

Principi di base della radiologia

1

Fondamenti della radiologia

La scoperta dei raggi X nel 1895, per merito del fisico tedesco Wilhelm Conrad Röntgen, rivoluzionò la diagnosi e il trattamento di un'immensa varietà di malattie, sia in medicina umana sia in medicina veterinaria. Per questa scoperta nel 1901 Röntgen ricevette il primo Premio Nobel per la Fisica. Sebbene i raggi X vengano ampiamente utilizzati in medicina, la loro interazione con i tessuti produce **ionizzazione**, che a sua volta può causare danni biologici significativi. Per questo motivo, un corretto utilizzo dei raggi X in ambito clinico ne richiede un'adeguata conoscenza dei principi di base.

Definizione di raggi X

I raggi X sono un tipo di **radiazione elettromagnetica** simile alle onde radio, alle onde radar o alla luce visibile. La radiazione elettromagnetica è un tipo di propagazione dell'energia nello spazio che non necessita di un mezzo materiale. Può essere considerata come una doppia vibrazione, che comprende un campo elettrico e un campo magnetico.

Le onde elettromagnetiche, come qualsiasi altro tipo di onda, sono caratterizzate da frequenza (ν) e lunghezza d'onda (λ) (Fig. 1.1). La frequenza di un'onda elettromagnetica rappresenta il numero di oscillazioni o cicli compiuti dal campo elettromagnetico nell'unità di tempo ed è espressa in cicli al secondo o hertz (Hz). La lunghezza d'onda rappresenta la distanza più breve tra due punti che si trovano nello stesso stato di oscillazione in un determinato momento e si misura in unità di lunghezza (metri, centimetri, micrometri ecc.).

La frequenza e la lunghezza d'onda sono correlate dall'equazione:

$$\lambda = c/\nu$$

dove "c" è la velocità di propagazione dell'onda elettromagnetica. Nel vuoto questa velocità non cambia e coincide con la velocità della luce (300.000 km/s). Pertanto, la frequenza e la lunghezza d'onda sono parametri inversamente proporzionali: maggiore è la frequenza, minore è la lunghezza d'onda.

Le onde elettromagnetiche coprono un'ampia gamma di frequenze o lunghezze d'onda e sono classificate in base alla loro principale fonte di produzione (Fig. 1.2).

I raggi X hanno lunghezze d'onda comprese tra 10^{-8} e 10^{-12} m, corrispondenti a frequenze comprese tra 3×10^{16} e 6×10^{19} Hz. Sono invisibili, in quanto non rientrano nello spettro della luce visibile.

L'energia della radiazione elettromagnetica è direttamente proporzionale alla frequenza e inversamente proporzionale alla lunghezza d'onda: maggiore è la frequenza (e quindi minore è la lunghezza d'onda), maggiore è l'energia della radiazione elettromagnetica.

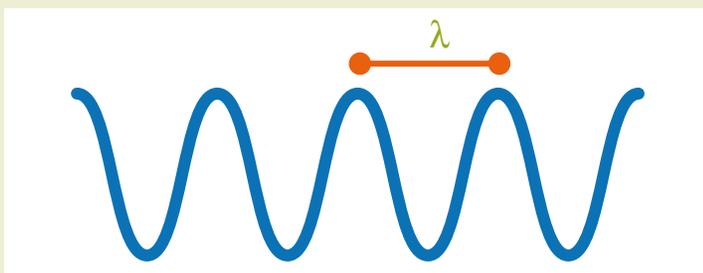


FIGURA 11 Illustrazione di un'onda elettromagnetica. λ : lunghezza d'onda.

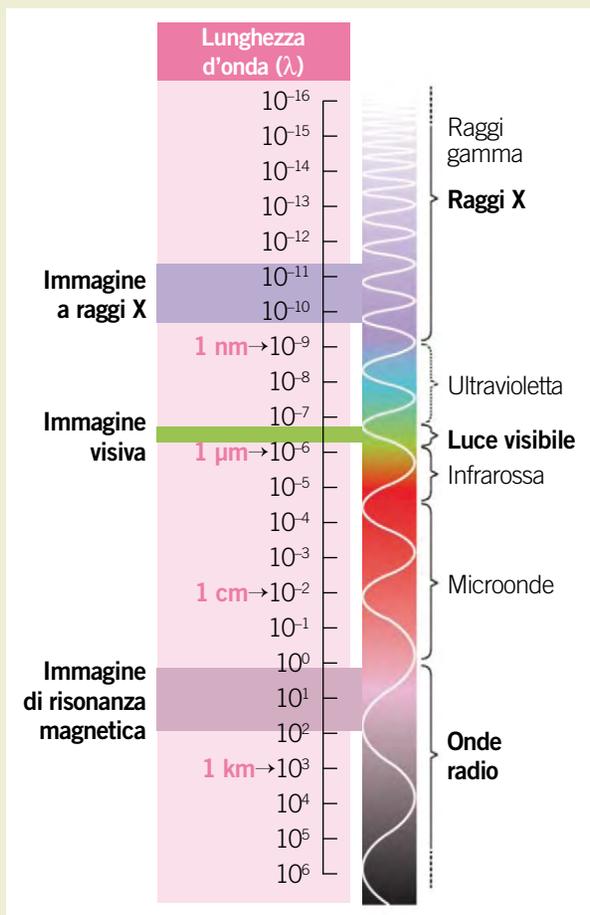
I raggi X sono radiazioni elettromagnetiche ad alta frequenza ed energia e a piccola lunghezza d'onda.

Come si generano i raggi X

Ogni volta che un fascio di elettroni ad alta velocità colpisce un metallo vengono prodotti raggi X. In un tubo radiogeno, gli elettroni vengono accelerati per colpire un bersaglio metallico. All'interno di un tubo radiogeno ci sono due elettrodi, uno carico negativamente (il **catodo**) e l'altro carico positivamente (l'**anodo**). Il catodo ha la forma di un filamento arrotolato, simile al filo di una lampadina incandescente. Quando una corrente elettrica viene fatta passare attraverso il filamento, questo si riscalda e si liberano elettroni (carichi negativamente) che rimangono fermi intorno al filamento. Applicando una differenza di potenziale

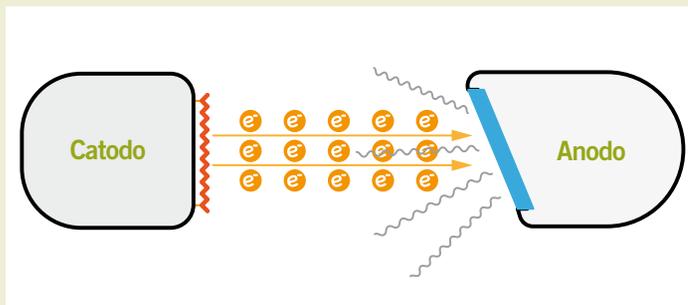
tra i due elettrodi il fascio di elettroni si muove verso l'anodo, fino a scontrarsi: l'energia cinetica viene convertita per il 99% in calore e per l'1% in raggi X (Fig. 1.3). Quanto più alta è l'intensità della corrente che attraversa il catodo, tanto più si riscalderà il filamento e, di conseguenza, maggiore sarà la quantità di elettroni rilasciati che si scontreranno con l'anodo, producendo così una maggior quantità di raggi X.

L'intensità della corrente è misurata in milliamperere (mA) e determina il numero di elettroni che in 1 secondo passano dal catodo all'anodo. La corrente del tubo radiogeno non si può variare normalmente in modo continuo; si possono quindi solo selezionare valori discreti di milliamperere (per es., 50, 100, 200, 400 ecc.). La quantità totale di raggi X prodotti in un determinato scatto dipenderà dal milliamperaggio selezionato e dal tempo di esposizione in secondi (mAs).



◀ FIGURA 1.2 Spetto della radiazione elettromagnetica.

▼ FIGURA 1.3 Rappresentazione schematica della generazione di raggi X. Il passaggio di una corrente elettrica attraverso il catodo (filamento rosso) genera il rilascio di elettroni che, in presenza di una differenza di potenziale, si trasferiscono dal catodo all'anodo, colpendolo nella zona target (banda blu). L'energia cinetica degli elettroni viene trasformata per il 99% in calore e per l'1% in raggi X (rappresentati come onde grigie).



Più alto è il milliamperaggio (mA) e più lungo è il tempo di esposizione (s), maggiore è la quantità di raggi X generati.

Maggiore è la differenza di potenziale applicata tra catodo e anodo, maggiore sarà la velocità degli elettroni nel loro percorso verso l'anodo. Trasportando una maggiore energia cinetica al momento della collisione, si produrranno più calore e raggi X di maggiore energia (più penetranti). La differenza di potenziale viene regolata attraverso il controllo del kilovtaggio (kV) dal pannello della macchina radiogena. Pertanto, il potere di penetrazione dei raggi X generati dipende direttamente dal kilovtaggio.

Più alto è alto il kilovtaggio (kV), maggiore è l'energia dei raggi X.

Quando gli elettroni si scontrano con il bersaglio metallico vengono generati raggi X sia per interazione collisionale sia per interazione radiante. Gli atomi sono costituiti da piccole particelle, protoni, neutroni ed elettroni. Il nucleo dell'atomo contiene protoni (carichi positivamente) e neutroni (elettricamente neutri). Gli elettroni (carichi negativamente) si muovono attorno al nucleo in orbite specifiche, chiamate orbitali.

In un'**interazione collisionale**, un elettrone che si muove ad alta velocità (rilasciato dal catodo e accelerato grazie all'applicazione di una differenza di potenziale) si scontra con un atomo all'anodo, provocando l'espulsione di un elettrone da un orbitale dell'atomo. Di conseguenza, un elettrone proveniente da un orbitale più esterno (a più alta energia) si sposta per occupare l'orbitale lasciato libero dall'elettrone espulso, il che determina rilascio di energia sotto forma di raggi X. I raggi X prodotti da questo meccanismo hanno energie specifiche (pari all'energia necessaria per espellere un elettrone dal suo orbitale), e per questo si chiamano **raggi X caratteristici**. Questi raggi X rappresentano solo una frazione di quelli che compongono l'intero fascio prodotto da un tubo radiogeno diagnostico.

In un'**interazione radiante o di frenamento**, l'elettrone ad alta velocità passa vicino al nucleo dell'atomo, senza espellere alcun elettrone dai suoi orbitali. Avendo carica positiva, il nucleo attrae l'elettrone deviando la sua traiettoria: la velocità dell'elettrone si

riduce, con conseguente perdita di energia cinetica che viene rilasciata sotto forma di raggi X. I raggi X prodotti con questo meccanismo sono chiamati radiazioni di frenamento e hanno un ampio spettro energetico, a seconda del modo in cui sono stati rallentati dal nucleo. La maggior parte degli elettroni interagisce in questo modo con più nuclei e quindi perde progressivamente la propria energia cinetica.

Componenti della macchina radiogena

I principali componenti delle macchine radiogene (Fig. 1.4) comunemente usate in radiodiagnostica sono:

- il tubo radiogeno: l'emettitore della radiazione che fornirà l'immagine, di cui esternamente è visibile solo il guscio di piombo di protezione;
- il generatore: il tubo radiogeno è alimentato elettricamente dal generatore, che è composto da vari elementi, quali trasformatori, raddrizzatori di corrente ecc.;
- la console di controllo: consente di selezionare i parametri di esposizione;
- il piano di esame del materiale radiotrasparente, al di sotto del quale si trova il vassoio di alloggiamento della cassetta o del sistema di ricezione digitale;
- il collimatore: un dispositivo collegato al tubo radiogeno, contenente lamine di piombo parallele per adattare la forma e le dimensioni del fascio di raggi X alla regione anatomica da esaminare.

Anche in medicina veterinaria sono disponibili macchine radiogene portatili per l'impiego al di fuori dell'ambulatorio, nelle aziende agricole o sul campo.

Il **tubo radiogeno** è la parte del dispositivo che contiene il catodo e l'anodo. Si tratta di un tubo in vetro ermeticamente chiuso resistente alle alte temperature (Pyrex®), al cui interno viene creato il vuoto per evitare che gli elettroni interagiscano con le molecole d'aria prima di raggiungere l'anodo (Fig. 1.5). Una piccola porzione del tubo, chiamata finestra, è molto più sottile e consente l'uscita dei raggi X. A causa delle alte temperature al suo interno, intorno alla finestra viene posizionato un sistema di raffreddamento, che può essere a olio o ad acqua. Il tubo e il sistema di raffreddamento sono a loro volta circondati da un guscio protettivo di piombo, che impedisce la fuoriuscita di

raggi X nelle direzioni non desiderate: la radiazione viene prodotta in tutte le direzioni, ma solo il fascio che passa attraverso la finestra è di interesse. D'altra parte, nel tubo vengono generati raggi X con un ampio spettro di frequenze e di lunghezze d'onda, vale a dire che il fascio comprende raggi X di diverse energie (per es., alcuni più penetranti e altri meno). I raggi X a bassa energia non sono utili per la diagnosi, in quanto vengono assorbiti dal paziente e non contribuiscono alla generazione dell'immagine. Per questo motivo, i tubi radiogeni internamente sono dotati di filtri che rimuovono i raggi a bassa energia.

Nel processo di generazione dei raggi X sia l'anodo sia il catodo raggiungono temperature molto elevate, ragione per cui sono realizzati con materiali con un elevato punto di fusione, come il tungsteno (volframio o wolframio). Questo materiale ha anche un elevato numero atomico – il numero di protoni contenuti nel nucleo di un atomo. Detto numero coincide con il numero di elettroni che si trovano nell'orbitale atomico, per cui più alto è il numero atomico, maggiore è la disponibilità di elettroni, il che aumenta l'efficienza della produzione di raggi X. L'anodo può essere fisso o rotante. Gli anodi fissi sono utilizzati per le apparecchiature radiografiche dentali o per piccole apparecchiature radiografiche portatili. Gli anodi rotanti sono più efficienti, poiché la rotazione durante lo scatto aumenta la superficie effettiva raggiunta dagli elettroni, ritardando il deterioramento dell'anodo.

L'aspetto più critico è il punto esatto dell'anodo in cui avviene l'impatto degli elettroni, e quindi dove si producono i raggi X. Quanto più piccolo è il punto focale, migliore sarà il dettaglio dell'immagine radiografica. L'angolazione dell'anodo è un modo per far apparire la macchia focale più piccola di quanto non sia in realtà (macchia focale effettiva), pur mantenendo una maggiore area di collisione degli elettroni (Fig. 1.6). Alcune apparecchiature hanno due punti focali che possono essere selezionati dall'operatore. La messa a fuoco piccola o fine viene utilizzata quando è necessario ottenere immagini più dettagliate, più nitide, ma ha lo svantaggio che può essere utilizzata solo a bassi valori di milliampere (per es., quando si radiografano le estremità), poiché valori elevati possono provocare ustioni. Se sono richiesti milliampere elevati (per es.,

quando si fa una radiografia al torace, all'addome, alle anche ecc.) occorre selezionare la messa a fuoco maggiore o grezza, anche se la nitidezza dell'immagine diminuisce leggermente.

Il **generatore** (Fig. 1.7) fornisce al tubo la corrente e la tensione necessarie a generare il fascio di raggi X delle caratteristiche desiderate. Poiché la tensione fornita dal generatore può oscillare anche del 5%, oscillazione che potrebbe influenzare in modo significativo l'emissione di raggi X, il generatore incorpora un compensatore di linea che regola la tensione esattamente a 220 V. I trasformatori aumentano la tensione d'ingresso di un alimentatore convenzionale da 500 a 1000 volte, poiché la produzione di raggi X richiede differenze di potenziale di 40.000-120.000 V (40-120 kV). Affinché la produzione di raggi X avvenga solo in una direzione, dal catodo all'anodo, è necessario un raddrizzatore di corrente, che converte la corrente alternata in corrente continua.

La **console di comando** (Fig. 1.8) contiene i principali comandi di regolazione che determinano la quantità e la qualità dei raggi X prodotti nel tubo:

- selettore di kilovolt (tensione di corrente);
- selettore di milliampere (intensità di corrente);
- selettore del tempo di esposizione;
- selettore dei milliampere-secondo;
- selettore di messa a fuoco (fine/grossolana).

Il **collimatore ad apertura variabile** (Fig. 1.9) è una sorgente luminosa che illumina l'area corrispondente alla dimensione del fascio selezionato. L'area illuminata presenta generalmente un'ombra centrale a forma di croce, che consente di conoscere il centro esatto del fascio di raggi X, il che è importante poiché in questo punto si ottiene la massima nitidezza dell'immagine. Regolando la dimensione del fascio al minimo necessario, riduciamo la quantità di radiazioni primarie e secondarie inutili, dannose per l'operatore e per il paziente; questo spiega perché la collimazione è una misura di radioprotezione essenziale. Inoltre, consente di ottenere una migliore qualità dell'immagine.

La collimazione è una misura essenziale di radioprotezione e migliora la qualità dell'immagine.



◀ FIGURA 14 Apparecchiatura a raggi X per uso veterinario. 1: tubo radiogeno protetto dal collimatore; 2: collimatore ad apertura variabile; 3: colonna di scorrimento del tubo; 4: tavolo paziente; 5: vassoio della cassetta/pannello rivelatore; 6: armadio del generatore.

▼ FIGURA 15 Tubo radiogeno rimosso dal guscio protettivo.

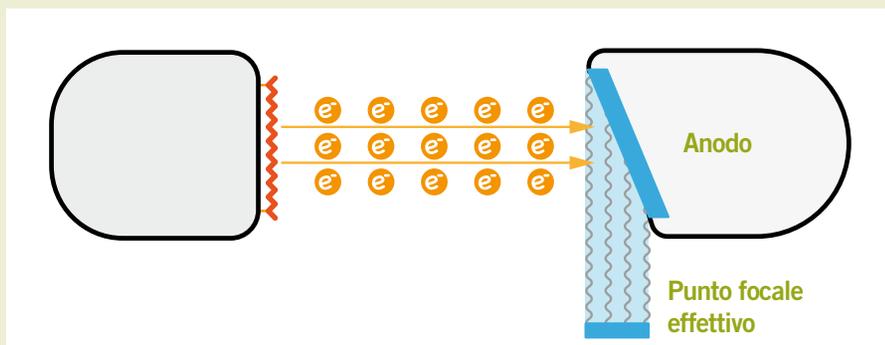
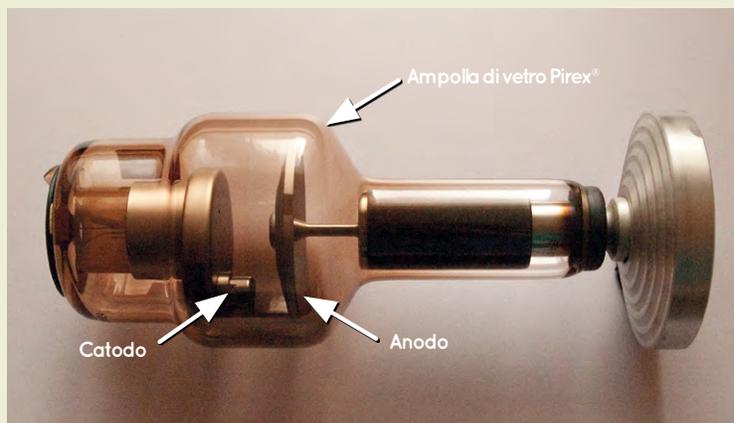


FIGURA 16 Rappresentazione schematica del punto focale effettivo, risultante dall'angolazione dell'area di scontro elettronico all'anodo (area bersaglio).



FIGURA 17 Immagine di un generatore di raggi X in fase di installazione. ►



FIGURA 18 Console di controllo digitale: i parametri di esposizione vengono selezionati tramite un software utilizzando un monitor touch screen.

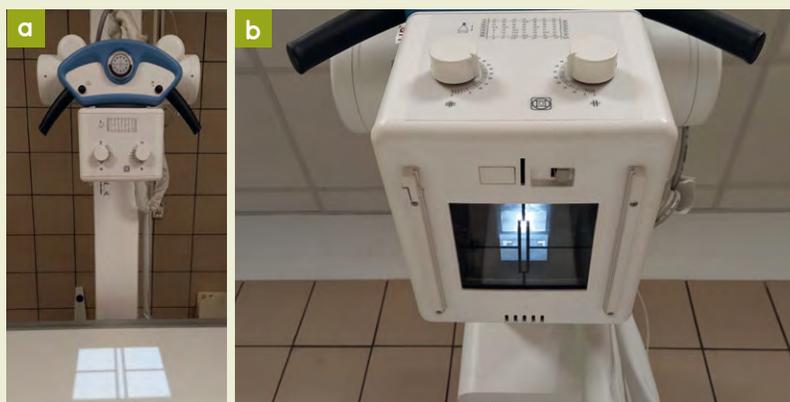


FIGURA 19 Collimatore ad apertura variabile. Sono visibili frontalmente il collimatore accoppiato al tubo radiogeno e l'area del tavolo illuminata dalla sorgente luminosa al suo interno, corrispondente alla dimensione del fascio di raggi X selezionato (a). Parte inferiore del collimatore, con la sorgente di luce e le lastre di piombo parallele a due a due che consentono di regolare la dimensione del fascio (b).

Interazione dei raggi X con la materia

Per comprendere appieno la produzione di un'immagine radiografica è necessario capire come i raggi X interagiscano con la materia. I raggi X sono in grado di penetrare nella materia, dove cedono, in tutto o in parte, la loro energia in seguito all'interazione con gli atomi che compongono la materia. I raggi X sono composti da fotoni, o quanti di energia ("pacchetti" di energia). I fotoni non hanno né massa né carica elettrica. Un fotone può interagire con la materia in cinque modi diversi:

1. diffusione coerente;
2. effetto fotoelettrico;
3. diffusione Compton;
4. produzione di coppie;
5. fotodisintegrazione.

L'effetto fotoelettrico e la diffusione Compton sono, tra questi cinque meccanismi, quelli maggiormente coinvolti nella diagnostica radiografica.

L'**effetto fotoelettrico** (Fig. 1.10) si produce quando un fotone interagisce con un oggetto e viene da esso assorbito. Il fotone colpisce un atomo ed espelle un elettrone da un orbitale di questo stesso atomo: l'elettrone espulso è detto fotoelettrone. Lo spazio lasciato dall'elettrone espulso viene occupato da un altro elettrone proveniente da un orbitale più esterno, con conseguente rilascio di energia sotto forma di un nuovo fotone, il quale prende il nome di raggio X caratteristico. Questo processo è lo stesso che avviene all'anodo del tubo radiogeno, ma i raggi X caratteristici prodotti dall'incidenza di un fascio di elettroni accelerati con gli atomi di tungsteno hanno un'energia molto più elevata di quelli prodotti dall'interazione dei fotoni del fascio con gli atomi dei tessuti del paziente, che hanno un'energia molto bassa e vengono assorbiti dal paziente stesso. Non raggiungendo la pellicola radiografica, non contribuiscono alla formazione dell'immagine, né arrecano danno al personale in sala, ma contribuiscono alla dose di radiazioni ricevuta dal paziente.

La **diffusione Compton** (Fig. 1.11) si verifica quando un fotone interagisce con un atomo del paziente ed espelle un elettrone dall'orbitale periferico (elettrone Compton o elettrone di retrocessione), mentre il fotone incidente viene disperso con un

angolo diverso. Questo fotone o raggio X disperso ha un'energia minore rispetto a quello originale. Quasi tutte le radiazioni disperse in diagnostica radiografica provengono dalla diffusione Compton. Questa diffusione non soltanto è dannosa per l'operatore, che può essere irradiato mentre aiuta fisicamente il paziente o gli è vicino, ma riduce anche la qualità dell'immagine stessa, poiché la pellicola radiografica viene impressa in punti in cui non dovrebbe, risultando meno nitida.

Formazione dell'immagine

I raggi X sono in grado di attraversare la materia e di impressionare le emulsioni fotografiche su cui si basa la radiografia convenzionale (useremo questo termine per riferirci alla radiografia non digitale). Nella radiografia digitale, invece, la registrazione dell'immagine avviene per mezzo di schermi al fosforo fotostimolabili o di pannelli rivelatori elettronici. In questa prima parte del capitolo partiremo dai sistemi radiografici convenzionali, per spiegarne in seguito l'evoluzione verso il digitale.

Se un oggetto (o un paziente) viene posto tra un tubo radiogeno e una pellicola fotografica, il fascio di raggi X prodotto dal tubo radiogeno attraverserà l'oggetto e impressionerà la pellicola fornendo un'immagine della sua struttura interna, ossia una radiografia. Quando un fascio di raggi X irradia un paziente si verifica quanto segue (Fig. 1.12):

- alcuni dei raggi che compongono il fascio attraversano i tessuti e raggiungono la pellicola, determinando così la formazione dell'immagine radiografica. Durante il percorso, questi raggi perdono parte della loro energia, vale a dire vengono **attenuati**. Il grado di attenuazione di questi raggi varia a seconda dei tessuti che attraversano;
- alcuni raggi cambiano direzione (si **disperdono**) e non raggiungono la pellicola radiografica o, se lo fanno, colpiscono aree che non coincidono con il loro percorso iniziale. I raggi che vengono deviati o diffusi prendono il nome di radiazioni disperse o radiazioni diffuse; le radiazioni diffuse sono dannose per l'operatore e compromettono la qualità dell'immagine;
- i raggi di energia inferiore **vengono assorbiti** dai tessuti e non raggiungono la pellicola, non contribuendo alla formazione dell'immagine.

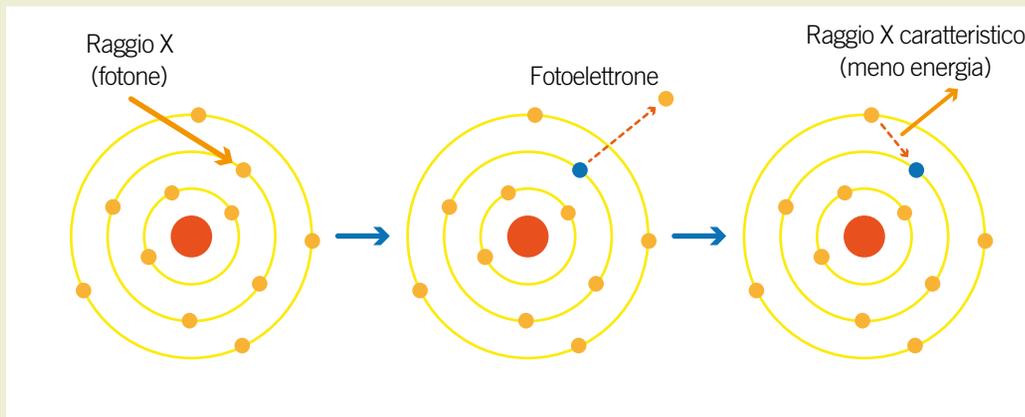


FIGURA 110 Rappresentazione schematica dell'effetto fotoelettrico.

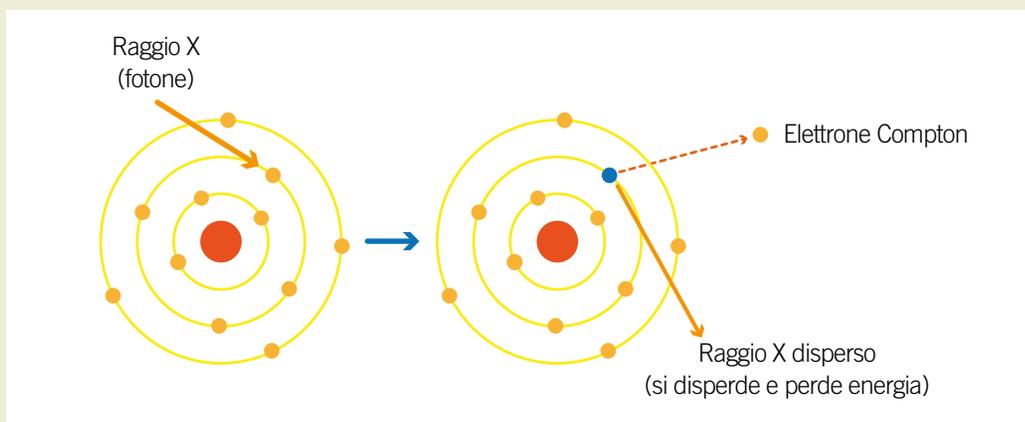


FIGURA 111 Schema della diffusione Compton.

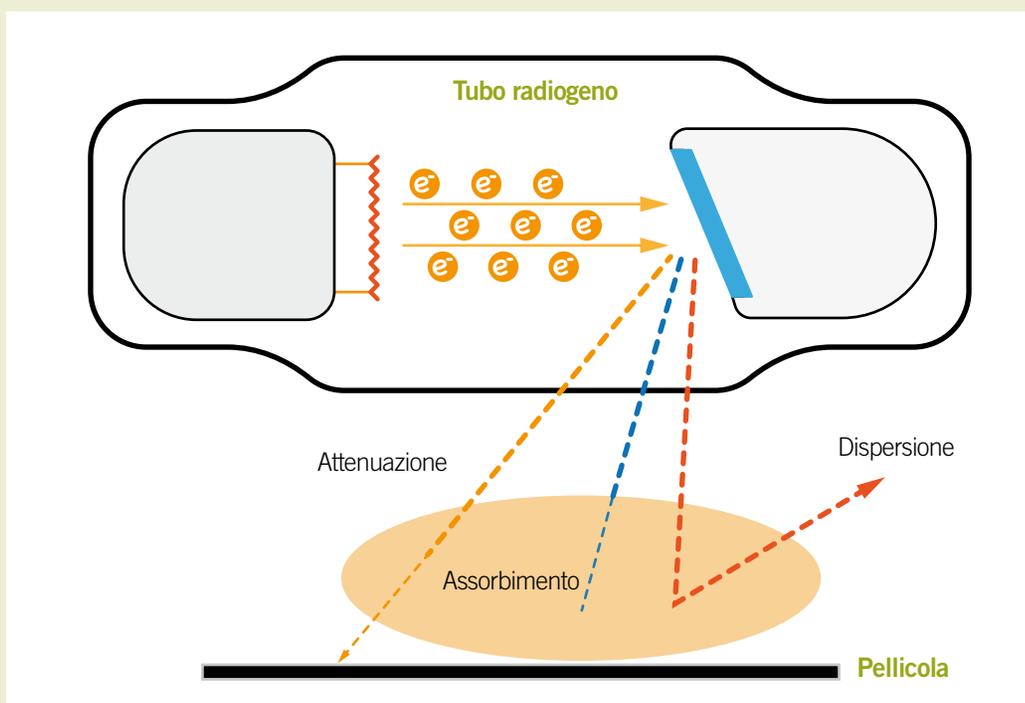


FIGURA 112 Rappresentazione schematica dell'attenuazione, assorbimento e dispersione dei raggi X che si verificano quando il fascio di raggi X attraversa un oggetto.

Il grado di attenuazione e di assorbimento che i raggi X incontrano attraversando un oggetto o un tessuto dipende da due fattori, il numero atomico e lo spessore:

- quanto più alto è il numero atomico di un oggetto o di un tessuto, maggiore è il grado di attenuazione e assorbimento dei raggi X (Fig. 1.13);
- quanto maggiore è lo spessore di un oggetto o di un tessuto, tanto maggiore è il grado di attenuazione e di assorbimento dei raggi X. Questo significa che, se confrontiamo due oggetti o tessuti con la stessa composizione e spessori diversi, quello più spesso assorbirà più raggi X e causerà una maggiore attenuazione (perdita di energia) dei raggi X che riescono ad attraversarlo (Fig. 1.14).

La pellicola radiografica è fondamentalmente una pellicola fotografica con un'emulsione sensibile alla luce. Nell'emulsione sono presenti cristalli di alogenuro d'argento. Quando vengono esposti alla luce o ai raggi X e poi sottoposti a un processo di sviluppo, i cristalli di alogenuro d'argento precipitano sotto forma di depositi di argento neutro, che appaiono neri alla vista. I cristalli non esposti all'azione dei raggi X o della luce vengono eliminati durante il processo di sviluppo, lasciando aree chiare sulla pellicola. Le aree esposte alla luce o ai raggi X appaiono completamente nere o in una tonalità più scura di grigio a seconda della quantità e dell'energia dei raggi X che le hanno colpite: le aree in cui la luce o i raggi X sono quasi assenti appariranno di colore grigio molto chiaro o bianco, e quelle in cui la luce o i raggi X hanno maggiore energia appariranno in tonalità più scure di grigio o di nero. Più alto è il numero atomico di un oggetto, maggiore è il numero di raggi che vengono assorbiti e minori sono il numero e l'energia di quelli che raggiungono la pellicola. Per questo motivo gli oggetti o le sostanze con numero atomico elevato appaiono più chiari nella radiografia. Se il numero atomico è molto alto, come nel caso dei metalli, l'oggetto apparirà bianco nell'immagine; se il numero atomico è molto basso, come nel caso dei gas, l'oggetto apparirà nero nella radiografia.

Poiché i tessuti sono composti da molecole molto diverse, con numeri atomici differenti, si considera un valore medio, chiamato **numero atomico effettivo**. All'immagine radiografica un determinato tessuto apparirà in un tono di grigio più chiaro o più scuro a seconda del valore del suo numero atomico effettivo: più alto è il numero atomico effettivo, più chiara è la tonalità di grigio e più basso è il valore, più scura sarà la tonalità di grigio che apparirà nell'immagine.

In una radiografia si possono distinguere **5 densità radiografiche** di base (Fig. 1.15):

- **gas**: appare nero nell'immagine;
- **grasso**: appare di colore grigio più scuro rispetto ai tessuti molli/liquidi poiché il suo numero atomico effettivo è inferiore;
- **tessuti molli/liquidi**: i tessuti molli e i liquidi hanno numeri atomici effettivi molto simili, per questo motivo appaiono tutti con la stessa tonalità di grigio intermedia nell'immagine.
- **minerale (osso)**: l'osso e le strutture mineralizzate hanno numeri atomici effettivi molto alti, presentando alla radiografia un tono di grigio molto chiaro (quasi bianco);
- **metallo**: i metalli appaiono bianchi alla radiografia.

I **mezzi di contrasto** utilizzati in radiologia sono classificati come positivi o negativi. Le sostanze utilizzate come mezzi di contrasto positivi (bario, iodio) hanno un elevato numero atomico e quindi appaiono bianche ai raggi X. I mezzi di contrasto negativi sono gas (aria, protossido di azoto o anidride carbonica).

Il termine densità radiografica si riferisce alla tonalità di grigio che un oggetto o tessuto presenta in una radiografia. Si possono anche usare anche i termini opacità o radiopacità.

I termini radiopaco o radiodenso sono usati generalmente per descrivere oggetti o tessuti che assorbono in larga misura i raggi X, apparendo così nell'immagine come toni di grigio chiaro. I termini radiolucente

o radiotrasparente sono usati invece per qualificare oggetti o tessuti che assorbono una piccola quantità di raggi X e quindi nell'immagine radiografica appaiono in tonalità di grigio più scure. Questi termini possono essere utilizzati anche per confrontare le densità radiografiche di oggetti o tessuti diversi (per es., l'osso è più radiopaco/radiodenso dei tessuti molli, il grasso è più radiolucido/radiotrasparente dei tessuti molli).

D'altro canto, maggiore è lo **spessore** di un oggetto o di un tessuto, maggiori saranno l'attenuazione e l'assorbimento dei raggi X, minori saranno la quantità e l'energia dei raggi che raggiungono la pellicola e, quindi, maggiore la radiopacità dell'oggetto o del tessuto nell'immagine. Per esempio, il fegato e i reni hanno la stessa densità radiografica (densità dei tessuti molli/fluidi), ma il fegato appare comunemente

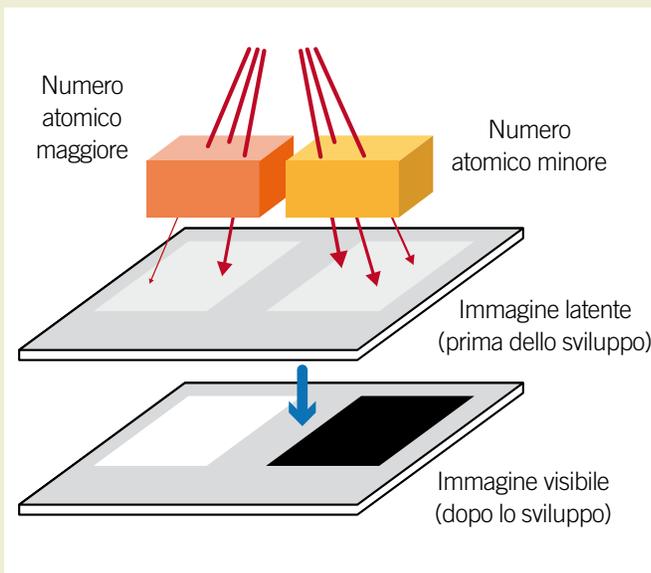


FIGURA 113 Rappresentazione schematica della penetrazione dei raggi X in funzione del numero atomico di un oggetto. Più alto è il numero atomico, maggiori sono l'attenuazione e l'assorbimento dei raggi X attraverso l'oggetto.

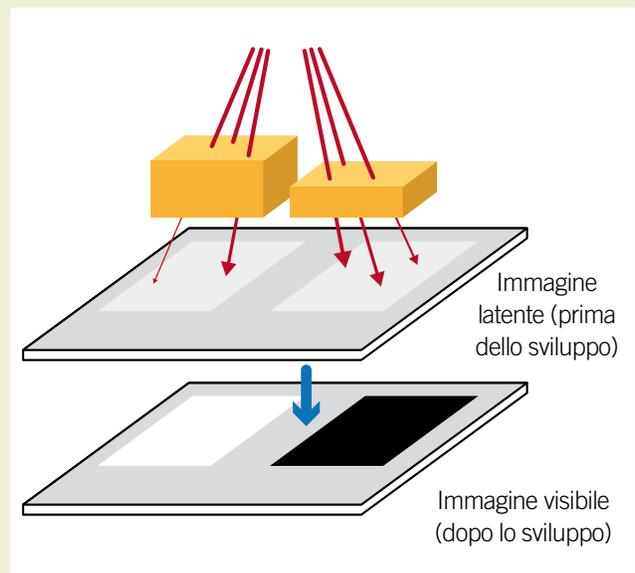


FIGURA 114 Rappresentazione schematica della penetrazione dei raggi X in funzione dello spessore di un oggetto. A parità di numero atomico, maggiore è lo spessore di un oggetto, maggiori sono l'attenuazione e l'assorbimento dei raggi X attraverso l'oggetto.

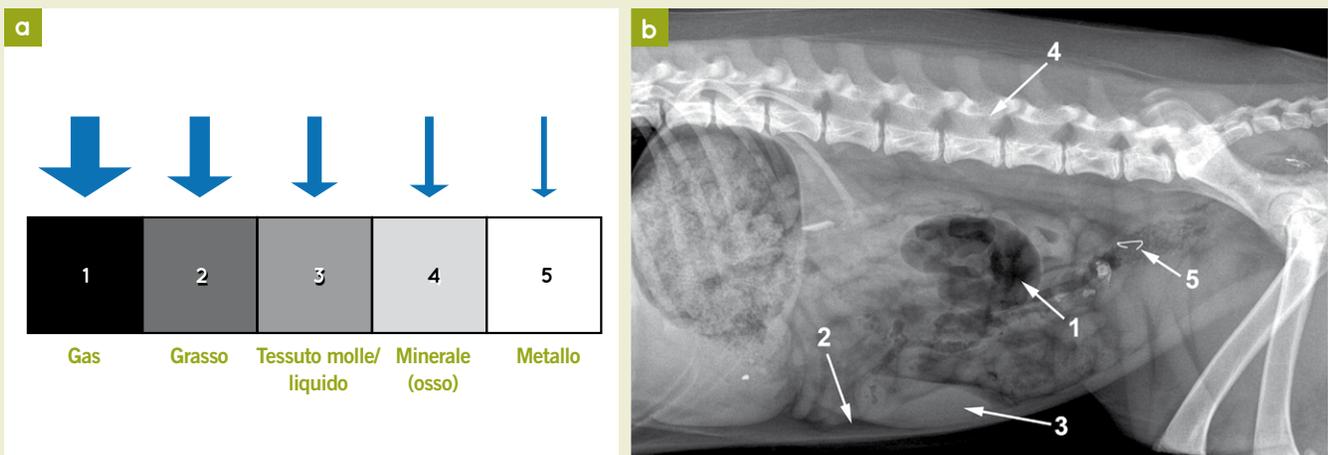


FIGURA 115 Rappresentazione schematica delle 5 densità radiografiche, dette anche opacità o radiopacità (a), e radiografia dell'addome di un cane in cui si possono identificare le 5 densità (b).

più chiaro rispetto al rene in quanto più spesso e quindi più attenuante (i raggi X perdono maggiore energia) (Fig. 1.16). Nella radiografia convenzionale, le strutture anatomiche appaiono come la sovrapposizione di ombre e le loro densità radiografiche, sia positive sia negative, sono cumulative (Fig. 1.17).

Pertanto, in una radiografia in cui le sagome dei due reni sono parzialmente sovrapposte, l'area di sovrapposizione apparirà di una tonalità di grigio più chiara rispetto alle estremità non sovrapposte (Fig.1.18). Di contro, se parte della silhouette renale si sovrappone a un segmento intestinale pieno di gas, l'area

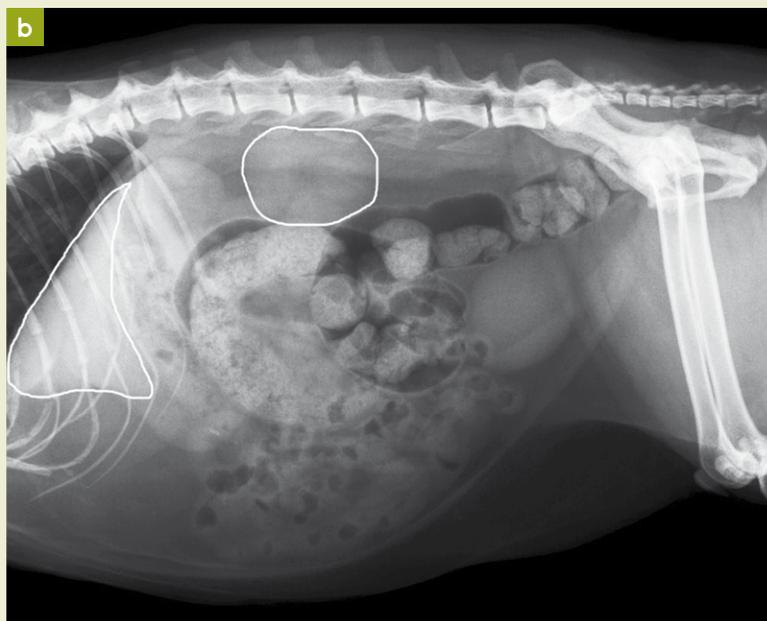
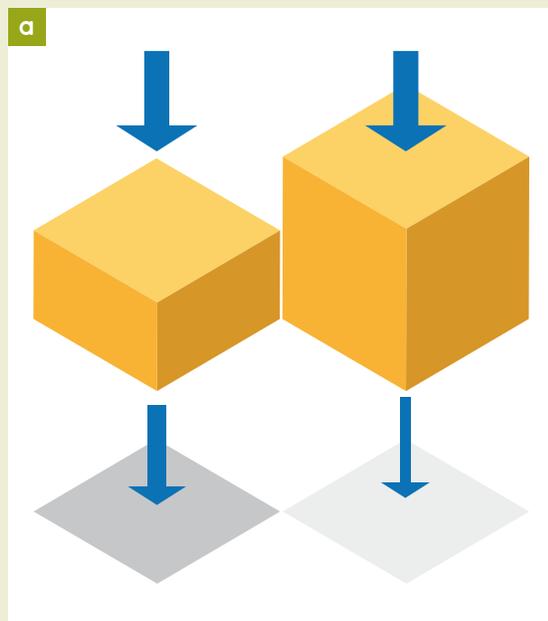


FIGURA 1.16 Rappresentazione schematica delle differenti tonalità di grigio di due oggetti di uguale densità radiografica ma di diverso spessore (a), e radiografia dell'addome di un gatto in cui è possibile apprezzare le differenti tonalità di grigio di fegato e rene, che pure hanno la medesima densità dei tessuti molli (b).

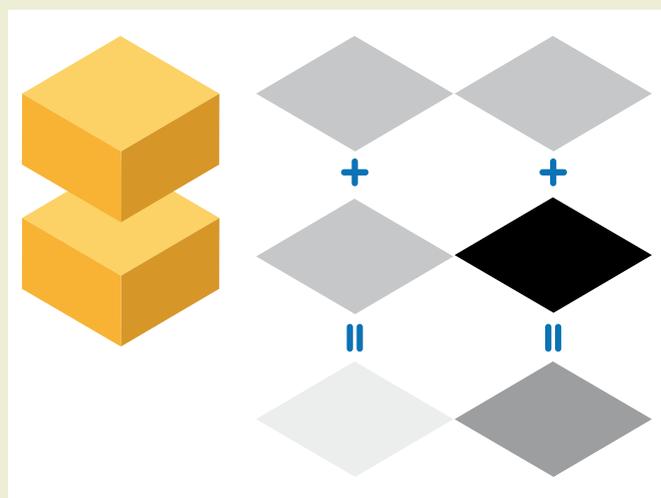


FIGURA 1.17 Rappresentazione schematica della somma, positiva e negativa, delle densità radiografiche di sagome sovrapposte.

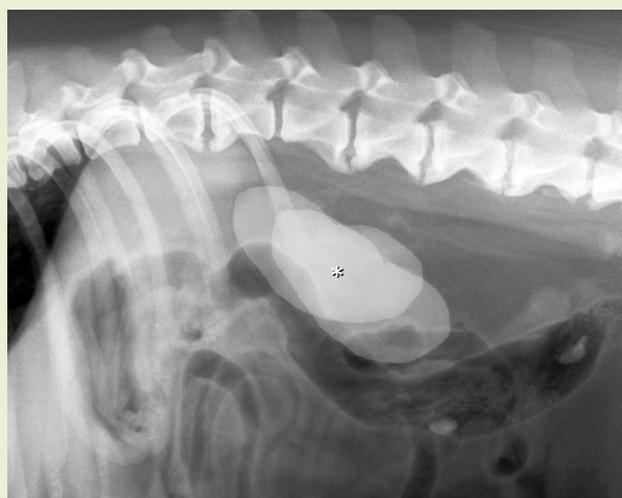


FIGURA 1.18 Radiografia della parte dorsale e craniale dell'addome di un cane in cui sono state disegnate due sagome semitrasparenti che coincidono con le sagome renali. L'area di sovrapposizione tra le due silhouette (*) appare in una tonalità di grigio più chiara, a causa dell'aggiunta "in positivo" delle tonalità di grigio che rappresentano le densità radiografiche di entrambi i reni.

di sovrapposizione apparirà più scura del resto della silhouette renale (Fig. 1.19).

In caso di due strutture adiacenti caratterizzate dalla medesima densità radiografica, alla radiografia non è possibile identificarne i contorni nella zona di contatto, condizione nota come **segno della**

silhouette positivo, segno di fusione della silhouette o **segno di obliterazione dei bordi** (Fig. 1.20). Per differenziare alla radiografia una struttura da un'altra adiacente di uguale densità radiografica (per es., due tessuti molli) è necessario che tra le due strutture sia interposto "qualcosa" di diversa densità radiografica.

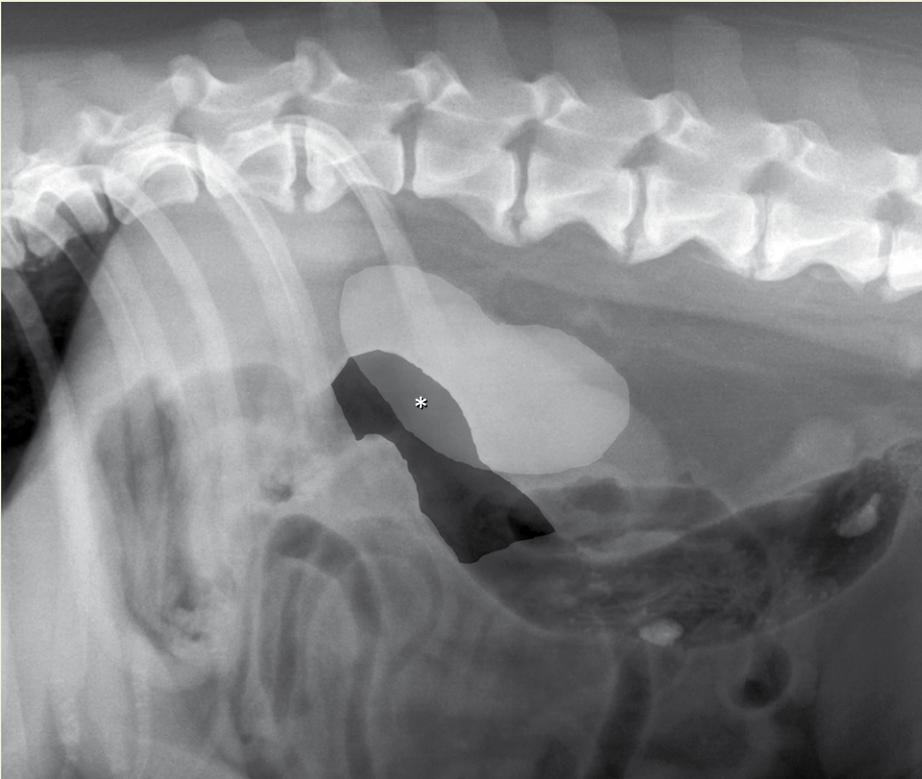


FIGURA 1.19 Radiografia della parte dorsale e craniale dell'addome di un cane in cui sono state disegnate due silhouette semitrasparenti, una coincidente con la sagoma renale destra e l'altra con un segmento del colon contenente gas. L'area di sovrapposizione delle due sagome appare in una tonalità di grigio più scura rispetto al resto della silhouette renale, a causa della somma "negativa" delle tonalità di grigio che rappresentano le densità radiografiche di entrambe le strutture.

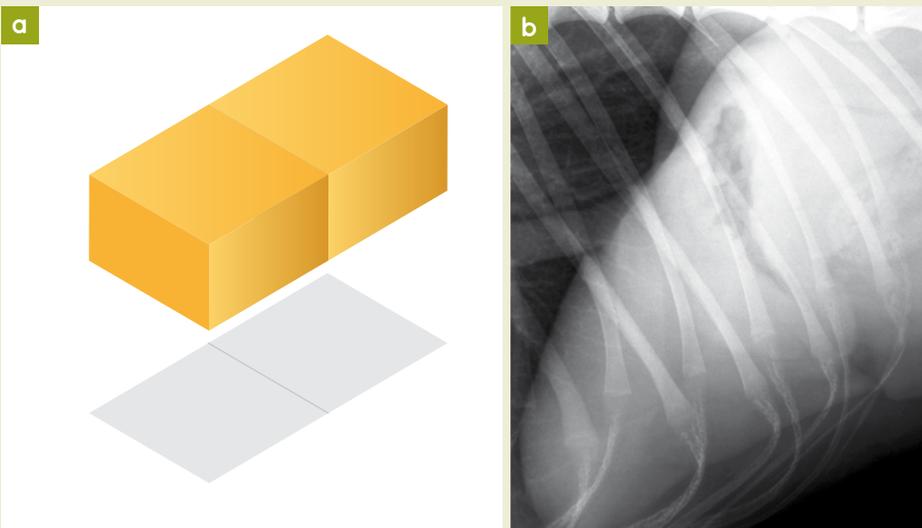


FIGURA 1.20 Rappresentazione schematica del segno della silhouette positivo, o segno di fusione della silhouette o segno di obliterazione del bordo (a): quando due strutture hanno la stessa densità radiografica e sono adiacenti l'una all'altra, non è possibile distinguere dove finisce il contorno di una e dove inizia quello dell'altra. Radiografia della porzione craniale dell'addome di un cane (b) nella quale compare questa silhouette tra i contorni del fegato e dello stomaco, la cui parete e il cui contenuto liquido o mucoso hanno la stessa densità radiografica del parenchima epatico adiacente, per cui nell'immagine non è possibile distinguere né il bordo caudale del fegato né il bordo craniale dello stomaco.

Un gran numero di strutture intraddominali ha la densità tipica dei tessuti molli/fluidi (fegato, milza, reni, vescica ecc.), ma spesso è possibile distinguere le sagome di tutti o almeno di una parte di esse perché il grasso intraddominale, la cui densità radiografica è inferiore (tonalità di grigio più scura), si interpone tra queste strutture (Fig. 1.21). Per lo stesso motivo, una radiografia non è in grado di differenziare i vasi sanguigni epatici dal parenchima circostante perché tali strutture presentano la stessa densità radiografica, mentre i vasi sanguigni polmonari sono ben distinti dal parenchima adiacente poiché quest'ultimo ha una densità molto bassa a causa dell'elevato contenuto d'aria.

Cassetta

La cassetta radiografica è una scatola rettangolare progettata per contenere la pellicola radiografica e impedirne l'esposizione alla luce. Il coperchio anteriore, o faccia del tubo, è quella parte che viene posta davanti al fascio di raggi X. Deve essere costituito da un materiale a basso numero atomico, per attenuare al minimo il fascio di raggi X: può essere realizzato in alluminio o in fibra di vetro o di carbonio. La parte

posteriore della cassetta è rivestita di piombo, che ha lo scopo di assorbire il più possibile le radiazioni impedendo così ai raggi X di oltrepassare la cassetta e raggiungere il tavolo, il pavimento, le pareti ecc., dove potrebbero cambiare direzione e irradiare nuovamente il paziente, la pellicola o l'operatore. Le cassette sono disponibili in varie dimensioni, le più comuni sono 13 × 18 cm, 18 × 24 cm, 24 × 30 cm, 30 × 40 cm, 35 × 35 cm e 35 × 43 cm.

Pellicola radiografica

La pellicola radiografica più frequentemente utilizzata nella radiografia non digitale consiste in una base rigida, di solito in poliestere, alla quale viene fatta aderire, di solito su entrambi i lati, un'emulsione sensibile alla luce (la pellicola fotografica presenta l'emulsione solo su un lato). Lo strato adesivo tra la base e l'emulsione impedisce a quest'ultima di staccarsi. I due strati di emulsione sono protetti dalle aggressioni esterne grazie a uno strato protettivo di gelatina pura. La pellicola radiografica a doppia emulsione è quindi costituita da 7 strati (Fig. 1.22) e ha uno spessore totale tra 0,2 e 0,3 mm.

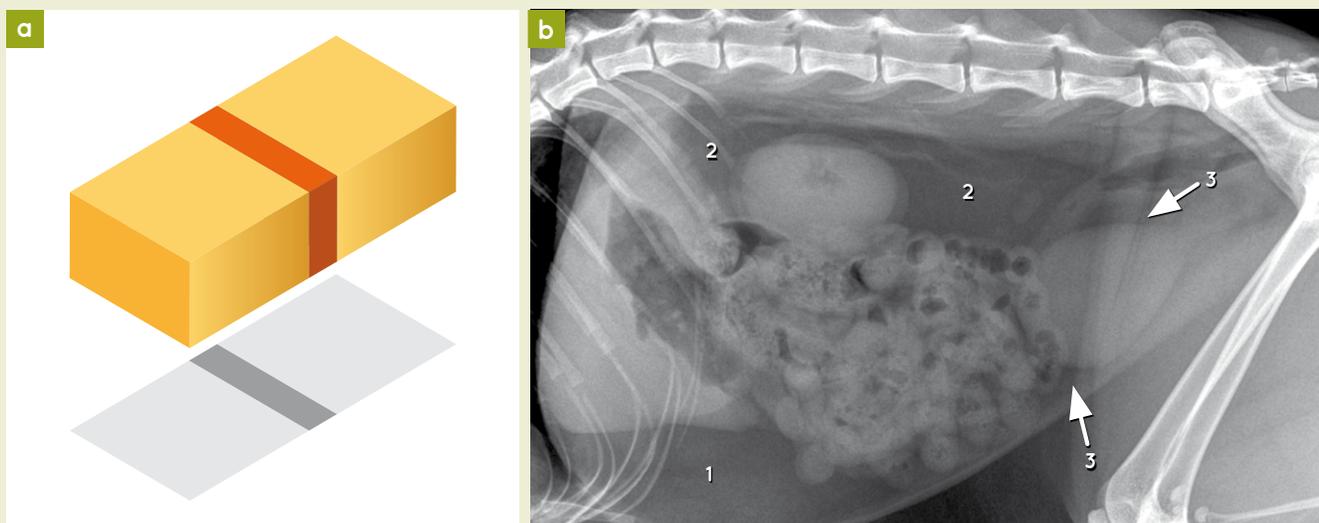


FIGURA 1.21 Rappresentazione schematica dell'interposizione di un oggetto di densità radiografica inferiore (grigio più scuro) tra due oggetti di uguale densità (a) e (b) tra loro, il che permette di differenziarne i margini (a). Radiografia dell'addome di un gatto (b) che mostra abbondante grasso ventrale a livello del fegato (1) e intorno ai reni (2) e alla vescica (3), il che facilita l'identificazione dei margini di queste strutture, tutte di densità dei tessuti molli/liquidi.

L'emulsione è il materiale con cui interagiscono direttamente i raggi X e la luce emessa dagli schermi intensificatori, che verranno illustrati nel prossimo paragrafo. È composta da una miscela omogenea di gelatina e cristalli di alogenuro d'argento (di solito il 98% di bromuro d'argento e il resto di ioduro d'argento). La dimensione e la concentrazione dei cristalli di alogenuro d'argento sono i principali fattori che determinano la rapidità o la sensibilità della pellicola e del suo contrasto.

Gli atomi costituenti gli alogenuri d'argento formano un reticolo cristallino. Quando le radiazioni colpiscono la pellicola causano la rottura del reticolo cristallino, poiché i legami tra gli atomi di bromo e di iodio con gli atomi di argento si rompono. Nelle aree dove le radiazioni non colpiscono la pellicola, la struttura cristallina si conserva intatta. Gli ioni di argento si combinano con gli elettroni liberi (rilasciati dalle interazioni con i raggi X), trasformandosi così in argento atomico, che viene depositato localmente. L'argento atomico non è visibile a occhio nudo. D'altra parte, durante il processo questi depositi d'argento assumono una colorazione nera, mentre i cristalli non irradiati mantengono

la loro struttura reticolare cristallina e rimangono trasparenti.

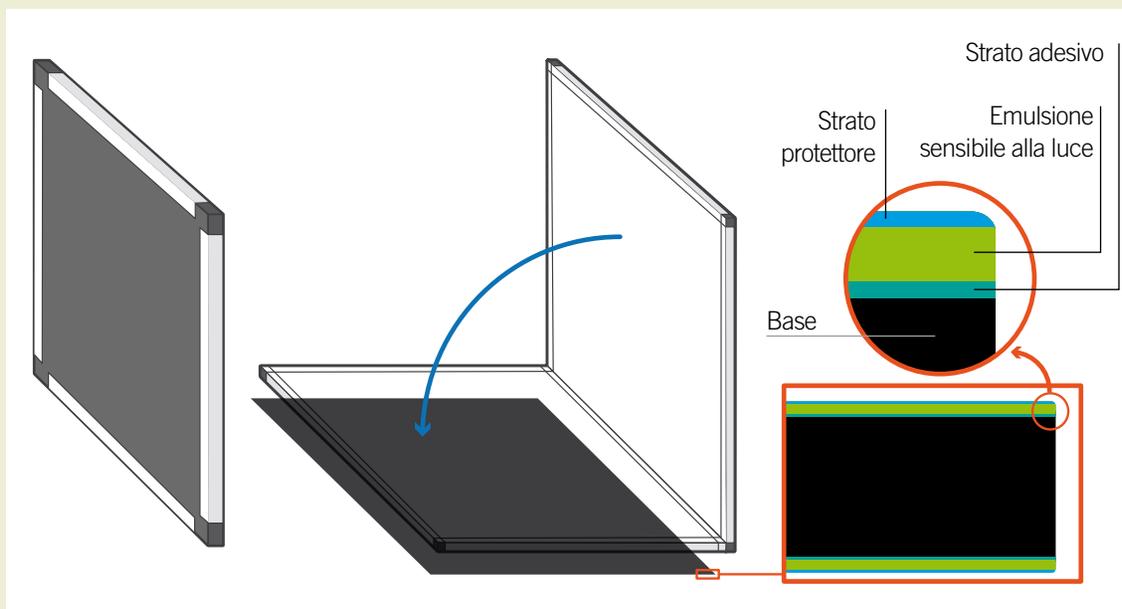
Il **contrasto** e la **sensibilità** della pellicola dipendono dalle dimensioni e dalla distribuzione dei cristalli di alogenuro d'argento.

Schermi di intensificazione o rinforzo

Gli schermi di intensificazione sono utilizzati nella radiografia non digitale. Si tratta di pellicole composte da cristalli fosforescenti su una base di plastica o cartone. Quando i raggi X colpiscono queste pellicole, i cristalli emettono fluorescenza, vale a dire che i cristalli trasformano i raggi X in luce visibile. Per ogni fotone di raggi X che colpisce un cristallo fosforescente, questo emette centinaia di fotoni di luce visibile. La pellicola radiografica è più sensibile alla luce che ai raggi X, quindi l'utilizzo di schermi intensificatori riduce notevolmente la quantità di raggi X necessaria per ottenere un'immagine radiografica. Circa il 5% della densità osservata in una radiografia non digitale è dovuto all'effetto diretto dei raggi X sulla pellicola, mentre il 95% è dovuto alla luce emessa dagli schermi intensificatori.

FIGURA 122

Rappresentazione schematica di una cassetta radiografica convenzionale aperta, con la pellicola radiografica parzialmente rimossa dal suo interno e gli strati in cui è suddivisa.



Di solito si utilizzano due schermi intensificatori attaccati ai due coperchi della cassetta. Quando si utilizzano due schermi, ciascuna delle emulsioni della pellicola viene impressionata da uno dei due. In questo modo si ottiene un'immagine su ciascuna emulsione, mentre l'immagine finale è la sovrapposizione delle due (Fig. 1.23). In generale, più grandi sono le dimensioni dei cristalli fosforescenti maggiore è l'emissione di luce fluorescente (sono richiesti meno raggi X), ma il dettaglio radiografico dell'immagine è ridotto (qualità dell'immagine più scadente). Con cristalli più piccoli la definizione dell'immagine aumenta, ma sono necessari più raggi X. Il tipo di pellicola deve essere adattato al tipo di schermi intensificatori usati.

Lo svantaggio degli schermi intensificatori è che forniscono un'immagine radiografica di qualità inferiore e meno nitida rispetto a quella che si otterrebbe senza il loro impiego. Normalmente il grado di riduzione della dose di radiazioni compensa la perdita di qualità dell'immagine, anche se per esami radiologici particolari che richiedono il maggior numero possibile di dettagli le radiografie possono essere utilizzate senza gli schermi intensificatori. Questo è il caso delle radiografie dentali non digitali, che vengono visualizzate senza schermi, poiché ogni pellicola è avvolta in un foglio di carta e all'interno di una speciale cornice

di plastica con una lamina di piombo sul retro. Nella mammografia non digitale si utilizza un unico schermo intensificatore ad alta risoluzione.

Il processo di sviluppo

Dopo che un fascio di raggi X attraversa un oggetto o un paziente, si ottiene un fascio emergente di raggi con diverse intensità che consentono di produrre l'immagine radiografica. Nella radiografia non digitale, quando l'**immagine radiante** interagisce con i cristalli di alogenuro d'argento della pellicola radiografica, si forma l'**immagine latente**. Questa immagine viene trasformata in un'**immagine visibile** dopo il processo di sviluppo, che può essere effettuato sia manualmente sia automaticamente per mezzo dei dispositivi di sviluppo specifici.

Il processo di sviluppo si compone di 5 fasi: sviluppo, lavaggio intermedio, fissaggio, lavaggio finale e asciugatura. In questo processo vengono utilizzati due tipi di prodotti chimici:

- lo **sviluppatore**, che trasforma i cristalli di alogenuro d'argento impressionati dalla luce o dai raggi X in argento metallico. I depositi di argento metallico appariranno neri ai raggi X. Lo sviluppatore è responsabile della trasformazione dell'immagine latente in un'immagine visibile;

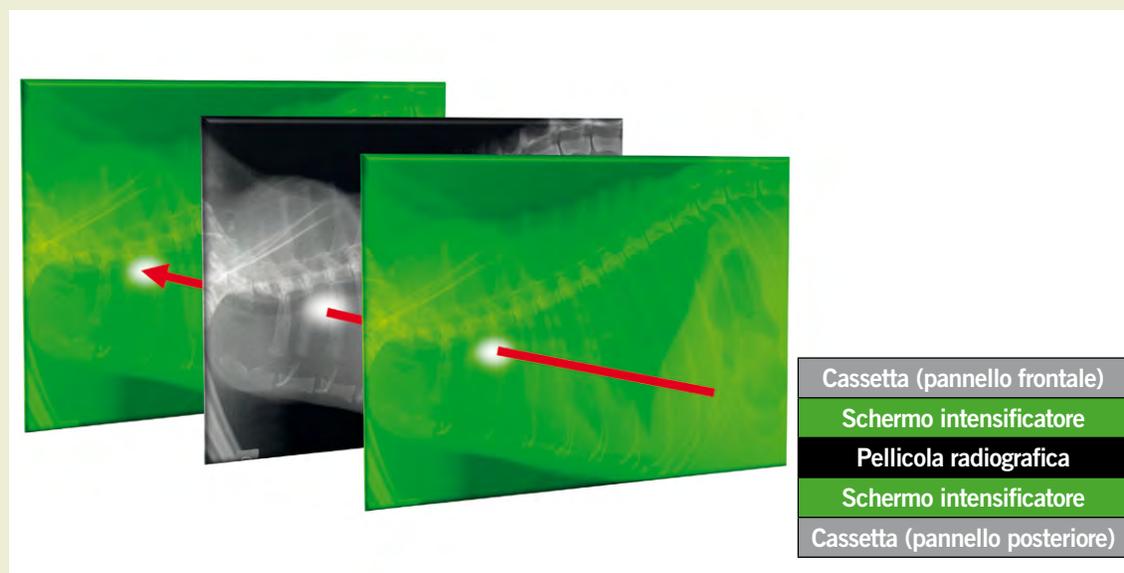


FIGURA 123
Rappresentazione schematica dell'interposizione degli schermi intensificatori tra la pellicola radiografica e i pannelli della cassetta nonché della luce fosforescente (verde) emessa da ciascuno dei due schermi per impressionare la pellicola situata tra di essi.

- il **fissatore**, che converte i cristalli di alogenuro d'argento non esposti alla luce o ai raggi X in un composto solubile che permette la rimozione di questi cristalli nel lavaggio successivo, lasciando aree chiare sulla pellicola.

Lo sviluppo della pellicola è un processo chimico che dipende dal tempo e dalla temperatura. La pellicola deve rimanere a contatto con lo sviluppatore per circa 5 minuti. Più a lungo la pellicola rimane nello sviluppatore, più scura sarà l'immagine. Il lavaggio intermedio viene effettuato con acqua, per rimuovere i residui dello sviluppatore. Il tempo di fissaggio deve essere circa il doppio del tempo di sviluppo. La pellicola può rimanere nel fissatore più a lungo del necessario senza che la sua qualità venga alterata, tuttavia se il tempo è inferiore al necessario, l'immagine avrà un aspetto lattiginoso. Il lavaggio finale della pellicola consente di rimuovere le sostanze chimiche in eccesso e gli eventuali residui di alogenuro d'argento. Un cattivo lavaggio fa sì che i residui del fissatore reagiscano con l'argento della pellicola per formare solfuro d'argento, che con il passare del tempo provoca l'imbrunimento

della pellicola. Con lo sviluppo manuale, il lavaggio finale dovrebbe durare da 20 a 30 minuti. Infine, la radiografia può essere asciugata all'aria o utilizzando essiccatori specifici.

Per lo sviluppo manuale si utilizzano secchi o vasche, di solito verticali. Sono necessarie una vaschetta per lo sviluppatore, una per il fissatore e una o due con acqua per i lavaggi. Le vasche sono dotate di coperchi per ridurre il deterioramento dei liquidi di sviluppo da parte della luce (fotolisi) e dell'ossigeno (ossidazione) quando non sono in uso. I telai o le rastrelliere servono a sostenere la pellicola quando viene inserita nei vassoi.

In una macchina sviluppatrice automatica lo sviluppo, il fissaggio, il lavaggio e l'asciugatura della pellicola vengono effettuati all'interno della macchina in un tempo medio di circa 90 secondi. La pellicola avanza all'interno dello sviluppatore attraverso un sistema di rulli. Se la macchina è mantenuta in condizioni ottimali, lo sviluppo risulta tecnicamente molto valido. Dal momento che la pellicola radiografica è sensibile alla luce, il processo di sviluppo deve essere effettuato in una stanza chiamata camera oscura (Fig. 1.24), che deve essere schermata sia dalla luce sia dai raggi X provenienti dai locali adiacenti. Deve essere dotata di una lampada di sicurezza, che può essere mantenuta accesa durante il processo di sviluppo, attraverso un sistema di filtri che impediscono la patinatura delle pellicole.

Negativoscopia

Scatola con all'interno una sorgente luminosa costituita da uno o più tubi fluorescenti e da un vetro opalino che ne ricopre il lato anteriore, sul quale vengono collocate le pellicole radiografiche per l'esame. La luce deve essere la più omogenea possibile, anche se alcuni negativoscopi incorporano una fonte di luce più intensa ("luce calda") al centro, che può essere accesa in modo indipendente per apprezzare meglio piccole aree dell'immagine, soprattutto se più scure di quanto auspicato.

Radiologia digitale

Nell'ultimo decennio, in medicina veterinaria si è assistito a una graduale transizione dalla radiologia convenzionale a quella digitale.



FIGURA 1.24 Camera oscura per lo sviluppo delle pellicole radiografiche: 1: sviluppatore automatico; 2: vassoi per la raccolta delle soluzioni di sviluppo; 3 lampadina a luce rossa che può rimanere accesa durante le operazioni di sviluppo; 4: lavandino.

Sebbene l'acquisto di dispositivi di radiologia digitale comporti un investimento finanziario iniziale relativamente elevato per il veterinario, questa tecnica offre importanti vantaggi rispetto ai sistemi radiologici convenzionali, tra cui la velocità e la facilità con cui si possono ottenere immagini diagnostiche di qualità.

Dispositivi di radiologia digitale

In base alla modalità di ottenimento delle immagini i dispositivi di radiologia digitale si suddividono in due tipologie: le radiografie computerizzate (Computed Radiography, CR) e le radiografie digitali (Digital Radiography, DR), queste ultime note anche come DX (Digital X-rays) – in questo libro useremo il termine DR.

In entrambi i casi si utilizza un tubo radiogeno convenzionale e ciò che cambia è il modo in cui viene registrata l'immagine radiografica. I sistemi CR (Fig. 1.25) si basano sull'utilizzo di **cassette speciali** contenenti uno schermo di **cristalli di fosforo fotostimolabili** al posto di una pellicola radiografica convenzionale. Durante l'esecuzione della radiografia, i raggi X provenienti dal paziente agiscono sullo schermo al fosforo creando un'immagine latente. Il fotogramma viene quindi inserito in un **dispositivo di lettura**, che estrae lo schermo, lo scansiona con un raggio laser e invia

le informazioni a un **computer**, dove verrà visualizzata l'immagine radiografica già convertita in un file digitale. Il tempo medio di scansione della cassetta varia da 30 a 45 secondi.

I sistemi DR (Fig. 1.26) non richiedono l'uso di cassette o dispositivi di lettura. Viene utilizzata una **scheda di rilevamento** generalmente installata nel vassoio del tavolo dell'apparecchio radiografico. La scheda è collegata direttamente a un **computer** via cavo o tramite wi-fi. Quando vengono sparati i raggi X, i raggi che provengono dal paziente raggiungono la lastra del rivelatore, che li trasforma in segnali elettrici inviati poi a un computer, dove vengono tradotti in un'immagine digitale. Il tempo che intercorre dal momento in cui l'immagine viene visualizzata sul computer è solitamente di pochi secondi. Sono disponibili sul mercato anche rivelatori portatili che in medicina veterinaria hanno principalmente un uso in clinica equina in associazione con dispositivi radiogeni anch'essi portatili.

Relativamente ai sistemi DR esistono due tipi principali di apparecchiature: i dispositivi ad accoppiamento di carica (Charge Coupled Device, CCD) e i rivelatori a pannello piatto (Flat Panel Detector, FPD). I CCD sono costituiti da uno strato di materiale scintillante, che converte i raggi X in luce visibile, e da



FIGURA 125 Sistema di radiologia digitale di tipo CR costituito da una cassetta contenente schermi a cristalli di fosforo fotostimolabili, il dispositivo di lettura e un computer. È rappresentata un'apparecchiatura radiografica standard.

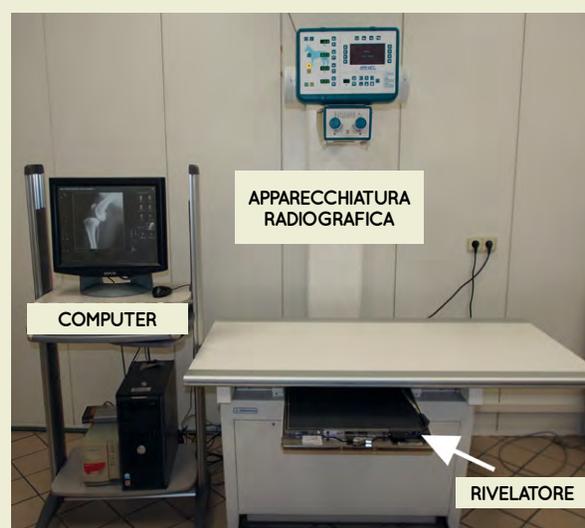


FIGURA 126 Sistema di radiologia digitale di tipo DR, costituito da una lastra rivelatrice montata sulla piastra installata sul vassoio del tavolo dell'apparecchiatura radiografica e da un computer. È rappresentata un'apparecchiatura radiografica standard.

un sensore simile a quelli presenti nelle attuali fotocamere e videocamere digitali. Il sensore trasforma la luce in segnali elettrici e li invia al sistema informatico. Questa tecnologia è stata superata qualitativamente dagli FPD, che possono essere a **conversione diretta** o **indiretta**. Gli FPD a conversione diretta sono costituiti da un materiale fotoconduttore che converte i fotoni dei raggi X in segnali elettrici e da uno strato di transistor (Thin-Film Transistors, TFT:), che raccoglie i segnali e li invia al sistema informatico. Gli FPD a conversione indiretta sono costituiti da uno strato di materiale scintillante, che converte i raggi X in luce visibile, uno strato di fotodiodi, che trasformano la luce in segnali elettrici, e uno strato di TFT, che inviano i segnali al sistema informatico.

Il materiale fotoconduttore per gli FPD a conversione diretta è solitamente il selenio amorfo. Sebbene questi dispositivi forniscano immagini di alta qualità, possono presentare alcuni svantaggi, in quanto una certa reminiscenza dell'immagine può rimanere dopo il completamento della lettura, a causa della persistenza di cariche elettriche residue. Nelle apparecchiature più moderne questa criticità è stata risolta incorporando tecniche specifiche di cancellazione.

Gli FPD a conversione indiretta, in genere, richiedono una dose di radiazioni minore pur mantenendo un'ottima qualità dell'immagine, qualità che è considerata un importante vantaggio in radiologia umana (la riduzione della dose diretta al paziente può arrivare fino al 40%). Questo è un aspetto che deve essere preso in considerazione anche in veterinaria, in quanto, oltre a essere benefico per il paziente, in molti casi il proprietario, un tecnico o il veterinario stesso devono tenere fermo il paziente. Normalmente si utilizzano ioduro di cesio (CsI) o diossisolfato (ossisolfuro) di gadolinio (Gd₂O₂S, detto anche Gadox o GOS) come materiale scintillante – il primo è solitamente più efficace. Lo strato del fotodiodo è solitamente costituito da silicio amorfo. La maggior parte dei pannelli piatti attualmente in commercio utilizzati in medicina veterinaria è convertita indirettamente con CsI.

La qualità delle immagini ottenute con un DR è tipicamente superiore a quella ottenuta con un CR, ma questa affermazione generica non esclude

alcune sfumature, in quanto dipende dalle caratteristiche tecniche di entrambi i tipi di apparecchiatura. I sistemi CR di ultima generazione offrono immagini di altissima qualità, equivalenti a quelle di alcuni DR. In genere, il prezzo di un CR è inferiore a quello di un DR di buona qualità.

I dispositivi CR e DR disponibili in commercio per la medicina veterinaria devono sempre essere pre-regolati e pre-calibrati a seconda dell'impiego in piccoli o grandi animali, mentre quelli destinati all'uso in radiologia umana sono caratterizzati da parametri di imaging differenti (algoritmi) e, pertanto, se impiegati nella diagnostica veterinaria senza le opportune modifiche, forniscono immagini di qualità potenzialmente inferiore, pur trattandosi di sistemi ad alte prestazioni. La calibrazione per uso veterinario è svolta dai produttori delle apparecchiature.

Dati originali e algoritmi dell'immagine

I dati di lettura degli schermi al fosforo o i segnali elettrici generati dai rilevatori arrivano al sistema informatico sotto forma di dati grezzi che devono essere trasformati in un'immagine radiografica ottimizzata (Fig. 1.27). A questo scopo, il produttore sviluppa algoritmi specifici per ogni tipo di scansione, classificati per regione anatomica e proiezione. Questi algoritmi determinano la quantità di luminosità da assegnare a ciascun pixel dell'immagine in base alla radiazione ricevuta in ogni punto dello schermo al fosforo o del rilevatore, nonché il rapporto di contrasto tra le diverse tonalità di grigio. Ogni produttore sviluppa algoritmi specifici per le proprie apparecchiature. La qualità finale dell'immagine dipende in larga misura dall'adeguamento di questi algoritmi a ogni tipo di scansione.

Formato DICOM

Il formato di immagine digitale più utilizzato nella diagnostica per immagini è il formato DICOM (Digital Imaging and Communication in Medicine). I file salvati in questo formato mantengono tutte le caratteristiche originali dell'immagine al momento in cui è stata ottenuta e incorporano le informazioni demografiche del paziente, i dati sull'apparecchiatura utilizzata, la data e l'ora dello studio ecc. (Fig. 1.28).

Le apparecchiature radiologiche digitali salvano gli studi in formato DICOM, anche se è possibile esportare le immagini in altri formati più universali, come jpeg, tiff o bmp, sebbene questi ultimi non siano raccomandati per scopi diagnostici in quanto le informazioni associate allo studio dell'immagine vanno perse.

Il software

Le apparecchiature radiologiche digitali includono un software con strumenti di post-elaborazione di base come lo zoom, lo spostamento dell'immagine, la modulazione del livello/finestra (equivalente a luminosità e contrasto), il miglioramento dei bordi, l'inversione



FIGURA 127 Immagine non elaborata (dati nativi) prima dell'applicazione degli algoritmi di imaging specifici per la regione e la proiezione (a), e immagine finale dopo l'applicazione degli algoritmi (b).



FIGURA 128 Immagine radiografica in proiezione dorsoventrale del torace di un cane e relative informazioni DICOM a essa associate.

della scala di grigi e la misurazione delle distanze e degli angoli (particolarmente utile per la pianificazione di interventi di chirurgia traumatologia), e altri.

Alcuni programmi includono misurazioni più specifiche come l'angolo di Norberg, l'indice cardio-vertebrale o anche modelli digitali di protesi ortopediche. È necessario fare buon uso degli strumenti di post-elaborazione, in quanto un'eccessiva elaborazione computerizzata delle immagini può portare a un sostanziale deterioramento della loro qualità.

Visualizzazione

Le radiografie digitali devono essere visualizzate su monitor con minime caratteristiche tecniche di qualità. In radiologia umana, l'uso di monitor medicali è obbligatorio per fare diagnosi. Questi monitor sono conformi al cosiddetto standard DICOM, con una risoluzione di almeno 2 megapixel per la radiologia generale e di 5 megapixel per la mammografia. Il costo di questi monitor medicali è elevato, per questo motivo in medicina veterinaria si usano solitamente schermi convenzionali a un costo minore, anche se si raccomanda di soddisfare i requisiti minimi di rapporto di contrasto (almeno 1000:1) e di luminanza (minimo 300 cd/m²) per ottimizzare la visualizzazione delle immagini radiografiche.

Le immagini possono anche essere stampate su pellicola utilizzando stampanti laser a secco, anche se questo metodo di visualizzazione è meno comune in medicina veterinaria e sempre meno utilizzato in medicina umana. La pellicola stampata ha un aspetto simile a quella della radiografia convenzionale.

Archiviazione e gestione delle immagini

Un risvolto significativo della radiologia digitale è la necessità di archiviazione e gestione delle radiografie, che di fatto sono file informatici. Il software incorporato

nel computer dell'apparecchiatura consente solitamente la registrazione delle immagini in diversi dispositivi e formati, ma ha una capacità di memorizzazione limitata e non garantisce la sicurezza dei file.

In radiologia umana, per garantire la sicurezza delle immagini mediche digitali, vengono utilizzati sistemi informatici specifici chiamati PACS (Picture Archiving and Communication System). Si tratta di sistemi per l'archiviazione e l'elaborazione di immagini mediche che consentono la gestione rapida e sicura di tutte le immagini digitali di un paziente. Di solito incorporano numerosi strumenti di post-elaborazione e garantiscono l'assoluta protezione e sicurezza dei file.

In medicina veterinaria il loro uso non si è diffuso che pochi anni fa, in ragione del loro elevato costo economico iniziale. Oggi sono stati sviluppati sistemi più accessibili che possono svolgere la stessa funzione per un numero minore di pazienti e a un prezzo molto più accessibile.

Raccomandazioni tecniche in radiologia digitale

La radiologia digitale ha una risposta dinamica molto più elevata di quella analogica. Questo fattore, nella pratica, significa che possiamo ottenere radiografie di qualità lavorando con intervalli di valori di esposizione molto più ampi rispetto alla radiologia convenzionale (non digitale). Pertanto, quando si lavora con la tecnologia digitale si riduce notevolmente la necessità di ripetere gli studi dovuti a una scelta errata dei valori di esposizione.

È bene ricordare che una buona radiografia è una radiografia correttamente centrata, correttamente collimata e posizionata e correttamente esposta. Considerati tutti questi aspetti, la radiologia digitale migliora solo i fattori di esposizione.

Collimare correttamente la regione da radiografare è sempre stata una raccomandazione tecnica essenziale per ottimizzare la qualità delle immagini e ridurre la dose di radiazioni dirette ricevute dal paziente e la dose di radiazioni disperse che riceve l'operatore. Nella radiologia digitale è di particolare importanza, in quanto gli algoritmi applicati all'immagine sono regolati a seconda di ogni specifica regione anatomica, in modo che se si allarga l'area radiografata il filtro migliora l'immagine della regione selezionata, ma potrebbe peggiorare la qualità dell'immagine di altre aree anatomiche erroneamente incluse nell'area di collimazione.

Alcuni tra i primi sistemi CR richiedevano dosi di esposizione più elevate rispetto a quelle utilizzate nella radiologia convenzionale (non digitale), anche se nella maggior parte dei CR odierni questo inconveniente è stato risolto e possono persino essere sufficienti dosi di radiazioni inferiori. Inoltre, alcuni CCD presenti sul mercato richiedono una dose significativa per ottenere immagini di qualità.

Qualità della radiografia digitale

Prima di parlare di qualità delle immagini digitali, è importante ricordare i concetti di risoluzione spaziale e risoluzione del contrasto. La risoluzione spaziale si riferisce alla capacità di distinguere tra strutture più piccole in un'immagine (determina il grado di dettaglio), mentre la risoluzione del contrasto si riferisce alla capacità di distinguere le strutture con differenze minime della densità radiografica.

I pixel sono le unità in cui viene suddivisa un'immagine digitale bidimensionale. L'insieme dei pixel che formano l'immagine costituisce la matrice, che si esprime come lunghezza per larghezza (in pixel). Quanto più piccolo è il pixel (matrice più grande)

maggiore è la risoluzione spaziale dell'immagine. La risoluzione spaziale è misurata in coppie di linee per millimetro (lp/mm).

Da un punto di vista teorico, la radiografia digitale ha una risoluzione spaziale inferiore a quella convenzionale: se ingrandiamo notevolmente una radiografia digitale, possono apparire i margini dei pixel, mentre in una radiografia convenzionale questo non avviene. Tuttavia, visto che nella pratica non lavoriamo con ingrandimenti così elevati, questo inconveniente non si verifica. D'altra parte, le radiografie digitali hanno una risoluzione di contrasto più elevata rispetto alle radiografie convenzionali: ciò significa che strutture anatomiche di densità molto diverse possono essere adeguatamente visualizzate nella stessa immagine. Il maggiore intervallo dinamico offerto dalla radiografia digitale permette di visualizzare una più ampia gamma di grigi consentendo di ottenere buone immagini di ossa e tessuti molli in un unico esame. Il miglioramento della risoluzione di contrasto della radiografia digitale rispetto alla radiografia convenzionale è particolarmente evidente nelle immagini del torace. Il polmone appare "meno nero" e i vasi polmonari e i bronchi di diametro maggiore sono più evidenti nell'immagine digitale (Fig. 1.29).

Se non si è abituati a questo tipo di immagini, la visualizzazione migliorata di alcune strutture anatomiche può addirittura essere confusa per esiti patologici. Pertanto, l'osservatore ha bisogno di un certo periodo di tempo per abituarsi alle immagini di animali sani quando usa per la prima volta un'apparecchiatura di radiologia digitale avendo precedentemente lavorato con quelle convenzionali. Lo stesso vale quando si passa da un sistema CR a un DR, per la migliore risoluzione spaziale e di contrasto di quest'ultimo.

Vantaggi e svantaggi della digitalizzazione

Oltre all'aumento della risoluzione del contrasto e alla possibilità di migliorare le immagini con la post-elaborazione, altri importanti **vantaggi** della radiologia digitale sono:

- risparmio di spazio: non sono più necessarie la camera oscura con relativo spazio condizionato e la conservazione delle pellicole radiografiche;
- risparmio sui costi: non sono necessarie pellicole radiografiche, né vaschette o sviluppatori automatici, né liquidi di sviluppo (che sono inquinanti e devono essere smaltiti da aziende specializzate);
- velocità dello studio: nei sistemi CR, la scansione della cassetta avviene solitamente in meno di un minuto, mentre nei sistemi DR l'immagine radiografica appare sul monitor pochi secondi dopo lo scatto radiografico;
- riduce la necessità di ripetere gli studi a causa di una scelta errata dei valori di esposizione, poiché l'intervallo di valori a cui si ottiene un'immagine di qualità è più ampio rispetto alla radiografia convenzionale. Inoltre, gli strumenti di post-elaborazione aiutano a compensare le esposizioni errate in alcuni casi;
- possibilità di inviare immediatamente gli elaborati online al proprietario, ad altri veterinari o ai servizi di telediagnostica;
- molti dispositivi consentono inoltre di ridurre la dose di esposizione.

I principali **svantaggi** della radiologia digitale sono:

- investimento finanziario iniziale: anche se a lungo termine i sistemi di radiologia digitale consentono di risparmiare sui costi di pellicole, fluidi ecc., l'investimento iniziale rimane comunque elevato;
- costo della manutenzione: questi dispositivi richiedono un servizio di manutenzione specifico, fornito dal produttore;
- questi contratti possono essere costosi, ma sono essenziali una volta terminato il periodo di garanzia;
- sicurezza delle immagini: la radiografia digitale è un documento che viene memorizzato sul disco rigido del computer. È essenziale effettuare copie di backup per evitare la perdita di dati, anche se il sistema di archiviazione e gestione delle immagini più sicuro è un PACS;
- l'uso inappropriato di strumenti di post-elaborazione può portare alla perdita di informazioni diagnostiche.



FIGURA 129 Radiografie dell'area polmonare dorsocaudale ottenute con radiologia analogica (a), con un sistema digitale di tipo CR (b) e con un sistema digitale di tipo DR (c) che mostrano il sostanziale miglioramento della risoluzione di contrasto dei sistemi digitali rispetto alla radiologia analogica e dei sistemi DR rispetto ai sistemi CR.

Protezione dalle radiazioni

Tutte le radiazioni in grado di produrre ionizzazione nei mezzi che attraversano sono chiamate radiazioni ionizzanti.

I raggi X sono radiazioni ionizzanti.

La ionizzazione è il risultato dell'espulsione di un elettrone dalla struttura atomica o molecolare a cui appartiene. Quando l'elettrone viene "strappato" dall'atomo si crea una coppia di ioni: uno ione positivo, costituito dall'atomo privato dell'elettrone, e uno ione negativo, costituito dall'elettrone espulso.

La ionizzazione è il processo che provoca il danno biologico causato dalle radiazioni. Questo danno può essere di due tipi:

- genetico: per alterazione dei cromosomi o per mutazione di geni nelle cellule riproduttive, con conseguenze che si ripercuotono sulle generazioni future;
- somatico: evidenziato nel corso della vita dell'individuo (ustioni da radiazioni, sviluppo di tumori, cataratte ecc.).

La radiobiologia è la scienza che studia i fenomeni che si verificano negli organismi viventi in seguito all'assorbimento di energia da radiazioni ionizzanti.

Gli effetti biologici delle radiazioni ionizzanti sugli organismi viventi possono essere classificati secondo diversi punti di vista, descritti di seguito.

1. In base al **momento in cui si verificano**:

- precoci: si manifestano entro pochi minuti o ore dall'esposizione alle radiazioni (per es., eritema cutaneo, nausea e vomito);
- tardivi: compaiono mesi o anni dopo l'esposizione (per es., cancro radio-indotto, radiodermatite cronica, mutazioni genetiche).

2. In base alla **natura biologica**:

- effetti somatici: si manifestano soltanto nell'individuo che è stato esposto alle radiazioni ionizzanti;
- effetti ereditari: non si manifestano nell'individuo che è stato esposto alle radiazioni, ma nella prole attraverso il danneggiamento delle cellule

germinali dell'individuo esposto (per es., mutazioni genetiche).

3. In base alla **dipendenza dalla dose**:

- effetti stocastici, o probabilistici: la probabilità di insorgenza aumenta con la dose ricevuta. Di solito sono di tipo tardivo, come il cancro radio-indotto e le mutazioni genetiche;
- effetti non stocastici, o deterministici: si verificano con certezza quando viene superata una certa quantità di radiazione, nota come dose soglia. Di solito si tratta di effetti precoci, per esempio l'eritema cutaneo.

Le caratteristiche degli effetti biologici delle radiazioni ionizzanti comprendono:

- casualità: l'interazione della radiazione con le cellule è una funzione di probabilità e avviene casualmente. Un fotone o una particella può raggiungere una cellula o un'altra, danneggiarla o non danneggiarla e, se questo accade, il danno può avvenire nel nucleo o nel citoplasma;
- stoccaggio rapido di energia: lo stoccaggio di energia nella cellula avviene in un tempo molto breve, nell'ordine delle frazioni di milionesimo di secondo;
- non selettività: le radiazioni non mostrano una predilezione per una determinata parte o biomolecola, il che significa che l'interazione non è selettiva;
- aspecificità della lesione: le lesioni causate dalle radiazioni ionizzanti sono sempre aspecifiche, o, in altre parole, la lesione potrebbe essere causata da radiazioni o altre cause;
- latenza: le alterazioni biologiche che si verificano in una cellula a causa delle radiazioni non sono immediate, ci vuole difatti tempo perché diventino visibili; questo viene definito "tempo di latenza" e può variare da pochi minuti a molti anni a seconda della dose e del tempo di esposizione.

La **radiosensibilità** descrive la maggiore o minore sensibilità dei vari tessuti organici agli effetti delle radiazioni ionizzanti. Le cellule più radiosensibili sono quelle attivamente mitotiche (che si dividono molto) e non differenziate che hanno davanti a sé un lungo futuro di divisioni. Le cellule sono classificate a seconda del grado di radiosensibilità nel seguente modo:

- altamente radiosensibili: leucociti, eritroblasti, spermatozoni;
- relativamente radiosensibili: mielociti, cellule della cripta intestinale, cellule basali dell'epidermide;
- sensibilità intermedia: cellule endoteliali, cellule delle ghiandole gastriche, osteoblasti, condroblasti, spermatozoi ecc.;
- relativamente radioresistenti: granulociti, osteociti, spermatozoi, eritrociti;
- altamente radioresistenti: fibrociti, condrociti, cellule muscolari e nervose.

Commissione internazionale per la protezione dalle radiazioni

Scopo dell'International Commission on Radiological Protection (ICRP) è la definizione dei caposalda della radioprotezione in base alle conoscenze scientifiche degli effetti biologici delle radiazioni ionizzanti. Le sue conclusioni, divulgate sotto forma di raccomandazioni, forniscono consigli sui principi fondamentali della radioprotezione. L'ICRP raccomanda che tutte le esposizioni necessarie siano mantenute al livello ragionevolmente più basso possibile (**principio ALARA**: As Low As Reasonably Achievable), tenendo conto dei fattori economici e sociali, e che le dosi ricevute dagli individui non superino determinati limiti prestabiliti.

Limiti legali di esposizione

La **dose assorbita** è l'energia erogata dalle radiazioni all'unità di massa di tessuto biologico e si misura in unità di gray (Gy). La **dose equivalente** è la dose

assorbita in un organo o tessuto, ponderata in base al tipo e alla qualità della radiazione, e si misura in unità sievert (Sv). La **dose efficace** è la somma delle dosi equivalenti nei vari organi e tessuti dovute all'irradiazione interna ed esterna e si misura in unità Sv.

Le dosi di radiazioni ricevute dagli individui non devono superare i limiti stabiliti dalle normative nazionali, seguendo le raccomandazioni dell'ICRP (Tab. 1.1).

In Italia, le raccomandazioni 2007 dell'ICRP per il Sistema di Protezione Radiologica sostituiscono formalmente le precedenti raccomandazioni redatte dalla commissione nel 1990 (Pubblicazione 103 ICRP). La **dose professionale** si riferisce alla dose di radiazioni che una persona può ricevere a causa del proprio lavoro, per differenziarla dalla dose ricevuta dalla popolazione generale.

Formazione dei lavoratori esposti

La formazione delle persone incaricate della gestione e dell'esercizio di strutture nucleari e radioattive è considerata un elemento fondamentale per assicurare che il funzionamento di tali strutture avvenga in condizioni di sicurezza adeguate, garantendo così la protezione dei lavoratori delle strutture stesse e della popolazione generale.

Ogni Paese prevede speciali regole per la gestione degli impianti di radiodiagnostica. In Italia (D.Lgs. 101/2020) le strutture che possiedono fonti di radiazioni ionizzanti sono obbligate a registrarsi al sito istituzionale dell'ISIN STRIMS (Sistema di Tracciabilità Rifiuti, Materiale e Sorgenti).

Tabella 1.1 Limiti della dose di esposizione raccomandati dall'ICRP per i lavoratori esposti e la popolazione generale.

	Lavoratori esposti	Popolazione generale
Dose effettiva	100 mSv/5 anni (massimo 50 mSv/anno)	1 mSv/anno
Dose equivalente, cristallino	150 mSv/anno	15 mSv/anno
Dose equivalente, cute ed estremità	500 mSv/anno	50 mSv/anno

Individuazione e classificazione delle zone ove sussiste rischio da radiazioni (D.Lgs. 101/2020 artt. 130, 131, 133 e art. 109 punto 3). Ai sensi dell'art.7 comma 1 punti 160, 161 e 162 si definisce:

- zona Classificata: luogo di lavoro sottoposto a regolamentazione per motivi di protezione contro i pericoli derivanti dalle radiazioni ionizzanti. Le zone classificate possono essere zone controllate o zone sorvegliate;
- zona Controllata: zona sottoposta a regolamentazione speciale ai fini della radioprotezione o della prevenzione della diffusione della contaminazione radioattiva e il cui accesso è controllato;
- zona Sorvegliata: zona sottoposta a regolamentazione e sorveglianza ai fini della radioprotezione contro le radiazioni ionizzanti.

Ogni area di lavoro in cui, sulla base degli accertamenti e delle valutazioni compiuti dall'esperto di radioprotezione, considerato l'art.133/101 comma 7, sussiste per i lavoratori in essa operanti il rischio di superamento di uno qualsiasi dei valori di cui al precedente comma 3 del medesimo art.133/101, viene classificata Zona Controllata.

Ogni area di lavoro in cui, sulla base degli accertamenti e delle valutazioni compiuti dall'esperto di radioprotezione considerato l'art.133/101 comma 8, sussiste, per i lavoratori in essa operanti, il rischio di superamento di uno dei limiti di dose fissati per gli individui della popolazione dall'art.146 comma 7, ma che non debba essere Zona Controllata ai sensi dell'art.133/101 comma 7, viene classificata Zona Sorvegliata.

Classificazione dei lavoratori addetti: premessa normativa (D.Lgs. 101/2020 artt. 131, 133). Considerato l'art.133 si definisce quanto segue:

- sono classificati lavoratori esposti i soggetti che, in ragione dell'attività lavorativa svolta per conto del datore di lavoro sono suscettibili, per esposizioni alle radiazioni ionizzanti, di superare in un anno solare uno o più dei seguenti valori:
 - a. 1 mSv di dose efficace;
 - b. 15 mSv di dose equivalente per il cristallino;

- c. 150 mSv di dose equivalente per la cute, calcolata in media su 1 cm² qualsiasi di cute, indipendentemente dalla superficie esposta;
- d. 50 mSv di dose equivalente per le estremità;
- sono considerati lavoratori non esposti i soggetti che, in ragione dell'attività lavorativa svolta per conto del datore di lavoro, non siano suscettibili di superare uno qualsiasi dei limiti fissati per gli individui della popolazione di cui all'art.146 comma 7.

Si hanno le seguenti definizioni:

- sono classificati in categoria A i lavoratori esposti che, sulla base degli accertamenti compiuti dall'esperto di radioprotezione, sono suscettibili di un'esposizione superiore, in un anno solare, a uno dei seguenti valori:
 - a. 6 mSv di dose efficace;
 - b. 15 mSv di dose equivalente per il cristallino;
 - c. 150 mSv di dose equivalente per la cute, nonché per mani, avambracci, piedi, caviglie.

I lavoratori esposti non classificati in categoria A sono classificati in categoria B.

Il limite di dose efficace per gli individui della popolazione generale è stabilito in 1 mSv per anno solare. Per gli individui della popolazione generale devono altresì essere rispettati in un anno solare i seguenti limiti di dose equivalente:

- a. 15 mSv per il cristallino;
- b. 50 mSv per la cute.

Tali limiti fissati per la popolazione generale rappresentano anche i limiti per i lavoratori non esposti.

La classificazione dei lavoratori viene effettuata sulla base delle informazioni fornite dal responsabile, quali per esempio:

- qualifica del lavoratore;
- mansioni cui sono adibiti i lavoratori;
- carichi di lavoro;
- modalità operative (per es., distanze dalle sorgenti radiogene, possibilità di sosta dietro schermature anti-X, impiego di dispositivi di protezione individuali).

Vengono inoltre ovviamente considerati i risultati attesi di misure strumentali di esposizione ambientale effettuate sulle apparecchiature previste, negli ambienti di lavoro nei punti ritenuti più significativi, e valutata la probabilità di accadimento di eventuali malfunzionamenti o eventi anomali.

Sarà quindi misurato, ad apparecchio installato, l'irraggiamento esterno dovuto a radiazione trasmessa e diffusa prodotta da un fantoccio d'acqua paziente-simulatore. Le misure saranno effettuate mediante l'utilizzo di uno strumento a camera di ionizzazione calibrata periodicamente.

Valutazione della dose efficace ricevibile da lavoratori e gruppi di riferimento della popolazione generale in caso di malfunzionamento e/o incidente.

Viene considerata la possibilità di esposizioni accidentali derivanti da eventuali malfunzionamenti dei dispositivi di comando di emissione raggi, da disattenzione o eventi anomali. Il massimo incidente ipotizzabile consiste quindi nella possibile irradiazione esterna di lavoratori o individui della popolazione generale dovuta ai motivi sopra indicati. Nelle eventualità di cui sopra, la dose efficace eventualmente assorbita da una persona è variabile in dipendenza dei parametri elettrici utilizzati, delle distanze dall'apparecchio ecc. Considerando tuttavia le limitate durate temporali di tali eventi, la tipicità dell'apparecchiatura e del suo sistema di gestione computerizzata di controllo del funzionamento, si ritiene che queste eventualità abbiano scarsa possibilità di accadere e che comunque i lavoratori e la popolazione generale non siano esposti al rischio di assorbimento di dosi particolarmente elevate (stima $<0,1$ mSv, che risulta essere di entità contenuta considerato il limite di 1 mSv individuato dalla normativa vigente per lavoratori non esposti e per la popolazione generale).

Programma generale di interventi finalizzati alla radioprotezione e loro frequenza (D.Lgs. 101/2020). Oltre agli interventi iniziali in fase di progettazione (calcolo di schermature, analisi del rischio, valutazioni generali per il rilascio del benessere preventivo) e al successivo intervento di prima verifica di radioprotezione, il programma prevede:

- a. controlli periodici dell'efficacia dei dispositivi e delle tecniche di radioprotezione:
 - verifica dell'integrità delle barriere fisse e mobili e dell'efficacia protettiva dei mezzi di protezione per gli operatori;
 - verifica del corretto funzionamento dei segnali, acustico e luminoso, di emissione di radiazioni;
 - verifica del corretto funzionamento del pulsante di scatto del tipo a uomo morto;
 - verifica della corretta affissione di norme di radioprotezione, di contrassegni di pericolo di radiazioni e segnalazioni delle zone classificate;
- b. sorveglianza ambientale di radioprotezione nelle zone classificate mediante misure dirette, effettuate con strumentazione adeguata nei punti ritenuti più significativi, e quando opportuno anche con dosimetri a film-badge;
- c. misura periodica della radiazione di fuga dal complesso tubo-guaina;
- d. verifica periodica delle buone condizioni di funzionamento degli strumenti di misurazione mediante calibrazione presso centri metrologici autorizzati;
- e. valutazioni delle dosi individuali sulla base delle misure strumentali rilevate, del carico di lavoro, delle modalità operative e, se effettuata, dell'eventuale dosimetria personale e/o ambientale (mediante film-badge, TLD ecc.);
- f. valutazioni delle dosi per gli individui dei gruppi di riferimento della popolazione sulla base delle misure strumentali rilevate, del carico di lavoro, delle modalità operative e, se effettuata, dell'eventuale dosimetria ambientale (mediante film-badge).

Per tutti i punti sopra indicati si prevede una frequenza di 12 mesi, con esclusione del punto d) per il quale è prevista una frequenza triennale ± 180 giorni.

Verranno comunque effettuate dosimetrie ambientali in occasione di modifiche o riparazioni importanti, sostituzione del tubo radiogeno ecc., e ogni qualvolta si verificano condizioni anomale.

Tali eventualità dovranno essere comunicate tempestivamente dal responsabile allo scrivente esperto di radioprotezione affinché si possa procedere secondo i disposti di legge.

L'esperto di radioprotezione dovrà inoltre essere informato tempestivamente e in forma scritta relativamente a:

- variazioni anche lievi del carico di lavoro (n° rx/anno, tempi, mA);
- variazione dei parametri medi utilizzati per l'esecuzione delle radiografie e/o delle modalità operative e/o variazione di destinazione d'uso dei locali;
- variazione del personale impegnato presso l'ambulatorio/clinica ed eventuali modifiche delle qualifiche di lavoro;
- variazioni societarie (ragione sociale, p.iva, legale rappresentante ecc.);
- intenzione di cessare la detenzione dell'apparecchiatura, e/o sostituirla; cessare l'attività.

Le comunicazioni di eventuali variazioni potranno quindi dare seguito a una conferma o a un'eventuale modifica o integrazione dell'organizzazione radioprotezionistica che preveda per esempio monitoraggi dosimetrici ambientali e/o personali mediante dosimetri film-integratori ecc. con eventuale rivalutazione dell'attuale classificazione degli operatori.

Principi generali per la limitazione della dose

I principi generali da seguire per limitare l'esposizione ai raggi X sono (Fig. 1.30):

1. tempo: minore è il tempo di esposizione, più bassa è la dose ricevuta;
2. schermatura (piombo, cemento): più spessa è la schermatura, minore è la dose ricevuta; a seconda dell'energia e del tipo di radiazione, è necessario utilizzare materiali di schermatura e spessori diversi;
3. distanza: maggiore è la distanza dalla sorgente radiante, minore è la dose ricevuta. La relazione tra distanza ed esposizione è inversamente proporzionale al quadrato della distanza.

Sistemi di protezione

La minimizzazione dell'esposizione alle radiazioni da parte dei lavoratori e degli operatori si ottiene applicando tutte le misure di protezione disponibili.

I sistemi di protezione fondamentali sono:

1. **filtrazione:** sull'apertura dell'involucro di piombo del tubo radiogeno vengono collocati filtri (solitamente in alluminio o rame) che assorbono i raggi X a bassa energia (se arrivassero al paziente verrebbero assorbiti e non raggiungerebbero la pellicola, quindi non avrebbero valore diagnostico);
2. **collimazione:** riducendo le dimensioni del fascio al minimo necessario, si riducono al minimo anche la radiazione principale e la radiazione diffusa (radiazione che viene deviata quando colpisce il paziente);

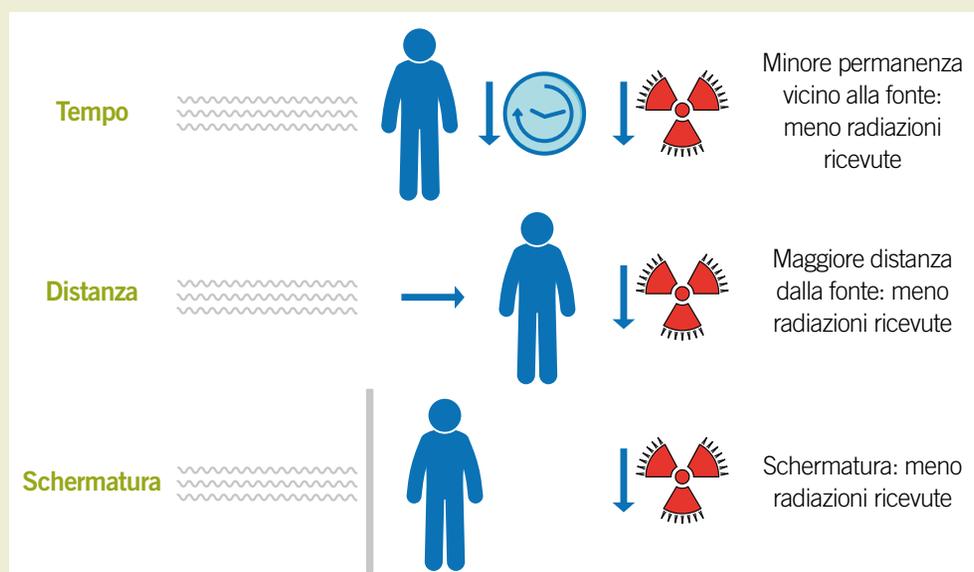


FIGURA 1.30 Rappresentazione schematica dei tre principi generali da seguire per limitare la dose di esposizione ai raggi X: tempo, distanza e schermatura.

- 3. intensificazione dell'immagine:** nei sistemi convenzionali pellicola-schermo, lo schermo intensificatore riduce notevolmente le dosi di esposizione;
- 4. indumenti protettivi:** grembiule, collare, guanti e occhiali piombati (Fig. 1.31);
- 5. barriere protettive:** la console di controllo radiografico deve essere collocata dietro una barriera protettiva, per esempio una parete piombata con una finestra di vetro piombato (Fig. 1.32) o un divisorio piombato appositamente progettato (Fig. 1.33).



◀ **FIGURA 1.31** Abbigliamento protettivo contro le radiazioni fabbricato in materiale impregnato di piombo. 1: grembiule; 2: collare di protezione della tiroide; 3: guanti; 4: occhiali.



FIGURA 1.33 Paratia di protezione dalle radiazioni con finestrella in vetro piombato.



FIGURA 1.32 Cabina con pareti, tetto e finestra in vetro piombato (a) e console di controllo e monitor situati all'interno della cabina (b), dove l'operatore può lavorare senza essere esposto alle radiazioni.

Raccomandazioni essenziali per gli impianti di radiodiagnostica

1. Comprendere e applicare i principi generali per la limitazione della dose: tempo (minimizzare), distanza (massimizzare) e schermatura.
2. Non esporsi al fascio primario.
3. Indossare sempre dispositivi di protezione piombati (grembiule, collare, occhiali e guanti), a meno che non ci si trovi dietro una barriera protettiva (vetro, divisorio o parete piombata).
4. Indossare sempre un dosimetro e posizionarlo **sotto** il grembiule.
5. Collimare sempre il campo alla dimensione più piccola possibile per la scansione.
6. Non contenere fisicamente il paziente a meno che non sia indispensabile. Utilizzare mezzi di contenzione meccanici quando possibile (Fig. 1.34). In radiologia umana si chiede ai familiari di immobilizzare i pazienti che non riescono a rimanere fermi durante l'esame radiologico (bambini piccoli, anziani ecc.): in medicina veterinaria equivale a chiedere al proprietario del paziente di contenerlo durante l'esame quando non è possibile una contenzione meccanica.
7. Chiunque immobilizzi un paziente (compresi i familiari o gli assistenti) deve sempre indossare i dispositivi di protezione piombati indicati al punto 3.
8. Una donna incinta non deve mai rimanere nella stanza durante l'esame radiografico (tranne quando è lei stessa la paziente e l'esame è considerato essenziale).

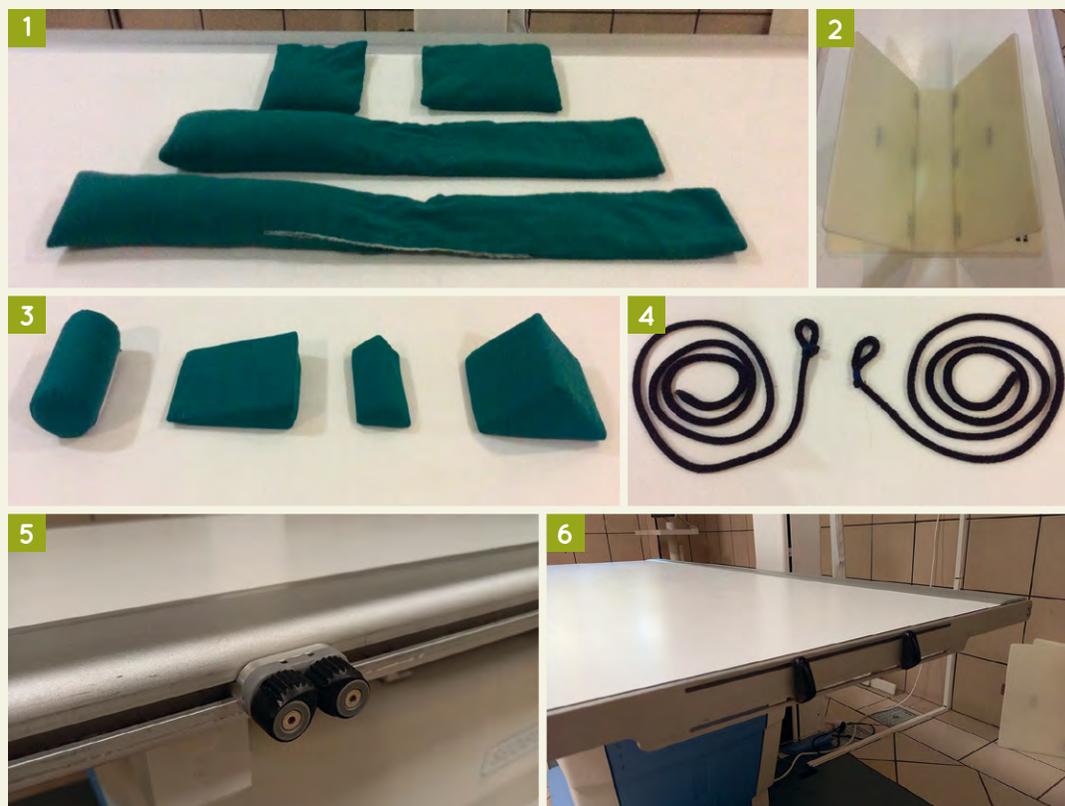


FIGURA 1.34 Materiale di contenzione meccanica. 1: sacchi di sabbia; 2: posizionatore rigido; 3: set di posizionatori radiografici in schiuma radiotrasparente di diverse forme e dimensioni; 4: corde; 5 e 6: diversi tipi di bobine di corde scorrevoli fissate ai margini del tavolo radiografico.

Principi generali di interpretazione

La posizione e le **condizioni di osservazione** delle radiografie influenzano la loro corretta valutazione e interpretazione. Pertanto, si raccomanda di esaminare sempre le radiografie in una stanza tranquilla e il più possibile buia, poiché in una stanza buia o poco illuminata è possibile apprezzare meglio la differenza delle tonalità di grigio sia nell'immagine, sia dalla pellicola radiografica sul negatoscopio o sul monitor nel caso di radiografie digitali. È importante prendersi il tempo sufficiente a esaminare l'immagine con attenzione: la fretta spesso causa errori diagnostici dovuti alla mancanza di attenzione ai dettagli.

Per cogliere i più piccoli dettagli di una radiografia convenzionale si può usare una lente di ingrandimento. Nel caso della radiografia digitale, i programmi di post-elaborazione includono strumenti specifici per l'ingrandimento generale o focale dell'immagine. Tuttavia, abusando di questi strumenti si rischia di perdere parte dell'informazione globale che un'immagine radiografica offre.

In una radiografia convenzionale le aree che appaiono molto scure possono essere esaminate avvicinando la pellicola radiografica a una luce focale intensa (per es., una lampadina alogena), senza però metterla a contatto, poiché il calore la deformerebbe. Con la luce più intensa l'area di interesse potrà essere osservata più chiaramente. Lo stesso risultato si ottiene, in una radiografia digitale, aumentando la luminosità dell'immagine con il programma di post-elaborazione. Ulteriori **strumenti di post-elaborazione informatica** in grado di migliorare la valutazione di una radiografia digitale sono lo spostamento, il miglioramento dei bordi, gli strumenti di misurazione e altri ancora. L'inversione dei grigi può aiutare a identificare piccole lesioni polmonari o ossee. Tuttavia, non bisogna dimenticare che un uso eccessivo degli strumenti di post-elaborazione può peggiorare la qualità dell'immagine e determinare errori diagnostici.

L'orientamento delle radiografie durante l'esame, sia su un negatoscopio sia sul monitor del computer, segue criteri standardizzati, poiché la visualizzazione delle radiografie con lo stesso orientamento facilita sempre l'interpretazione delle immagini. Questi criteri sono:

- il paziente è posizionato con il fianco destro a sinistra dell'osservatore;
- le parti craniale, rostrale o prossimale del paziente sono posizionate in alto e la parte caudale o distale in basso rispetto al negatoscopio o al monitor.

L'**errato posizionamento** del paziente è una delle principali cause di errore diagnostico. La sedazione e l'uso di mezzi meccanici di immobilizzazione (sacchi di sabbia, posizionatori radiotrasparenti, corde, nastri adesivi) facilitano il corretto posizionamento, che influenza in modo significativo l'interpretazione delle immagini. Anche altri **difetti tecnici**, come la sovra- o sottoesposizione delle radiografie, influenzano l'interpretazione. Dobbiamo esserne consapevoli per non confondere un potenziale artefatto con una patologia. Anche un numero insufficiente di **proiezioni radiografiche** è spesso fonte di errori diagnostici. È sempre consigliabile ottenere almeno due proiezioni ortogonali, in quanto ciò facilita la visione tridimensionale dell'area radiografata e fornisce informazioni aggiuntive. Per esempio, un versamento pleurico e un versamento mediastinico possono sembrare molto simili alla proiezione laterale, ma sono molto diversi se analizzati con una proiezione dorsoventrale o ventrodorsale del torace.

Per una corretta interpretazione delle immagini è essenziale una buona **conoscenza anatomica**. A questo proposito, spesso è utile fare riferimento a manuali di anatomia e anatomia radiografica. In alcuni casi, il paziente stesso può servire come riferimento per paragonare la condizione patologica alla normalità: per esempio, nei pazienti con una lesione a un solo arto, il confronto tra la radiografia dell'arto lesso e dell'arto normale aiuta nella corretta interpretazione.

È inoltre importante essere consapevoli delle normali variazioni anatomiche legate all'età, alla razza ecc. per non confonderle con la condizione patologica.

La **sovrapposizione di strutture** nelle immagini radiografiche da un lato può causare una perdita di informazioni diagnostiche, dall'altro creare sagome sovrapposte che possono assomigliare a immagini patologiche. Questo effetto negativo della sovrapposizione delle strutture può addirittura essere accentuato nella radiografia digitale.

Per una corretta interpretazione delle immagini è fondamentale **correlare sempre le informazioni ai dati clinici** del paziente. È inoltre importante **correlare tutti i reperti presenti sull'immagine**. Per esempio, se si osservano segni di megaesofago e nell'area cranioventrale del polmone compare un pattern alveolare polmonare, è possibile che quest'ultimo reperto sia dovuto a una polmonite da aspirazione e non a edema polmonare o emorragia, anch'essi possibili cause di pattern alveolari.

Per un esame completo dell'immagine è consigliabile seguire un ordine sistematico di visualizzazione. È preferibile visualizzare l'immagine con un movimento a spirale, dalla periferia al centro, poiché solitamente tendiamo a concentrare l'attenzione sulla zona centrale e a "non guardare" i dettagli della zona periferica. Possiamo sederci davanti a un'immagine e credere di vedere tutto, ma se non prestiamo attenzione a ogni dettaglio i reperti meno evidenti possono passare inosservati.

In radiologia vale il seguente principio: **"per vedere bisogna guardare e bisogna conoscere"**. In altre parole, non basta guardare le radiografie con attenzione, ma per capire ciò che vediamo e interpretarlo correttamente è necessaria una conoscenza completa dei segni radiografici che causano ciascuna malattia.

Tecnica radiografica

Identificazione della radiografia

Le radiografie devono essere identificate con almeno un riferimento all'identità del paziente (per es., un numero associato all'anamnesi) e alla data di esecuzione dell'esame diagnostico. Si possono includere altri dati, quali nome del paziente, nome del

proprietario, nome del veterinario, proiezione radiografica utilizzata, età, sesso e razza ecc. Nella radiologia convenzionale è necessario utilizzare un metodo che consenta l'identificazione permanente e inalterabile della radiografia (solo così questa può avere valore legale), per cui di solito si ricorre a marcatori di piombo (lettere o stencil su cui scrivere) da apporre al fotogramma prima della ripresa o a marcatori luminosi utilizzati dopo la ripresa, all'interno della camera oscura e prima che la radiografia venga elaborata. Nella radiologia digitale il formato DICOM include tutti i dati del paziente inseriti a computer.

Qualità dell'immagine radiografica

La tecnica radiografica scelta deve garantire immagini di alta qualità, che consentano una valutazione adeguata e una corretta interpretazione.

Il termine qualità radiografica si riferisce alla facilità con cui si colgono i dettagli di un'immagine.

La qualità di un'immagine radiografica dipende direttamente dalla densità radiografica, dal contrasto radiografico e da una serie di fattori geometrici che influenzano i dettagli dell'immagine. Anche altri fattori, come le radiazioni diffuse, la posizione del paziente e la presenza di artefatti e difetti tecnici nella radiografia, influenzano la qualità dell'immagine.

Densità e contrasto radiografici

La **densità radiografica** si riferisce al grado di oscuramento della pellicola, che è direttamente proporzionale alla radiazione incidente.

Il **contrasto radiografico** si riferisce alla differenza di densità tra due aree adiacenti di una radiografia. Se la differenza di densità è grande, si dice che l'immagine ha molto contrasto (molti bianchi e neri con poche sfumature di grigio intermedie), se invece le differenze di densità sono meno marcate (più sfumature di grigio intermedie), si dice che l'immagine ha poco contrasto.

La densità e il contrasto dipendono in larga misura dai valori di esposizione (milliampere, kilovolt e tempo) scelti per la radiografia, sebbene

molti altri fattori possano influenzare l'immagine, come il tipo di sistema film-schermo o lo sviluppo nella radiologia convenzionale, il tipo di sistema digitale, le caratteristiche del tubo radiogeno ecc. Pertanto, non è possibile fornire tabelle universali dei valori di esposizione, adatte a tutte le apparecchiature radiografiche e a tutti i pazienti. Queste tabelle devono essere elaborate dall'operatore stesso in base all'apparecchiatura utilizzata, al tipo di pellicola, allo schermo o al sistema di rilevazione digitale e in funzione della tipologia di paziente. In molti casi le apparecchiature radiografiche più recenti includono già tabelle di questo tipo, adatte all'uso veterinario. La pratica quotidiana sul campo con l'apparecchiatura e con i pazienti consentirà di affinare ulteriormente i valori forniti dal produttore, tuttavia come linea guida iniziale sono spesso molto utili. La Tabella 1.2 elenca i parametri di esposizione ottimizzati per uno specifico tubo radiogeno da 125 kV/400 mA con un sistema di scansione di tipo CR, mentre la Tabella 1.3 elenca i parametri ottimizzati per uno specifico tubo radiogeno da 150 kV/500 mA con un sistema di scansione di tipo DR. Queste tabelle possono servire al lettore come riferimento di massima, anche se non sono direttamente applicabili a qualsiasi apparecchiatura a raggi X, né a qualsiasi sistema di radiologia digitale CR o DR. In generale, i sistemi DR richiedono parametri di mAs inferiori e kV superiori.

Geometria dell'immagine

I raggi X che compongono il fascio emesso dal tubo non sono paralleli, ma formano un fascio divergente. Per questo motivo, le immagini radiografiche presentano sempre un grado maggiore o minore di **distorsione** (deformazione) e di **ingrandimento** (aumento delle dimensioni rispetto all'oggetto reale). Maggiore è il grado di distorsione, minore è il grado di definizione e di dettaglio dell'immagine.

Alcuni dei fattori geometrici che influenzano la qualità dell'immagine sono:

- **dimensione del punto focale:** minore è la dimensione del punto focale, maggiore è il grado di definizione e dettaglio dell'immagine (Fig. 1.35);
- **distanza dal punto focale all'oggetto (distanza fuoco-oggetto):** maggiore è la distanza tra il punto focale e l'oggetto, minore è il grado di ingrandimento e maggiore è il grado di definizione e dettaglio dell'immagine (Fig. 1.36). Questa distanza è in genere di 90-100 cm per la maggior parte delle apparecchiature radiografiche utilizzate in medicina veterinaria;
- **distanza tra l'oggetto e la pellicola* (distanza oggetto-pellicola):** più l'oggetto è vicino alla pellicola, minori sono la distorsione e l'ingrandimento dell'immagine e quindi maggiori sono il grado di definizione e il dettaglio (Fig. 1.37);
- **allineamento:** la parte più nitida di un'immagine radiografica è sempre quella allineata con il centro del fascio di raggi X, dove i raggi sono quasi perpendicolari alla pellicola. Nelle zone periferiche, i raggi sono incidenti con un grado maggiore o minore di obliquità, causando distorsione o deformazione dell'immagine (Fig. 1.38);
- la distorsione dell'immagine si verifica anche quando:
 - il fascio centrale non è allineato con l'oggetto;
 - il fascio centrale non forma un angolo retto con l'oggetto o con la cassetta/rilevatore;
 - il raggio centrale non forma un angolo retto con la cassetta/rilevatore, ma forma un angolo retto con l'oggetto;
 - l'oggetto non è parallelo alla cassetta/rilevatore.

Radiazioni disperse o diffuse

Le radiazioni disperse o diffuse sono costituite da raggi X che cambiano direzione quando interagiscono con l'oggetto o il paziente; sono nocive per gli operatori in sala e riducono la qualità dell'immagine (Fig. 1.39). Le radiazioni disperse provengono inizialmente dal paziente, ma quando colpiscono altri oggetti, come tavolo, pavimento o pareti, possono cambiare nuovamente direzione (Fig. 1.40). Grembiuli, occhiali, schermi tiroidei e guanti di piombo proteggono l'operatore da queste radiazioni, che non possono essere evitate ma possono essere minimizzate mediante la collimazione, vale a dire regolando le dimensioni del fascio di raggi X il più possibile allo stretto necessario (più piccolo è il fascio, minore è la quantità di raggi deviati).

* Pellicola in radiologia convenzionale e pannello schermo/rilevatore in radiologia digitale.

Tabella 1.2 Parametri di esposizione per un apparecchio radiografico da 125 kV e 500 mA e un sistema radiologico digitale di tipo CR.

Regione		Proiezione	Gatto Cane piccolo		Cane medio		Cane grande		Cane gigante	
			kV	mAs	kV	mAs	kV	mAs	kV	mAs
Torace		Laterale	55	10	57	12	58	16	60	20
		VD/DV	55	10	57	16	60	20	65	25
Addome		Laterale	55	12	57	16	58	20	60	25
		VD/DV	55	12	57	16-20	60	25	65	32
Colonna	Cervicale	Laterale	55	10	58	12	60	16	63	20
		VD/DV	55	10	58	12	60	16	63	20
	Toracica	Laterale	55	12	58	16	60	20	63	25
		VD/DV	55	12	58	16	62	25	65	32
	Lombare	Laterale	55	12	58	16	60	20	63	25
		VD/DV	55	12	58	16	62	25	65	32
Testa		VD bocca aperta	55	8	55	10	58	16	58	16
		Laterale obliqua	55	8	57	12	60	16	60	20
		Retrocaudale trasversale	55	10	57	12	62	20	62	20
		DVVD occlusale*	48	3,2	48	3,2	50	4	52	4
Porzione toracica	Spalla	Mediolaterale	52	8	56	10	58	16	63	20
		Caudocraniale	52	8	58	12	60	16	65	25
	Gomito*	Mediolaterale	43	3,2	45	3,2	46	4	48	5
		Craniocaudale	43	3,2	45	3,2	48	4	50	5
	Carpo/metacarpo*	Mediolaterale	43	3,2	45	3,2	46	4	48	4
		Craniocaudale	43	3,2	45	3,2	46	4	48	4
Porzione pelvica	Anca	Laterale	55	10	58	16	60	20	65	25
		VD	55	10	58	16	60	20	65	25
	Ginocchio*	Mediolaterale	43	3,2	45	3,2	48	4	50	5
		Craniocaudale	43	3,2	45	3,2	46	4	48	5
	Tarso/metatarso*	Mediolaterale	43	3,2	45	3,2	46	4	48	4
		Craniocaudale	43	3,2	45	3,2	46	4	48	4

* Valori per le radiografie in tempo reale (posizionando la cassetta del CR sul tavolo radiografico).

Tabella 1.3 Parametri di esposizione utilizzati per un apparecchio radiografico da 150 kV e 400 mA e un sistema radiologico digitale di tipo DR.

Regione		Proiezione	Gatto Cane toy		Cane piccolo		Cane medio		Cane grande	
			kV	mAs	kV	mAs	kV	mAs	kV	mAs
Torace		Laterale	55	3,2	60	5,0	65	5,0/6,4	80	10/12
		VD/DV	52	3,2	55/60	4,5	60	5,0	75	8,0/10
Addome		Laterale	60	5,0	65	6,4	70	8,0	85	16
		VD/DV	55	4,5	60	5,0	65	6,4	80	12
Colonna	Cervicale	Laterale	58	5,0	60	5,0	70	6,4	75	8,0/10
		VD/DV	55	4,5	60	5,0	65	5,0	70	6,4/8,0
	Toracica	Laterale	60	5,0	70	6,4	80	10/12	85	12/16
		VD/DV	60	5,0	65	6,4	75	8,0	80	12/16
	Lombare	Laterale	60	5,0	70	6,4	80	10/12	85	12/16
		VD/DV	60	5,0	65	6,4	75	8,0	80	12/16
Testa		Laterale	55	4,5	60	5,0	65	5,0	70	8,0
		Obliqua	55	4,5	60	5,0	65	5,0	70	8,0
		Retrocaudale trasversale	55	4,5	60	5,0	65	5,0	70	8,0
Porzione toracica	Spalla	Mediolaterale	53	3,2	55	4,0	58	5,0	60/65	6,3/8,0
		Caudocraniale	55	3,2	57	4,0	60	5,0/6,3	65/70	8/10
	Gomito	Mediolaterale	45	2,0	48	2,0	5,0	3,2	53	4,0
		Craniocaudale	45	2,0	48	2,0	5,0	3,2	53	4,0
	Carpo/metacarpo	Mediolaterale	45	2,0	48	2,0	5,0	3,2	53	4,0
		Craniocaudale	45	2,0	48	2,0	5,0	3,2	53	4,0
Porzione pelvica	Anca	Laterale	60	5,0	70	6,4	75	8,0	80	12/16
		VD	60	5,0	65	6,4	80	10/12	85	12/16
	Ginocchio	Mediolaterale	45	2,0	48	2,0	5,0	3,2	53	4,0
		Caudocraniale	45	2,0	48	2,0	5,0	3,2	53	4,0
	Tarso/metatarso	Mediolaterale	45	2,0	48	2,0	5,0	3,2	53	4,0
		Craniocaudale	45	2,0	48	2,0	5,0	3,2	53	4,0

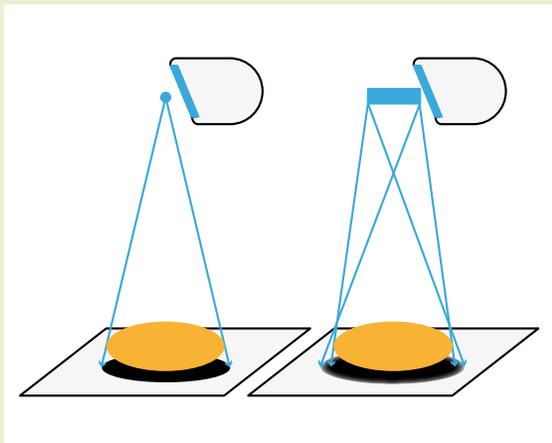


FIGURA 1.35 Rappresentazione schematica dell'influenza della dimensione del punto focale sulla nitidezza dell'immagine.

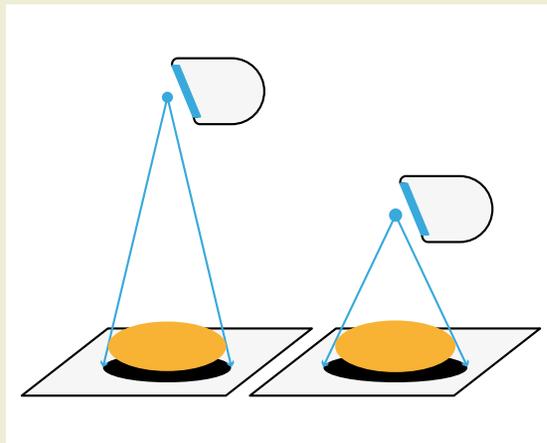


FIGURA 1.36 Rappresentazione schematica dell'influenza della distanza fuoco-oggetto sull'ingrandimento dell'immagine.

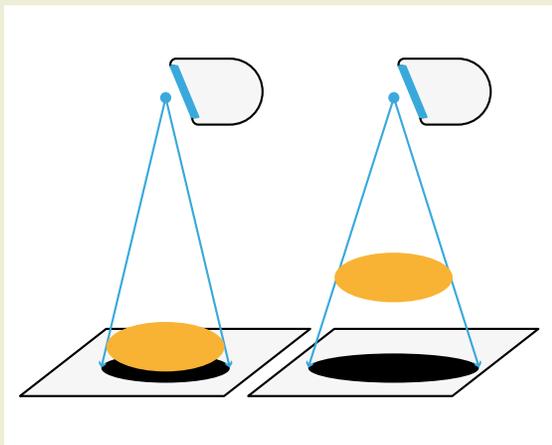


FIGURA 1.37 Rappresentazione schematica dell'influenza della distanza oggetto-pellicola sul grado di ingrandimento dell'immagine.

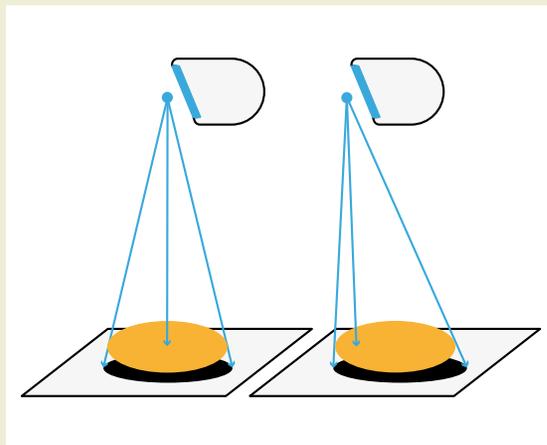


FIGURA 1.38 Rappresentazione schematica dell'influenza dell'allineamento tra centro del fascio e oggetto sul grado di distorsione o deformazione dell'immagine.

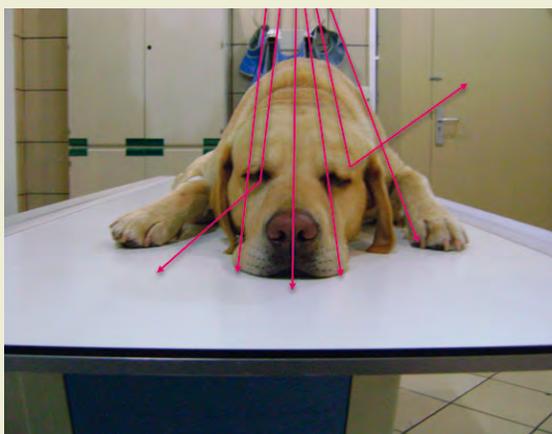


FIGURA 1.39 Radiazioni diffuse, rappresentate da frecce, che deviano dal percorso originale mentre attraversano il paziente.



FIGURA 1.40 Radiazioni disperse, rappresentate da frecce, che deviano dal percorso originale mentre attraversano il paziente incidendo sul tavolo radiografico, sull'operatore, sulle pareti ecc.

Gli accessori in piombo proteggono l'operatore dalle radiazioni disperse, ma è l'operatore stesso che deve proteggersi dalle radiazioni dirette (i raggi X che provengono direttamente dal tubo) evitando di esporvi qualsiasi parte del corpo. Per questo motivo, è molto comune in medicina veterinaria che le radiografie mostrino le mani dell'operatore o del proprietario che immobilizza il paziente, anche senza guanti di piombo. I guanti sono in grado di assorbire le radiazioni disperse, ma non i raggi X più energetici del fascio, quindi, che si indossino o meno i guanti, se si mettono le mani sotto il fascio ci si espone direttamente all'azione nociva dei raggi X.

Le radiazioni diffuse influiscono negativamente sulla qualità dell'immagine, poiché i raggi deviati possono raggiungere la pellicola radiografica in punti in cui non dovrebbero, creando una sfocatura dell'immagine. La quantità di radiazioni diffuse che colpiscono la pellicola può essere ridotta utilizzando le cosiddette **griglie** o **retine anti-diffusione** (Fig. 1.41). Queste vengono posizionate tra il paziente e la cassetta/rilevatore e hanno lo scopo di assorbire gran parte delle radiazioni disperse dirette verso la pellicola. Sono costituite da un gran numero di lamine di piombo (da 500 a 1500) di circa 0,5 mm di spessore disposte una accanto all'altra nella stessa direzione, completamente parallele (griglie parallele) o con diversi gradi di obliquità (griglie convergenti). Tra queste lamine è interposto un materiale radiotrasparente. Le lamine di piombo hanno il compito di assorbire la maggior parte delle radiazioni diffuse, vale a dire quelle che vengono deviate dal loro percorso iniziale, mentre il materiale radiolucido lascia passare la maggior parte dei raggi utili del fascio. Le lamine e il materiale radiotrasparente sono protetti da un rivestimento di materiale radiotrasparente, solitamente alluminio.

L'uso di griglie anti-diffusione riduce l'influenza delle radiazioni diffuse sull'immagine fino all'80-90%, tuttavia presenta anche uno svantaggio, poiché assorbe parte delle radiazioni utili, per cui ogni volta che si usano le griglie è necessario aumentare la quantità di raggi emessi, vale a dire il valore di mAs. Per questo motivo non vengono sempre impiegate, in particolare nelle piccole regioni anatomiche, in cui

la quantità di radiazioni diffuse generata è relativamente ridotta e non vale la pena utilizzare una griglia e aumentare la dose.

L'uso della griglia anti-diffusione è consigliato quando la regione da radiografare ha uno spessore >10 cm.

Le griglie con lamine parallele sono utili solo quando la distanza tra il tubo e la cassetta è molto grande (>150 cm), o quando la regione radiografata è molto piccola, poiché a una distanza di 100 cm le lamine assorbirebbero le radiazioni diffuse, ma anche una parte significativa delle radiazioni utili. Pertanto, le griglie utilizzate con maggior frequenza sono quelle convergenti in cui le lamine convergono verso il fuoco, adattandosi così alla forma del fascio primario di raggi X (Fig. 1.42a). Quando si lavora con griglie convergenti è importante controllare sempre che siano collocate nella posizione corretta, poiché se posizionate al contrario le lamine assorbirebbero la maggior parte delle radiazioni utili (Fig. 1.42b). Assorbono inoltre più radiazioni utili del necessario anche quando, pur essendo posizionate sul lato corretto, sono decentrate rispetto al fascio di raggi X (Fig. 1.42c), per cui le griglie sono solitamente stampate con una linea di riferimento centrale che deve essere fatta coincidere con il centro del fascio (segnato dalle ombre proiettate dal collimatore sul tavolo). Vengono prodotte anche griglie incrociate, che presentano lamine in due direzioni perpendicolari.

Maggiore è l'altezza delle lamine, maggiore è la quantità di radiazioni diffuse che esse assorbono. Il rapporto di una griglia indica il rapporto tra l'altezza della griglia e la larghezza dello spazio tra le lamine. Per esempio, una griglia con rapporto di 12:1 assorbirà una quantità maggiore di radiazioni diffuse rispetto a una con rapporto di 5:1. Questo valore è indicato sulla parte superiore della griglia, così come il numero di lamine per pollice o centimetro e la distanza di messa a fuoco (per es., 100 cm, 88-105 cm ecc.). Di solito viene indicato anche il fattore di esposizione della griglia, che indica il numero per cui moltiplicare il valore dei mAs.

Posizione del paziente e proiezioni radiografiche

Il corretto posizionamento del paziente è FONDAMENTALE per una corretta interpretazione della radiografia. Un posizionamento errato, soprattutto quando si valutano determinate regioni anatomiche (per es., testa, colonna vertebrale, anca), può causare errori diagnostici significativi.

I termini “posizione” e “proiezione” non devono essere confusi. La **proiezione radiografica** descrive la direzione e il verso in cui il fascio di raggi X penetra attraverso una determinata regione anatomica, indicando sempre l'area attraverso cui entra per la prima volta e quella attraverso cui poi esce. La proiezione dipende quindi dalla posizione del paziente, tuttavia non sono termini equivalenti. Pertanto, per

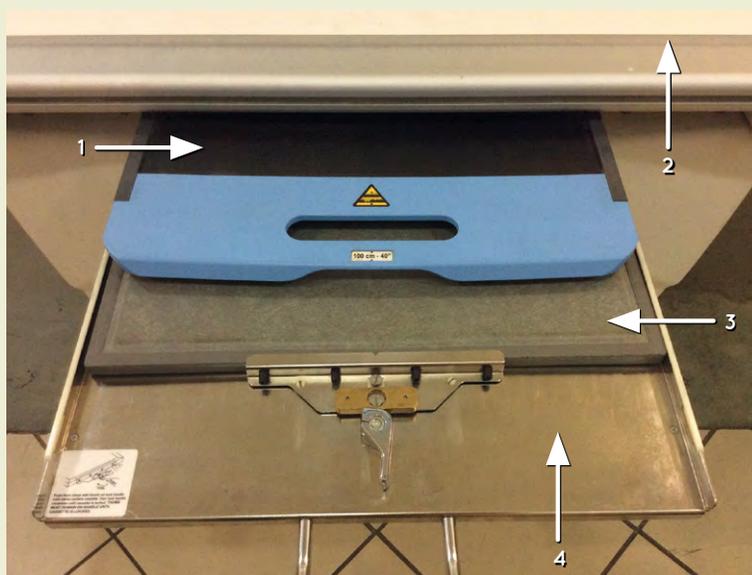
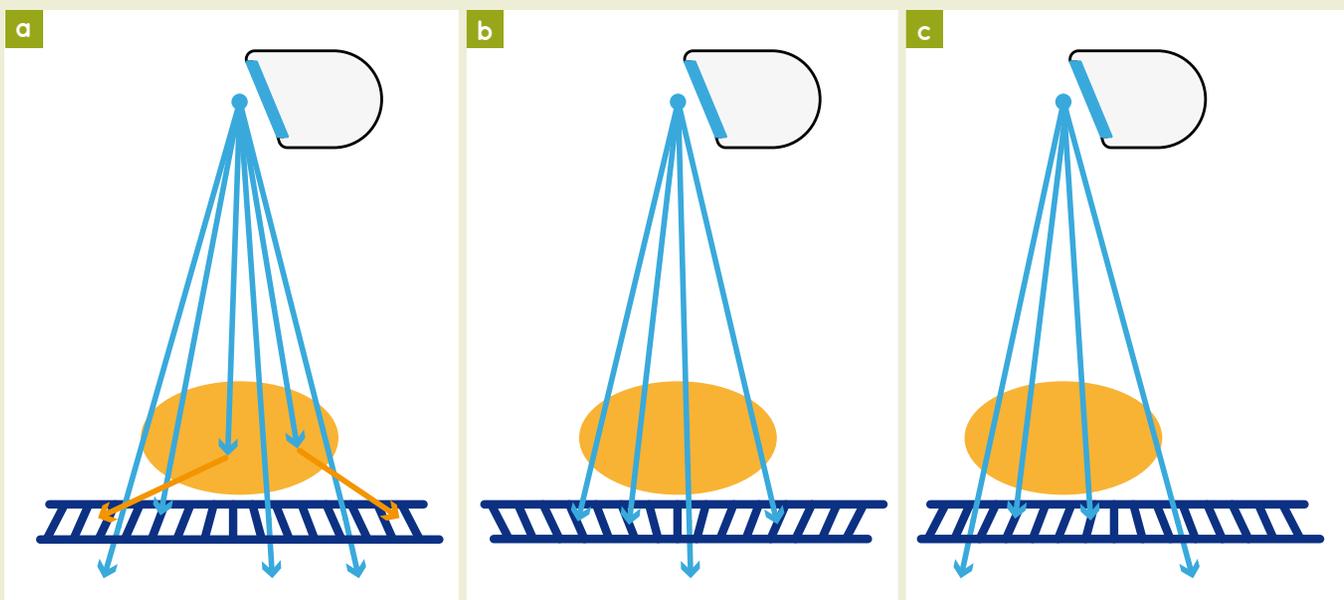


FIGURA 1.41 La griglia, o retina anti-diffusione, (1) è posizionata tra il tavolo radiografico (2) e la cassetta (3) situato nel vassoio dell'apparecchiatura radiografica (4).



▼ FIGURA 1.42 Rappresentazione schematica della griglia, o retina anti-diffusione, correttamente posizionata (a), capovolta (b) e decentrata rispetto al fascio di raggi X (c).

ottenere una proiezione ventrodorsale del torace il paziente viene sdraiato in decubito dorsale, in modo che il fascio entri dalla parte ventrale del torace ed esca dalla parte dorsale dello stesso. Per ottenere una proiezione dorsoventrale il paziente viene sdraiato in decubito ventrale in modo che il fascio entri prima nella parte dorsale del torace ed esca ventralmente.

Se la radiografia viene eseguita con il paziente in decubito laterale, si devono usare i termini laterale destro-laterale sinistro se il paziente è sdraiato sul lato sinistro (decubito laterale sinistro) e laterale sinistro-laterale destro se il paziente è sdraiato sul lato destro (decubito laterale destro). Nella pratica, tuttavia, questi termini vengono abbreviati in laterale sinistro o latero-laterale sinistro nel primo caso e laterale destro o latero-laterale destro nel secondo caso; il lato da cui esce il fascio di raggi X viene pertanto nominato alla fine.

Il nome composto dato alle proiezioni radiografiche si basa sulla terminologia anatomica utilizzata a seconda della regione esaminata. Va notato che esistono differenze tra la terminologia anatomica utilizzata in medicina umana e quella utilizzata in medicina veterinaria. Per esempio, il termine anteroposteriore non è corretto in medicina veterinaria, poiché i termini anteriore e posteriore provengono dall'anatomia umana. La Figura 1.43 mostra i termini utilizzati per denominare le proiezioni radiografiche in ciascuna regione anatomica. Per la testa si usa il termine rostrale anziché craniale. Per le coste e le estremità i termini prossimale e distale sostituiscono dorsale e ventrale. Come per il tronco e la coda, per gli arti si usano i termini craniale e caudale fino al carpo e al tarso, da cui si passa a dorsale e palmare per il carpo, i metacarpi e le falangi dell'arto anteriore, e a dorsale e plantare per tarso, metatarsi e falangi dell'arto posteriore.

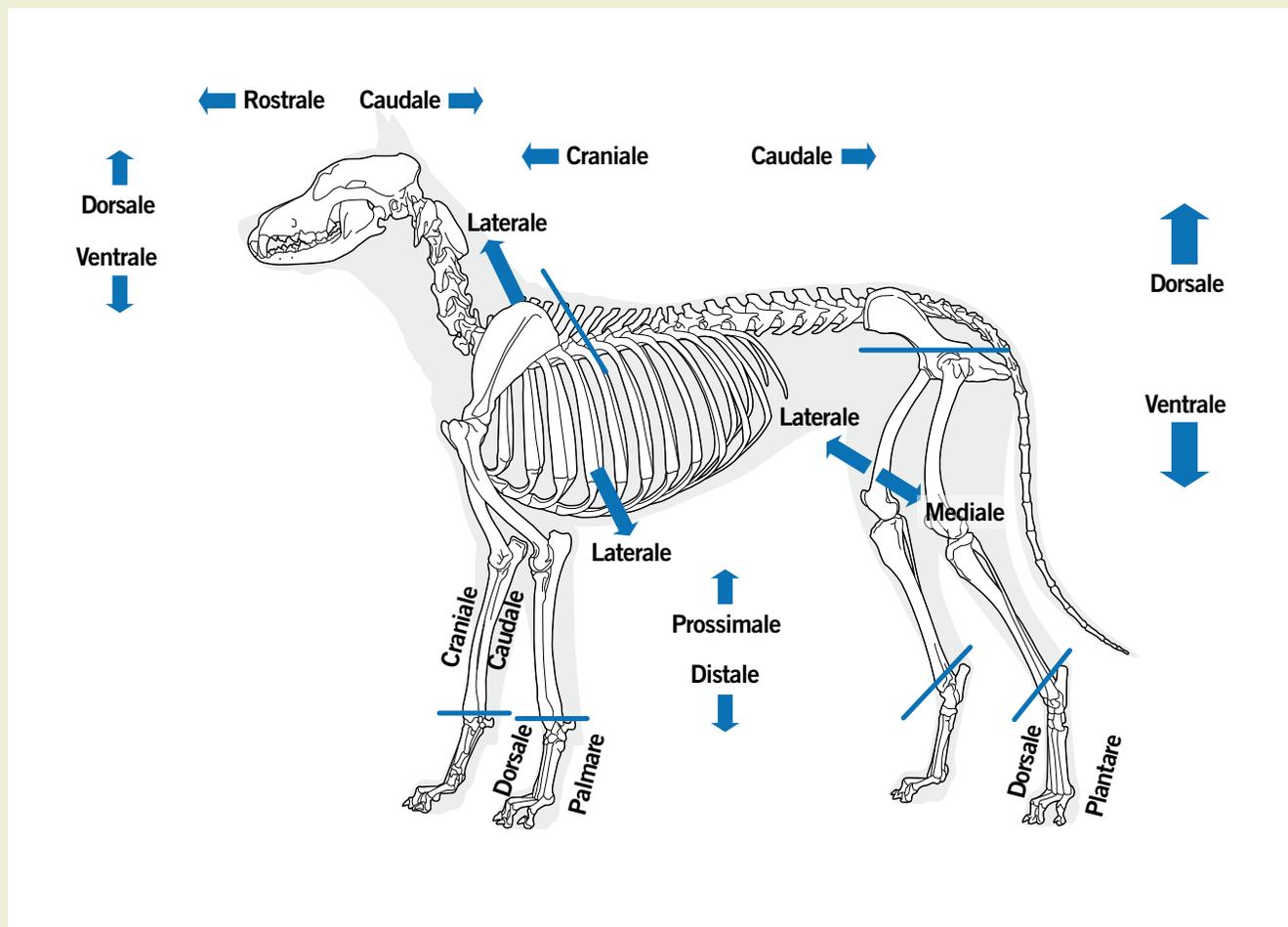
Artefatti e difetti tecnici

Per **artefatto** si intende qualsiasi fattore che pregiudica la qualità di una radiografia e quindi ne ostacola la valutazione e l'interpretazione. L'artefatto più frequentemente riscontrato nelle radiografie veterinarie è quello causato dal movimento del paziente, che

provoca una sfocatura dell'immagine (Fig. 1.44). Un corretto contenimento, sia manuale sia con l'ausilio di speciali accessori quando il paziente è sedato o anestetizzato, di solito elimina questo inconveniente. Il ricorso alla sedazione o all'anestesia è altamente raccomandato, soprattutto per l'esame di alcune regioni anatomiche. Anche se non è possibile evitare il movimento respiratorio, l'influenza maggiore di questo artefatto si riscontra nelle radiografie del torace, dove si cerca di minimizzarlo riducendo il tempo di esposizione al minimo indispensabile.

I principali difetti tecnici che possono comparire nelle radiografie convenzionali (non digitali) sono:

- immagine molto scura: di solito dovuta a sovraesposizione (Fig. 1.45a), vale a dire all'uso di kV o mAs troppo elevati, ma può anche essere causata da un difetto nello sviluppo (troppo a lungo nello sviluppatore o a temperatura troppo elevata) o dalla scelta di una distanza fuoco-pellicola non corretta;
- immagine molto chiara: di solito è dovuta a sottoesposizione (Fig. 1.45b), cioè a kV o mAs troppo bassi, ma può anche essere causata da un difetto dello sviluppatore (tempo insufficiente nello sviluppatore, deterioramento o diluizione dello sviluppatore o temperatura troppo bassa dello stesso), da una scelta errata della combinazione pellicola-schermo o da un errore nell'ingresso del voltaggio;
- mancanza di contrasto nell'immagine (troppo grigia): di solito è causata da un valore di kV troppo alto, ma può essere causata da molti altri fattori, come uno sviluppo non corretto (aumento della temperatura, aumento del tempo di sviluppo, deterioramento dei prodotti chimici), una doppia esposizione (doppio scatto) o l'utilizzo di una pellicola scaduta;
- mancanza di nitidezza: di solito a causa del movimento del paziente, ma può anche essere determinata dalla scelta di una distanza troppo grande tra l'oggetto e la pellicola, da un cattivo contatto tra la pellicola e lo schermo intensificatore, da una doppia esposizione o da una cattiva centratura dell'oggetto rispetto al fascio;



▲ FIGURA 1.43 Rappresentazione schematica della nomenclatura anatomica su cui si basa la denominazione delle proiezioni radiografiche.

◀ FIGURA 1.44 Radiografia in proiezione laterale dell'addome di un cane con sfocatura dovuta al movimento del paziente.

- comparsa di linee nette nell'immagine: questo fenomeno è solitamente legato a un cattivo posizionamento della griglia o a danni alle lamine che la compongono, oppure a difetti nei rulli dello sviluppatore automatico;
- ingiallimento della radiografia: può essere dovuto a fissaggio incompleto, lavaggio incompleto o contatto tra due pellicole durante il processo di fissaggio.

Alcuni artefatti e difetti tecnici sono caratteristici della radiografia digitale:

- in una radiografia digitale sovraesposta non si osserva alcun oscuramento generale dell'immagine, come nel caso delle radiografie analogiche, ma piuttosto aree focali nere che non possono essere schiarite con gli strumenti digitali di post-elaborazione (Fig. 1.46). Questo artefatto viene corretto riducendo i valori di esposizione;
- in una radiografia digitale sottoesposta l'intera immagine non si schiarisce come avviene nelle radiografie analogiche, bensì presenta aree scure molto piccole, puntiformi, distribuite su tutta l'immagine, fenomeno noto come "rumore" (Fig. 1.47). L'aumento dei valori di esposizione corregge questo artefatto;
- comparsa di un alone radiotrasparente tra strutture a densità radiografiche molto diverse, per esempio tra osso e tessuti molli (Fig. 1.48) o tra metallo e osso. La visualizzazione di questo alone intorno al materiale di osteosintesi, come placche, perni o viti impiantati nell'osso, potrebbe essere scambiata per un segno di mobilizzazione o di rigetto del materiale. Questo artefatto negli anni è stato corretto da molti produttori, ma si deve ricordare che può comparire o essere accentuato quando si ricorre eccessivamente allo strumento di post-elaborazione informatica di miglioramento dei bordi;
- l'uso di una griglia, o retina anti-diffusione, può provocare l'artefatto *moiré*: sulla radiografia appaiono bande chiare e scure alternate (Fig. 1.49). Questo si verifica quando gli spazi tra le lamine del reticolo coincidono con la direzione e la frequenza delle linee di lettura del raggio laser nei sistemi CR. Il problema può essere risolto ruotando la griglia di 90° o adottando una griglia che non coincide con

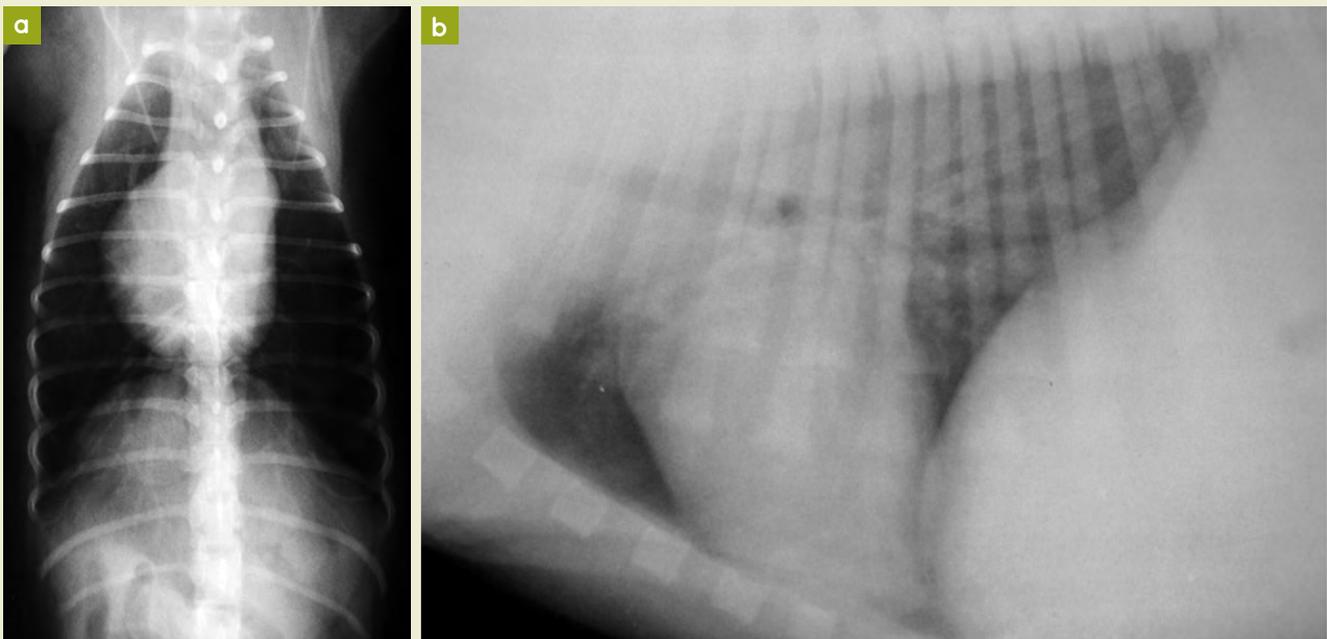


FIGURA 1.45 Radiografie convenzionali (non digitali) in proiezione laterale del torace di due cani scattate con parametri di esposizione errati: sovraesposte (a) e sottoesposte (b). Nell'immagine a gran parte del polmone appare nero omogeneo, senza vasi polmonari visibili. Nell'immagine b il polmone normale è grigio molto chiaro e potrebbe essere confuso con un'aumentata opacità di origine patologica.

le linee di lettura. Le griglie Potter-Bucky, che compiono un rapido movimento all'emissione dei raggi X, sono in grado di ovviare a questo inconveniente;

■ quando i dati di lettura dallo schermo al fosforo, nei sistemi CR, o i segnali elettrici, nei sistemi DR, vengono inviati al computer, l'apparecchiatura

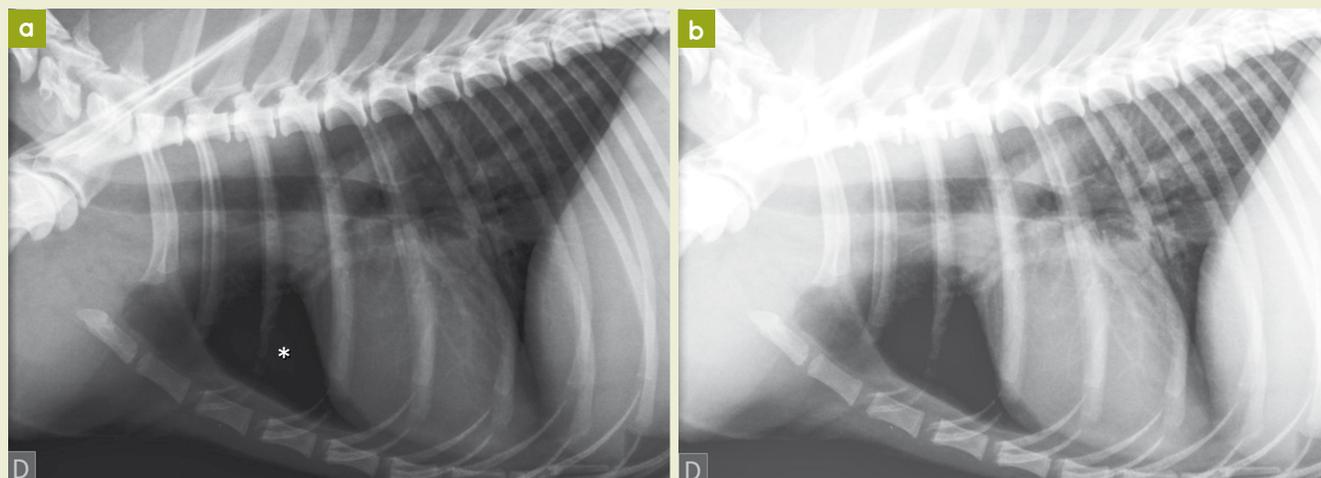


FIGURA 146 Radiografia digitale del torace di un cane sovraesposta prima (a) e dopo (b) la post-elaborazione al computer. Nell'area cranioventrale del polmone è presente un'area nera (*) con mancata visualizzazione di una parte del terzo distale del terzo paio di coste, che non viene corretta aumentando la luminosità complessiva dell'immagine (b), confermando la sovraesposizione, per cui lo studio radiologico deve essere ripetuto abbassando i parametri di esposizione.

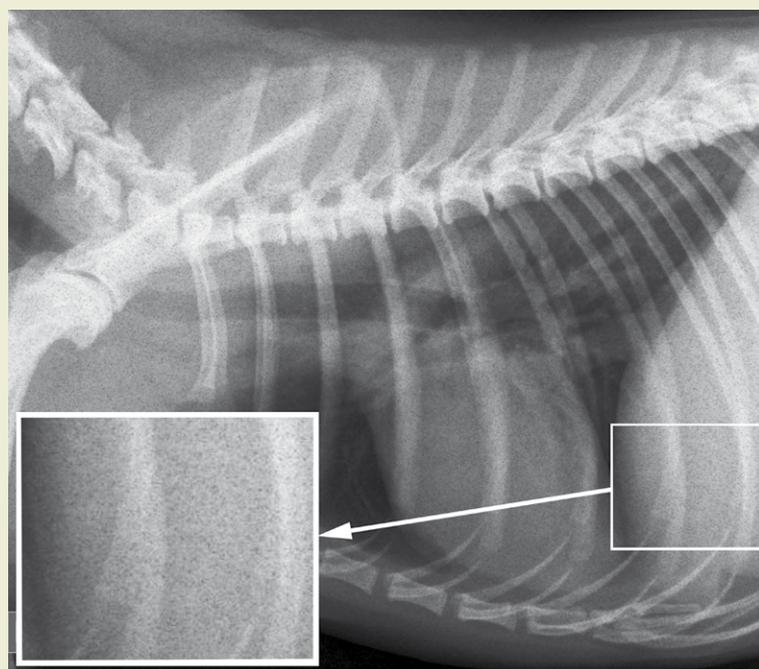


FIGURA 147 Radiografia digitale del torace di un cane con sottoesposizione, che determina la comparsa di una macchia scura nell'immagine, chiamata rumore. Questo difetto viene corretto aumentando i parametri di esposizione, preferibilmente i mAs.

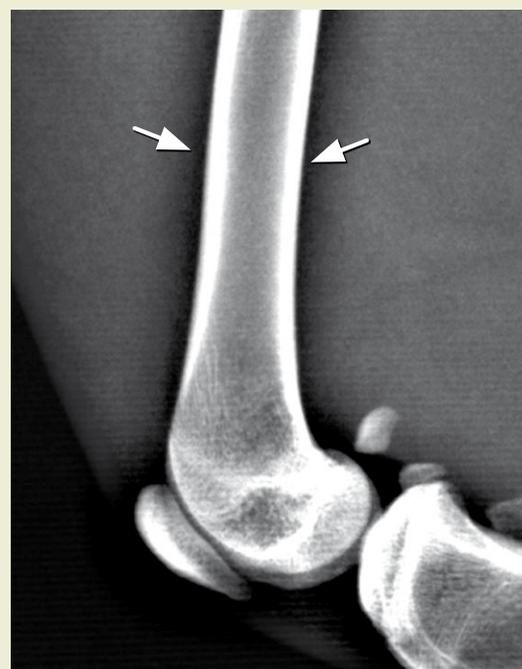


FIGURA 148 Radiografia digitale della metà distale del femore di un gatto che mostra, come difetto tecnico, un alone radiotrasparente nelle aree di contatto dell'osso e dei tessuti molli adiacenti. Questo artefatto dovrebbe essere corretto dal produttore del sistema radiologico digitale variando gli algoritmi dell'immagine.

automaticamente li cancella. Se questa cancellazione non è completa, parte della silhouette dell'immagine radiografica precedente si sovrappone alla radiografia successiva, difetto noto come artefatto da effetto *ghosting* (immagine fantasma). Questo fenomeno si verifica solitamente quando in un precedente studio radiografico sono stati utilizzati valori di esposizione molto elevati;

- nei sistemi CR la comparsa di una linea bianca coincidente con la direzione di lettura del raggio luminoso indica una mancata lettura di tale linea (Fig. 1.50) ed è solitamente dovuta all'accumulo di sporco nel dispositivo laser CR.

Il referto radiologico

Il referto radiologico deve includere i dati del paziente, la data dello studio, la regione anatomica esaminata e le proiezioni radiografiche eseguite. Deve essere indicato anche il motivo dello studio radiologico. Il referto deve descrivere, utilizzando la corretta terminologia anatomica e radiologica, tutte le alterazioni

osservate nell'immagine, ovvero i segni radiografici. Questi includono:

- alterazioni della densità radiografica;
- alterazioni della posizione;
- alterazioni delle dimensioni;
- alterazioni del contorno o della forma;
- alterazioni del numero.

Per quanto riguarda il grado di dettaglio della descrizione, si può prendere come riferimento quanto segue: una descrizione radiografica è corretta quando un operatore che non vede la radiografia e legge o ascolta la descrizione dell'immagine può immaginarla in modo abbastanza preciso.

Dopo aver correlato i risultati radiografici con i dati clinici del paziente, il referto deve contenere una diagnosi radiologica definitiva o un elenco di possibili diagnosi differenziali, seguendo sempre l'ordine di probabilità dalla più alta alla più bassa (la diagnosi presuntiva più probabile deve essere posta per prima). I referti radiologici possono anche includere la raccomandazione di altri esami diagnostici che servono a integrare le informazioni ottenute mediante radiografie.



FIGURA 1.49 Radiografia digitale che mostra parte della colonna lombare e dell'addome dorsale di un cane che presenta, come difetto tecnico, un'alternanza di bande chiare e scure, causata da un cattivo adattamento della griglia anti-diffusione con la cassetta del sistema CR. Questo artefatto è chiamato *moiré*, in ragione della sua somiglianza con l'omonimo tessuto.

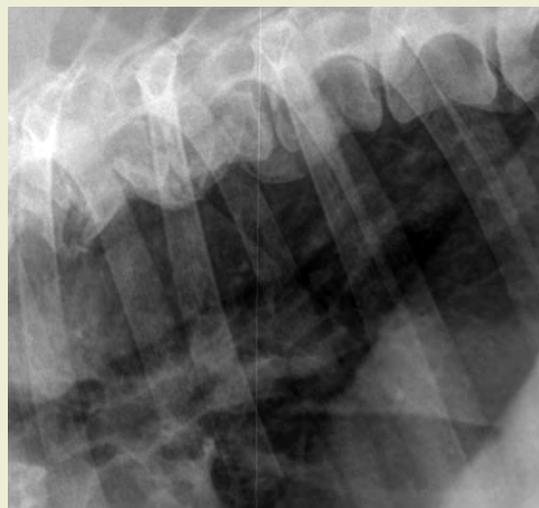


FIGURA 1.50 Radiografia digitale con sistema CR del torace dorsocaudale di un cane che presenta, quale difetto tecnico, una linea bianca causata da un difetto di lettura del fascio di luce in questa posizione. Questo problema viene solitamente corretto pulendo il dispositivo laser del CR.