_{FD}, diámetro interno del ventrículo izquierdo al final de la diástole; DIV_{FS}, diámetro interno del ventrículo izquierdo al final de la sístole; EPSS, separación del punto E al septo; FA, fracción de acortamiento; PV_{FD}, grosor de la pared posterior del ventrículo izquierdo al final de la diástole; PV_{FS}, grosor de la pared posterior del ventrículo izquierdo al final de la sístole; SIV_{FD}, grosor del septo interventricular al final de la diástole; SIV_{FS}, grosor del septo interventricular al final de la sístole.

*Medidas hechas desde el corte del eje largo paraesternal derecho.

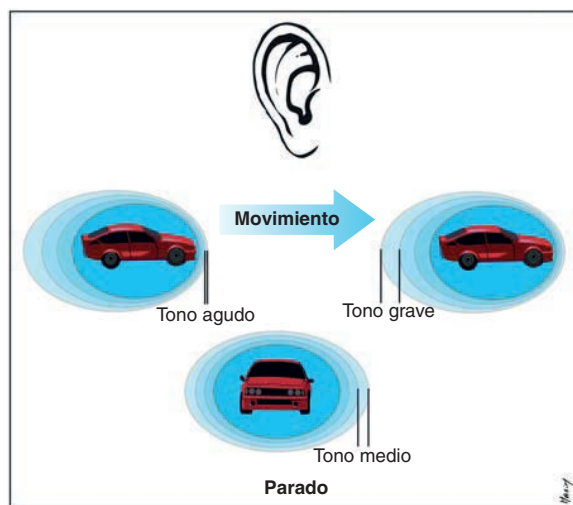


Figura 104.10 Ilustración del principio del efecto Doppler. Cuando estamos quietos en un paso elevado, escuchamos el sonido del coche que se acerca a nosotros como un sonido más agudo que el tono en el que escuchamos el mismo coche alejándose de nosotros. El motor emite el mismo sonido, y la velocidad y la dirección del coche son responsables del cambio de tono que escuchamos.

Las evaluaciones del Doppler espectral son útiles para evaluar los gradientes de presión, las presiones de la cámara intracardiaca, las fracciones de regurgitación, las relaciones de derivación, el área valvular/área de orificio efectivo y el gasto cardiaco. El Doppler espectral se utiliza a menudo para calcular los *gradientes de presión instantáneos* (ΔP , en mmHg) a través de un área estenótica, una válvula regurgitante o una derivación. El gradiente de presión máxima se calcula a partir de la velocidad máxima del chorro de flujo (v , en m/s) utilizando la ecuación de Bernoulli modificada:

$$(\Delta P) = 4v^2$$

El gradiente de presión máxima se utiliza en combinación con la determinación del área efectiva del orificio y otros hallazgos ecocardiográficos en 2-D y en modo M en la evaluación clínica de la gravedad de la estenosis (v. cap. 250).

Doppler pulsado El Doppler pulsado (PW) utiliza un transductor de cristal simple que transmite y recibe la señal Doppler. Se producen pulsos cortos de ultrasonido y se analizan los ecos de retorno de un pequeño segmento de muestra (llamado *volumen de muestra*) a lo largo del haz de ultrasonido (v. fig. 104.12).

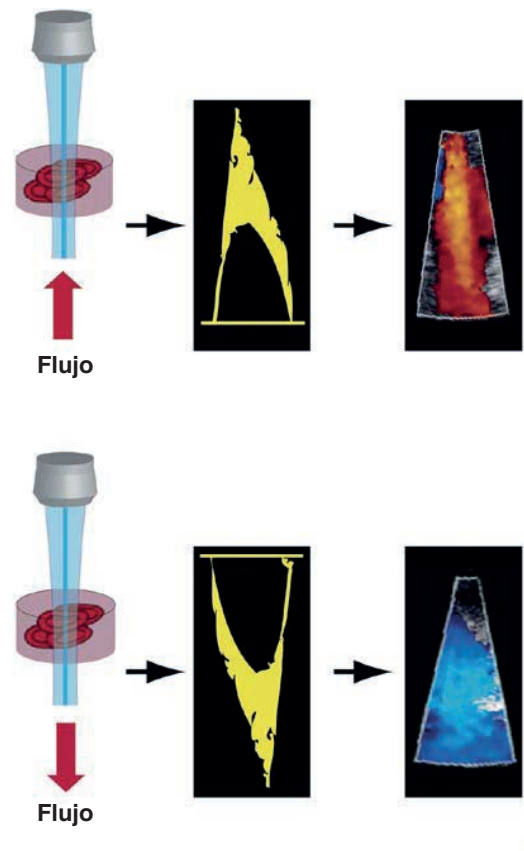


Figura 104.11 Imágenes Doppler del flujo sanguíneo. Cuando las ondas de ultrasonido encuentran la sangre moviéndose hacia el transductor, producen una desviación positiva en el monitor con Doppler espectral, y una señal roja en el Doppler color. Se produce el efecto opuesto cuando los eritrocitos se alejan del transductor, lo que provoca una desviación negativa en el Doppler espectral y una señal azul en el Doppler color.

La principal ventaja del Doppler PW es la posibilidad de examinar la dirección, la velocidad y las características espectrales (laminares frente a turbulentas) del flujo sanguíneo desde una región anatómica distinta del corazón o los vasos sanguíneos. Los flujos laminares se caracterizan por la similitud de las velocidades de los eritrocitos dentro del vaso sanguíneo o el corazón, lo que crea una señal Doppler con menos disparidad de velocidad y poca ampliación espectral, como se muestra en las figuras 104.14 y 104.15. Debido a la fricción, el flujo de sangre normal es siempre ligeramente más

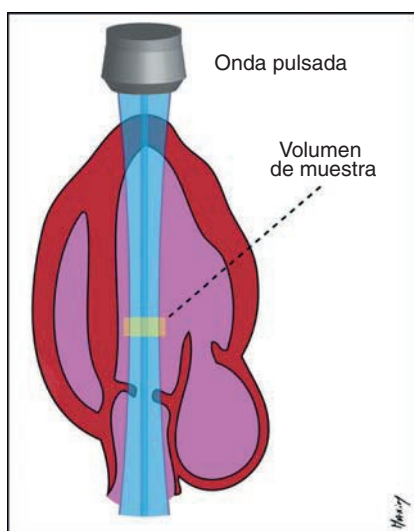


Figura 104.12 El Doppler de onda pulsada se utiliza para medir la velocidad del flujo sanguíneo de una zona distinta del corazón; la velocidad máxima que puede registrarse con el Doppler de onda pulsada es menor que la del Doppler de onda continua.

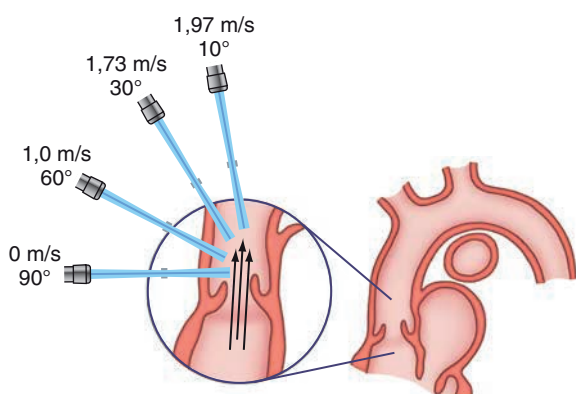


Figura 104.13 Efecto del ángulo de interrogación del flujo en la velocidad obtenida.

lento cerca de las paredes de un vaso, lo que da a la señal un perfil parabólico típico. El flujo a través del sistema cardiovascular es normalmente laminar y su velocidad raramente excede de 2 m/s en perros y gatos sanos^{22,25-27}, con una notable excepción en algunos Bóxer sanos²⁸⁻³⁰. La turbulencia se observa cuando el movimiento de las células sanguíneas se desorganiza y produce varios remolinos y torbellinos o diferentes velocidades y direcciones. A menudo se genera por una lesión estructural subyacente. Los perfiles de flujo turbulento son amplios, y el área bajo la curva se rellena porque el transductor está recibiendo muchos cambios de frecuencia asociados con velocidades variables (fig. 104.15).

La desventaja del Doppler PW es que depende de una velocidad máxima medible llamada *límite de Nyquist*, que no se puede exceder debido a una frecuencia de repetición de pulso limitada. En otras palabras, el Doppler PW solo es preciso cuando se miden velocidades bajas, normales o ligeramente elevadas. Cuando se supera el límite de Nyquist, se observará un fenómeno llamado *aliasing* en el trazado Doppler (fig. 104.16). Un simple cambio de sonda suele superar esta limitación, ya que el límite de Nyquist viene determinado por la frecuencia del transductor utilizado. Una sonda de menor frecuencia

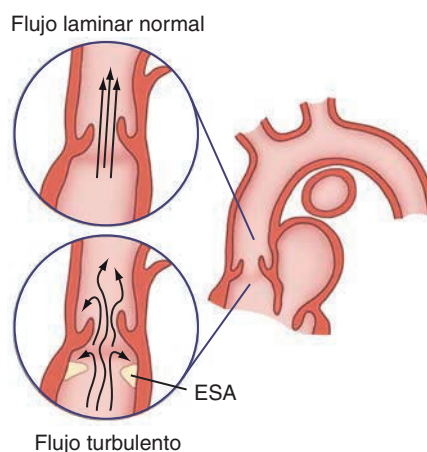
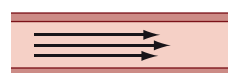
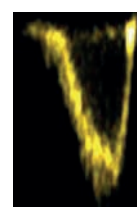


Figura 104.14 Los flujos laminares se caracterizan por la similitud de las velocidades de los eritrocitos. Debido a la fricción, el flujo sanguíneo es siempre ligeramente más lento cerca de las paredes de un vaso, lo que da a la señal un perfil parabólico típico. Los perfiles de flujo turbulento se asocian con velocidades variables. ESA, estenosis subaórtica.

Doppler de onda pulsada



Flujo laminar



Velocidades uniformes



Flujo turbulento



Velocidades variables

Figura 104.15 En el examen Doppler de onda pulsada, los flujos laminares crean una señal Doppler con menos disparidad de velocidad y poca ampliación espectral. Los perfiles de flujo turbulento son amplios, y el área bajo la curva se rellena porque el transductor está recibiendo muchos cambios de frecuencia asociados con velocidades variables.

aumenta la capacidad de registrar velocidades más altas en cualquier rango dado. El principal inconveniente de este truco es la reducción de la calidad de la salida. Por estas razones, la inspección de un flujo de alta velocidad, como se ve en las lesiones valvulares estenóticas, se suele lograr con el Doppler de onda continua (CW).

El Doppler PW es muy útil en la evaluación de los patrones de flujo sanguíneo transvalvular. El flujo diastólico a través de las válvulas auriculoventriculares (AV) tiene patrones similares caracterizados por una señal inicial de alta velocidad asociada con un llenado ventricular rápido, llamada *onda E*, seguida por una señal de menor velocidad producida por el flujo sanguíneo de la contracción auricular, la *onda A* (fig. 104.17).

Los patrones de flujo a través de las válvulas semilunares se caracterizan por una rápida aceleración durante la eyección seguida de una desaceleración más gradual (tabla 104.6). La varianza de estos patrones de flujo valvular, como el perfil de flujo de transmisión, se estudia para identificar diferentes enfermedades cardíacas (fig. 104.18).

Doppler continuo El Doppler CW utiliza cristales duales para la transmisión y recepción simultánea de la señal Doppler.

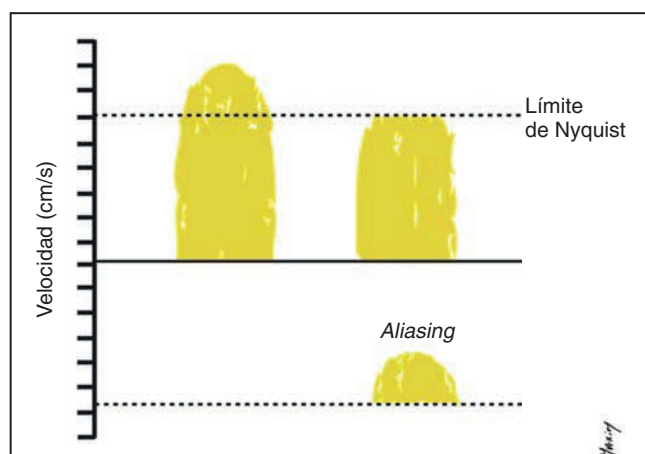


Figura 104.16 Ilustración del «fenómeno *aliasing*» causado por la interrogación de una velocidad de flujo que excede la velocidad máxima registrable (o límite de Nyquist) con una sonda determinada utilizando el Doppler de onda pulsada.

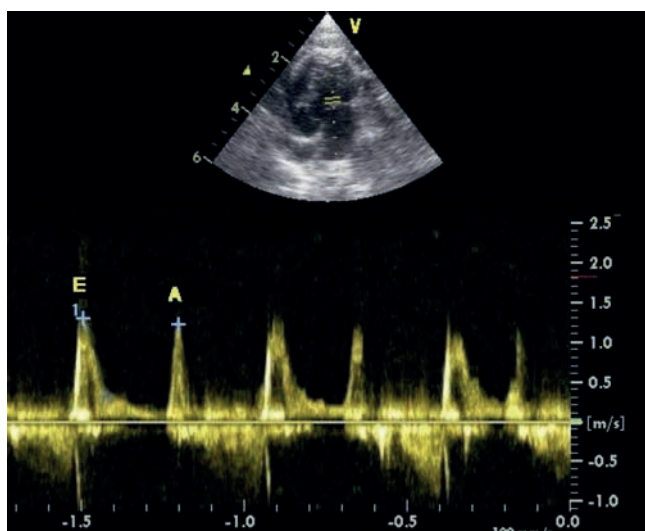


Figura 104.17 Registro Doppler de ondas pulsadas del flujo transmitral obtenido desde la posición apical izquierda. El punto E representa el flujo sanguíneo durante el llenado ventricular rápido. La onda A corresponde al flujo sanguíneo durante la contracción auricular. Visualización simultánea de ECG registrada pero no mostrada.

Pueden registrarse flujos de muy alta velocidad con el Doppler CW, ya que no existe un límite de Nyquist; la naturaleza continua del haz de ultrasonidos en el Doppler CW da lugar a una frecuencia de repetición de impulsos esencialmente infinita y, por lo tanto, no existe un límite teórico para la velocidad máxima que podría registrarse mediante las técnicas de Doppler CW³¹. La desventaja del Doppler CW es que no se puede documentar la ubicación específica y la característica del flujo, ya que todas las velocidades se miden a lo largo de la línea del cursor (fig. 104.19).

El Doppler PW y CW son modalidades complementarias; el Doppler PW está indicado cuando el operador quiere saber dónde se encuentra un área específica de flujo anormal, mientras que el Doppler CW documentará la velocidad máxima a través del flujo anormal.

Doppler color El Doppler color es una forma de Doppler PW que permite la evaluación visual de la dirección y velocidad del flujo

TABLA 104.6

Intervalos de referencia para las velocidades espectrales Doppler en perros y gatos (m/s)

	CANINO	FELINO
Válvula mitral		
Pico de la onda E	0,7-1,0	0,6-0,8
Pico de la onda A	0,4-0,7	0,4-0,6
Válvula aórtica		
Pico de velocidad sistólica	≤2,0	≤1,2
Válvula pulmonar		
Pico de velocidad sistólica	≤1,5	≤1,2
Válvula tricúspide		
Pico de onda E	0,8-0,9	—
Pico de onda A	0,5-0,6	—

Estos valores se basan en la experiencia de la autora y en los datos publicados.

sanguíneo a través del corazón. Su principal uso clínico es la detección de alteraciones del flujo. El efecto Doppler se codifica con un mapa de colores que generalmente utiliza el rojo, el azul y el verde para producir otros tonos de color como el cian, el amarillo y el blanco. Habitualmente, la sangre que se mueve hacia la sonda está codificada en rojo, mientras que la sangre que se aleja de la sonda está codificada en azul. Esta configuración del mapa de colores se llama visualización BART (*blue/away and red/toward*). El Doppler color es muy útil para alinearse apropiadamente con los chorros de flujo, buscar chorros de insuficiencia, describir el tamaño y la forma de los chorros regurgitantes, identificar otras áreas de flujo turbulento y confirmar algunas derivaciones cardiacas vistas en ecocardiografías bidimensionales (fig. 104.20). El flujo turbulento se caracteriza por velocidades dispares dentro del área muestreada, que aparecen como un flujo desorganizado con un típico patrón de mosaico (v. fig. 104.20). Se utilizan varias posiciones y planos de transductores para encontrar la imagen de flujo de color óptima de una estructura cardíaca específica.

ARTEFACTOS

Los artefactos de imagen son lamentablemente un componente habitual de la ecocardiografía. Un ecografista inexperto a menudo se enfrenta a la posibilidad de que se pierda una lesión (examen falso negativo) o de que se diagnostique erróneamente una estructura normal como un hallazgo patológico (examen falso positivo). La imagen oblicua o tangencial de las estructuras cardíacas es un escollo frecuente del estudio ecocardiográfico. Algunas imágenes artificiosas se pueden confundir con masas o pseudomasas. Una forma sencilla de diferenciar una masa real de un artefacto es examinar el plano perpendicular donde se ve esa masa. Si la masa no se puede confirmar en el plano perpendicular, entonces la explicación más probable es que sea un artefacto. De nuevo, la causa más frecuente de una ecocardiografía con resultado falso negativo es la falta de un examen completo del corazón (es decir, desde múltiples ventanas). Muchas publicaciones que describen artefactos ecocardiográficos comunes en animales están disponibles en otros lugares^{6-8,32}.

REPETIBILIDAD Y REPRODUCIBILIDAD EN ECOCARDIOGRAFÍA VETERINARIA

La ecocardiografía cuantitativa, especialmente con mediciones ecocardiográficas seriadas, se suele utilizar para evaluar el resultado a largo plazo de las enfermedades cardíacas o la eficacia de los fármacos. Sin embargo, el pequeño tamaño del corazón canino y felino, el estrés

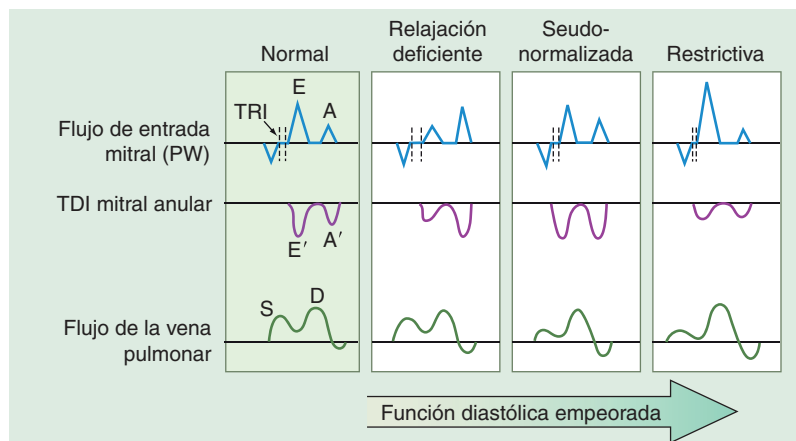


Figura 104.18 Representación esquemática de varios perfiles de flujo de entrada mitral, imágenes Doppler de tejido anular mitral (TDI) y flujo de venas pulmonares. PW, onda pulsada; TRI, tiempo de relajación isovolumétrica.

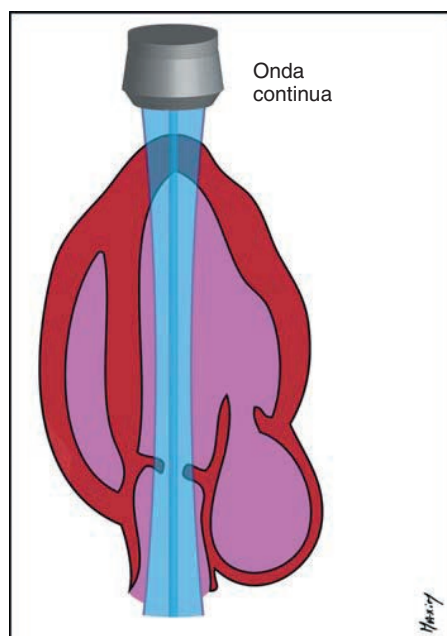


Figura 104.19 El Doppler de onda continua mide todas las velocidades a lo largo de la línea del cursor.

y el movimiento causados por la sujeción, la duración del procedimiento y muchos otros factores técnicos pueden dar lugar a imágenes subóptimas o a inexactitudes en la medición e interpretación de las ecocardiografías. Los coeficientes de variación dentro del día y entre días pueden llegar al 22 % para las mediciones rutinarias en modo M en gatos³³. De manera similar, en perros, la mayoría de los coeficientes de variación de estos parámetros son inferiores al 20 %^{34,35}. Estos resultados sugieren que se debe considerar que las diferencias superiores al 20 % de los parámetros durante las ecocardiografías seriadas reflejan un cambio genuino. Además, se sabe que la variabilidad y la reproducibilidad mejoran cuando un solo operador experimentado adquiere y mide los datos de las ecocardiografías seriadas.

TÉCNICAS ECOCARDIOGRÁFICAS ESPECIALES

Otras técnicas ecocardiográficas pueden proporcionar información útil en la obtención de imágenes del corazón canino y felino. Estas

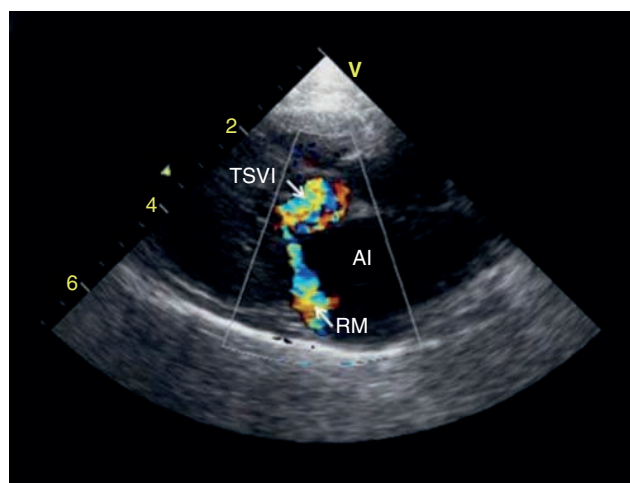


Figura 104.20 Registro Doppler color de flujo de un gato con cardiomiopatía obstructiva hipertrófica que muestra el movimiento sistólico anterior de la válvula mitral y la regurgitación mitral asociada (RM) y la turbulencia en el tracto de salida del ventrículo izquierdo (TSVI). AI, aurícula izquierda.

técnicas incluyen la imagen Doppler tisular³⁶⁻⁵¹ y sus derivados (el rastreo tisular, la tensión y la tasa de tensión)⁵²⁻⁵⁶, la imagen de rastreo de tinciones⁵⁷⁻⁶⁰, la ecocardiografía de contraste⁶¹⁻⁶³, la ecocardiografía transesofágica (ETE)⁶⁴⁻⁶⁹ y la ecocardiografía tridimensional (EC-3D)⁷⁰⁻⁷⁴. Aunque son muy útiles en el ámbito clínico, algunos de estos métodos de imagen tienen una aplicación limitada en medicina veterinaria, ya que requieren un equipo costoso. La ETE requiere anestesia general, lo que aumenta el tiempo y el coste (y un riesgo potencial) del procedimiento.

Ecocardiografía transesofágica

La ETE utiliza un transductor especializado montado en una punta de endoscopio flexible y orientable (fig. 104.21)^{64,65}. El corazón se visualiza a través de la pared del esófago (fig. 104.22). La calidad de la imagen mejora con la ETE debido a la mayor proximidad de las estructuras cardíacas al transductor y a la falta de estructuras pulmonares y óseas intermedias. La ETE se considera una técnica complementaria que permite especialmente una mejor imagen de las estructuras cardíacas por encima del nódulo AV, como las aurículas y las venas pulmonares. La ETE también es muy útil para ayudar a muchos procedimientos de cardiología intervencionista (v. cap. 122)^{66,67,69}.

Ecocardiografía tridimensional

La EC-3D no es todavía una parte estándar del examen clínico ecocardiográfico de rutina en animales y humanos. Proporciona una descripción anatómica más detallada de los defectos y masas cardíacas en las tres dimensiones espaciales (fig. 104.23)⁷¹. Ahora también se utiliza en la cuantificación de los volúmenes de las cámaras^{70,72-74}. La capacidad de «cortar» el corazón en múltiples planos y de reconstruir imágenes tridimensionales de estructuras cardíacas específicas en el paciente despierto hace que la EC-3D sea única para caracterizar la morfología de muchas malformaciones congénitas (v. cap. 250). La ecocardiografía cuatridimensional se refiere a la EC-3D realizada en tiempo real.

Ecocardiografía de contraste

La ecocardiografía de contraste es otro método de imagen útil en la evaluación clínica del sistema cardiovascular. Tiene cuatro aplicaciones principales: detección de derivaciones, mejora de las señales Doppler, opacificación del VI y demostración de la perfusión miocárdica.

La técnica de microburbujas fue uno de los diversos medios de ecocardiografía de contraste que se utilizaron inicialmente⁶¹ y sigue siendo la más utilizada en cardiología de pequeños animales en la actualidad. Las microburbujas se crean mediante la inyección de 3-10 ml de solución salina fisiológica estéril a través de una llave de 3 pasos, entre dos jeringas (fig. 104.24). La inyección en una vena periférica puede ayudar a confirmar la derivación intracardíaca de derecha a izquierda. Las microburbujas reflejan el ultrasonido y no cruzan los capilares pulmonares o sistémicos; se disuelven y se

reabsorben en la vasculatura pulmonar. Por lo tanto, las microburbujas inyectadas en la vena cefálica permanecerán en el lado derecho del corazón en un paciente normal. Cuando está presente la derivación de derecha a izquierda, las microburbujas también se observarán en el lado izquierdo del corazón. En medicina veterinaria, la solución salina agitada (preparada como se describe anteriormente) sigue siendo el agente de contraste preferido para el lado derecho del corazón.

Los agentes de contraste disponibles en el mercado también pueden utilizarse en ecocardiografía para mejorar la precisión de los diagnósticos^{62,63}. Consisten en gas fluorado de baja solubilidad en microesferas estabilizadas encapsuladas con albúmina desnaturalizada. Los agentes de contraste actúan aumentando la dispersión de los ultrasonidos y, por lo tanto, mejorando las cámaras cardíacas, la ecogenicidad miocárdica y las señales Doppler. Son especialmente útiles para la evaluación de trombos o masas intracardíacas en el corazón.

Imágenes Doppler tisulares y «técnicas derivadas» (rastreo tisular, sobrecarga y tasa de sobrecarga)

La imagen Doppler tisular (TDI, *tissue Doppler imaging*) es el método de elección para la evaluación no invasiva de la función miocárdica regional en humanos y se usa cada vez más en medicina veterinaria³⁶⁻⁵⁶. La TDI utiliza los mismos principios que el Doppler convencional, excepto que el objetivo o reflector es el movimiento



Figura 104.21 Para realizar la ecocardiografía transesofágica se utiliza una sonda flexible especializada que contiene un transductor ecográfico orientable en su punta.

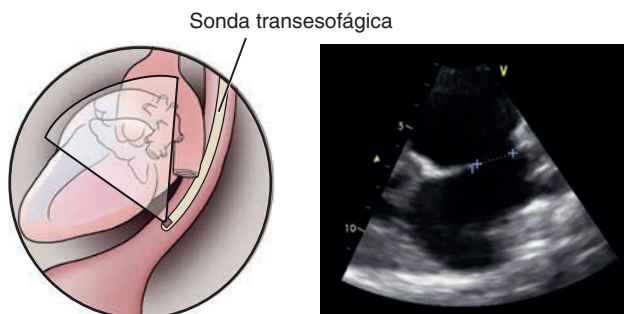


Figura 104.22 Ilustración de ecocardiografía transesofágica con imágenes en 2-D a tiempo real de un gran defecto del septo auricular en un perro.

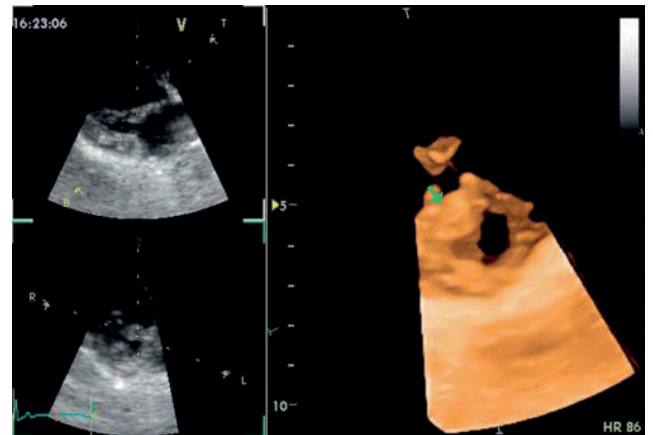


Figura 104.23 Ecocardiografía tridimensional de un perro con enfermedad crónica de la válvula mitral que muestra una válvula engrosada (flecha).



Figura 104.24 La técnica de las microburbujas se utiliza para realizar ecocardiografías de contraste. Las microburbujas se generan a partir de la inyección de 3-10 ml de solución salina fisiológica estéril entre 2 jeringas conectadas por una llave de 3 pasos.

del tejido miocárdico y no el flujo de eritrocitos. La TDI es especialmente útil para evaluar la función diastólica porque la velocidad diastólica del miocardio depende mucho menos de las condiciones de precarga que el flujo sanguíneo transmitral. La TDI de onda pulsada puede realizarse a tiempo real colocando un volumen de muestra sobre una porción del miocardio para registrar un desplazamiento Doppler positivo o negativo. El patrón de movimiento miocárdico es similar, pero invertido y más lento que el flujo transmitral (figs. 104.18 y 104.25).

También se puede obtener la TDI de color simultáneo de varias áreas del corazón colocando un sector de color sobre el miocardio y luego guardando el bucle de video para el análisis fuera de línea. Después se coloca un volumen de muestra en un área específica del miocardio, desde el bucle recuperado. Se muestran los correspondientes movimientos sistólicos y diastólicos del área específica (fig. 104.26). La ventaja de esta modalidad de TDI es que el movimiento de múltiples áreas del miocardio bajo el sector de color puede ser analizado y comparado fuera de línea desde un bucle almacenado. La TDI en color puede así reducir la variabilidad de latido a latido.

Las señales Doppler del tejido miocárdico del VI se registran desde el corte apical izquierdo de cuatro cámaras usando Doppler PW. El volumen de muestra puede estar ubicado en los niveles del anillo mitral, la pared ventricular basal y el ápex. La TDI se utiliza ahora normalmente en cardiología veterinaria, en especial en la evaluación de la cardiomiopatía hipertrófica felina.

La tecnología de imágenes tisulares también incluye el seguimiento de los tejidos y la obtención de imágenes de la velocidad de sobrecarga⁵²⁻⁵⁶. El seguimiento tisular permite medir y visualizar el movimiento longitudinal en cada segmento del miocardio durante la sístole y la diástole. La sobrecarga mide la compresión y la distensión de los segmentos miocárdicos («magnitud de la deformación») y las imágenes de la velocidad de distensión expresan los cambios de la sobrecarga por intervalo de tiempo. La tensión y la velocidad de sobrecarga miocárdicas se miden mediante TDI en color o, más recientemente, mediante imágenes de seguimiento de tinciones.

El rastreo de tinciones es una nueva tecnología de imágenes tisulares, que proporciona información adicional sobre la contractilidad y la relajación del miocardio⁵⁷⁻⁶⁰. El rastreo de tinciones determina la deformación del miocardio a partir del rastreo continuo fotograma a fotograma de un pequeño bloque de imágenes de marcadores acústicos naturales llamados «tinciones». Estos marcadores

son pequeñas áreas de mayor ecogenicidad que son causadas por reflexiones, refracción y dispersión de haces de eco. Al rastrear estas tinciones en la pared del VI a lo largo del ciclo cardíaco, es posible obtener información sobre la dirección y la velocidad del movimiento miocárdico. La comparación del movimiento de las tinciones individuales entre sí permite el análisis de la sobrecarga del miocardio o, en otras palabras, la magnitud de la relajación de las fibras miocárdicas (diástole) o la contracción (sístole).

EVALUACIÓN DE LA ESTRUCTURA Y FUNCIÓN CARDÍACAS

Tamaño cardíaco y dilatación de cámaras

Las dimensiones de las cámaras cardíacas se han determinado tradicionalmente por medio de la ecocardiografía en modo M, con intervalos de referencia notificados para varias razas de perros⁷⁵⁻⁹² y para gatos^{11,93-97}, y cada vez se obtienen más por medio de la ecocardiografía 2-D, especialmente en gatos¹⁸⁻²⁰. Las tablas 104.2 a 104.6 contienen los intervalos de referencia publicados para perros y gatos; en la tabla 104.7 se resumen las etiologías más comunes de las anomalías del tamaño de las cámaras. Las mediciones en modo M varían según el tamaño del cuerpo, la superficie corporal, la raza y los fármacos sedantes. También se modifican por situaciones como miedo y estrés, que pueden afectar significativamente la frecuencia cardíaca y la función miocárdica de nuestros pacientes. Por lo tanto, los intervalos de referencia descritos siempre se deben considerar como aproximados. El efecto de la raza puede minimizarse con cálculos específicos; en un análisis *post hoc*, Cornell y cols. transformaron logarítmicamente los valores del modo M del VI de 494 perros con un peso entre 2 y 95 kg y encontraron una buena correlación con el peso corporal utilizando este enfoque¹⁵.

La relación entre la aurícula izquierda y la aorta (cociente AI/Ao) se utiliza para estimar el grado de dilatación de la aurícula izquierda. Se han descrito múltiples técnicas, como los métodos 2-D (diámetro, área, superficie) y el modo M. El método del modo M compara el diámetro de la aurícula izquierda en sístole con el diámetro de la aorta en diástole. Esta relación se obtiene mejor desde el corte del eje corto paraesternal derecho, pero también puede evaluarse desde el corte del eje largo paraesternal derecho. El cociente AI/Ao del modo M se ha criticado por la subjetividad de la colocación del cursor. Este método subestima el tamaño de la aurícula izquierda cuando el cursor no alcanza el cuerpo de esta. Por el contrario, sobreestima el tamaño relativo de la aurícula izquierda cuando se obtiene un plano tangencial de la aorta. El intervalo de

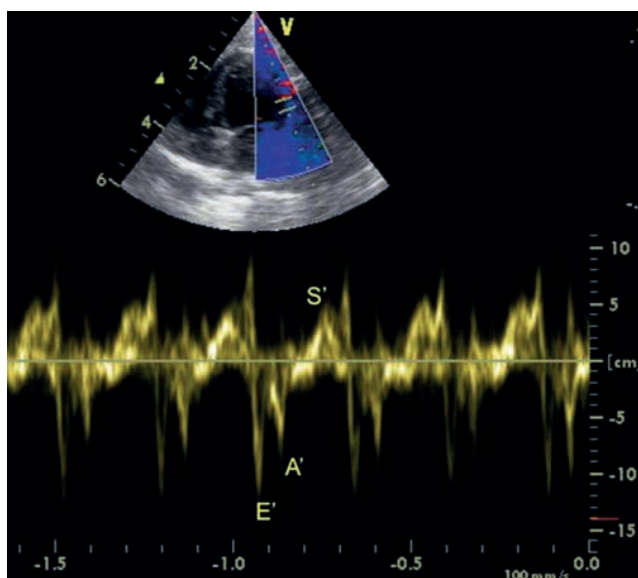


Figura 104.25 La imagen Doppler tisular muestra el anillo de la válvula mitral lateral. E' y A' representan el movimiento diastólico, y S' corresponde al movimiento sistólico.

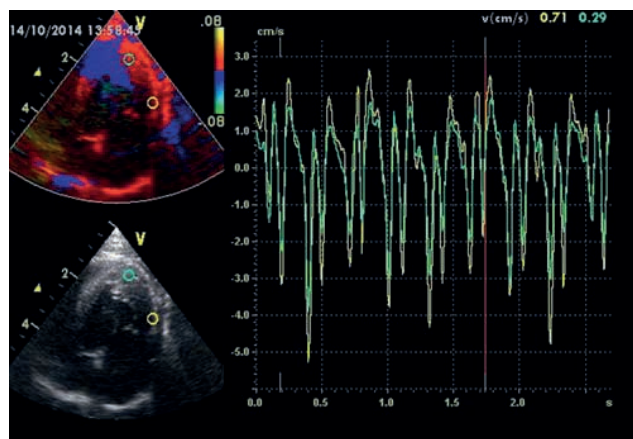


Figura 104.26 Análisis fuera de línea de imágenes Doppler tisulares del anillo de la válvula mitral lateral y del ápex ventricular izquierdo en un gato. Esta característica proporciona una comparación simultánea de múltiples regiones del miocardio ventricular izquierdo.

TABLA 104.7

Causas frecuentes de anomalías de las cámaras

	DILATACIÓN	REDUCCIÓN DE VOLUMEN	ENGROSAMIENTO DE LA PARED
VI	Sobrecarga de volumen • Regurgitación mitral • Derivación de izquierda a derecha • Insuficiencia aórtica Cardiomiopatía dilatada Estado de alto gasto • Hipertiroidismo • Anemia	Depleción de volumen • Deshidratación grave • Hipoadrenocorticismo • Shock hipovolémico Retorno de sangre inadecuado al corazón izquierdo • Dirofilariosis • Tetralogía de Fallot	Sobrecarga de presión • Estenosis aórtica • Hipertensión sistémica Cardiomiopatía hipertrófica Enfermedad miocárdica infiltrativa
VD	Sobrecarga de volumen • Regurgitación tricuspídea • Defecto del septo auricular Cardiomiopatía dilatada	Taponamiento cardíaco Depleción de volumen	Sobrecarga de presión • Estenosis pulmonar • Tetralogía de Fallot • <i>Cor pulmonale</i> • Hipertensión pulmonar • Dirofilariosis Cardiomiopatía hipertrófica felina
AI	Regurgitación/displasia mitral Cardiomiopatía dilatada Derivación de izquierda a derecha Estenosis mitral		
AD	Regurgitación/displasia tricuspídea Cardiomiopatía dilatada Derivación de derecha a izquierda Estenosis tricuspídea <i>Cor pulmonale</i> • Dirofilariosis • Hipertensión pulmonar		

AD, aurícula derecha; AI, aurícula izquierda; VD, ventrículo derecho; VI, ventrículo izquierdo.

referencia descrito para la relación AI/Ao del modo M en perros y gatos normales es menor de 1,3. Otros métodos ecocardiográficos 2-D se han descrito por Rishniw y Erb para la estimación del tamaño de la aurícula izquierda⁹⁸. Un método mide el cociente AI/Ao del corte del eje corto paraesternal derecho de la aorta y de la aurícula izquierda en el primer marco que muestra el cierre de la válvula aórtica. El diámetro interno de la aorta se mide a lo largo de la comisura entre las cúspides de la válvula aórtica cerrada no coronaria y la coronaria derecha (fig. 104.27). El diámetro interno de la aurícula izquierda se mide desde una línea paralela a la comisura entre las cúspides de las válvulas aórticas no coronaria y coronaria izquierda hasta el margen distante de la aurícula izquierda. Una relación AI/Ao superior a 1,6 en perros y superior a 1,5 en gatos sugiere una dilatación de la aurícula izquierda, al igual que un diámetro AI absoluto mayor de 16 mm en gatos⁹⁹.

Función sistólica

Prácticamente todas las formas de enfermedades cardíacas pueden estar asociadas con un cierto grado de disfunción sistólica y diastólica. La evaluación de estas disfunciones puede proporcionar información valiosa para el pronóstico. La disfunción sistólica se caracteriza por el deterioro de la contractilidad y la reducción de la fracción de eyección. Se han descrito muchas técnicas ecocardiográficas para evaluar la disfunción sistólica⁵⁻⁸. Los siguientes parámetros son los que se utilizan con frecuencia en cardiología clínica veterinaria.

Los índices de fase de eyección se utilizan para cuantificar el rendimiento sistólico del VI. Se calculan a partir de mediciones lineales en modo M o, más a menudo actualmente, a partir de imágenes fijas en 2-D, e incluyen la *fracción de acortamiento* (FA), el *volumen de eyección* (VE) y la *fracción de eyección* (FE). El *diámetro al final de la sístole* es también por sí mismo un buen indicador del rendimiento del VI y es un índice más específico de la contracti-

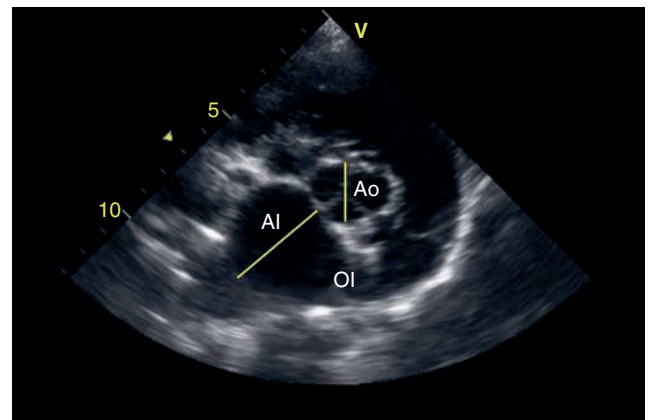


Figura 104.27 Medición bidimensional de la proporción entre la aurícula izquierda y la raíz aórtica desde el corte del eje corto paraesternal derecho de la aorta (Ao) y la aurícula izquierda (AI). OI, orejuela izquierda.

lidad miocárdica que la fracción de acortamiento. Los métodos de determinación del volumen en modo M tienen una correlación limitada con los métodos más invasivos, por lo que estos índices deberían calcularse más bien a partir de métodos ecocardiográficos específicos en 2-D. Además, el examinador ha de recordar siempre que todos estos índices están influidos significativamente por las condiciones de carga ventricular (precarga y poscarga), de manera que los cambios podrían deberse a la frecuencia cardíaca, al estado

de hidratación o a otras variables, más que a la función miocárdica intrínseca.

Fracción de acortamiento La FA es el porcentaje de cambio en el diámetro de la cavidad ventricular de la diástole a la sístole. Proporciona un índice aproximado de la función sistólica. Una disfunción sistólica grave en el VI se asociará normalmente con una FA muy baja. A pesar de sus muchas limitaciones, la FA es el índice clínico más utilizado en la evaluación de la función sistólica global del VI en medicina veterinaria, aunque los métodos mejorados para el cálculo de la fracción de eyección están convirtiendo la FA gradualmente en algo obsoleto. Es importante comprender que la FA no es una medida de contractilidad, ya que también depende de las condiciones de carga. En otras palabras, una FA anormal puede estar causada por alteraciones de precarga, poscarga o contractilidad. Por ejemplo, se puede observar una FA baja debida a hipovolemia (disminución de la precarga), sedación con un agonista alfa-2 (aumento de la poscarga) o disminución de la función sistólica (p. ej., cardiomiopatía dilatada). El intervalo de referencia para los valores de FA en perros sanos es del 24-49 %, con una gran variación entre razas (v. tabla 104.3)⁷⁵⁻⁹². El intervalo de referencia para los valores de FA en gatos sanos es del 33-66 %^{13,93-96}. La FA se calcula de la siguiente manera:

$$FA (\%) = \frac{DFD - DFS}{DFS} \times 100$$

donde *DFD* es el diámetro interno del VI al final de la diástole (cm) y *DFS* es el diámetro interno del VI al final de la sístole (cm). Dado que la FA se calcula por el modo M, es importante que las mediciones de las paredes ventriculares se realicen en una imagen que sea un verdadero corte transversal del VI (v. fig. 104.8).

Volumen ventricular izquierdo y fracción de eyección La determinación del volumen ventricular izquierdo (VVI) y la FE derivada es esencial para evaluar con precisión la función sistólica del VI. Se han descrito muchos modelos y fórmulas experimentales en perros para evaluar el VVI mediante el uso de la ecocardiografía en modo M y 2-D. El volumen al final de la diástole del VI (VVI_{FD}) y el volumen al final de la sístole (VVI_{FS}) se pueden estimar por el método de Teichholz, el método de la bala y el método de la suma del disco (es decir, la regla de Simpson). Este último se considera el método ecocardiográfico más preciso en medicina veterinaria⁹⁹. Como se ha señalado anteriormente, el método Teichholz, derivado del modo M, que se calcula automáticamente durante las mediciones del modo M, es menos preciso porque se calcula a partir de una sola dimensión, lo que puede introducir un nivel de error de hasta el 100 % en un corazón enfermo. Por consiguiente, la Sociedad Americana de Ecocardiografía recomienda el uso de métodos bidimensionales que implican menos supuestos geométricos, como en el método de suma de discos (fig. 104.28)¹⁷. Este método es especialmente más preciso cuando el corazón tiene una forma irregular, agrandada o asimétrica, como en muchas de las cardiomiopatías caninas y felinas.

En perros sanos, el intervalo de referencia para el VVI_{FD} indexado al área de superficie corporal (ASC) es de $47,6 \pm 8,4$ ml/m² y para el VVI_{FS} indexado al ASC es de $15,9 \pm 3,9$ ml/m²^{5,6}.

Volumen de eyección El VE, y en última instancia el gasto cardiaco (GC), puede calcularse a partir de los volúmenes sistólico final y diastólico final del VI. El VE se calcula de la siguiente manera:

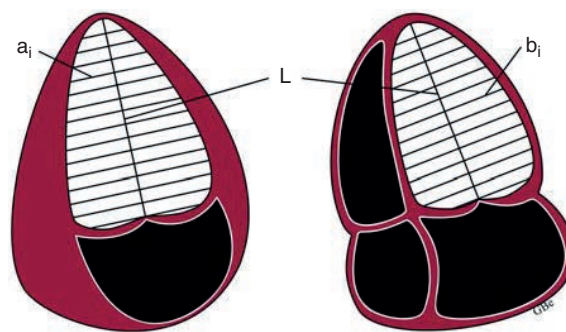
$$VE (ml) = VVI_{FD} - VVI_{FS}$$

Gasto cardiaco La ecocardiografía 2-D y Doppler se pueden usar para calcular el GC, que en última instancia refleja el rendimiento global del VI. El *índice cardiaco* (IC) es el GC indexado por el área de superficie corporal (ASC) para tener en cuenta la variación del tamaño corporal entre animales.

$$IC (ml/min/m^2) = GC/ASC$$

Corte de dos cámaras

Corte de cuatro cámaras



$$V = \frac{\pi}{4} \sum_{i=1}^n a_i b_i \frac{L}{n}$$

Figura 104.28 Suma de discos (método de Simpson) para estimar los volúmenes del ventrículo izquierdo.

El ASC se calcula a partir del peso corporal usando la fórmula:

$$ASC (m^2) = (10,1 \times p^{2/3}) \times 10^{-4}$$

donde *p* es el peso corporal en gramos. GC es el producto de FC y VE:

$$GC (ml/min) = FC \times VE$$

El GC se puede calcular a partir del VE determinado por la evaluación del VVI por la regla de Simpson de la suma de discos. Opcionalmente, la ecuación de continuidad se puede utilizar para evaluar el GC mediante el uso del Doppler. La ecuación de continuidad se basa en la teoría de la conservación de la masa aplicada a los fluidos, que especifica que el flujo a través de un área determinada de un conducto debe ser igual al flujo a través de un área adyacente durante un tiempo determinado. En consecuencia, el VE normogrado expulsado a través de un orificio valvular durante la sístole es igual al flujo que pasa a través de la válvula según lo expresado por esta ecuación:

$$VE = A \times VTI$$

donde *A* es el área transversal del orificio calculada a partir del diámetro medido por ecocardiografía 2-D y *VTI* es la integral de velocidad-tiempo de la señal Doppler de onda pulsada a través del orificio valvular.

$$\text{Ya que } A = D^2 \times (\pi/4)$$

$$\text{por lo tanto, } GC = HR \times D^2 (\pi/4) \times VTI$$

Prácticamente cualquier válvula o área del corazón se puede utilizar para calcular el GC, pero el tracto de salida del VI y la válvula aórtica son los más utilizados.

Fracción de eyección La FE es un índice aproximado del acortamiento de los cardiomiocitos del VI, ya que es el porcentaje del VLV_{ED} que se expulsa con cada latido. También corresponde al volumen de eyección del VI, y es el equivalente volumétrico en 3-D de la FA. La FE es la proporción del VE ventricular izquierdo y el VVI_{FD} como se calcula aquí:

$$FE (\%) = \frac{VVI_{FD} - VVI_{FS}}{VVI_{FD}} \times 100$$

En perros sanos, el intervalo de referencia para la FE calculada a partir del VVI evaluado por la regla de Simpson es de $66,5 \pm 6,4$ %^{5,6}. Está generalmente aceptado que una FE inferior al 40 % indica disfunción sistólica.

Separación del punto E al septo La *distancia de separación del punto E mitral al septo* (EPSS, *E-point to septal separation*) es muy

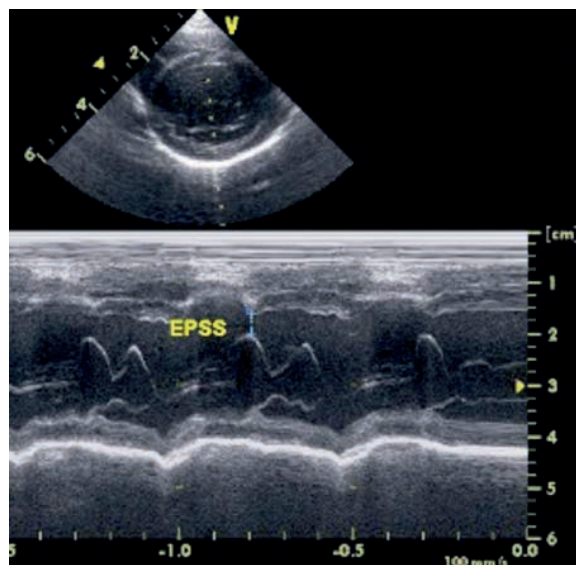


Figura 104.29 Medición del punto E a la separación septal (EPSS). Se dibuja una línea entre el septo interventricular y la máxima apertura inicial de la válvula mitral (punto E).

útil para la evaluación de la dilatación ventricular izquierda y la disfunción sistólica. La EPSS mide la distancia desde la máxima apertura de la válvula mitral (punto E) hasta el aspecto endocárdico adyacente del septo interventricular (fig. 104.31). En el corazón normal, la válvula mitral se abre en diástole y su valva anterior casi contacta con el tabique interventricular. En corazones dilatados, se producen tanto la disminución del llenado activo en la diástole temprana (debido a la disfunción diastólica miocárdica) como la dilatación ventricular/hipertrofia excéntrica. Como resultado, la punta de la válvula mitral no llega al septo. En perros sanos, el intervalo de referencia es una EPSS inferior a 6 mm y en gatos sanos inferior a 4 mm^{5,6}. Los informes en medicina humana han demostrado que el tamaño del VI por sí solo no altera la EPSS a menos que exista una disfunción sistólica.

dP/dt del VI El cálculo del cambio de presión del VI en un periodo de tiempo (dP/dt) ha demostrado ser un método sensible y preciso para evaluar la función sistólica del VI^{60,100}. Representa la tasa de aumento de la presión del VI. Cuando se mide durante el periodo de contracción isovolumétrica, es una medida relativamente independiente de la carga del inotropismo ventricular. Ecocardiográficamente, el dP/dt del VI se calcula normalmente a partir de la visualización espectral de una señal de regurgitación mitral (fig. 104.30). Para determinar el dP/dt se calcula la diferencia de tiempo desde el punto en el que la velocidad es de 1 m/s hasta cuando es de 3 m/s. El tiempo entre estos dos puntos de tiempo representa el periodo durante el que se produce un aumento conocido de la presión (32 mmHg, según la ecuación modificada de Bernoulli: $[4 \times 3^2] - [4 \times 1^2]$) en el VI. Un dP/dt reducido indica una función sistólica del VI disminuida. El dP/dt se calcula de la siguiente manera:

$$dP/dt \text{ (mmHg/s)} = 32 \text{ mmHg} \div \text{tiempo (segundos)}$$

Función diastólica

La función diastólica normal permite el llenado normal de los ventrículos. La disfunción diastólica ventricular implica una anomalía durante una o más de las 4 fases de la diástole: relajación isovolumétrica, llenado ventricular rápido, diástole y/o contracción auricular. Se han descrito muchas técnicas ecocardiográficas para evaluar la función diastólica. Actualmente, en medicina veterinaria, las técnicas Doppler que evalúan los perfiles de flujo de transmisión (ondas E y A) y/o los perfiles de flujo de las venas pulmonares (ondas S, D y A)^{26,43,101-103},

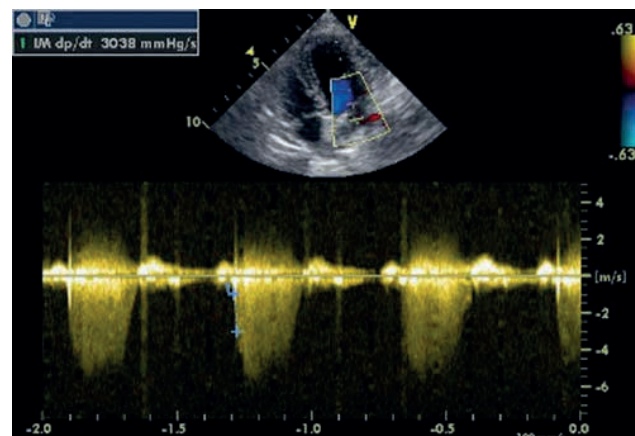


Figura 104.30 Medición del dP/dt del ventrículo izquierdo a partir de un trazado Doppler de onda continua de un perro con regurgitación mitral.

el tiempo de relajación isovolumétrica (TRI)^{26,43,103} y la TDI del anillo mitral (v. anteriormente)³⁶⁻⁵¹ son las más útiles en el entorno clínico (v. fig. 104.18).

Flujo transmital Este parámetro representa el gradiente de presión instantánea diastólica de AI a VI (a través de la válvula mitral)^{26,43,101-103}. En animales normales, la velocidad máxima de la onda E excede la velocidad máxima de la onda A, por lo que la relación E/A es superior a 1. En general, cuando hay una disminución de la distensibilidad ventricular, la velocidad durante el llenado ventricular rápido, u onda E, disminuye y la velocidad de contracción auricular activa, u onda A, aumenta, lo que hace que la relación E/A sea inferior a 1: el típico patrón retardado de relajación. Lamentablemente, la interpretación del flujo de transmisión anormal es a veces confusa debido a una pauta transitoria denominada «seudonormalización», en la que la relación E/A parece normalizarse mientras se produce una disfunción diastólica progresiva (p. ej., cardiomiopatía hipertrófica felina). Con la pseudonormalización, un aumento de la presión de la AI causa la apertura temprana de la válvula mitral y el aumento del llenado pasivo del VI (la onda E es alta porque el gradiente de presión de AI a VI está aumentado). Además, la presión ventricular aumenta más rápidamente de lo normal, lo que hace que el gradiente de presión diastólica tardía de AI a VI sea más bajo de lo normal, lo que produce una onda A más pequeña. Se cree que este fenómeno es transitorio y que se produce cuando el aumento de la rigidez del VI ha llevado a una elevada presión en la AI. Sin embargo, a medida que la rigidez del VI y la presión de la AI continúan aumentando aún más, se producen cambios adicionales en el patrón de llenado, lo que a veces produce un patrón de flujo de transmisión restrictivo. Este **patrón restrictivo** se caracteriza por ondas E altas (a menudo >1 m/s) y estrechas, y ondas A pequeñas. Muchos animales tienen frecuencias cardíacas rápidas (>160 latidos/min) que dan como resultado la suma de las ondas E y A, lo que impide la interpretación del patrón de flujo transmital, aunque este problema puede corregirse en muchos gatos mediante una breve aplicación de presión en el plano nasal¹⁰⁴. Para resolver esta limitación se pueden utilizar los patrones de flujo de las venas pulmonares y la TDI.

Flujo de las venas pulmonares El flujo de las venas pulmonares refleja los cambios en la distensibilidad del VI y las presiones de llenado de la AI y el VI^{26,43,101-103}. La evaluación del

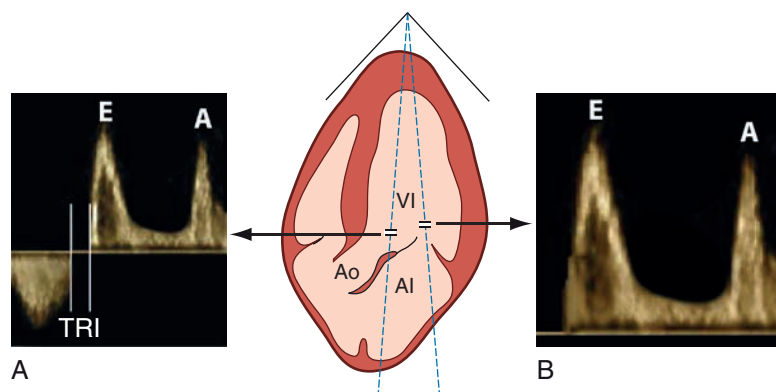


Figura 104.31 Ilustración del posicionamiento del volumen de muestra para el registro Doppler PW del tiempo de relajación isovolumétrica (A) y el flujo de entrada mitral (B). A, onda A o contracción auricular; E, punto E o llenado ventricular rápido; TRI, tiempo de relajación isovolumétrica.

flujo de las venas pulmonares se realiza normalmente a través del corte apical izquierdo. El volumen de muestra del cursor se coloca en la vena pulmonar y se registra la señal de flujo Doppler PW. El perfil de flujo normal de las venas pulmonares consiste en ondas diastólicas (D), sistólicas (S) y de inversión auricular (A o IA) (v. fig. 104.18).

A diferencia de los flujos venosos transmitrales o pulmonares medidos convencionalmente, la TDI depende menos de la precarga y se ve mínimamente afectada por la presión de la AI, por lo que es muy útil para evaluar más a fondo los patrones pseudonormales sospechosos en especial. La evaluación de la función diastólica con la TDI a menudo se logra colocando el volumen de muestra a nivel de la pared libre del VI más cercana a la base, justo adyacente al anillo mitral. El patrón de movimiento miocárdico es similar, pero invertido y de menor velocidad, en comparación con el flujo transmitral convencional (v. fig. 104.25).

Tiempo de relajación isovolumétrica El TRI es el intervalo de tiempo entre el cierre de la válvula aórtica y la apertura de la válvula mitral^{26,43,101-103}. El deterioro de la relajación ventricular causa la prolongación del TRI, mientras que la disminución de la distensibilidad ventricular y las presiones elevadas de llenado ventricular se asocian con un TRI acortado. El TRI se determina desde un corte apical izquierdo de cuatro cámaras. Utilizando el Doppler PW, se coloca un volumen de muestra a mitad de camino entre las válvulas aórtica y mitral para registrar simultáneamente tanto el flujo de salida aórtico como el de entrada mitral (fig. 104.31). El TRI es el tiempo (eje x) desde el final de la envoltura de flujo aórtico hasta el comienzo de la envoltura de flujo mitral adyacente. Se sabe que aumenta con la edad y disminuye con una frecuencia cardíaca más rápida. El intervalo de referencia para el TRI en perros y gatos sanos es de 41-65 ms y de 36-54 ms, respectivamente.

EVALUACIÓN DE LA FUNCIÓN CARDIACA GLOBAL

Índice de rendimiento miocárdico (IRM) o índice de Tei

El IRM o índice de Tei refleja la función miocárdica global e incluye intervalos de tiempo tanto diastólicos como sistólicos. Se correlaciona bien con la función sistólica y diastólica de los ventrículos derecho e izquierdo en perros y se utiliza para evaluar la función cardíaca general^{100,105,106}. En animales, el índice de Tei se puede utilizar para identificar la cardiomiopatía dilatada subclínica o la disfunción global asociada con la regurgitación valvular y la hipertensión pulmonar. También se puede medir mediante la TDI. El índice de Tei, un valor sin unidades, se calcula de la siguiente manera:

$$\text{IRM} = (\text{TRI} + \text{TCI})/\text{FEVI} = (\text{CAM} - \text{FEVI})/\text{FEVI}$$

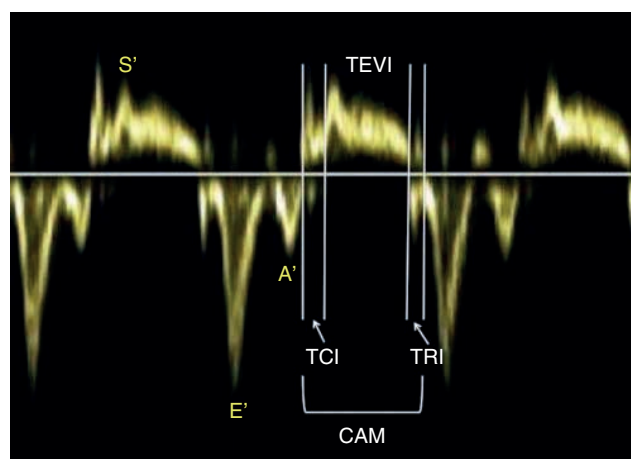


Figura 104.32 Medición de los intervalos de tiempo utilizados para el cálculo del índice de rendimiento miocárdico (también llamado *índice de Tei*) a partir de una imagen Doppler tisular de ondas pulsadas. A', movimiento miocárdico diastólico tardío; E', movimiento miocárdico diastólico temprano; CAM, cierre-apertura mitral; S', movimiento miocárdico sistólico; TCI, tiempo de contracción isovolumétrica; TEVI, tiempo de eyección del ventrículo izquierdo; TRI, tiempo de relajación isovolumétrica.

donde CAM es el tiempo desde el cierre hasta la apertura de la válvula mitral, es decir, desde el cierre de la válvula mitral en un latido cardíaco hasta la apertura de la válvula mitral en el siguiente latido. Los intervalos de referencia para el IRM son $0,38 \pm 0,1$ para perros que pesan 3-15 kg, $0,41 \pm 0,1$ para perros que pesan 15,1-35 kg y $0,45 \pm 0,1$ para perros que pesan 35,1-55 kg.

BIBLIOGRAFÍA



La bibliografía de este capítulo se puede consultar mediante el escaneo de este código QR.

La fuerza editorial de Grupo Asís

Grupo Asís, a través de sus sellos editoriales Edra y Servet, se ha convertido en una de las compañías de referencia en el sector editorial de las ciencias de la salud a nivel mundial. Más de 15 años de experiencia en edición de contenidos especializados avalan su trabajo. Con una gran difusión nacional e internacional, las obras de su catálogo pueden encontrarse en multitud de países y ya han sido traducidas a más de ocho idiomas entre los que se encuentran el inglés, francés, portugués, alemán, italiano, turco, japonés y ruso. Su sello de identidad es un gran equipo multidisciplinar compuesto por doctores, licenciados en ciencias de la salud y bellas artes y diseñadores especializados y con un gran conocimiento del medio en el que desarrollan su labor. Cada título se somete a un trabajo técnico y exhaustivo de revisiones, verificaciones y análisis que permite crear obras con un diseño único y un excelente contenido.



Centro Empresarial El Trovador, planta 8, oficina I
Plaza Antonio Beltrán Martínez, 1 • 50002 Zaragoza (España)
Tel.: +34 976 461 480 • Fax: +34 976 423 000 • www.grupoasis.com