

ATLAS DE INTERPRETACIÓN RADIOLÓGICA en pequeños animales

M. Isabel García Real

2^a
EDICIÓN

Incluye un atlas
de posicionamiento
y anatomía
radiográfica normal

Acceso a imágenes
adicionales, casos
de autoevaluación
y vídeos mediante
códigos QR

INCLUYE
VÍDEOS



Índice de contenidos

CAPÍTULO 1 PRINCIPIOS BÁSICOS DE LA RADIOLOGÍA

Bases de la radiología	1
Definición de los rayos X.....	1
Producción de los rayos X.....	2
Componentes del equipo de rayos X	3
Interacción de los rayos X con la materia.....	6
Formación de la imagen	6
El chasis	12
La película radiográfica	12
Las pantallas intensificadoras o de refuerzo.....	13
El proceso de revelado.....	14
Negatoscopio.....	15
La radiología digital	15
Equipos de radiología digital	15
Datos nativos y algoritmos de imagen	17
Formato DICOM.....	17
El programa informático.....	17
Visualización	18
Archivo y gestión de las imágenes	19
Recomendaciones técnicas en radiología digital.....	19
Calidad de la radiografía digital	19
Radioprotección	21
Comisión Internacional de Protección Radiológica	22
Límites legales de exposición.....	22
Capacitación de los trabajadores expuestos	23
Clasificación de las zonas de trabajo.....	23
Control dosimétrico del personal.....	23
Principios generales para limitar la dosis	24
Sistemas de protección.....	24
Principios generales de interpretación	27

Técnica radiográfica	28
Identificación de la radiografía	28
Calidad de la imagen radiográfica.....	28
Densidad y contraste radiográficos	28
Geometría de la imagen.....	29
Radiación dispersa o difusa	29
Posición del paciente y proyecciones radiográficas	34
Artefactos y defectos técnicos.....	35
El informe radiológico	39
Atlas de posicionamiento y anatomía radiográfica	40
Abdomen.....	40
Cuello	43
Tórax.....	44
Esqueleto apendicular	48
Miembro torácico	48
Escápula.....	48
Hombro	49
Húmero	50
Codo	51
Radio-cúbito	53
Carpo	54
Metacarpo-falanges	55
Miembro pélvico	56
Cadera	56
Fémur	58
Rodilla.....	59
Tibia-peroné.....	60
Tarso	61
Metatarso-falanges.....	62
Columna	63
Cabeza.....	69

CAPÍTULO 2 ABDOMEN

Principios de interpretación	81
Pared abdominal	83
Cavidad peritoneal y espacio retroperitoneal	85
Neumoperitoneo	85
Líquido libre	89
Peritonitis y retroperitonitis	90
Carcinomatosis peritoneal	92
Masas	92
Hígado, bazo y ganglios linfáticos	95
Hígado	95
Bazo	99
Ganglios linfáticos	103
Aparato urinario	103
Riñones	103
Urografía excretora	107
Pielografía percutánea	108
Uréteres	110
Vejiga	114
Cistografía de contraste positivo	114
Cistografía de contraste negativo (neumocistografía)	114
Cistografía de contraste doble	114
Alteraciones patológicas	115
Uretra	118
Aparato genital	124
Aparato genital de la hembra	124
Aparato genital del macho	128
Estómago	132
Gastrografía con sulfato de bario	132
Gastrografía positiva con medios de contraste yodados	135
Gastrografía de contraste negativo	135
Gastrografía de contraste doble	135
Alteraciones patológicas	136
Intestino delgado	142
Intestino grueso	149

CAPÍTULO 3 CUELLO Y TÓRAX

Principios de interpretación	155
Cuello.....	155
Tórax	155
Pared torácica	161
Costillas.....	161
Esternón	163
Faringe, laringe y tráquea	164
Faringe y laringe	164
Tráquea.....	168
Esófago	174
Espacio pleural	182
Derrame pleural	182
Neumotórax.....	185
Masas pleurales.....	188
Engrosamientos pleurales.....	188
Mediastino	188
Derrame mediastínico.....	191
Neumomediastino	193
Masas mediastínicas.....	194
Desviación del mediastino	198
Corazón	199
Tamaño de la silueta cardiaca	199
Posición de las cámaras cardiacas y grandes vasos	203
Signos radiológicos de aumento de las cámaras cardiacas	205
Grandes vasos	208
Enfermedades cardiacas adquiridas.....	209
Enfermedad valvular adquirida	209
Cardiomiopatías	209
Dirofilariosis.....	213
Enfermedades cardiacas congénitas	214
Conducto arterioso persistente.....	215
Estenosis pulmonar	215
Estenosis aórtica	215
Defecto del septo ventricular.....	217
Tetralogía de Fallot	217
Enfermedades del pericardio.....	217
Tumores cardiacos.....	217
Microcardia.....	220
<i>Cor pulmonale</i>	220

Pulmón	220
Patrones pulmonares anormales	224
Patrón bronquial	224
Patrón vascular	226
Patrón alveolar	230
Patrón intersticial	237
Patrón mixto	244
Hipertransparencia pulmonar	244
Neoplasia pulmonar.....	245
Torsión pulmonar	245
Tromboembolismo pulmonar.....	246

CAPÍTULO 4 ESQUELETO APENDICULAR

Principios de interpretación	249
Osificación y cierre de las líneas de crecimiento	249
Osteólisis y osteogénesis	250
Patrones de osteólisis	250
Patrones de osteogénesis	252
Lesiones óseas agresivas frente a no agresivas	253
Tejidos blandos	253
Otras técnicas de diagnóstico por imagen	256
Alteraciones congénitas, hereditarias y del desarrollo	256
Condrodisplasia	256
Condrodisplasia epifisaria	257
Condrodisplasia fisaria	257
Condrodisplasia metafisaria	257
Retención del núcleo del cartílago de crecimiento.....	257
Polimelia	257
Ectrodactilia	257
Hemimelia	257
Osteocondrosis y osteocondritis disecante.....	257
Displasia de codo.....	260
Displasia de cadera	261
Osteodistrofia hipertrófica	264
Panosteítis	264
Necrosis avascular de la cabeza del fémur.....	265
Osificación incompleta del cóndilo humeral	265
Fractura espontánea de fisis de la cabeza del fémur en gatos.....	267
Mucopolisacaridosis	267

Fracturas	267
Deformaciones por alteración de la placa de crecimiento	272
Tumores óseos y osteomielitis	274
Tumores óseos.....	274
Osteomielitis.....	275
Alteraciones nutricionales y metabólicas	278
Hiperparatiroidismo nutricional secundario	278
Hiperparatiroidismo renal secundario	278
Enanismo hipofisario.....	278
Hipervitaminosis A	278
Patología articular	280
Signos radiológicos de patología articular.....	280
Aumento de volumen sinovial	280
Alteración de la anchura del espacio articular	280
Disminución de opacidad del hueso subcondral	281
Aumento de opacidad del hueso subcondral.....	281
Osteofitos y entesiofitos	282
Mineralización de los tejidos blandos	282
Cuerpos articulares (artrolitos)	283
Incongruencia articular	283
Malformación articular	283
Presencia de gas intraarticular	283
Lesiones ligamentosas	285
Lesiones tendinosas.....	286
Sesamoideos	290
Luxaciones y subluxaciones.....	294
Enfermedad degenerativa articular	294
Infección	295
Poliartropatías inmunomediadas.....	295
Neoplasia articular	296
Otras alteraciones del esqueleto apendicular	296
Osteopatía hipertrófica pulmonar.....	296
Calcinosis circunscrita	297
Exóstosis cartilaginosas múltiples.....	297

CAPÍTULO 5 COLUMNA

Principios de interpretación	299
Mielografía	301

Alteraciones congénitas	304
Hemivértebra	304
Vértebra en bloque	305
Vértebras de transición	305
Espina bífida	306
Síndromes de inestabilidad	306
Inestabilidad atlantoaxial	306
Inestabilidad cervical	306
Inestabilidad lumbosacra	308
Enfermedad degenerativa del disco intervertebral	309
Otras alteraciones de la columna	312
Escoliosis, cifosis y lordosis	312
Espondilosis deformante	314
Osificación dural	314
Espondiloartrosis	314
Hiperostosis esquelética idiopática diseminada	314
Inflamación e infección	315
Fracturas y luxaciones	320
Neoplasia	320
Hipervitaminosis A	321
Mucopolisacaridosis	321
Osteopetrosis	321
Exóstosis cartilaginosas múltiples	321

CAPÍTULO 6 CABEZA

Principios de interpretación	327
Bóveda craneal	328
Hidrocefalia congénita	328
Displasia occipital	328
Fracturas	328
Infección	328
Neoplasia	328
Cavidad nasal y senos	330
Fracturas	332
Rinitis	332
Cuerpos extraños	334
Neoplasia	334

Mandíbula, maxilar y articulación temporomandibular	337
Fracturas	337
Luxación temporomandibular	337
Displasia temporomandibular	339
Anquilosis temporomandibular	339
Enfermedad degenerativa articular	340
Infección	340
Neoplasia	340
Osteopatía craneomandibular.....	340
Hiperparatiroidismo renal secundario	342
Dientes	343
Enfermedad periodontal	345
Absceso periapical.....	345
Reabsorción dental.....	345
Neoplasia.....	345
Aparato auditivo	348
Otitis externa	349
Otitis media.....	349
Neoplasia.....	349
Colesteatoma	352

CAPÍTULO 7 ERRORES DIAGNÓSTICOS MÁS FRECUENTES

Abdomen	353
Escasez de grasa abdominal, pelo mojado	353
Subexposición y sobreexposición.....	353
Borde caudal hepático según la conformación torácica	354
Organomegalia fisiológica en cachorros.....	354
Falsa impresión de esplenomegalia	354
Gestación antes de la mineralización fetal	354
Superposición del prepucio y del hueso peniano	355
“Pseudomasas”	355
Falso aumento de grosor de la pared gástrica o intestinal	355
Incrementos de líquido/gas gástrico e intestinal	355
Variaciones anatómicas del tracto gastrointestinal en gatos	356
Particularidades intestinales caninas	356
Ondas peristálticas.....	356
Dosis inadecuadas de contraste	356
Patrones de acumulación de contraste.....	357
Presencia de burbujas.....	357
Difusión de contraste	357

Cuello y tórax	358
Confusión del aparato hioideo con cuerpos extraños.....	358
Esfínter cricofaríngeo	358
Nódulos cutáneos y pezones	358
Mineralización asociada a la edad	358
Pliegues de piel.....	359
Curvatura y mineralización costal	359
Falsas alteraciones de la tráquea	359
Falsas alteraciones del esófago.....	359
Mediastino en razas braquicéfalas y animales obesos.....	360
Falsa impresión de cardiomegalia	360
Timo.....	360
Vasos coronarios.....	360
Falso derrame pleural	360
Falsas alteraciones pulmonares	360
Esqueleto apendicular	363
Técnica radiográfica.....	363
Edad y raza	363
Colocación incorrecta del paciente	363
Clavículas y sesamoideos.....	364
Columna	365
Colocación incorrecta del paciente	365
Sobreexposición y subexposición.....	365
Superposición de estructuras	365
Variaciones anatómicas normales.....	366
Medio de contraste en espacio epidural	366
Cabeza	367
Colocación incorrecta del paciente	367
Imagen digital	368
Mayor definición de elementos pulmonares	368
Mayor radiopacidad pulmonar.....	368
Mayor contraste de tejidos	368
Sobreexposición.....	368
Implantes metálicos.....	368
Exceso de posprocesado	368
Exceso de <i>zoom</i>	368

LECTURAS RECOMENDADAS	371
------------------------------------	-----

Principios básicos de la radiología 1

Bases de la radiología

Los rayos X fueron descubiertos en 1895 por el físico alemán Wilhelm Conrad Röntgen. Este hallazgo revolucionó el diagnóstico y el tratamiento de una inmensa variedad de enfermedades de los seres humanos y los animales. En 1901 Röntgen recibió el primer Premio Nobel de Física por este descubrimiento. Aunque los rayos X tienen una gran aplicación médica, su interacción con los tejidos produce **ionización**, lo que a su vez puede producir un daño biológico significativo. Por ello, para utilizar adecuadamente los rayos X en el ámbito clínico es importante conocer una serie de principios básicos sobre la producción y acción de los rayos X.

Definición de los rayos X

Los rayos X son un tipo de **radiación electromagnética** similar a las ondas de radio, las ondas de radar o la luz visible. La radiación electromagnética es un tipo de propagación energética a través del espacio que no requiere un medio material. Se puede considerar como una doble vibración que comprende un campo eléctrico y un campo magnético.

Las ondas electromagnéticas, como cualquier otro tipo de ondas, se caracterizan por su frecuencia (ν) y su

longitud de onda (λ) (fig. 1.1). La frecuencia de una onda electromagnética representa el número de oscilaciones o ciclos que efectúa el campo electromagnético en la unidad de tiempo y se expresa en ciclos por segundo o hercios (Hz). La longitud de onda representa la distancia más corta entre dos puntos que se encuentran en un mismo estado de oscilación en un momento dado y se mide en unidades de longitud (metros, centímetros, micras, etc.).

La frecuencia y la longitud de onda se relacionan mediante la ecuación:

$$\lambda = c/\nu$$

donde “c” es la velocidad de propagación de la onda electromagnética. En el vacío esta velocidad es siempre la misma, y coincide con la velocidad de la luz (300.000 km/s). Así pues, frecuencia y longitud de onda son parámetros inversamente proporcionales: a mayor frecuencia, menor longitud de onda.

Las ondas electromagnéticas cubren una amplia gama de frecuencias o de longitudes de onda y se clasifican de acuerdo con su principal fuente de producción (fig. 1.2).

Los rayos X presentan longitudes de onda de 10^{-8} a 10^{-12} m, correspondiéndoles frecuencias de 3×10^{16} a 6×10^{19} Hz. Son invisibles, ya que están fuera del espectro de luz visible.

La energía de una radiación electromagnética es directamente proporcional a la frecuencia e inversamente proporcional a la longitud de onda: a mayor frecuencia (y, por tanto, menor longitud de onda), mayor energía de la radiación electromagnética.

Los rayos X son radiaciones electromagnéticas de alta energía y pequeña longitud de onda.

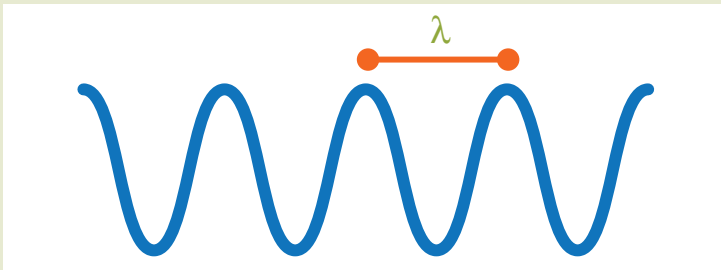


FIGURA 1.1. Ilustración de una onda electromagnética. λ : longitud de onda.

Producción de los rayos X

Siempre que electrones de alta velocidad impactan sobre un metal se producen rayos X. En un tubo de rayos X se aceleran electrones para que choquen con un blanco o diana de metal.

Dentro de un tubo de rayos X se encuentran dos electrodos, uno con carga negativa (el **cátodo**) y otro con carga positiva (el **ánodo**).

El cátodo tiene forma de filamento enrollado, similar al filamento de una bombilla incandescente. Al hacer pasar una corriente eléctrica a través del filamento, este se calienta y se desprenden electrones (tienen carga negativa), que se mantienen estacionarios alrededor del filamento. Para que estos electrones se desplacen hacia el ánodo es necesario aplicar una diferencia de potencial entre los dos electrodos. Los electrones así acelerados chocan contra el ánodo y su energía cinética se transforma en un 99 % en calor y un 1 % en rayos X (fig. 1.3).

Cuanto mayor sea la intensidad de la corriente que se hace pasar a través del cátodo, mayor es el calentamiento del filamento y, debido a ello, mayor será la cantidad de electrones que se desprenden y que después chocarán contra el ánodo, produciéndose así mayor cantidad de rayos X. La intensidad de la corriente se mide en miliamperios (mA) y determina el número de electrones que cruzan del cátodo al ánodo por segundo. La corriente del tubo de rayos X no se puede variar normalmente de manera continua; por lo general solo se pueden seleccionar valores discretos de miliamperios (por ejemplo 50, 100, 200, 400, etc.). La cantidad total de rayos X producidos en un determinado disparo dependerá del miliamperaje seleccionado y del tiempo de exposición en segundos (mAs).

A mayor miliamperaje (mA) y mayor tiempo de exposición (s), mayor cantidad de rayos X generados.

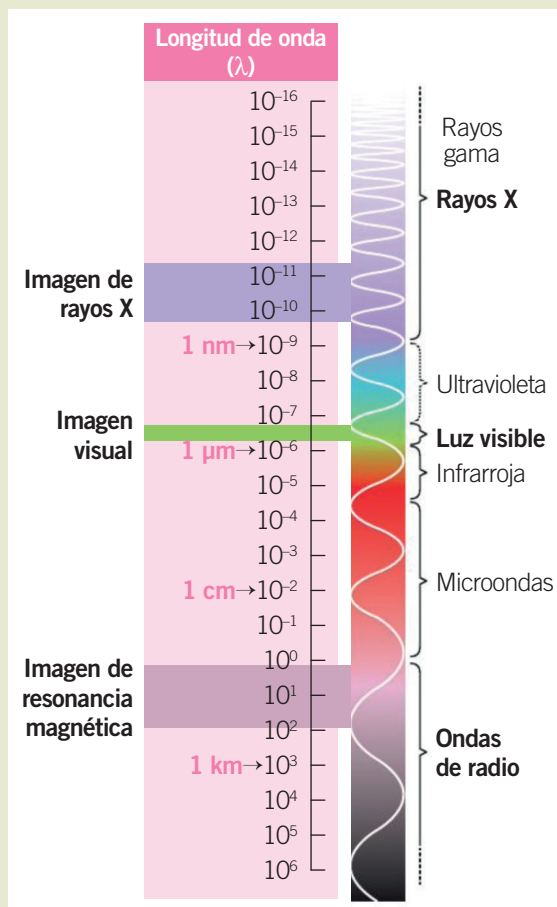
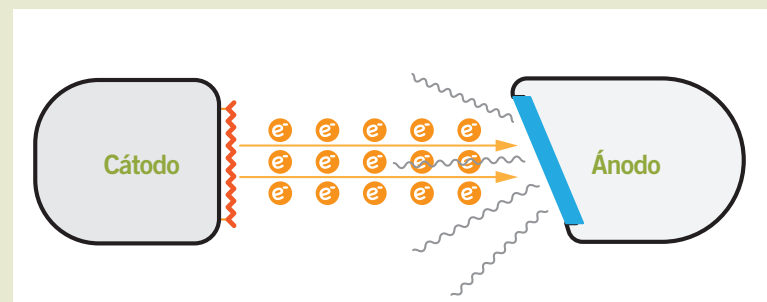


FIGURA 12. Espectro de radiaciones electromagnéticas.

FIGURA 13. Representación esquemática de la producción de rayos X. Al hacer pasar una corriente eléctrica a través del filamento del cátodo (espiral en rojo) se desprenden electrones (e^-) que, tras aplicar una diferencia de potencial, se desplazan desde el cátodo hacia el ánodo, incidiendo en la zona diana de este último (banda azul). La energía cinética de los electrones se transforma entonces en un 99 % en calor y un 1 % en rayos X (representados como ondas grises).



Cuanto mayor sea la diferencia de potencial aplicada entre el cátodo y el ánodo, mayor será la velocidad que adquieran los electrones en su camino hacia el ánodo. Al llevar mayor energía cinética en el momento del choque, se producirá más calor y rayos X de mayor energía (más penetrantes). La diferencia de potencial se regula mediante el control del kilovoltaje (kV) del panel del equipo de rayos X. Por tanto, el poder de penetración de los rayos X producidos depende directamente del kilovoltaje.

A mayor kilovoltaje (kV), mayor energía de los rayos X.

Cuando los electrones chocan con el blanco metálico se producen rayos X, bien por interacción de colisión, o bien por interacción radiante. Los átomos se componen de pequeñas partículas, denominadas protones, neutrones y electrones. El núcleo del átomo contiene protones (que tienen carga positiva) y neutrones (que son eléctricamente neutros). Los electrones (que tienen carga negativa) se mueven alrededor del núcleo siguiendo órbitas específicas denominadas capas.

En una **interacción de colisión** un electrón de alta velocidad (desprendido del cátodo y acelerado por aplicación de una diferencia de potencial) choca con un átomo del ánodo, provocando la expulsión de un electrón que se encuentra en la órbita del átomo. Como consecuencia, un electrón de una órbita más externa (de mayor energía) se desplaza para ocupar el hueco dejado por el electrón expulsado, lo que conlleva una liberación energética en forma de rayo X. Los rayos X que se producen por este mecanismo tienen energías específicas (igual a la energía necesaria para expulsar el electrón de su capa), por lo que se denominan **rayos X característicos**. Estos rayos X representan solo una fracción de los que componen el haz completo producido por un tubo de rayos X de diagnóstico.

En una **interacción radiante o de frenado** el electrón de alta velocidad pasa cerca del núcleo del átomo, sin expulsar ningún electrón de su órbita. Al tener carga positiva, el núcleo atrae al electrón desviando la trayectoria de este, lo que reduce su velocidad con la consiguiente pérdida de energía cinética, que se libera en forma de rayo X. Los rayos X que se producen por

este mecanismo se denominan **radiación de frenado** y presentan un amplio espectro de energías, dependiendo de la medida en que han sido frenados por el núcleo. La mayoría de los electrones interaccionan de esta forma con múltiples núcleos perdiendo así progresivamente su energía cinética.

Componentes del equipo de rayos X

Los principales componentes de los equipos de rayos X (fig. 1.4) que se usan habitualmente en salas de radiodiagnóstico son:

- El tubo de rayos X: es el emisor de la radiación que proporcionará la imagen. Externamente solo se aprecia la coraza plomada que lo protege.
- El generador: el tubo de rayos X se alimenta eléctricamente del generador, que está formado por distintos elementos, como transformadores, rectificadores de corriente, etc.
- La consola de control: en ella se seleccionan los parámetros de exposición.
- Mesa de exploración de material radiotransparente; bajo ella se sitúa la bandeja de alojamiento del chasis o del sistema receptor digital.
- Colimador: dispositivo acoplado al tubo de rayos X que contiene láminas de plomo paralelas dos a dos para ajustar la forma y tamaño del haz de rayos X a los de la región anatómica que se va a examinar.

En veterinaria también se emplean equipos de rayos X portátiles que se pueden utilizar fuera de la clínica, en granjas o en el campo.

El **tubo de rayos X** es la parte del equipo que contiene el cátodo y el ánodo. Se trata de un tubo herméticamente cerrado, fabricado con vidrio resistente a las altas temperaturas (vidrio pírex) y en cuyo interior se ha realizado el vacío, con el fin de evitar que los electrones interaccionen con moléculas de aire antes de alcanzar el ánodo (fig. 1.5). El tubo cuenta con una pequeña zona en la que el vidrio es mucho más delgado, denominada ventana, a través de la cual salen los rayos X. Debido a las altas temperaturas que se alcanzan en el interior del tubo, alrededor de él se sitúa un sistema de refrigeración que puede ser de aceite o de agua. Todo ello, tubo y sistema de refrigeración, se encuentra a su vez rodeado por una coraza protectora

de plomo, que evita la fuga de rayos X innecesarios, ya que la radiación se produce en todas las direcciones dentro del tubo, pero solo interesa el haz de rayos que pasa a través de la ventana. Por otro lado, los rayos que componen el haz presentan un amplio espectro de frecuencias y longitudes de onda, es decir, el haz incluye rayos X de diferentes energías (unos más penetrantes y otros menos penetrantes). Los rayos X de baja energía no son útiles para el diagnóstico, ya que se absorben en el paciente y no contribuyen a crear la imagen. Por ello, los tubos de rayos incluyen filtros que eliminan estos rayos de baja energía dentro del propio tubo.

Tanto el ánodo como el cátodo alcanzan temperaturas muy elevadas en el proceso de producción de los rayos X, por lo que se fabrican empleando materiales con un elevado punto de fusión, como el tungsteno (volframio). Este material también tiene un elevado número atómico, que se define como el número de protones contenidos en el núcleo del átomo; este número coincide con el de electrones localizados en la órbita del átomo, por lo que cuanto mayor es el número atómico mayor es la disponibilidad de electrones, lo que incrementa la eficacia en la producción de rayos X.

El ánodo puede ser fijo o giratorio. Los fijos se emplean para equipos de radiografía dental o portátiles pequeños. Son más aconsejables los giratorios, ya que la rotación durante el disparo aumenta la superficie efectiva alcanzada por los electrones, lo que retrasa el deterioro del ánodo.

El punto focal es la región del ánodo donde impactan los electrones y, por tanto, donde se producen los rayos X. Cuanto más pequeño sea el punto focal, mejor será el detalle de la imagen radiográfica. Angular el ánodo es una forma de hacer que el punto focal aparezca más pequeño de lo que realmente es (punto focal efectivo), manteniendo al mismo tiempo un área mayor de choque de los electrones (fig. 1.6). Algunos equipos tienen dos puntos focales que pueden ser seleccionados por el operador. El pequeño o foco fino se emplea cuando se precisa obtener imágenes de mayor detalle, más nítidas, pero tiene la desventaja de que solo se debe emplear con miliamperajes bajos (p. ej.: al radiografiar extremidades), ya que con valores altos podría llegar a quemarse. Cuando se requieran miliamperajes altos (p. ej.: al radiografiar tórax, abdomen,

cadera, etc.) se debe seleccionar el foco de mayor tamaño o foco grueso, aunque la nitidez de la imagen disminuye ligeramente.

El **generador** (fig. 1.7) proporciona al tubo la corriente y el alto voltaje adecuados para generar un haz de rayos X de las características deseadas. Las variaciones en la tensión que la compañía eléctrica suministra a un centro hospitalario pueden oscilar hasta en un 5 %. Esta variación podría afectar significativamente a la producción de los rayos X, por lo que el generador incorpora un compensador de línea que ajusta la tensión a 220 V exactamente. Los transformadores elevan de 500 a 1.000 veces el voltaje de entrada de una fuente de potencia convencional, ya que la producción de rayos X requiere diferencias de potencial de 40.000 a 120.000 V (40-120 kV). Para que el flujo de electrones solo se produzca en una dirección, desde el cátodo hacia el ánodo, se requiere un rectificador de corriente, que convierte la corriente alterna en corriente continua.

La **consola de control** (fig. 1.8) contiene los principales mandos de ajuste que determinan la cantidad y calidad de los rayos X producidos en el tubo:

- Selector de kilovoltaje (tensión de corriente).
- Selector de miliamperaje (intensidad de corriente).
- Selector de tiempo de exposición.
- Selector de miliamperios-segundo.
- Selector de foco fino y foco grueso.

El **colimador de apertura variable** (fig. 1.9) es una fuente de luz que ilumina la zona correspondiente al tamaño del haz seleccionado. La zona iluminada generalmente presenta una sombra central en forma de cruz, que permite conocer el centro exacto del haz de rayos X, lo cual es importante, ya que la máxima nitidez de imagen se conseguirá en este punto. Al ajustar el tamaño del haz al mínimo necesario reducimos la cantidad de radiación primaria y secundaria no útil, perjudicial para el operador y para el paciente, por lo que colimar es una medida esencial de radioprotección. Asimismo, se consigue una mayor calidad de imagen.

Colimar es una medida esencial de radioprotección y mejora la calidad de la imagen.

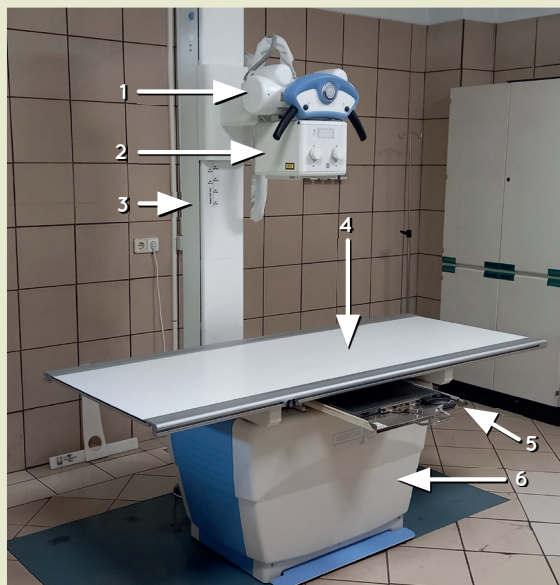


FIGURA 1.4. Equipo de rayos X para uso veterinario. 1: tubo de rayos X protegido por la coraza plomada; 2: colimador de apertura variable; 3: columna de deslizamiento del tubo; 4: mesa de paciente; 5: bandeja del chasis/panel detector; 6: armario del generador.

FIGURA 1.5. Tubo de rayos X extraído de la coraza protectora.

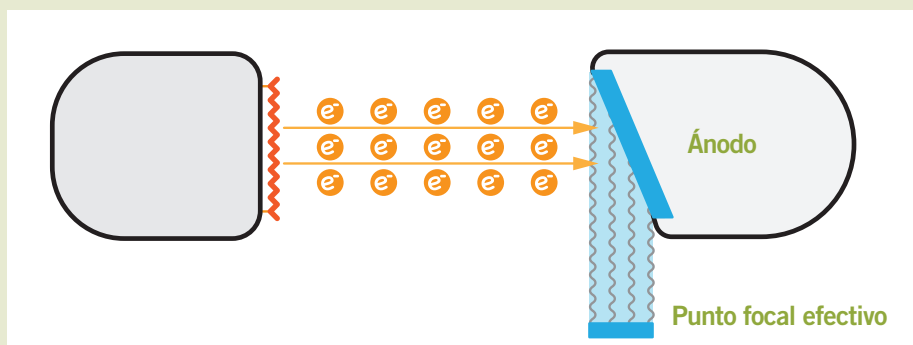
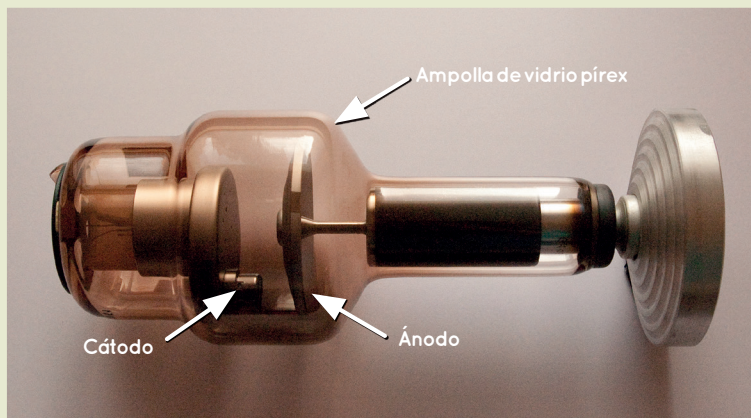


FIGURA 1.6. Representación esquemática del punto focal efectivo, resultante de angular el área de choque de los electrones en el ánodo (zona diana).



FIGURA 1.7. Imagen del generador de un equipo de rayos X en el proceso de instalación. ►



FIGURA 1.8. Consola de control digital, en la que se seleccionan los parámetros de exposición mediante un programa informático, empleando un monitor táctil.

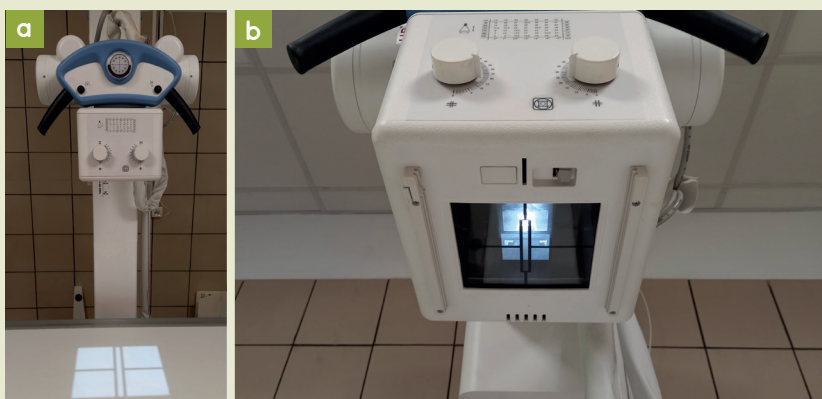


FIGURA 1.9. Colimador de apertura variable. Se aprecia frontalmente el colimador acoplado al tubo de rayos X y el área de la mesa iluminada por la fuente luminosa que presenta en su interior, correspondiente al tamaño del haz de rayos X seleccionado (a). Parte inferior del colimador, con la fuente de luz y las láminas de plomo paralelas dos a dos que permiten regular el tamaño del haz (b).

Interacción de los rayos X con la materia

Para entender cómo se produce la imagen radiográfica es necesario entender cómo interaccionan los rayos X con la materia. Los rayos X tienen la capacidad de penetrar en la materia, donde ceden su energía total o parcialmente al interaccionar con los átomos constituyentes de la misma.

Los rayos X están compuestos por fotones o cuantos de energía ("paquetes" de energía). Los fotones no tienen masa ni carga eléctrica.

Un fotón puede interaccionar con la materia de cinco formas diferentes:

1. La dispersión coherente.
2. El efecto fotoeléctrico.
3. La dispersión Compton.
4. La producción de pares.
5. La fotodesintegración.

De estos cinco mecanismos, el efecto fotoeléctrico y la dispersión Compton tienen importancia en radiodiagnóstico.

El **efecto fotoeléctrico** (fig. 1.10) se produce cuando un fotón interacciona con un objeto y se absorbe en él. El fotón incide con un átomo y expulsa un electrón de una capa del mismo; al electrón expulsado se le denomina fotoelectrón. El hueco dejado por el electrón expulsado es ocupado por otro de una capa más externa, lo que conlleva una liberación de energía en forma de un nuevo fotón, que se denomina rayo X característico. Este proceso es el mismo que ocurre en el ánodo del tubo de rayos, pero los rayos X característicos producidos por incidencia de los electrones acelerados con los átomos del tungsteno tienen una energía mucho mayor que los rayos X característicos producidos por interacción de los fotones del haz de rayos con los átomos de los tejidos del paciente, que tienen muy poca energía y se absorben en el propio paciente. Como no alcanzan la película radiográfica no contribuyen a la formación de la imagen, ni afectan al personal que se encuentra en la sala, pero sí contribuyen a la dosis de radiación que recibe el paciente.

La **dispersión Compton** (fig. 1.11) se produce cuando un fotón interacciona con un átomo del paciente y expulsa un electrón de la capa periférica (electrón

Compton o electrón de retroceso), al tiempo que el fotón incidente se dispersa en un ángulo diferente. Este fotón o rayo X dispersado tiene menos energía que el original. Casi toda la radiación dispersa que se origina en radiodiagnóstico procede de la dispersión Compton. Esta dispersión es perjudicial para el operador que sujeta o está próximo al paciente, ya que puede incidir sobre él, pero también reduce la calidad de la imagen, ya que impresiona la película radiográfica en lugares donde no corresponde, originando pérdida de nitidez.

Formación de la imagen

Los rayos X son capaces de atravesar la materia, y también son capaces de impresionar emulsiones fotográficas, en lo que se basa la radiografía convencional (emplearemos este término para referirnos a la radiografía no digital). En radiografía digital, en cambio, el registro de la imagen se basa en el uso de pantallas de fósforo fotoestimulable o de paneles detectores electrónicos. En esta primera parte del capítulo partiremos de los sistemas de radiografía convencional, para explicar más adelante la evolución a la radiografía digital.

Si se coloca un objeto (o un paciente) entre un tubo de rayos X y una película fotográfica, el haz de rayos X producido por el tubo atravesará el objeto e impresionará la película ofreciendo una imagen de su estructura interna, es decir, una imagen radiográfica.

Cuando el haz de rayos X incide sobre un paciente ocurre lo siguiente (fig. 1.12):

- Parte de los rayos que componen el haz atraviesan los diferentes tejidos y alcanzan la película, determinando así la formación de la imagen radiográfica. En su recorrido, estos rayos van perdiendo parte de su energía, es decir, **se atenúan**. El grado de atenuación de estos rayos varía en función de los tejidos que atraviesan.
- Algunos rayos cambian de dirección (**se dispersan**) y no alcanzan la película radiográfica o, si lo hacen, inciden sobre zonas que no coinciden con su recorrido inicial. Los rayos que se desvían o dispersan reciben el nombre de radiación dispersa o radiación difusa. La radiación dispersa es perjudicial para el operador y empeora la calidad de la imagen.
- Los rayos de menor energía **se absorben** en los tejidos y no llegan a la película, por lo que no contribuyen a formar la imagen.

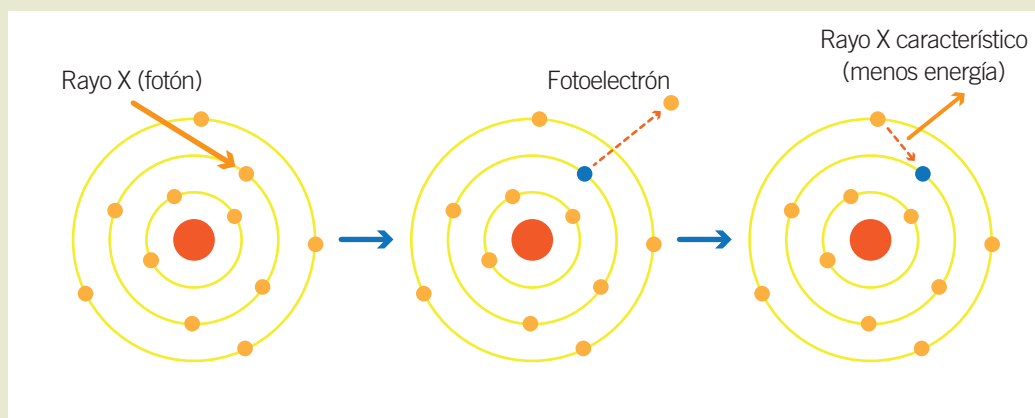


FIGURA 110. Representación esquemática del efecto fotoeléctrico.

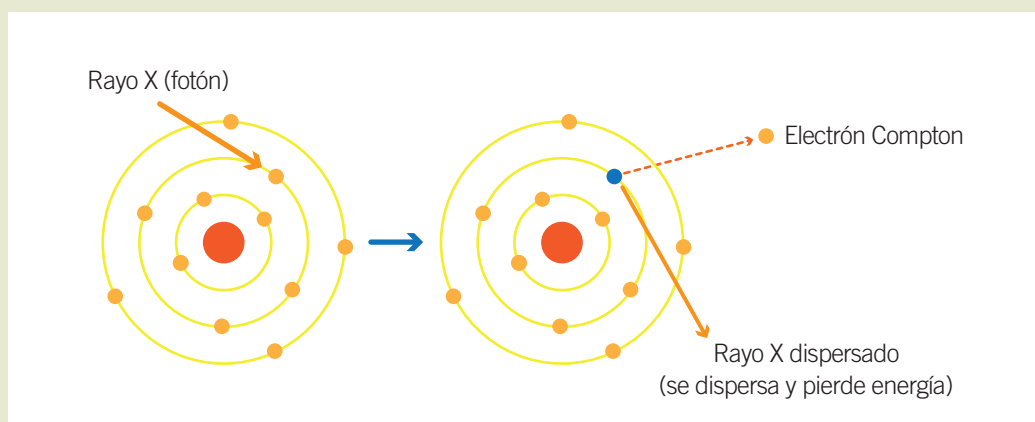


FIGURA 111. Representación esquemática de la dispersión Compton.

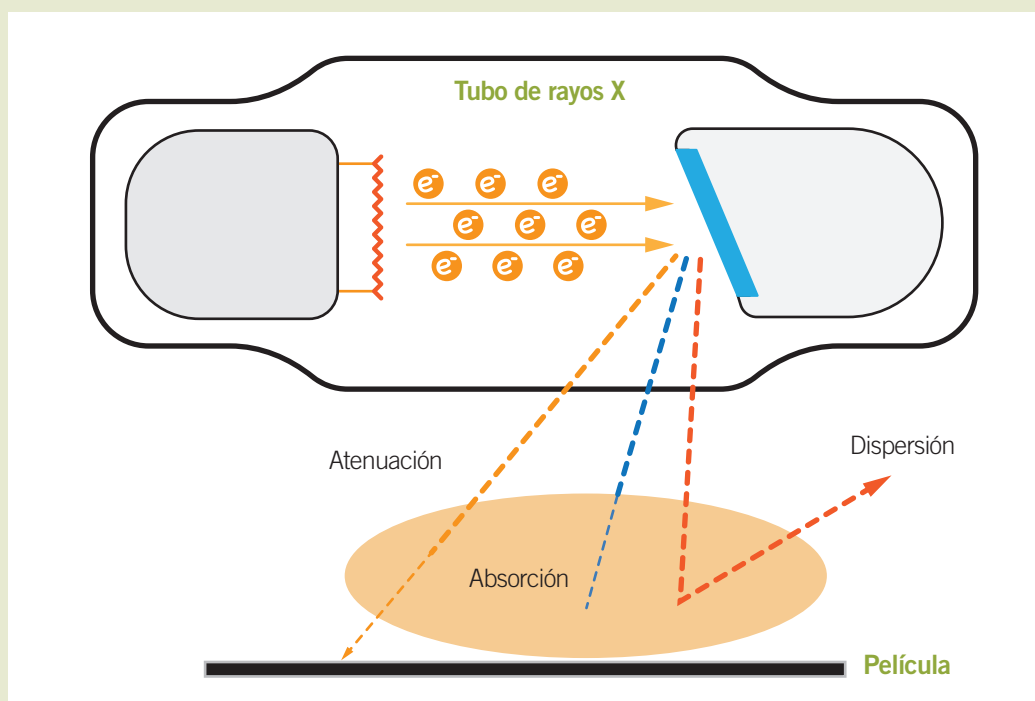


FIGURA 112. Representación esquemática de la atenuación, absorción y dispersión de los rayos X que ocurre cuando el haz atraviesa un objeto.

El grado de atenuación y absorción que experimentan los rayos X al atravesar un objeto o tejido depende de dos factores, el número atómico y el grosor:

- Cuanto mayor es el número atómico de un objeto o tejido, mayor es el grado de atenuación y absorción de los rayos X (fig. 1.13).
- Cuanto mayor sea el grosor de un objeto o tejido, mayor será el grado de atenuación y absorción de los rayos X. Es decir, si comparamos dos objetos o tejidos con la misma composición y diferente grosor, el más grueso absorberá mayor cantidad de rayos X y provocará una mayor atenuación (pérdida energética) de los que consiguen atravesarlo (fig. 1.14).

La película radiográfica es, básicamente, una película fotográfica con una emulsión sensible a la luz. En la emulsión hay cristales de halogenuro de plata. Cuando se exponen a la luz o a los rayos X y después son sometidos a un proceso de revelado, los cristales de haluro de plata precipitan como depósitos de plata neutra, que aparecen negros a la vista. Los cristales no expuestos a la acción de los rayos X o de la luz se eliminan durante el proceso de fijación en el revelado, lo que deja áreas claras en la película. Las zonas expuestas a la luz o a los rayos X aparecen completamente negras o en un tono de gris más o menos oscuro en función de la cantidad y de la energía de los rayos X que hayan incidido en ellas: las zonas donde apenas incidan la luz o los rayos X aparecerán en tonos de gris muy claros o blancas y aquellas donde incida más luz o rayos X de mayor energía aparecerán en tonos de gris más oscuros o negras.

Cuanto mayor es el número atómico de un objeto, mayor es el número de rayos que se absorben y menor el número y la energía de los que alcanzan la película. Por ello, los objetos o sustancias con un elevado número atómico aparecen más claros en la radiografía. Si el número atómico es muy elevado, como en el caso de los metales, el objeto aparecerá blanco en la imagen; si el número atómico es muy bajo, como en el caso de los gases, aparecerá negro en la radiografía.

Puesto que los tejidos están compuestos por moléculas muy diferentes, con diferentes números atómicos, se considera un valor medio que se denomina **número atómico efectivo**. Un determinado tejido aparecerá en un tono de gris más claro o más oscuro en

una radiografía dependiendo del valor de su número atómico efectivo: a mayor número atómico efectivo el tono de gris que presente será más claro y cuanto menor sea su valor, más oscuro será el tono de gris con el que aparecerá en la imagen.

En una radiografía se pueden distinguir **5 densidades radiográficas** básicas (fig. 1.15):

- **Gas:** aparece negro en la imagen.
- **Grasa:** aparece con un tono de gris más oscuro que los tejidos blandos/líquidos, ya que su número atómico efectivo es menor.
- **Tejido blando/líquido:** los tejidos blandos y los líquidos presentan números atómicos efectivos muy similares, por lo que aparecen todos con un mismo tono de gris intermedio en la imagen.
- **Mineral (hueso):** el hueso y las estructuras mineralizadas tienen un número atómico efectivo muy elevado, por lo que presentan un tono de gris muy claro (casi blanco) en la radiografía.
- **Metal:** Los metales aparecen blancos en la radiografía.

Los **medios de contraste** que se emplean en radiología se clasifican como positivos o negativos. Las sustancias que se emplean como medios de contraste positivos (bario, yodo) presentan un elevado número atómico y, por tanto, aparecen blancos en la radiografía. Los medios de contraste negativos son gases (aire, óxido nitroso o dióxido de carbono).

El término densidad radiográfica se refiere al tono de gris que presenta un determinado objeto o tejido en una radiografía. También se pueden emplear los términos opacidad o radiopacidad.

Los términos radiopaco o radiodenso se emplean de forma general para calificar objetos o tejidos que absorben en gran medida los rayos X, apareciendo por ello en tonos de gris claros en la imagen. Los términos radiolúcido o radiotransparente se emplean para calificar objetos o tejidos que absorben una escasa cantidad de rayos X, por lo que aparecen en tonos de gris más oscuros en la radiografía. Estos términos también se pueden emplear para comparar las densidades

radiográficas de diferentes objetos o tejidos (p. ej.: el hueso es más radiopaco/radiodenso que los tejidos blandos, la grasa es más radiolúcida/radiotransparente que los tejidos blandos).

Por otro lado, cuanto mayor sea el **grosor** de un objeto o tejido, mayor será la atenuación y absorción de rayos X, menor la cantidad y energía de los rayos que alcanzan la película y, por tanto, mayor la radiopacidad final del objeto o tejido en la imagen. Por ejemplo, el

tanto en positivo como en negativo (fig. 1.17). Así, en una radiografía en la que se superponen parcialmente las siluetas de los dos riñones, el área de superposición aparecerá en un tono de gris más claro que los extremos no superpuestos (fig. 1.18). En cambio, si parte de la silueta renal se superpone con un segmento intestinal lleno de gas, el área de superposición aparecerá más oscura que el resto de la silueta renal (fig. 1.19).

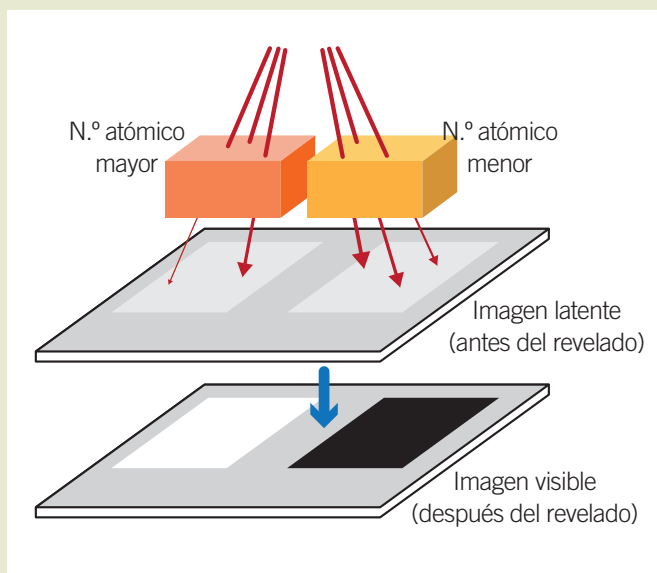


FIGURA 1.13. Representación esquemática del efecto del número atómico de los objetos en la penetración de los rayos X a través de ellos. A mayor número atómico, mayor atenuación y absorción de los rayos X a través del objeto.

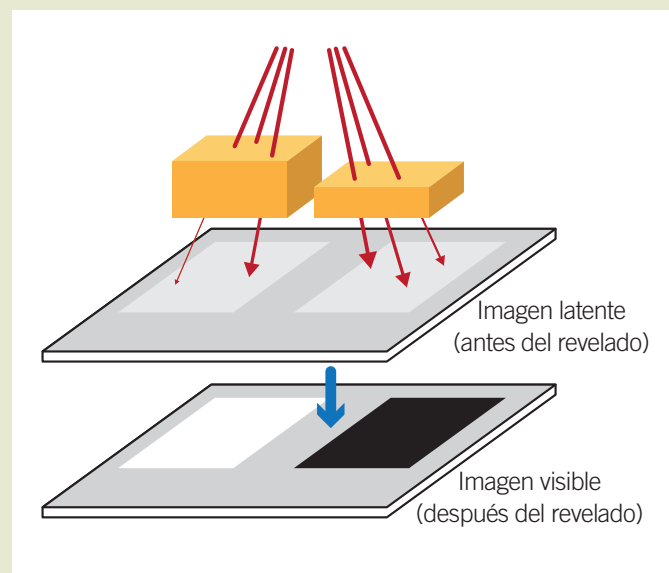


FIGURA 1.14. Representación esquemática del efecto del grosor de los objetos en la penetración de los rayos X a través de ellos. Con igual número atómico, cuanto mayor sea el grosor de un objeto, mayor atenuación y absorción se produce cuando los rayos X lo atraviesan.

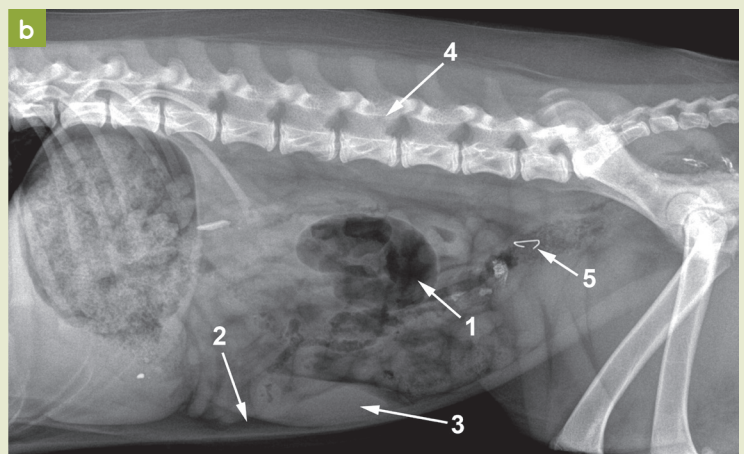
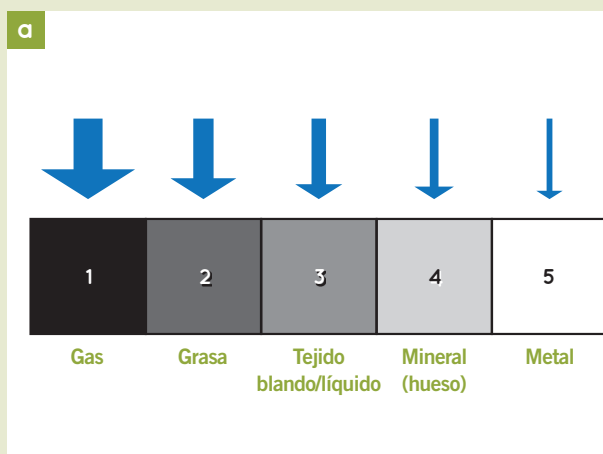


FIGURA 1.15. Representación esquemática de las 5 densidades radiográficas, también denominadas opacidades o radiopacidades (a) y radiografía del abdomen de un perro donde se pueden identificar las 5 densidades (b).

Cuando dos estructuras tienen la misma densidad radiográfica y tienen una posición adyacente, en una radiografía no será posible distinguir dónde termina el contorno de una y dónde empieza el de la otra en la zona de contacto, lo que se denomina **signo de silueta positivo**, **signo de fusión de siluetas** o **signo de**

obliteración de bordes (fig. 1.20). Para diferenciar en la imagen una estructura de otra adyacente que tenga igual densidad radiográfica (p. ej.: dos tejidos blandos) es necesario que “algo” de una densidad radiográfica diferente se interponga entre las dos. Así, un gran número de las estructuras intraabdominales tienen

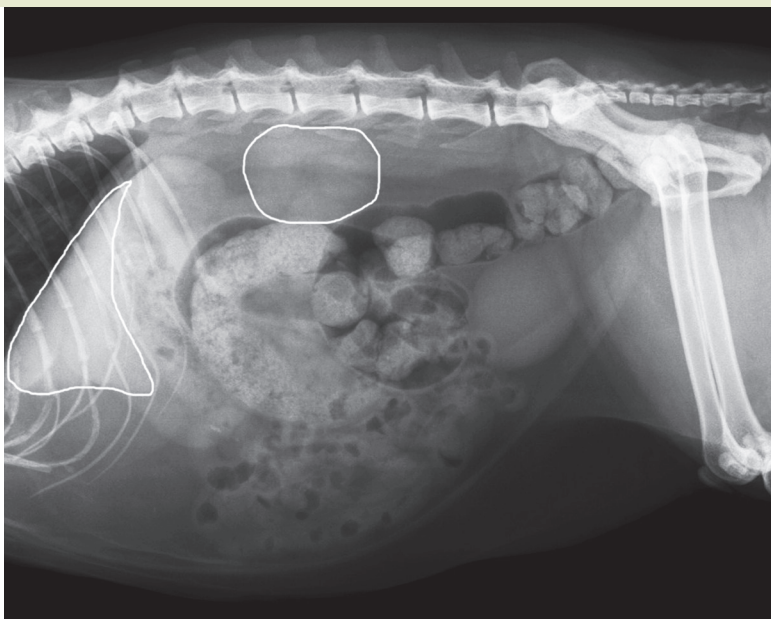
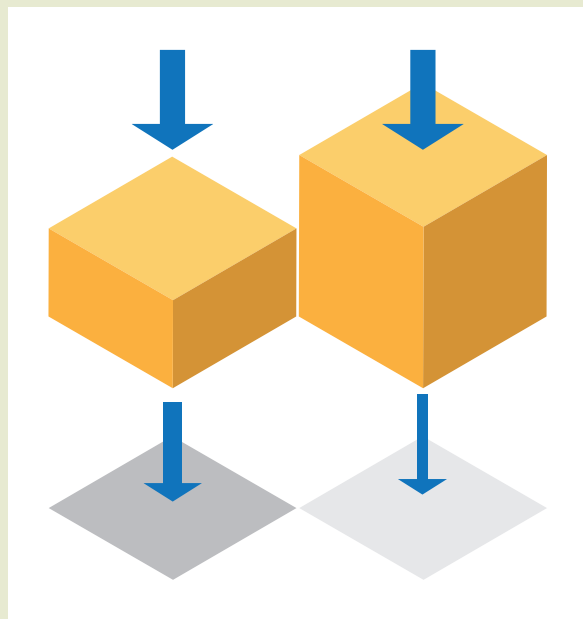


FIGURA 116. Representación esquemática de la diferencia en los tonos de gris de dos objetos con igual densidad radiográfica, pero de distinto grosor (a) y radiografía del abdomen de un gato donde se aprecia la diferencia en los tonos de gris del hígado y el riñón, aun teniendo ambos órganos densidad tejido blando (b).

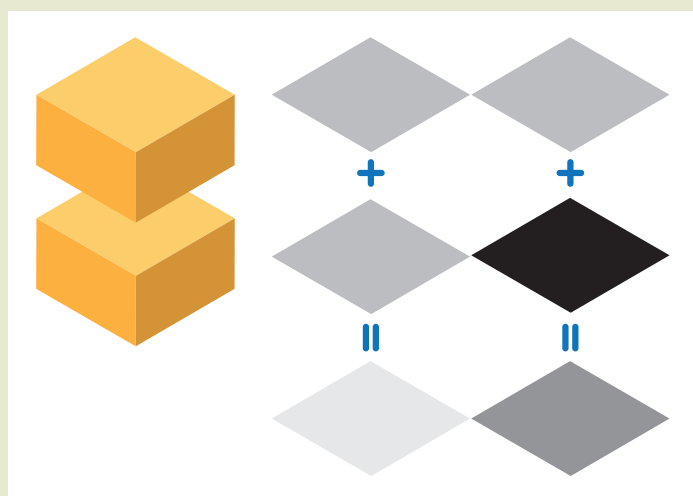


FIGURA 117. Representación esquemática de la suma, en positivo y en negativo, de las densidades radiográficas de siluetas superpuestas.

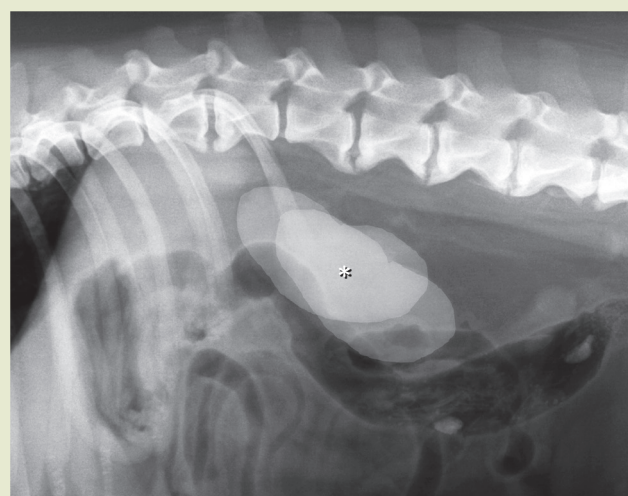


FIGURA 118. Radiografía de la parte dorsal y craneal del abdomen de un perro en la que se han dibujado dos siluetas semitransparentes coincidentes con las siluetas renales. La zona de superposición de ambas siluetas (*) aparece en un tono de gris más claro por la suma “en positivo” de los tonos de gris que representan las densidades radiográficas de ambos riñones.