

Imaging diagnostico

Daniela Schweizer

PUNTI CHIAVE

- Il veterinario deve richiedere solo quegli esami di imaging che avranno un impatto sulla diagnosi, sul trattamento e/o sulla prognosi.
- Sono necessarie conoscenze di base sui principi fisici delle differenti modalità di imaging, per comprenderne i vantaggi e gli svantaggi. Questo è fondamentale per valutare quale modalità di imaging sia in grado di rispondere al quesito clinico.
- Le onde elettromagnetiche che possono provocare la ionizzazione dei tessuti biologici sono dannose per il paziente e per il personale esposto. Le tecniche di radiografia e tomografia computerizzata causano ionizzazione e il loro utilizzo è regolamentato e deve essere basato sui principi di giustificazione, limitazione e ottimizzazione.
- La qualità dell'immagine è influenzata dalla risoluzione spaziale, dalla risoluzione del contrasto, dalla sfocatura e dal rapporto segnale/rumore; tuttavia, un'elevata qualità delle immagini non equivale a un'ottimale qualità diagnostica.
- Sia l'ispezione visiva sia l'interpretazione sono le chiavi per interpretare uno studio di imaging.
- Le insidie durante l'interpretazione delle immagini sono dovute a errori di ricerca, di rilevamento e di riconoscimento.

Breve introduzione alle diverse modalità

I progressi tecnologici hanno reso la diagnostica per immagini uno strumento prezioso per la risoluzione dei problemi clinici in medicina veterinaria. L'ampia disponibilità di diverse modalità di diagnostica per immagini comporta il rischio di abbandonare la buona abitudine di stilare un elenco coerente di osservazioni, basato sull'indagine clinica, sull'anamnesi e sull'esame obiettivo dei pazienti. Tuttavia, un elenco coerente di osservazioni è essenziale per selezionare la corretta modalità di imaging e porre le domande corrette a cui l'imaging deve rispondere. I veterinari devono non solo soppesare i rischi e i benefici di una particolare modalità per un singolo paziente, ma anche prendere in considerazione l'impatto che il processo decisionale clinico può avere sul paziente, anche se il test diagnostico è facilmente disponibile. Il veterinario deve richiedere solo gli esami che avranno un riscontro al fine di fornire una diagnosi, stabilire un trattamento e/o una prognosi, tenendo in considerazione i costi e la disponibilità finanziaria dei proprietari.

Prima di eseguire uno studio di imaging occorre prestare attenzione ai seguenti aspetti:

- evitare di richiedere esami quando i risultati non hanno un impatto sulla cura del paziente;
- rivedere i test eseguiti in precedenza per rispondere alle domande attuali;
- richiedere il test migliore per massimizzare la qualità, l'efficienza e il rapporto costo-efficacia;
- preparare il paziente per massimizzare le informazioni diagnostiche ed evitare di dover ripetere un test, per esempio prescrivere il digiuno prima dell'ecografia addominale elettiva.

La scelta della modalità è una parte molto importante dell'approccio diagnostico. Per individuare quella che meglio risponde al quesito clinico, è necessario conoscere i vantaggi e i limiti di ciascuna modalità, molti dei quali sono insiti nei relativi principi fisici.

Radiografia

Una radiografia è una proiezione bidimensionale di un oggetto tridimensionale e riflette le differenze nell'attenuazione dei raggi X da parte dei diversi tessuti del corpo.

Che cos'è una radiografia?

I raggi X sono un tipo di radiazione elettromagnetica di lunghezza d'onda estremamente breve, da 10^{-8} a 10^{-12} metri, e ad alta frequenza, da 10^{16} a 10^{20} hertz (Hz). Rispetto ad altre onde elettromagnetiche come la luce visibile, i raggi X hanno una lunghezza d'onda più corta e trasportano più energia sotto forma di fotoni. I fotoni reagiscono con la materia come se fossero particelle e sono in grado di ionizzare i tessuti, pertanto i raggi X sono considerati radiazioni ionizzanti (Fig. 1.1).

Da dove provengono i raggi X?

I raggi X vengono prodotti all'interno del tubo radiogeno per conversione di energia: il tubo racchiude il vuoto e contiene due elettrodi, l'anodo con carica positiva e il catodo con carica negativa (Fig. 1.2A). Il catodo produce ed emette elettroni che attraversano l'alta tensione che si forma tra catodo e anodo. La corrente del tubo (mA) stabilisce il numero di elettroni accelerati verso l'anodo, mentre la tensione del tubo (kV) determina la loro accelerazione. Giunti all'anodo, gli elettroni vengono improvvisamente decelerati a causa della carica positiva dell'elettrodo con cui interagiscono sulla traccia focale. A causa dell'interazione con il materiale dell'anodo, circa il 99% dell'energia degli elettroni viene convertito in calore, mentre solo l'1% in fotoni a raggi X. I fotoni emessi hanno diverse quantità di energia e creano uno spettro di raggi X (Fig. 1.2B). La tensione del tubo (kV) determina l'energia di picco dello spettro del fascio. I raggi X a bassissima energia vengono rimossi dal fascio di raggi X da filtri fisici, prima di raggiungere il paziente; ciò è auspicabile, in quanto i raggi X a bassa energia hanno un'alta probabilità di essere attenuati all'interno del paziente prima di raggiungere il rivelatore e contribuiscono alla dose giunta al paziente ma non all'immagine.

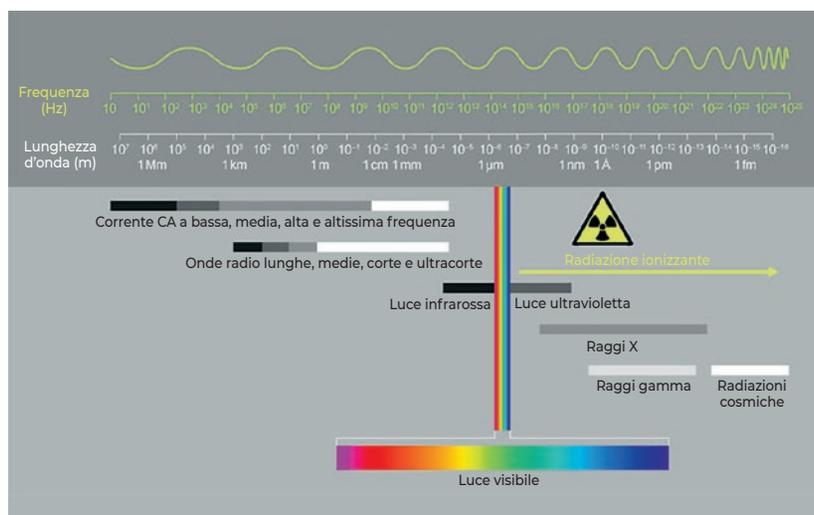


Fig. 1.1 Spettro delle onde elettromagnetiche che mostra la frequenza e la lunghezza d'onda. Più alta è la frequenza e più corta è la lunghezza d'onda e più energia viene trasportata. Se l'energia è sufficientemente elevata da causare la ionizzazione dei tessuti, le onde elettromagnetiche sono considerate radiazioni ionizzanti. © Vetsuisse-Fakultäten Bern und Zürich.

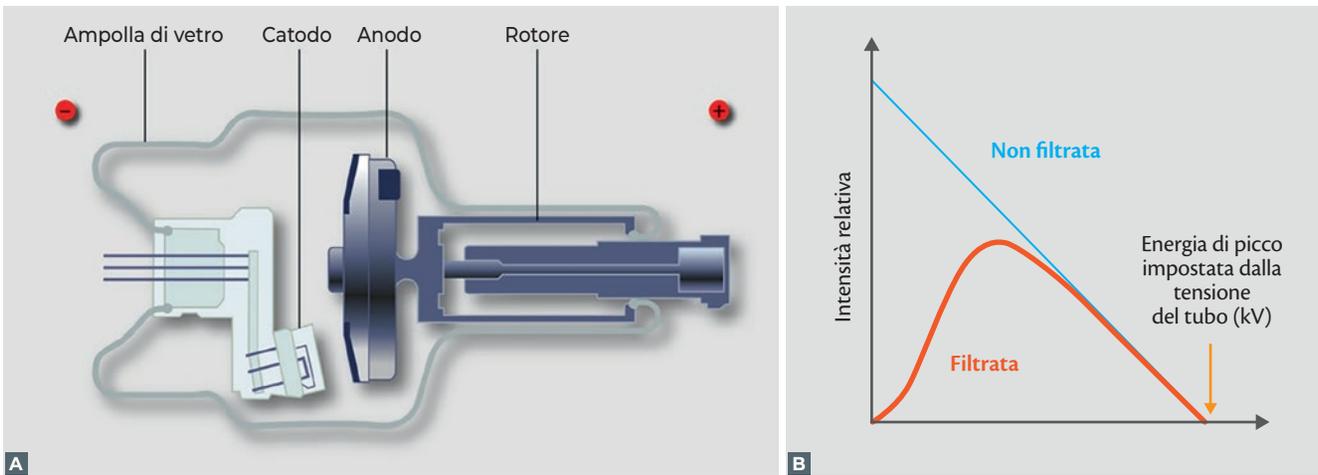


Fig. 1.2 (A) Il tubo a raggi X è un cilindro di vetro contenente un catodo con carica positiva e un anodo con carica negativa. Il catodo produce ed emette elettroni che vengono accelerati nel vuoto verso l'anodo. Dall'interazione con il materiale dell'anodo vengono prodotti fotoni a raggi X. (B) Spettro che mostra i diversi livelli di energia dei raggi X prodotti in relazione alla loro intensità relativa. La tensione del tubo (kV) imposta l'energia di picco dello spettro del fascio sull'asse delle ascisse. I raggi X a bassissima energia vengono rimossi dal fascio mediante filtri fisici prima di raggiungere il paziente. © Vetsuisse-Fakultäten Bern und Zürich.

Che cosa succede quando i raggi X colpiscono un oggetto?

Quando i raggi X, nell'intervallo di energia dei raggi X diagnostici (40-120 kV), interagiscono con la materia, vi sono due interazioni, responsabili dell'immagine che ne risulta: (1) l'effetto fotoelettrico, che determina il completo assorbimento dell'energia da parte della materia; (2) l'effetto Compton.

L'effetto fotoelettrico determina il trasferimento dell'intera energia cinetica del fotone incidente all'elettrone. Di conseguenza, l'elettrone viene espulso e il fotone viene assorbito (**Fig. 1.3A**). Questo scambio di energia tra il fotone e l'elettrone può avvenire solo se l'energia del fotone incidente è uguale o leggermente superiore all'energia di legame degli elettroni dei gusci interni dell'atomo. La probabilità che si verifichi un effetto fotoelettrico è molto più alta con fotoni a bassa energia, <100 kV, e in componenti della materia con un numero atomico elevato, come le ossa (numero atomico del calcio = 20), lo iodio, il bario o il piombo. A causa dell'assorbimento fotoelettrico, i fotoni vengono rimossi dal fascio di raggi X e non si propagano al sistema di rilevamento. Le differenze di assorbimento tra i tessuti adiacenti si traducono in un contrasto sull'immagine. Se un fotone interagisce con gli elettroni del guscio esterno, solo una parte dell'energia cinetica viene trasmessa all'elettrone (**Fig. 1.3 B**). A causa della perdita parziale di energia, il fotone cambia direzione,

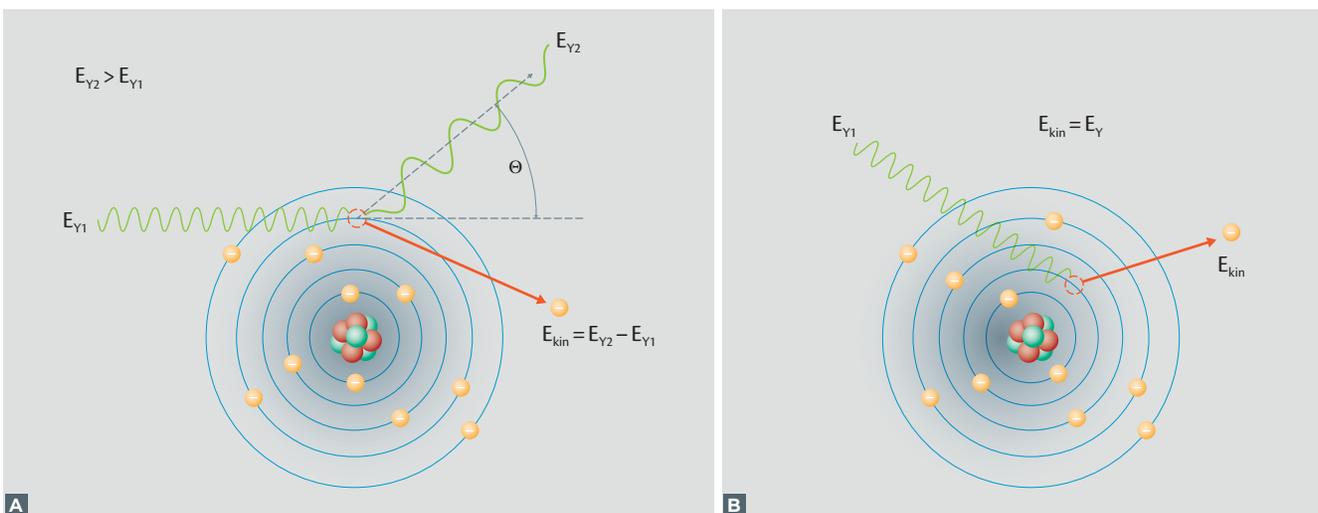


Fig. 1.3 (A) L'effetto fotoelettrico definisce un trasferimento completo dell'energia cinetica del fotone incidente all'elettrone, con conseguente assorbimento del fotone. (B) L'effetto Compton si verifica se solo una parte dell'energia cinetica del fotone viene trasmessa all'elettrone, di conseguenza il fotone cambia la sua direzione. © Vetsuisse-Fakultäten Bern und Zürich.

cioè viene disperso. Questo è il cosiddetto effetto Compton, che avviene se l'energia del fotone incidente è molto più alta dell'energia di legame degli elettroni di un atomo. È l'effetto predominante per i fotoni >100 kV. Tale processo può avvenire più volte all'interno della materia, per cui più alta è la densità fisica, maggiore è la densità di elettroni e, quindi, la probabilità di interazioni. In alternativa, il fotone attraversa l'oggetto senza ulteriori interazioni e colpisce un sistema di rilevamento (sistema a pellicola, piastra CR o rivelatore digitale). Quanto più spesso un fotone subisce un effetto Compton, maggiore è l'attenuazione dei fotoni sul rivelatore.

Come viene creata l'immagine?

Al di là dell'oggetto, un sistema di imaging (schermi intensificatori e pellicole convenzionali o un rivelatore digitale) reagisce con i raggi X rimanenti, eventualmente attenuati, che non sono stati assorbiti. Più fotoni colpiscono il sistema di imaging, maggiore è l'annerimento della pellicola (Fig. 1.4). Le combinazioni di pellicole convenzionali utilizzano cristalli d'argento alogeni all'interno dell'emulsione della pellicola, che subiscono una riduzione chimica da parte dei fotoni. Mentre rispondono in modo approssimativamente lineare nell'intervallo medio di esposizione, la risposta ai due estremi dello spettro è molto poco lineare. Pertanto, sia la sottoesposizione sia la sovraesposizione della pellicola provocano aree a basso contrasto sull'immagine: mentre la sottoesposizione provoca un annerimento insufficiente, la sovraesposizione provoca un annerimento eccessivo (Fig. 1.5). La radiografia digitale utilizza una lastra ai fosfori a memoria, come nella radiografia computerizzata (Computed Radiography, CR), che viene letta da un laser dopo l'esposizione, oppure convertendo i raggi X incidenti direttamente in un segnale elettrico, come nella radiografia digitale diretta (Digital Radiography, DR). Questi rivelatori sono costituiti da scintillatori (cioè materiali che rilasciano fotoni di luce tramite fluorescenza, in seguito all'eccitazione dei fotoni dei raggi X). L'attuale generazione di rivelatori commerciali è realizzata con materiali in ceramica a base di terre rare. I fotoni luminosi vengono convertiti in segnali elettrici nei fotodiodi, i quali vengono successivamente digitalizzati.

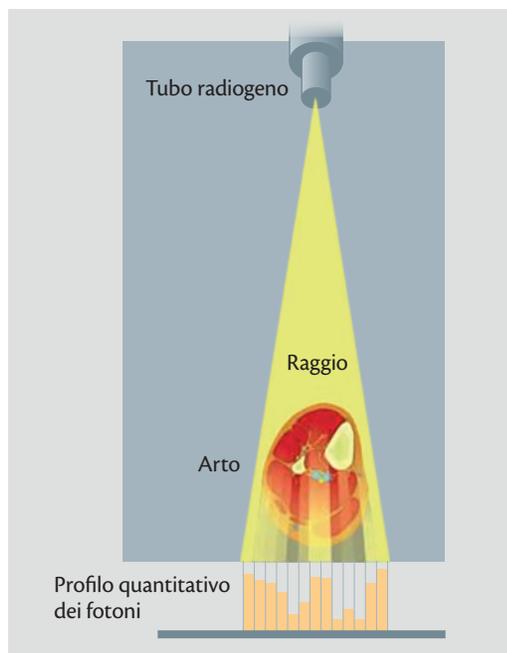


Fig. 1.4 Un oggetto (arto distale con ossa e muscoli) all'interno del fascio radiografico. Tessuti diversi causano un'attenuazione diversa del fascio di raggi X, a seconda dello spessore e della composizione. Più fotoni colpiscono il sistema di imaging, più si verifica l'annerimento della pellicola. © Vetsuisse-Fakultäten Bern und Zürich.

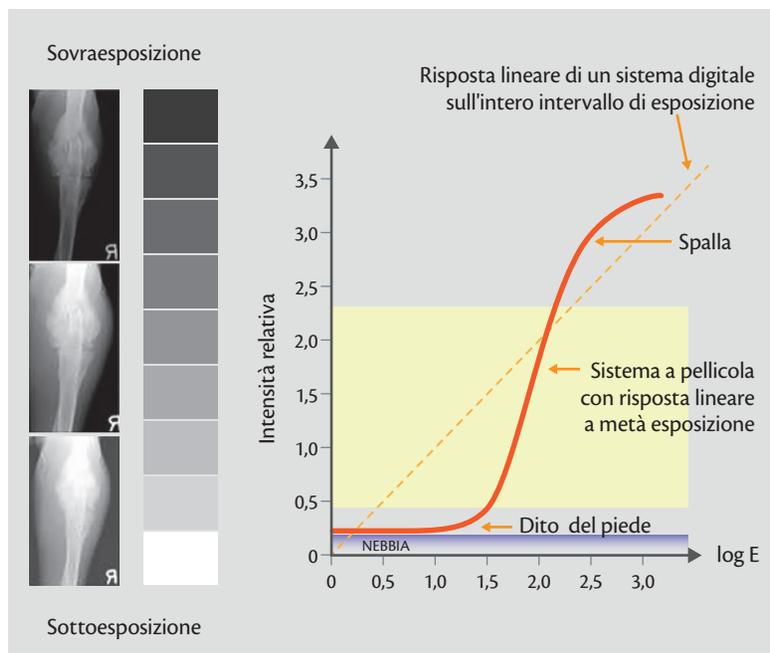


Fig. 1.5 Relazione tra esposizione e densità ottica (annerimento della pellicola): la risposta di una combinazione di pellicole serigrafiche non è lineare in caso di sottoesposizione e sovraesposizione, ma solo nell'intervallo medio di esposizione. Un vantaggio di un sistema digitale rispetto a un sistema a pellicola retinata è che presenta una relazione lineare tra la densità ottica e l'esposizione (linea arancione tratteggiata). © Vetsuisse-Fakultäten Bern und Zürich.

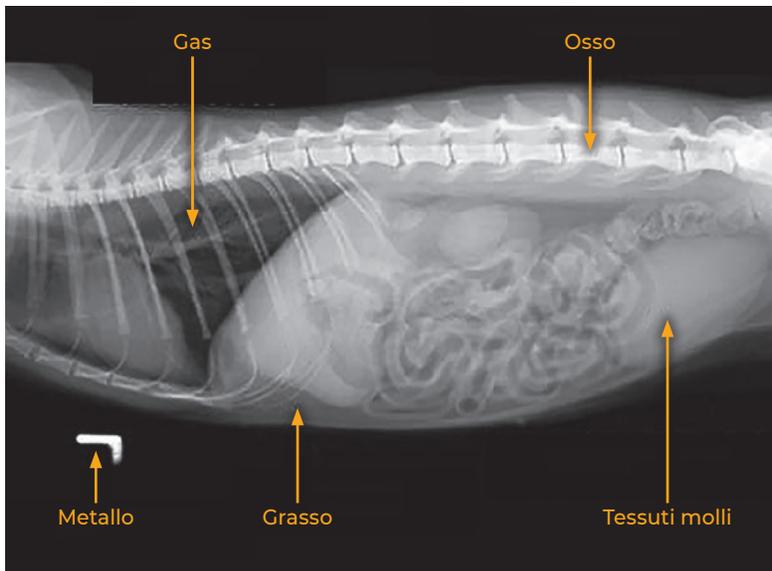


Fig. 1.6 Nella radiografia si possono distinguere cinque opacità: gas, grasso, tessuti molli (come i fluidi), minerale (o osso) e metallo. Quest'ultimo ha un maggiore assorbimento/attenuazione e comporta un minore annerimento della pellicola. © Vetsuisse-Fakultäten Bern und Zürich.



Fig. 1.7 Radiografie ortogonali di una viola. La forma, l'organizzazione e l'esatta localizzazione dei diversi componenti possono essere valutate solo osservando entrambe le radiografie. © Vetsuisse-Fakultäten Bern und Zürich.

Sia nella CR sia nella DR la relazione tra la densità ottica e l'esposizione è lineare, quindi non hanno le stesse limitazioni della radiografia su pellicola/schermo. Tuttavia, se una radiografia è sottosposta, solo pochi fotoni colpiscono il sistema di rilevazione, dando luogo a un'immagine sgranata.

Più alta è l'attenuazione, meno fotoni colpiscono il sistema di imaging. Le aree dell'immagine più luminose indicano, quindi, tessuti con una maggiore attenuazione o assorbimento. Un'area di questo tipo è chiamata opacità. Le aree più scure sull'immagine sono chiamate radiotrasparenze e rappresentano tessuti con una minore attenuazione/assorbimento. Poiché sia l'assorbimento per effetto fotoelettrico sia l'attenuazione per effetto Compton contribuiscono all'attenuazione di un fascio di raggi X, è possibile riassumere che l'attenuazione dipende dal numero atomico (Z) del tessuto, dalla sua densità fisica e dallo spessore dell'oggetto. Nella proiezione radiografica è possibile distinguere tra cinque opacità: gas, grasso, tessuto molle (come i fluidi), minerale (o osso) e metallo, con quest'ultimo che è quello con maggiore assorbimento/attenuazione e che determina il minor annerimento della pellicola (**Fig. 1.6**). Le opacità relative di diverse sostanze e tessuti determinano la capacità delle pellicole trasparenti di distinguerli. Per esempio, sangue, muscolo e fegato presentano un'opacità quasi identica, così come la maggior parte degli organi e delle masse di tessuto solide o piene di fluidi. Il muscolo cardiaco pieno di sangue appare opaco come un tessuto molle omogeneo rispetto ai polmoni pieni d'aria, che si trovano su entrambi i lati. Poiché ogni punto dell'immagine rappresenta l'attenuazione di tutti i tessuti attraverso cui è passato il fascio di raggi X, l'immagine risultante è creata dalla sommatoria con sovrapposizione di diverse strutture anatomiche. Solo due proiezioni ortogonali permettono la localizzazione di singole strutture e anomalie. Una sola radiografia non è in grado di localizzare con precisione una lesione (**Fig. 1.7**).

Tomografia computerizzata

Come nella radiografia, un'immagine di tomografia computerizzata (TC) mostra le differenze di attenuazione dei raggi X causata dai diversi tessuti del corpo; tuttavia, si tratta di un'immagine trasversale e la sovrapposizione non ha alcun ruolo clinico.

Qual è la differenza tra TC e radiografia?

Mentre nella radiografia il tubo a raggi X è fermo, nella TC ruota di 360° intorno all'oggetto creando proiezioni a tutte le angolazioni grazie a un fascio di raggi X collimato in modo sottile (1-10 mm). Inoltre, i detector dello scanner TC non producono un'immagine: in contrapposizione al tubo, un detector composto da

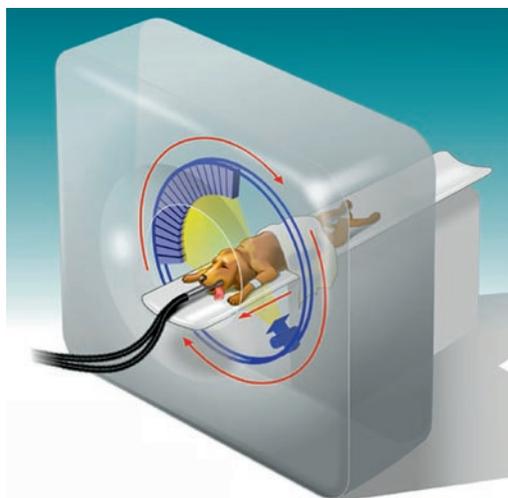


Fig. 1.8 Nella TC il tubo radiogeno ruota di 360° intorno al paziente (frecce rosse), creando proiezioni in tutte le angolazioni grazie a un fascio di raggi X collimato in modo sottile (1-10 mm). Di fronte al tubo, un rivelatore composto da cristalli scintillatori quantifica la trasmissione dei raggi X attraverso i tessuti. © Vetsuisse-Fakultäten Bern und Zürich.

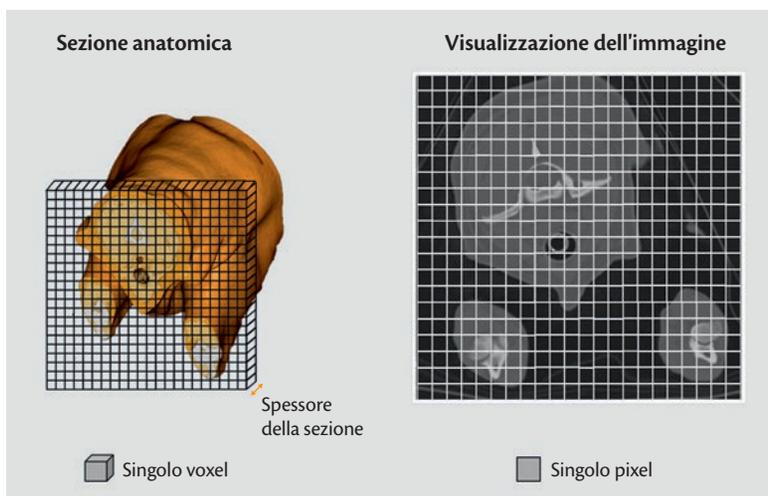


Fig. 1.9 Le immagini vengono acquisite come sezioni, con un certo spessore per ogni sezione. A ogni elemento di volume (voxel) dell'oggetto viene assegnato uno specifico valore di attenuazione dei raggi X di ogni pixel sull'immagine digitale trasversale risultante. © Vetsuisse-Fakultäten Bern und Zürich.

cristalli scintillatori quantifica la trasmissione dei raggi X attraverso i tessuti per ciascuna di queste proiezioni (Fig. 1.8). Questo permette a un sofisticato algoritmo informatico di ricostruire geometricamente i dati per ogni elemento di volume (voxel) dell'oggetto e di assegnare uno specifico valore di attenuazione dei raggi X a ogni pixel dell'immagine digitale trasversale risultante (Fig. 1.9).

Come funziona la TC?

Nei moderni scanner TC, il tubo a raggi X e il detector sono montati l'uno di fronte all'altro in un gantry rotante. La matrice del detector è costituita da una serie di file di elementi di rilevazione allineati assialmente al paziente; attualmente, in genere, vi sono 16-320 file con 800-1000 elementi per ogni fila. Durante un'acquisizione TC, alcune o tutte le file di detector possono essere attive. Per scansionare l'anatomia di interesse, il paziente viene posizionato su un lettino e spostato attraverso il gantry. Durante la scansione assiale, il gantry compie un giro intorno al paziente immobile mentre vengono acquisiti i dati di proiezione, seguito da un movimento incrementale del lettino, che viene ripetuto fino all'acquisizione dell'intera anatomia desiderata. Durante la scansione elicoidale, lo scanner acquisisce continuamente dati di proiezione mentre il lettino del paziente si muove attraverso il gantry. Tale metodo consente di acquisire una scansione volumetrica molto più velocemente, oltre a una ricostruzione di immagini assiali a intervalli sovrapposti. Il pitch di scansione è definito come il rapporto tra l'avanzamento del lettino durante una rotazione del tubo e la larghezza nominale del fascio di raggi X. Il pitch tipico è di 0,7-1,4, anche se i moderni scanner specializzati consentono un intervallo di 0,1-3,2. Durante la scansione dinamica, lo scanner acquisisce continuamente dati di proiezione con una singola posizione stabile, in questo modo è possibile scansionare l'anatomia selezionata del paziente, per esempio il cuore, per un certo periodo di tempo.

Che cosa si vede effettivamente in un'immagine TC?

L'immagine TC è una mappa di attenuazione bidimensionale della sezione trasversale del paziente. Lo spessore della sezione dell'immagine corrisponde allo spessore del voxel. La tipica immagine visualizzata nella TC è composta da 512 righe, ciascuna di 512 pixel, che formano quindi una matrice quadrata di $512 \times 512 = 262.144$ pixel. A ogni punto della mappa viene assegnato un coefficiente di attenuazione lineare, il cui valore viene calcolato in base alle proprietà del tessuto, in particolare alla sua densità elettronica, che è correlata al numero atomico e alla densità fisica del tessuto; perciò tale valore di attenuazione non dipende dallo spessore dell'oggetto. Per formare un'immagine, i valori di attenuazione vengono convertiti in valori TC, che sono chiamati anche

Unità Hounsfield (HU), in onore di Sir Godfrey Hounsfield, premio Nobel nel 1979 per il suo lavoro nel campo della tomografia computerizzata: le HU sono state fissate per definizione a -1000 per l'aria e 0 per l'acqua. Di seguito, sono riportati i valori della tomografia in correlazione con il coefficiente di attenuazione lineare dell'acqua:

- Aria = -1000 HU
- Polmone = -500 HU
- Grasso = da 120 a -60 HU
- Acqua = 0 HU
- Muscolo = da +10 a +40 HU
- Materia bianca = da +20 a +30 HU
- Materia grigia = da +37 a +45 HU
- Fegato = da +40 a +60 HU
- Osso spugnoso = +700 HU
- Osso compatto = +1000 HU

I valori TC sono visualizzati come grigi; per convenzione, la scala di grigi assegna ai valori più alti tonalità di grigio più chiare, mentre i più bassi sono rappresentati da tonalità più scure (Fig. 1.10). In una situazione ideale, l'immagine verrebbe visualizzata con diverse tonalità di grigio per ogni valore TC, tuttavia, un'immagine con una profondità di 8 bit contiene solo 256 sfumature di grigio e, ancora più limitante, l'occhio umano è in grado di distinguere meno di 40 tonalità. Per questo motivo, viene utilizzata una scala di grigi in cui un determinato intervallo di valori TC è assegnato a una tonalità di grigio.

La quantità di valori TC assegnati a ciascun intervallo è determinata dalla larghezza della finestra. Aumentando la larghezza della finestra, vengono assegnati più valori TC a una tonalità di grigio. Al contrario, una finestra di larghezza ridotta comporta un numero inferiore di valori TC assegnati a un determinato livello di grigio. Per esempio, una larghezza della finestra di 2000 HU potrebbe significare che la scala di grigi va da -1000 HU a +1000 HU, mentre un'ampiezza della finestra di 100 HU può comportare che la scala vada da 0 HU a +100 HU. La larghezza della finestra, quindi, determina una transizione molto più rapida dal nero al bianco. Tutti i valori TC al di sotto della finestra sono visualizzati in nero, mentre tutti i valori al di sopra in bianco. Il livello della finestra determina il numero di TC al centro e viene scelto in base all'anatomia: per la valutazione del polmone, costituito principalmente da gas (-1000 HU), il livello della finestra è impostato a circa -500, mentre per la valutazione degli organi addominali, a circa 50 HU.

Che cosa si intende per filtro, kernel o algoritmo?

Il kernel di ricostruzione, indicato anche come "filtro" o "algoritmo", è un metodo matematico applicato ai dati grezzi per aumentare la qualità dell'immagine. Un kernel di convoluzione morbida agisce come un filtro passa-basso, che smussa i bordi e riduce il rumore dell'immagine, mentre un kernel di convoluzione nitido equivale a un filtro passa-alto, migliorando i bordi ma aumentando il rumore di fondo dell'immagine. I kernel di convoluzione nitidi vengono applicati ai tessuti con un contrasto TC intrinsecamente elevato, come le

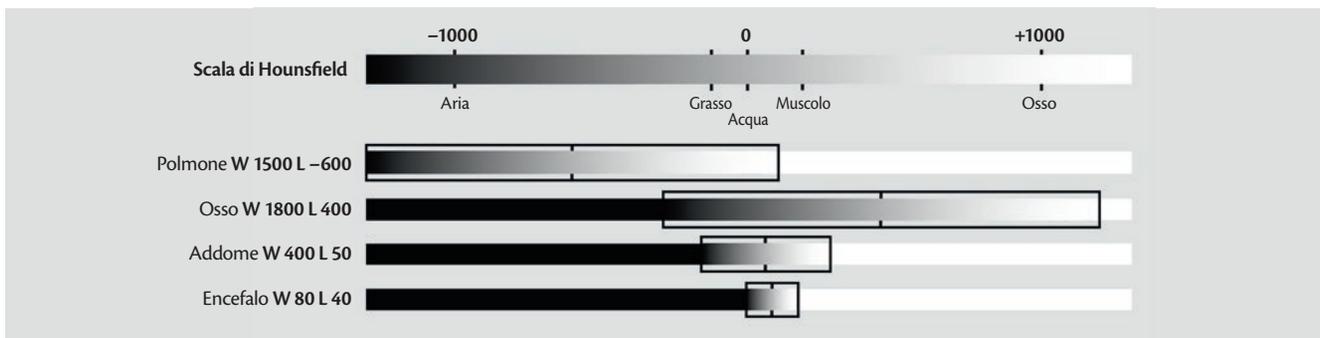


Fig. 1.10 Per definizione, il valore TC, noto anche come unità Hounsfield dell'aria, è -1000 per l'aria, 0 per l'acqua e circa +1000 per l'osso. La scala di grigi assegna i valori TC più alti alle tonalità di grigio più chiare, mentre i valori TC più bassi sono rappresentati da tonalità più scure. La quantità di valori TC assegnati a ciascun livello di grigio è determinata dalla larghezza della finestra (W). Utilizzando un'ampia larghezza della finestra, vengono assegnati più valori TC a una tonalità di grigio, mentre in una finestra stretta solo pochi valori TC vengono assegnati a un determinato livello di grigio. Una finestra di larghezza ridotta, quindi, determina una transizione più breve dal nero al bianco. Tutti i valori TC al di sotto della finestra sono visualizzati in nero, mentre tutti quelli al di sopra in bianco. Il livello della finestra (L) determina il valore TC al centro della finestra e viene scelto in base all'anatomia. Per la valutazione del polmone, che consiste principalmente di gas (-1000 HU), il livello della finestra è impostato a circa -500. Per la valutazione degli organi addominali, il livello è impostato a circa 50 HU. © Vetsuisse-Fakultäten Bern und Zürich.

ossa o i polmoni. Al contrario, i kernel per tessuti molli vengono applicati ai tessuti con un contrasto intrinsecamente più basso, come il cervello o il fegato. Poiché la maggior parte delle regioni anatomiche comprende tessuti con contrasto intrinseco sia alto sia basso, è spesso preferibile creare come minimo due serie di dati che utilizzino almeno due diversi kernel di convoluzione (Fig. 1.11). Questi kernel possono essere applicati ai dati grezzi di una sola acquisizione, ma il numero di immagini che devono essere trasmesse, archiviate e riesaminate aumenta.

Quali sono i vantaggi della TC rispetto alla radiografia?

L'immagine TC che ne deriva presenta due vantaggi significativi rispetto alla radiografia: innanzitutto, grazie alla creazione di un'immagine trasversale, viene eliminata la sovrapposizione delle strutture; in secondo luogo, il fascio di raggi X collimato in modo sottile elimina la dispersione e aumenta la sensibilità della TC verso le lievi differenze di attenuazione dei raggi X di almeno un fattore 10.

Risonanza magnetica

La risonanza magnetica (RM) utilizza campi magnetici e onde elettromagnetiche nell'intervallo di frequenza delle onde radio per visualizzare i tessuti del corpo, basandosi sui protoni dell'idrogeno. L'energia trasmessa al corpo dalle onde a radiofrequenza non provoca la ionizzazione dei tessuti, per cui il metodo non è ionizzante e viene considerato non invasivo.

Qual è il concetto fondamentale della risonanza magnetica?

Gli atomi con un numero dispari di protoni, come l'idrogeno ($1H$), ruotano attorno al proprio asse. Una carica in rotazione genera un piccolo campo magnetico. Se una carica in movimento viene portata in un forte campo magnetico statico (come quello dello scanner per RM), si allinea lungo il campo magnetico principale, in modalità parallela o antiparallela. Un numero leggermente superiore di protoni si orienta parallelamente al campo magnetico, causando una magnetizzazione netta all'interno del tessuto.

Oltre all'allineamento dei nuclei, il campo magnetico esterno provoca il "rotolamento" dei protoni intorno al campo magnetico statico, come una trottola. Questo "rotolamento" prende il nome di precessione e avviene a una frequenza di risonanza ω che è direttamente proporzionale all'intensità del campo magnetico B_0 (in Tesla). Inoltre, ω dipende dal rapporto giromagnetico γ , una costante unica per ogni atomo: $\omega_0 = \gamma B_0$. Per i protoni dell'idrogeno, γ è pari a 42,56 MHz per Tesla. In uno scanner da 1,5 T, la frequenza di risonanza dei protoni di idrogeno è di conseguenza 63,84 MHz. Se si applica un'onda radio di frequenza esattamente uguale alla frequenza di risonanza dei protoni, l'energia dell'onda radio viene trasmessa ai protoni e questi si eccitano. Questo fenomeno di trasferimento di energia è chiamato risonanza, il quale dà il nome al metodo diagnostico (Fig. 1.12).

Che cosa succede dopo l'eccitazione?

Come effetto dell'eccitazione, più protoni passano dallo stato parallelo a quello antiparallelo e questo richiede un'energia leggermente maggiore. Di conseguenza, il vettore di magnetizzazione si ribalta perpendicolarmente al campo magnetico statico, nel cosiddetto piano trasversale. L'angolo alfa verso il piano trasversale è una funzione dell'intensità e della durata dell'impulso di radiofrequenza. Se una quantità uguale di protoni è allineata parallelamente e antiparallelamente, l'angolo è di 90° . Allo stesso tempo, l'energia trasmessa dall'impulso di radiofrequenza permette ai protoni eccitati di sincronizzare il loro "rotolamento" e ai loro campi magnetici

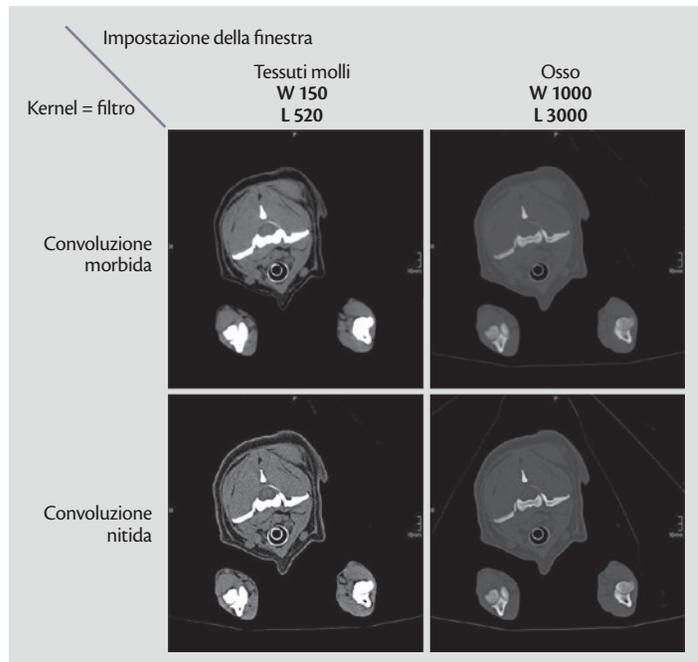


Fig. 1.11 Immagini TC, che comprendono il collo ed entrambi i gomiti di un cane, visualizzate con diversi kernel e impostazioni di finestra. Si noti la differenza di visibilità e nitidezza delle strutture ossee e dei tessuti molli nelle diverse impostazioni. © Vetsuisse-Fakultäten Bern und Zürich.

di puntare nella stessa direzione in un unico momento. A questo punto, i due campi magnetici sono considerati in fase e si verifica un vettore di magnetizzazione trasversale. Questa componente trasversale del campo elettromagnetico rotante induce una corrente che viene misurata (Fig. 1.12F). La magnetizzazione trasversale, tuttavia, non è stabile. Dopo che l'impulso di radiofrequenza viene spento, la precessione in fase decade a causa delle interazioni protone-protone. Questo processo di dephasing è chiamato rilassamento trasversale e segue una funzione esponenziale con una costante di tempo T2 (tempo di rilassamento T2). Durante il decadimento della magnetizzazione trasversale, gli spin si riorientano lungo il campo magnetico principale dello scanner. Questo processo di riorientamento è chiamato rilassamento longitudinale e si presenta con una costante di tempo T1 (tempo di rilassamento T1). I valori di T1 e T2 sono specifici per ogni tessuto e consentono alla RM di distinguere tra i diversi tipi di tessuti, quando si utilizzano sequenze di impulsi di RM opportunamente studiate.

Che cos'è il segnale nella riflessione in RM?

Per ottenere informazioni sulle proprietà biochimiche di un tessuto, vengono utilizzate sequenze con diversi parametri: un parametro importante è il tempo di ripetizione (TR), che si tratta dell'intervallo di tempo tra due eccitazioni, ossia due impulsi di radiofrequenza. Se il TR di una sequenza è lungo, i protoni all'interno di tutti i tessuti torneranno al loro stato energetico originale (allineamento parallelo) prima di essere sottoposti a una nuova eccitazione. Questo vale per i tessuti omogenei con un tempo di rilassamento T1 così lungo che le differenze nel T1 saranno trascurabili. Se il TR è breve, il segnale sarà fortemente influenzato dal tempo di rilassamento T1 del tessuto.

Un altro parametro importante che influenza il segnale è il tempo di eco (TE), che si tratta dell'intervallo di tempo tra l'eccitazione e la registrazione del segnale. Se il TE di una sequenza è lungo, il segnale sarà influenzato dal tempo di rilassamento T1 del tessuto. Il segnale sarà più forte per i tessuti in cui i protoni di idrogeno

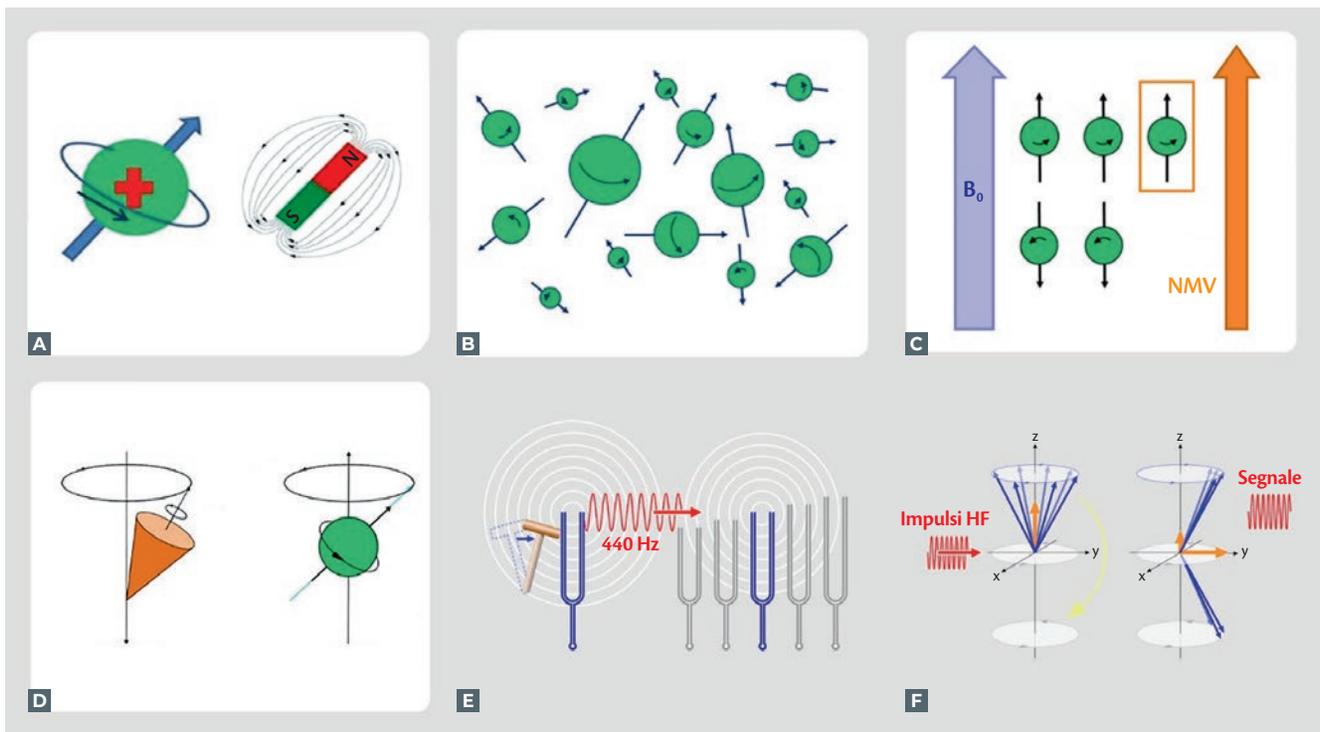


Fig. 1.12 Fenomeno di risonanza nella RM. (A) Una particella con carica positiva, come un protone, ruota intorno al proprio asse. La carica in movimento induce un piccolo campo magnetico. (B) Distribuzione casuale dei protoni all'interno del tessuto. (C) In un campo magnetico esterno B_0 , i protoni si allineano lungo il campo magnetico principale, parallelamente o antiparallelamente. Un piccolo eccesso di protoni si allinea parallelamente, creando un vettore magnetico netto (NMV) nella direzione del campo magnetico principale. (D) Nel campo magnetico esterno, simile a una trottola, i protoni ruotano intorno al campo magnetico statico. Questo movimento è chiamato precessione e avviene a una frequenza precessionale specifica. (E, F) Come un diapason, i protoni assorbono l'energia di un impulso di radiofrequenza esterno che ha la stessa frequenza di quella di risonanza. © Vetsuisse-Fakultäten Bern und Zürich.

rimangono in fase per un periodo più lungo, come per esempio l'acqua pura, mentre una miscela di acqua e proteine provocherà un dephasing più rapido, che porterà a una riduzione del segnale.

TE e TR possono essere scelti dall'operatore e consentono una diversa ponderazione delle sequenze, una ponderazione verso la magnetizzazione longitudinale (sequenza ponderata T1) o verso la magnetizzazione trasversale (ponderazione T2). In base al segnale dei tessuti presente sulle immagini pesate in T1 e T2, si possono trarre conclusioni sulle proprietà biochimiche del tessuto, pertanto è necessario acquisire diverse sequenze di un'area di interesse e valutarle simultaneamente.

Esistono altre sequenze che si concentrano su alcune proprietà, quali i disturbi dell'omogeneità del campo magnetico dovuti, per esempio, alla presenza di sostanze metalliche, come nel caso della sequenza T2* gradient echo. Una sequenza di questo tipo può essere utilizzata per rilevare un'emorragia. Le sequenze pesate per diffusione si concentrano sulla diffusività dei protoni di idrogeno all'interno del tessuto (immagini pesate in diffusione).

Uno scanner per RM contiene un magnete primario che produce un campo magnetico statico molto intenso (B_0). Uno scanner da 1,5 T (1 T = 10.000 G), per esempio, ha un'intensità di campo 30.000 volte superiore al campo magnetico terrestre. Oltre al magnete principale, al suo interno sono presenti le bobine di shimming, che hanno la funzione di modellare il campo magnetico e aumentarne l'omogeneità. Le bobine a gradiente modificano temporaneamente il campo magnetico nelle diverse direzioni per la localizzazione spaziale del segnale registrato. Le bobine inviano impulsi di radiofrequenza al soggetto per eccitarlo e le bobine riceventi fungono da antenna per misurare il flusso di corrente risultante dalla magnetizzazione trasversale. Applicando gradienti di campo magnetico lungo le dimensioni spaziali insieme al campo magnetico statico, le informazioni per ogni sezione vengono accumulate all'interno del cosiddetto k-spazio dimensionale. L'analisi di Fourier trasforma i dati del k-spazio in un'immagine con pixel con differenti variazioni di grigio.

Al giorno d'oggi, la RM clinica si basa sull'eccitazione dei protoni dell'idrogeno, ma teoricamente tutti i nuclei con un numero dispari di protoni sono magneticamente eccitabili, come il sodio (11 Na), il fosforo (15 P) o il fluoro (19 F). I protoni dell'idrogeno sono ideali per la RM perché sono abbondanti nei tessuti del corpo, e la cui fonte principale è l'acqua seguita dal grasso.

Ecografia

L'ecografia (Ultrasound, US) è una tecnica di imaging trasversale in tempo reale in cui vengono registrati gli echi di ritorno di impulsi sonori ad altissima frequenza.

Onde sonore

A differenza delle modalità sopra descritte, la tecnica di imaging a ultrasuoni si basa sulle onde acustiche. L'onda acustica è un tipo di onda meccanica in cui l'energia viene trasmessa dalla compressione e decompressione della materia, pertanto, le onde acustiche possono propagarsi solo all'interno di un mezzo e non possono trasmettere la loro energia nel vuoto. Le onde acustiche vengono generate all'interno del trasduttore, che contiene un cristallo piezoelettrico, che si espande se viene applicata una corrente elettrica, generando un'onda meccanica. Come le onde elettromagnetiche, gli ultrasuoni sono caratterizzati dalla frequenza e dalla lunghezza d'onda: $f = c/\lambda$.

La velocità del suono nei tessuti molli è di circa 1540 m/s. Nell'ecografia diagnostica, le frequenze sono 2-20 MHz e la lunghezza d'onda è di 1-0,1 mm nei tessuti. La frequenza delle onde ultrasonore è troppo alta per essere rilevata dall'orecchio umano. Le onde ultrasonore si propagano in senso longitudinale e rettilineo all'interno del mezzo fino a quando non vengono riflesse, rifratte, diffratte o assorbite (**Fig. 1.13**).

Interazione delle onde sonore

■ **Riflessione** La riflessione si verifica principalmente all'interfaccia tra due mezzi con diversa impedenza acustica. L'impedenza acustica Z del tessuto descrive la resistenza alla propagazione del suono e dipende dalla densità ρ (rho) di un mezzo e dalla velocità dell'onda sonora c nel mezzo corrispondente: $Z = \rho c$. Se un'onda ultrasonora colpisce un'interfaccia tra due mezzi con impedenza acustica diversa, una parte dell'onda viene

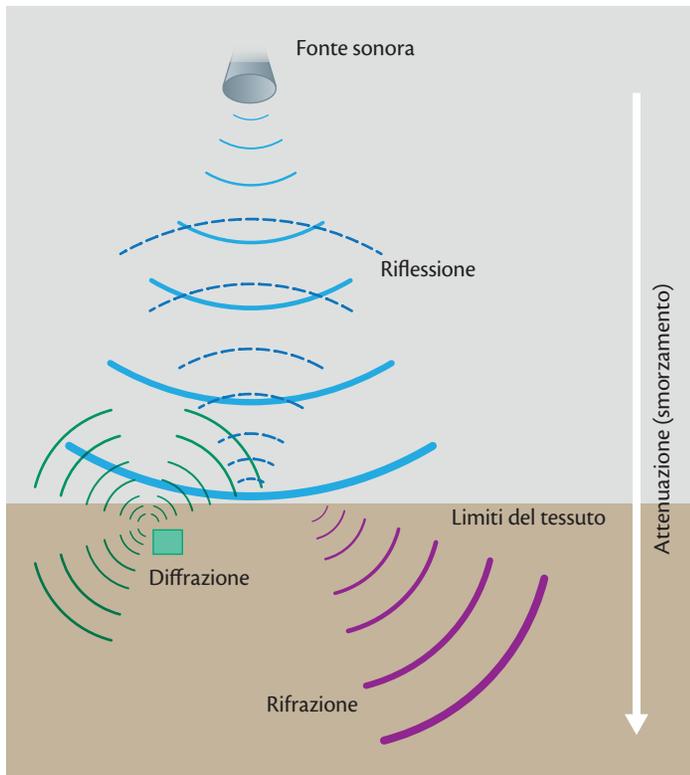


Fig. 1.13 Principio delle interazioni delle onde sonore con la materia: le onde ultrasonore si propagano in senso longitudinale e rettilineo all'interno di un mezzo, finché non vengono riflesse, rifratte, diffratte o assorbite. Tutte le interazioni comportano un'attenuazione (smorzamento) dell'impulso originale. Solo le onde ultrasonore che vengono riflesse verso la sonda ecografica agiscono come un'eco e contribuiscono all'immagine risultante. © Vetsuisse-Fakultäten Bern und Zürich.

riflessa e torna al trasduttore sotto forma di eco; l'altra parte penetra più in profondità nel tessuto. La quantità di riflessione (eco) dipende dalla differenza di impedenza acustica dei due mezzi. Maggiore è la differenza tra i due mezzi, più forte sarà la riflessione delle onde ultrasonore e più luminosa sarà l'immagine. Per esempio, un'interfaccia muscolo-grasso causa la riflessione solo dell'1% circa delle onde ultrasonore, mentre la riflessione è quasi totale in un'interfaccia muscolo-aria. Questo spiega perché il trasduttore deve essere accoppiato alle superfici mediante gel o acqua, per evitare la riflessione da parte dell'aria.

■ **Rifrazione** A seconda delle proprietà dei tessuti, le onde ultrasonore si propagano con leggere differenze di velocità del suono. Quando un'onda ultrasonora passa da un tessuto all'altro, la sua frequenza rimane invariata mentre la lunghezza d'onda cambia. Questo comporta un cambiamento nella direzione di propagazione dell'onda, che prende il nome di rifrazione. L'angolo di rifrazione è determinato dalla variazione di velocità del suono e dipende dall'angolo di incidenza. Se l'angolo di incidenza alla superficie di confine è esattamente di 90° e la velocità del suono in entrambi i mezzi è la stessa, non si verifica alcuna rifrazione.

■ **Diffrazione** I tessuti che presentano differenze marcate di impedenza rispetto ai tessuti circostanti agiscono come ostacoli e impediscono alle onde sonore di propa-

garsi in linea retta; di conseguenza, le onde sonore vengono diffratte. Il fatto che le onde sonore vengano diffratte o riflesse dagli ostacoli dipende dalla loro lunghezza d'onda. A causa di una complicata interferenza delle onde, che non verrà spiegata in dettaglio in questa sede, la diffrazione si verifica quando la lunghezza d'onda è più grande dell'ostacolo stesso o di un foro in un ostacolo. La quantità di diffrazione aumenta con lunghezze d'onda maggiori.

■ **Diffusione** Ogni interazione che porta a una direzione obliqua della propagazione delle onde ultrasonore è considerata diffusione. Sia la riflessione sia la diffrazione contribuiscono alla diffusione. La diffusione speculare si verifica quando la struttura è molto più grande della lunghezza d'onda degli ultrasuoni, con conseguente riflessione. La diffusione si verifica quando la struttura è molto più piccola della lunghezza d'onda degli ultrasuoni, cosicché l'onda incidente viene diffusa in modo uguale in tutte le direzioni. La dispersione diffrattiva si verifica quando le dimensioni della struttura sono inferiori o prossime a una lunghezza d'onda e la quantità di energia diffusa è differente per le diverse direzioni di diffusione. L'immagine ecografica di un organo con la sua specifica ecotessitura è in realtà il risultato della diffusione che ritorna al trasduttore sotto forma di eco.

Assorbimento

Se le particelle di un tessuto sono abbastanza piccole, si muoveranno come un'unica entità e propagheranno l'energia dell'onda sonora. Se invece sono presenti molecole di grandi dimensioni, la vibrazione diventa caotica senza una corretta propagazione e l'energia si trasforma in calore.

Ognuna di queste interazioni si traduce in un'attenuazione (smorzamento) dell'impulso originale. Solo le onde a ultrasuoni che vengono riflesse verso la sonda ecografica generano un'eco e contribuiscono all'immagine risultante. L'attenuazione dipende dalla frequenza delle onde ultrasonore: $\text{attenuazione [dB]} = \text{profondità [cm]} \times \text{frequenza [MHz]}$. Con l'aumentare della frequenza, l'attenuazione aumenta e quindi la penetrazione

nei tessuti diminuisce. Nei tessuti molli, c'è una relazione quasi lineare tra la frequenza dell'onda ultrasonora e l'attenuazione (dB/cm). Come regola generale, la perdita è di 0,5 dB per cm e per MHz (0,5 dB/cm/MHz). L'attenuazione o le perdite di attenuazione possono essere compensate in una certa misura dall'amplificazione in funzione del tempo o della profondità (TGC = compensazione del tempo). L'ampiezza degli echi provenienti dai confini del tessuto che sono vicini al trasduttore viene ridotta; i segnali provenienti da riflettori più distanti, invece, vengono progressivamente amplificati.

Il trasduttore, con il suo cristallo piezoelettrico, non agisce solo come trasmettitore di onde sonore, ma anche come sensore per gli echi di ritorno. La distanza tra il riflettore e il trasduttore di ultrasuoni viene calcolata in base alla velocità del suono all'interno dei tessuti molli, che è pari a 1540 m/s. Di conseguenza, la posizione di un'eco di ritorno è calcolata in funzione della velocità del suono e del tempo trascorso tra l'invio e la ricezione. Alla fine, sotto ogni cristallo si forma una linea e tutte le linee risultano in un'immagine bidimensionale. Questa immagine rappresenta una sezione e, spostando il trasduttore ed effettuando la scansione su piani diversi, viene eseguita una valutazione completa dell'anatomia tridimensionale.

Uno dei vantaggi degli ultrasuoni è che le immagini vengono acquisite in tempo reale e quindi diventa possibile osservare i movimenti come la peristalsi intestinale e le contrazioni cardiache. Una linea di immagine può essere osservata nel tempo in modalità di movimento (M-mode).

Se le onde ultrasonore colpiscono un riflettore in movimento, la frequenza dell'onda ultrasonora viene modificata. Se il riflettore si allontana dal trasduttore e si muove nella stessa direzione dell'onda acustica, la frequenza diminuisce; se il riflettore si muove verso l'onda acustica, la frequenza aumenta. Lo spostamento di frequenza, il cosiddetto fenomeno Doppler, viene rilevato dal trasduttore e in base allo spostamento positivo o negativo della frequenza viene visualizzato sull'immagine. Il segnale Doppler consente la visualizzazione del sangue in movimento mediante colori su un'immagine B-mode, di solito mostrando il sangue allontanarsi dal trasduttore in blu e il sangue che scorre verso il trasduttore in rosso. Se l'onda sonora colpisce il riflettore con un angolo di 90°, non si verifica alcun cambiamento di frequenza e non viene registrato alcun segnale Doppler.

Protezione dalle radiazioni nella diagnostica per immagini veterinaria

Le modalità di imaging che possono causare la ionizzazione dei tessuti biologici sono dannose per il paziente e per il personale esposto. In medicina veterinaria, l'esposizione dei pazienti non è regolamentata e si presume che qualsiasi danno sia controbilanciato dalle informazioni diagnostiche acquisite. Tuttavia, come veterinari, non dobbiamo danneggiare i pazienti e dobbiamo proteggere tutto il personale coinvolto nell'acquisizione delle immagini, quale aspetto altrettanto importante.

Che cosa sono la ionizzazione e le radiazioni ionizzanti?

Il processo in cui un elettrone riceve l'energia sufficiente per staccarsi da un atomo viene chiamato ionizzazione. Tale fenomeno porta alla formazione di due particelle cariche: la molecola, con carica positiva, e l'elettrone libero, con carica negativa. Ogni ionizzazione rilascia energia che viene assorbita dal materiale che circonda l'atomo ionizzato. Infatti, l'energia di una sola ionizzazione è più che sufficiente per rompere il legame chimico tra due atomi di carbonio. I raggi X hanno frequenze molto elevate (nell'ordine di 100 miliardi di hertz) e lunghezze d'onda molto brevi (1 milionesimo di metro). I raggi X, che si collocano all'estremità superiore dello spettro elettromagnetico, sono quindi considerati radiazioni ionizzanti (si veda **Fig. 1.1**).

In che modo le radiazioni ionizzanti possono danneggiare i tessuti biologici?

Le radiazioni ionizzanti che colpiscono tessuti biologici producono effetti fisici, chimici e biologici all'interno delle cellule, in due diverse modalità: effetti diretti, cioè danneggiano direttamente il DNA; e indiretti, cioè

hanno conseguenze sull'acqua presente al loro interno e di cui sono composte per la maggior parte. La reazione più importante è la radiolisi dell'acqua, che porta alla formazione di radicali liberi e perossidi (H_2O_2). Per quanto riguarda la radiografia in medicina, sono conseguenti quasi esclusivamente effetti indiretti, con i radicali risultanti che possono reagire con le biomolecole (proteine, membrane, DNA) e quindi danneggiare le strutture e le funzioni cellulari. I danni possono verificarsi nelle cellule somatiche ma anche in quelle germinali, che possono trasmettere le anomalie alla prole.

Qual è la relazione tra dose ed effetto?

Gli effetti di una dose di radiazioni assorbita sono due: un effetto deterministico e un effetto stocastico.

Per l'effetto deterministico esiste una dose soglia al di sotto della quale non si verificano alterazioni patologiche, ma, una volta superata tale soglia, la gravità del danno aumenta con la dose somministrata. Alcuni esempi di manifestazioni sono la sindrome da radiazione, l'eritema cutaneo, l'edema o la cataratta. Per quanto riguarda la radiologia diagnostica, tale effetto non dovrebbe mai verificarsi ma potrebbe comparire dopo 20 o più TC o interventi fluoroscopici prolungati.

Per l'imaging diagnostico l'effetto stocastico è di maggiore importanza (stocastico = casuale, che segue le leggi della probabilità). Gli effetti stocastici possono verificarsi a qualsiasi dose e non esiste una soglia, ma la probabilità aumenta con l'aumentare della dose; ciò implica che i danni potrebbero svilupparsi anche con una piccola dose di radiazioni e non si può escludere il rischio di conseguenze anche per le dosi più basse. Gli effetti stocastici includono l'induzione del cancro se vengono colpite le cellule somatiche, mentre se vengono colpite le cellule germinali, i danni genetici possono essere trasmessi alla prole. A causa del loro lungo periodo di latenza, vengono chiamati anche danni tardivi, infatti la maggior parte dei tumori solidi nell'uomo compare dopo un periodo di latenza medio di circa 25 anni. Le leucemie, invece, possono manifestarsi pochi anni dopo l'irradiazione, con un periodo di latenza medio di 5-8 anni, mentre la loro incidenza torna a livelli normali nella popolazione dopo circa 20 anni dall'esposizione. Purtroppo, l'incidenza del cancro è influenzata da così tanti fattori che non è possibile (al momento) distinguere l'induzione del cancro da parte delle radiazioni ionizzanti da altre cause. Poiché ogni dose, per quanto piccola, ha un effetto biologico, l'International Commission on Radiological Protection (ICRP) ha codificato i seguenti principi per il controllo dei casi di esposizione: giustificazione, limitazione e ottimizzazione.

■ **Giustificazione** Non è consentito un uso non necessario delle radiazioni, il che significa che i vantaggi dell'esposizione devono essere superiori agli svantaggi. Se non si può prevedere alcun beneficio da uno studio di imaging, allora esso non deve essere condotto. Inoltre, le metodiche di imaging non ionizzanti devono essere utilizzate laddove possibile e se l'utilità diagnostica è simile. Se l'esposizione alle radiazioni risulta inevitabile, bisogna assolutamente fare in modo che la procedura non venga eseguita invano, quindi che lo studio sia di qualità diagnostica, che l'esposizione alle radiazioni del personale sia la più bassa possibile e che non venga arrecato alcun danno al paziente.

■ **Limitazione** L'osservazione dei limiti individuali di esposizione alle radiazioni stabiliti dalla legislazione nazionale tutela ogni individuo da un livello elevato di rischio. Per calcolare il rischio di cancro o di danni tardivi in generale, è necessario prendere in considerazione l'efficacia del tipo di radiazione e la sensibilità dei tessuti all'induzione al tumore. Per questo motivo, la dose assorbita in Gray (Gy; 1 Gy corrisponde all'assorbimento di 1 Joule/kg) viene moltiplicata per un fattore di ponderazione specifico per le radiazioni WR e viene indicata come dose equivalente H in Sievert (Sv). Il fattore di ponderazione per i raggi X è 1; di conseguenza, la dose assorbita è uguale alla dose equivalente nella radiografia e nella TC. La sensibilità dei vari organi viene valutata moltiplicando la dose equivalente per il fattore di ponderazione specifico per ogni organo WT, ottenendo così la dose effettiva E (in Sv). Se i raggi X vengono applicati, per esempio, esclusivamente ai polmoni, la dose assorbita viene moltiplicata per $WR = 1$ e per un fattore di ponderazione specifico per il polmone, $WT = 0,12$. I fattori di ponderazione di tutti gli organi si sommano a 1, che corrisponde all'irradiazione dell'intero corpo. Se una dose di radiazioni di fotoni a raggi X viene applicata a un corpo intero, la dose assorbita D in Gy è uguale alla dose effettiva in Sv. La dose efficace permette di calcolare direttamente il rischio di cancro,

che si basa su studi epidemiologici fondati su esperienze reali (vittime delle bombe atomiche di Hiroshima e Nagasaki). Calcolato sull'arco della vita, si ipotizza un fattore di rischio del 5% per Sv per la popolazione totale, ma vi sono incertezze riguardo all'accuratezza e si è ben lontani da una quantità fisicamente determinabile con precisione. Tuttavia, non sono disponibili dati sull'induzione di mutazioni nell'intervallo di dosi <0,1 Sv. Negli esseri umani, nonostante studi approfonditi, non è stato dimostrato un aumento statisticamente significativo del tasso di mutazione dovuto all'esposizione diagnostica e professionale. Per valutare il rischio genetico per la prole derivante dalle radiazioni ionizzanti è quindi necessario fare riferimento ai dati degli studi sugli animali (principalmente sui topi). Nel caso delle alterazioni delle cellule germinali, non è possibile distinguere tra mutazioni indotte dalle radiazioni e mutazioni che si verificano spontaneamente. Solo analisi statistiche permettono di trarre conclusioni limitate sul rischio di radiazioni.

■ **Ottimizzazione** Questo principio è applicato alle situazioni che sono state ritenute giustificate, vale a dire che "la probabilità di esposizione, il numero di persone esposte e l'entità delle dosi individuali" devono essere mantenuti al livello più basso ragionevolmente raggiungibile (noto come principio ALARA o, più comunemente in inglese, As Low As Reasonably Practicable [ALARP]). Il principio prende in considerazione fattori medici, economici e sociali e implica che la massima qualità di immagine possibile deve essere ottenuta con la dose più bassa possibile.

Esposizione del personale

Ricordate l'effetto Compton quale interazione dei raggi X con la materia? È responsabile della radiazione di dispersione, che è la principale fonte di esposizione per quanto concerne il personale e di cui gran parte ha origine dal paziente stesso. Per mantenere l'esposizione del personale la più bassa possibile, è necessario applicare i seguenti principi di radioprotezione.

■ **Schermatura** Tutto il personale che si trova nella sala radiografica durante un esame deve utilizzare indumenti protettivi o posizionarsi dietro a barriere protettive. Ciononostante, tali indumenti non forniscono una protezione sufficiente dalle radiazioni del fascio primario, ma sono destinati a schermare solo dalle radiazioni di diffusione.

■ **Collimazione** Più piccolo è il campo di esposizione, minore è la dispersione delle radiazioni provenienti dal corpo dell'animale; questo principio riduce l'esposizione complessiva del personale all'interno della stanza e inoltre, in questo modo, viene ridotto il rischio che le proprie mani si trovino lungo il percorso della radiazione primaria. È necessario prestare attenzione a impostare il campo più piccolo possibile (protezione dalle radiazioni), ma sufficientemente grande per la diagnosi.

■ **Mantenere la distanza** Aumentare la distanza riduce efficacemente l'esposizione e può essere fatto anche solo allontanandosi di un passo dal paziente, se possibile.

Garanzia della qualità dell'imaging

La valutazione della qualità dell'imaging in medicina è per molti versi soggettiva e un'alta qualità non equivale per forza alla qualità diagnostica. In generale, i fattori che influenzano la qualità dell'immagine sono risoluzione spaziale, risoluzione del contrasto, sfocatura e rapporto segnale/rumore.

Risoluzione spaziale

La risoluzione spaziale è la capacità del sistema di imaging di distinguere gli oggetti ad alto contrasto a distanza ravvicinata, come le due serie di linee mostrate sopra (in coppie di linee/mm). Per tutte le immagini digitali, è determinata principalmente dalla dimensione e dalla matrice dei pixel (numero di pixel per lunghezza del bordo). Più piccoli sono i pixel (o più alta è la matrice a campo visivo costante), migliore è la risoluzione spaziale.

Risoluzione del contrasto

La risoluzione del contrasto in radiologia si riferisce alla capacità di un sistema di imaging di distinguere tra differenze nei valori di grigio, indipendentemente dal fatto che siano dovute a differenze nell'attenuazione, nell'assorbimento o nella riflessione dei fotoni a raggi X, delle onde a ultrasuoni o della trasmissione di energia a radiofrequenza nella risonanza magnetica. La risoluzione di contrasto intrinseca di un'immagine digitale è data dal numero di possibili valori dei pixel ed è definita come il numero di bit per valore del pixel: un sistema a 8 bit può mostrare $2^8 = 256$ valori di grigio rispetto a un sistema a 12 bit, che mostra $2^{12} = 4096$ valori di grigio. Un sistema con un basso numero di valori di grigio è considerato un sistema ad alto contrasto. Al contrario, se il sistema a 12 bit è in grado di mostrare chiaramente due intensità di valori di grigio vicine, esso avrà una risoluzione ad alto contrasto. Un'immagine con un elevato numero di valori di grigio ha un ampio dynamic range.

I rapporti segnale-rumore e contrasto-rumore non sono completamente indipendenti l'uno dall'altro: ogni punto all'interno di un'immagine deve superare una certa soglia di percezione per essere riconosciuto. La soglia di percezione dipende dalla qualità dell'oggetto, ovvero dalle sue dimensioni, dal contrasto e dalla sfocatura. Le dimensioni e il contrasto dell'oggetto si influenzano reciprocamente. Dettagli molto piccoli con un contrasto elevato (per es., osteomi polmonari con opacità minerale) sono ancora visibili, mentre le strutture più grandi con basso contrasto possono scendere al di sotto della soglia di percezione (per es., piccole metastasi polmonari con opacità equivalente a quella dei tessuti molli).

Sfocatura

In presenza di sfocatura un punto dell'oggetto non viene rappresentato come un punto, ma come un cerchio più o meno grande non chiaramente definito. La sfocatura o la nitidezza dell'immagine è strettamente legata alla risoluzione spaziale. Nell'imaging medico vi sono tre cause principali di sfocatura: la sfocatura geometrica (radiografia), la sfocatura da movimento e la sfocatura intrinseca al sistema di imaging (sfocatura del rivelatore).

■ **Sfocatura geometrica** Idealmente, un tubo radiogeno produce raggi X da una sorgente puntiforme, ma, in realtà, il punto focale ha un'estensione bidimensionale in cui i raggi X provengono da ogni estremità di questo cerchio. Di conseguenza, i bordi di un oggetto sono sfocati nell'immagine dalla cosiddetta penombra. Maggiore è la distanza oggetto-pellicola (Object-to-Film Distance, OFD), maggiore è la penombra. La sfocatura geometrica è quindi una funzione delle dimensioni del punto focale. Per ridurre al minimo la sfocatura geometrica sono richieste la più piccola OFD possibile alla più grande distanza fuoco-oggetto (Focus-Object Distance, FOD) e una piccola dimensione del punto focale (**Fig. 1.14**). Gli effetti dell'OFD sulla sfocatura

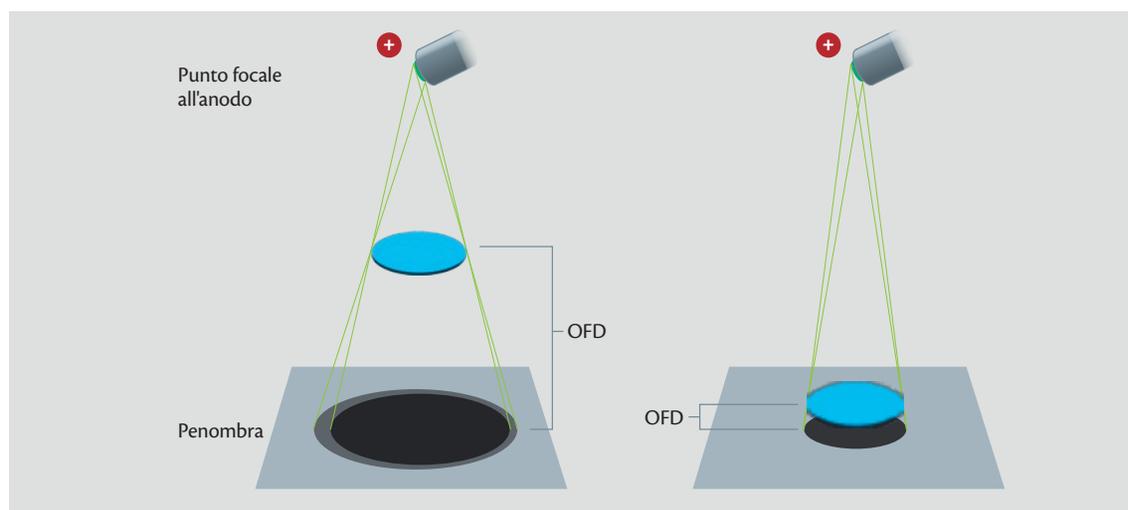


Fig. 1.14 La sfocatura geometrica si verifica a causa dell'estensione bidimensionale del punto focale, con conseguente sfocatura dei margini dell'oggetto, la cosiddetta penombra. La minimizzazione dell'offuscamento geometrico si ottiene con la più piccola OFD possibile e la più grande distanza possibile tra oggetto e fuoco. © Vetsuisse-Fakultäten Bern und Zürich.

geometrica possono essere facilmente dimostrati dall'ombra della mano su una parete: all'aumentare della distanza della mano dalla parete, i contorni dell'ombra diventano più sfocati.

■ **Sfocatura da movimento** Ogni movimento volontario e involontario del paziente o del sistema di registrazione durante l'acquisizione dell'immagine provoca una sfocatura da movimento. I movimenti degli organi, per esempio, del cuore, dei polmoni e del tratto gastrointestinale, sono considerati involontari. La sfocatura del movimento può essere ridotta accorciando il tempo di esposizione. In medicina veterinaria, la sedazione e l'anestesia di un paziente sono misure che riducono la sfocatura da movimento volontario e sono particolarmente consigliate per le immagini scheletriche. Ciò consente un posizionamento corretto e riduce l'esposizione alle radiazioni per il personale.

■ **Rapporto segnale/rumore** Il rapporto segnale/rumore confronta il livello del segnale desiderato con il livello del rumore di fondo. I segnali di rumore non hanno nulla a che fare con l'oggetto ripreso e spesso non possono essere ridotti attivamente in un'immagine. Più il segnale è alto più si riduce l'importanza del rumore. Se pensiamo ai fotoni dei raggi X sul sistema di ricezione dell'immagine come a un segnale, a una bassa dose il rumore è particolarmente evidente. Con l'aumento della dose, il segnale aumenta a causa del maggior numero di fotoni e, di conseguenza, il rumore è particolarmente evidente. Il rapporto segnale/rumore può essere illustrato come una scatola contenente piccoli oggetti: solo dopo che un certo numero di fotoni ha raggiunto la scatola i contorni degli oggetti diventano visibili. Più fotoni cadono nella scatola, più chiari saranno i suoi contorni (alto rapporto segnale/rumore) (**Fig. 1.15**). Per quanto riguarda le immagini digitali, il segnale è legato alle dimensioni del pixel/voxel: più grande è il pixel, più segnale può essere raccolto per volta. A titolo di esempio, si immagini una scatola piccola e una grande: più fotoni raggiungeranno e cadranno nella scatola più grande rispetto a quella piccola (pixel più piccolo). Questo spiega come risoluzione spaziale e rapporto segnale/rumore si influenzino a vicenda: più piccolo è il pixel, più alta è la risoluzione spaziale, ma più basso è il segnale se raccolto in un tempo prestabilito. Per quanto riguarda la radiografia, la dispersione è un'importante fonte di rumore. Mentre l'effetto Compton contribuisce alla differenza di attenuazione tra i tessuti, riduce anche il contrasto tra i diversi tessuti. La quantità di diffusione Compton aumenta al crescere dello spessore dell'oggetto, delle dimensioni del fascio e della tensione del tubo. Per ridurre la dispersione, il campo del fascio deve essere collimato il più possibile. L'utilizzo di una griglia antidiffusione è consigliato per oggetti di spessore >10 cm. È necessario tenere presente che l'utilizzo di una griglia comporta un aumento dell'esposizione e quindi delle radiazioni per il personale.

Artefatti

Le immagini mediche presentano diversi artefatti che non si osservano nelle immagini naturali. Gli artefatti possono essere generalmente classificati come artefatti legati all'hardware e artefatti legati al paziente. Gli artefatti legati all'hardware sono associati alla tecnologia del sistema di imaging.

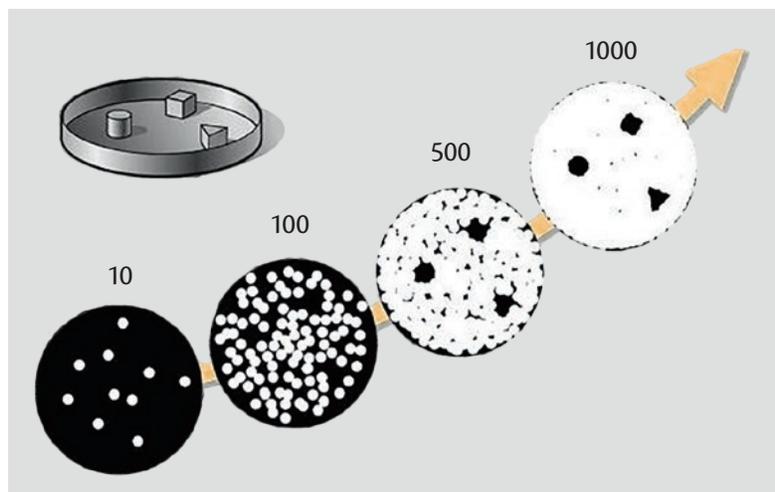


Fig. 1.15 Rapporto segnale/rumore illustrato da una scatola contenente piccoli oggetti: solo dopo che un certo numero di fotoni raggiunge la scatola i contorni degli oggetti diventano visibili. Più fotoni cadono nella scatola, più chiari sono i contorni (rapporto segnale/rumore elevato). © Vetsuisse-Fakultäten Bern und Zürich.

Per quanto riguarda la radiografia, gli artefatti dovuti al movimento dei pazienti sono comuni. Nella TC gli artefatti comuni sono legati a oggetti a forte attenuazione che provocano indurimento e striature nel fascio. Nella RM la disomogeneità del campo B_0 è responsabile di molti artefatti, mentre negli ultrasuoni elementi a forte riflessione o i gas sono la loro causa. Tali artefatti sono persino utili per caratterizzare i tessuti. Per ulteriori dettagli si rimanda a libri di testo specifici delle diverse modalità di imaging.

Interpretazione dell'imaging e potenziali insidie

Qualità diagnostica

Prima di iniziare l'interpretazione vera e propria di uno studio di imaging è necessario valutare la qualità diagnostica.

- Tutte le strutture anatomiche desiderate sono rappresentate nello studio?
- Vi sono limitazioni tecniche? Il posizionamento del paziente è corretto? Un posizionamento non ottimale, come l'obliquità o la rotazione, potrebbe influenzare l'interpretazione?
- Sono presenti artefatti?
- Lo studio è completo? È possibile rispondere al quesito clinico?
- In caso di esami di follow-up, le immagini sono state scattate nelle stesse condizioni dello studio precedente per garantirne la comparabilità?

In conclusione, vi è una certa differenza tra la qualità dell'immagine, cioè l'aspetto "adeguato", e la sua informazione, ovvero la possibilità di definire una diagnosi a partire dall'immagine. Mentre un certo livello di qualità dell'immagine è necessario per stabilire una diagnosi, spesso possiamo fare una diagnosi sulla base di immagini nonostante rumore, artefatti e scarsa risoluzione. Come detto in precedenza, per eseguire gli esami è necessario trovare un punto di equilibrio tra la qualità dell'immagine e i danni al paziente/personale.

Interpretazione delle immagini

Fondamentalmente, l'analisi delle immagini comporta due processi: l'ispezione visiva e l'interpretazione.

■ **Condizioni di visualizzazione** Secondo la convenzione, le radiografie in proiezione sono esaminate come se l'osservatore guardasse il paziente, posizionando il lato destro del paziente sul proprio lato sinistro. L'aspetto craniale o rostrale del paziente si trova sul lato sinistro dello schermo. Guardando le proiezioni laterali degli arti, l'aspetto dorsale/craniale viene proiettato sul lato sinistro, così come l'aspetto laterale rispettivamente nelle proiezioni dorsopalmare/dorsoplantare e craniocaudale. Si consiglia di esaminare le radiografie in condizioni di assoluta concentrazione per ben riflettere sull'immagine e sull'interpretazione. Per riuscire a osservare tutte le parti e tutte le caratteristiche importanti di un'immagine sono necessarie condizioni di visione ottimali. In generale, si raccomanda che l'illuminazione ambientale corrisponda alla luminosità dello schermo, che si aggira tra i 20 e i 40 lux.

■ **Rilevamento delle anomalie** Il primo compito dell'analisi di un'immagine è il rilevamento di un'anomalia. Questo aspetto è di primaria importanza perché tutte le fasi successive si basano su un rilevamento efficace. Per rilevare un'anomalia potenzialmente significativa è necessario conoscere l'anatomia normale. Si raccomanda un approccio sistematico per limitare il rischio di trascurare le anomalie; la tipologia di approccio sistematico sembra avere un'importanza secondaria e le immagini possono essere lette "riga per riga", in direzione "centripeta" o "centrifuga" (dall'esterno all'interno o viceversa), o centrata sull'organo. Soprattutto per le immagini trasversali l'identificazione delle anomalie sembra migliore quando si scorrono le serie osservando una determinata regione o un sistema di organi rispetto alla scansione di un'intera sezione dopo l'altra.

■ **Descrizione dei risultati radiografici** Il passo successivo è la caratterizzazione del tipo specifico di lesione. Le caratteristiche diagnostiche di una lesione includono posizione, dimensioni, forma, delimitazione

dei bordi e, a seconda della modalità, opacità (radiografie), attenuazione (TC), intensità del segnale (RM) o ecogenicità (ecografia). Inoltre, un modello di distribuzione di tipo focale, multifocale o diffuso e bilaterale simmetrico o asimmetrico, nonché la presenza di un effetto massa o di una perdita di volume, l'associazione a organi o altre anomalie caratterizzano le lesioni e le specificano.

■ **Diagnosi radiologica** Una caratterizzazione approfondita permette di raggiungere una diagnosi radiologica, riassumendo i risultati. Per esempio, dopo aver descritto una lesione ossea in base alla sua posizione, alle reazioni periostali, al tipo di lisi e alla zona di transizione, si dovrebbe essere in grado di raggiungere la diagnosi di una lesione monostatica aggressiva o ossea, in base alle sue caratteristiche.

■ **Interpretazione** Il passo finale consiste nel fornire un utile elenco di diagnosi differenziali; utile nel senso che non contiene un elenco di tutte le possibili diagnosi, ma che alle diagnosi differenziali viene assegnata una priorità in base al segnalamento, all'anamnesi e ai risultati clinici del paziente, oltre che alla propria esperienza e alla propria valutazione soggettiva. Questo elenco dovrebbe guidare il clinico verso i passi diagnostici successivi o la definizione della prognosi e delle opzioni di trattamento.

Insidie nell'interpretazione delle immagini

Ciascuna delle fasi sopra descritte comporta il rischio di errori. Essere consapevoli di questi errori può aiutare a prevenirli.

■ **Errore di ricerca** Questo tipo di errore si verifica quando l'osservatore non si focalizza sulla lesione e questa non viene identificata (si veda il paragrafo Rilevamento delle anomalie).

■ **Errore di riconoscimento** Un errore di riconoscimento si verifica se l'osservatore si focalizza sul bersaglio, ma per una durata inferiore al tempo minimo necessario per riconoscere la lesione e non riesce a identificare il reperto come anormale. Il tempo minimo per il rilevamento della lesione dipende dalla modalità di imaging e varia da 500 a 1000 ms. Sia gli errori di ricerca sia quelli di riconoscimento sono considerati come errori percettivi.

■ **Errore decisionale** Gli errori decisionali si verificano quando una lesione è stata identificata e focalizzata per un periodo prolungato di oltre un secondo, ma l'osservatore non attribuisce alla lesione un significato appropriato, per esempio scartando una lesione come artefatto o diagnosticando erroneamente una variante anatomica come patologica.

Bibliografia

- McKean SC, Ross JJ, Dressler DD, Brotman DJ, Ginsberg JS (editors). Principles and Practice of Hospital Medicine. New York, McGraw-Hill, 2012.
- Bushberg JT, Seibert JA, Leidholdt EM, Boon JM (editors). The Essential Physics of Medical Imaging 3rd edition. Philadelphia, Wolters Kluwer, 2012.
- Curry TS, Dowdey JE, Murry RC (editors). Christensen's Physics of Diagnostic Radiology 4th edition. Lea & Febiger, 1990.
- Jacobson FL, McKean SC. Introduction to radiology. In McKean SC, Ross JJ, Dressler DD, Brotman DJ, Ginsberg JS (editors). Principles and Practice of Hospital Medicine. New York, McGraw-Hill, 2012.
- Romans LE. Physics and instrumentation. In Romans LE (editor). Computed Tomography for Technologists. Philadelphia, Wolters Kluwer, 2019, p 8.
- Schofield R, King L, Tayal U, Castellano I, Stirrup J, Pontana F, et al. Image reconstruction: Part 1 - Understanding filtered back projection, noise and image acquisition. *J Cardiovasc Comput Tomogr* 14:219-225, 2020.
- Shannoun F, Blettner M, Schmidberger H, Zeeb H. Radiation protection in diagnostic radiology. *Dtsch Arztebl Int* 105:41-46, 2008.
- Agency IAE. Radiation protection and safety in veterinary medicine. 1400 Vienna, Austria: Vienna International Centre, 2021.
- Degnan AJ, Ghobadi EH, Hardy P, Krupinski E, Scali EP, Stratchko L, et al. Perceptual and interpretive error in diagnostic radiology - Causes and potential solutions. *Acad Radiol* 26:833-845, 2019.
- Itri JN, Tappouni RR, McEachern RO, Pesch AJ, Patel SH. Fundamentals of diagnostic error in imaging. *Radiographics* 38:1845-1865, 2018.
- Lee CS, Nagy PG, Weaver SJ, Newman-Toker DE. Cognitive and system factors contributing to diagnostic errors in radiology. *AJR Am J Roentgenol* 201:611-617, 2013.