

Principi fondamentali di ecografia diagnostica

John S. Mattoon, Clifford R. Berry

L'ecografia diagnostica si basa sulla trasmissione di onde sonore ad alta frequenza che attraversano l'organismo, e la loro eco riflessa viene analizzata da un computer per creare immagini in sezione ad alta risoluzione di organi, tessuti e flussi ematici. L'immagine visualizzata sul monitor è il risultato dell'interazione degli ultrasuoni con i tessuti, la quale dipende dall'impedenza acustica del tessuto, e non rappresenta necessariamente l'anatomia macroscopica o microscopica degli apparati identificati. Gli organi possono apparire ecograficamente normali, pur in presenza di una patologia o di un'alterazione della funzionalità. Al contrario, organi che sono alterati all'esame ecografico possono funzionare perfettamente. È necessario tenere in considerazione e rispettare questo principio fondamentale per un corretto uso dell'ecografia diagnostica.

Per eseguire esami ecografici di alta qualità è importante comprendere i principi fisici che stanno alla base dell'ecografia diagnostica. L'obiettivo di questo capitolo introduttivo è quello di presentare, senza eccedere nei dettagli, i principi fisici fondamentali degli ultrasuoni. Per i lettori più interessati sono riportate fonti di approfondimento.¹⁻⁵ Questi testi sottolineano come la qualità dell'immagine dipenda dalla conoscenza dell'interazione tra il suono e i tessuti e da un esperto settaggio dell'ecografo. Gli esami ecografici sono ampiamente interattivi; per ottenere delle buone immagini è spesso necessaria una notevole flessibilità. Una corretta interpretazione si basa sulla differenziazione tra anatomia normale e patologica. Diversamente da altre tecniche di diagnostica per immagini, l'interpretazione migliore avviene durante l'esame stesso. È molto difficile formulare un'interpretazione attendibile da immagini statiche o da videoclip.

PRINCIPI FISICI FONDAMENTALI DELL'ACUSTICA

Lunghezza d'onda e frequenza delle onde sonore

Il suono è il risultato della propagazione dell'energia meccanica attraverso la materia sotto forma di onda pressoria, che produce alternativamente bande di compressione e rarefazione di molecole all'interno del mezzo di conduzione (Fig. 1.1). La distanza tra ogni banda di compressione o rarefazione rappresenta la *lunghezza d'onda* sonora (λ), distanza percorsa durante un ciclo o periodo. La *frequenza* è il numero di volte in cui si ripete una lunghezza d'onda (cicli) al secondo e si esprime in hertz (Hz). Un ciclo al secondo misura 1 Hz; 1000 e 1 milione di cicli al secondo sono rispettivamente 1 kilohertz (kHz) e 1 megahertz (MHz). Il range dell'udito umano spazia dai 20 ai 20.000 Hz. L'ecografia diagnostica è caratterizzata da onde sonore con una frequenza fino a 1000 volte maggiore rispetto a questo range. Negli esami ecografici si utilizzano normalmente frequenze sonore dai 2 ai 15 MHz e superiori. Nell'ecografia specialistica in oculistica, dermatologia o diagnostica per immagini microscopica si utilizzano frequenze superiori (da 20 a 100 MHz).

Le frequenze nel range di milioni di cicli al secondo hanno lunghezze d'onda brevi (submillimetriche), fondamentali per ottenere immagini ad alta risoluzione. Più corte sono le lunghezze d'onda (o maggiore la frequenza), migliore risulta la risoluzione dell'immagine. Frequenza e lunghezza d'onda sono inversamente proporzionali, se la velocità del suono all'interno del mezzo resta costante. Poiché nei tessuti parenchimatosi dell'organismo¹⁻⁵ (Tab. 1.1) la velocità del suono è indipendente dalla frequenza e praticamente costante (1540 m/sec), la scelta di una sonda di frequenza maggiore determinerà una lunghezza d'onda del suono emesso più bassa, con una migliore risoluzione assiale (vedi Figg. 1.1, A e 1.2). Si può riassumere la relazione tra velocità, frequenza e lunghezza d'onda nella seguente equazione:

$$\text{Velocità (m/sec)} = \text{frequenza (cicli/sec)} \times \text{lunghezza d'onda (m/ciclo)}$$

Con questa equazione si possono ottenere le lunghezze d'onda per le frequenze delle sonde utilizzate comunemente nella pratica clinica (Tab. 1.2).

Propagazione del suono

L'ecografia diagnostica utilizza il principio "impulso-eco", in base al quale si trasmettono nell'organismo brevi impulsi sonori (vedi Fig. 1.1, C). La propagazione del suono avviene attraverso onde pressorie longitudinali, lungo la direzione del movimento delle particelle, come mostrato in Figura 1.1. La velocità del suono (velocità di propagazione) è condizionata dalle proprietà fisiche del tessuto, principalmente dalla resistenza del tessuto alla compressione, che dipende dalla sua densità e dall'elasticità (compattezza). La velocità di propagazione aumenta nei tessuti compatti e diminuisce in quelli ad alta densità. Fortunatamente, nei tessuti parenchimatosi dell'organismo le velocità di propagazione sono molto simili e si considera quindi in diagnostica clinica che la velocità media degli ultrasuoni sia di 1540 m/sec. Le onde ultrasonografiche agiscono sia inviando impulsi verso il tessuto (1% del tempo) sia ricevendo gli echi di ritorno (99% del tempo).

Il presupposto che la velocità di propagazione sia costante (1540 m/sec) è fondamentale affinché l'ecografo calcoli la distanza o la profondità di una superficie riflettente. Supponiamo che ci vogliano 0,126 msec dal momento dell'invio dell'impulso al ritorno dell'eco. La profondità della superficie riflessa si calcolerebbe in questo modo:

$$1540 \frac{\text{m}}{\text{sec}} \times 0,126 \text{ msec} \times \frac{1 \text{ sec}}{1000 \text{ msec}} = 0,194 \text{ o } 19,4 \text{ cm}$$

Questo valore deve essere diviso per 2 considerando sia l'andata sia il ritorno dalla superficie riflettente; in questo modo risulta che la profondità della superficie riflettente equivale a 9,70 cm.

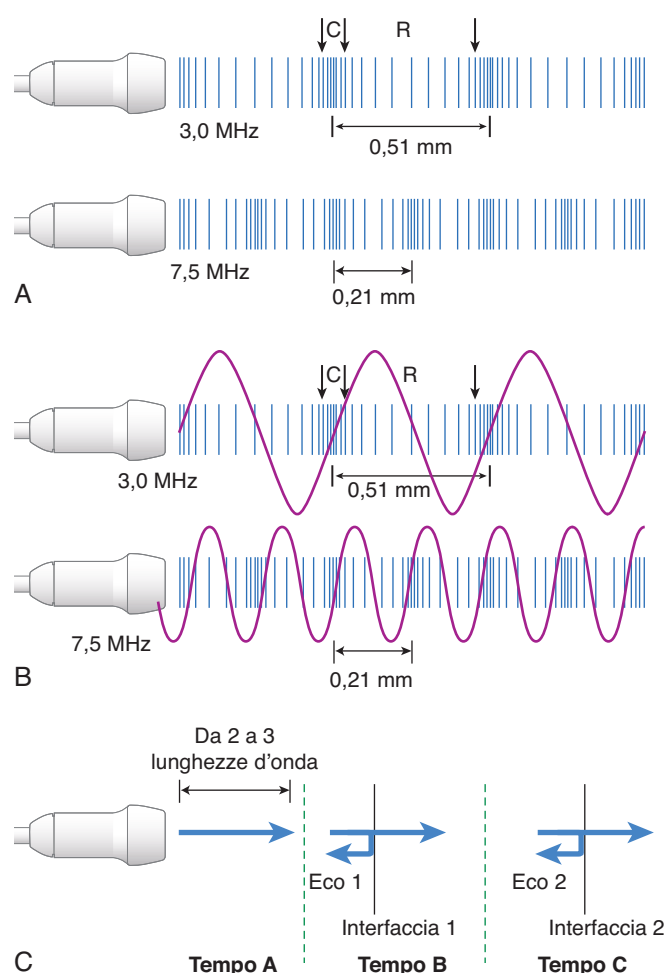


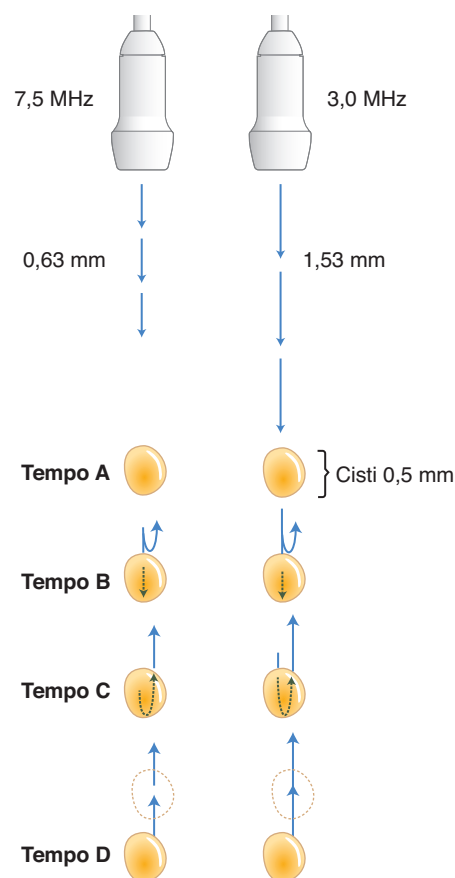
Fig. 1.1 Onde ultrasonore ed echi. **A**, Gli ultrasuoni sono emessi da una sonda sotto forma di onde longitudinali, composte da aree di compressione (C) e rarefazione (R). **B**, La lunghezza d'onda raffigurata sopra l'onda longitudinale rappresenta la distanza tra due bande di compressione o rarefazione ed è anche la distanza percorsa durante un ciclo. La frequenza è il numero di volte in cui viene ripetuta un'onda nell'arco di 1 secondo (cicli). La lunghezza d'onda diminuisce all'aumentare della frequenza. Il passaggio da una sonda a bassa frequenza a una ad alta frequenza (per esempio, da 3,0 a 7,5 MHz) accorcia la lunghezza d'onda e offre una risoluzione migliore. **C**, Nei sistemi a impulsi ultrasonori, il suono viene emesso a impulsi di due o tre lunghezze d'onda, e non continuamente, come osservato in **A** e **B**. Una parte dell'impulso sonoro viene riflessa, mentre la parte restante viene trasmessa attraverso le interfacce dei tessuti.

TAB. 1.1 Velocità del suono nei tessuti dell'organismo

Tessuto o sostanza	Velocità (m/sec)
Aria	331
Grasso	1450
Acqua (50 °C)	1540
Media dei tessuti parenchimosi	1540
Cervello	1541
Fegato	1549
Rene	1561
Sangue	1570
Muscolo	1585
Cristallino	1620
Osso	4080

Dati tratti da Curry TS III, Dowdey JE, Murry RC Jr. *Christensen's Physics of Diagnostic Radiology*. 4th ed. Philadelphia: Lea & Febiger; 1990.

Risoluzione assiale



Frequenza della sonda	Lunghezza d'onda	Lunghezza dell'impulso spaziale*	Risoluzione assiale massima
3,0 MHz	0,51 mm	1,53 mm	0,765 mm
7,5 MHz	0,21 mm	0,63 mm	0,315 mm

*Ipotesizzando 3 lunghezze d'onda/impulso

Fig. 1.2 Risoluzione assiale. Le sonde a frequenza più alta producono impulsi più brevi di quelle a frequenza più bassa, poiché la lunghezza d'onda del suono emesso è più corta. La lunghezza dell'impulso determina la risoluzione assiale, ma dipende anche dalla lunghezza d'onda del fascio ultrasonoro primario. In questo esempio si possono evidenziare le pareti vicina e lontana di una cisti se gli echi di ritorno da ogni parete alla sonda restano distinti. L'eco proveniente dalla parete vicina deve lasciare la parete prima che l'eco proveniente dalla parete lontana torni indietro e si unisca alla prima. La capacità di evidenziare la cisti dipende dalla lunghezza dell'impulso e dalla distanza tra le due pareti. La risoluzione assiale non può essere migliore della metà della lunghezza dell'impulso emesso dalla sonda. Qui, una cisti di 0,5 mm potrebbe essere identificata con una sonda da 7,5 MHz ma non con una da 3,0 MHz, a causa della risoluzione assiale superiore rispetto a quella con la frequenza più alta.

TAB. 1.2 Frequenze ultrasonore utilizzate comunemente nelle sonde*

Frequenza (MHz)	Lunghezza d'onda (mm)
2,0	0,77
3,0	0,51
5,0	0,31
7,5	0,21
10,0	0,15

*Velocità presunta = 1,54 mm/μsec (1540 m/sec).

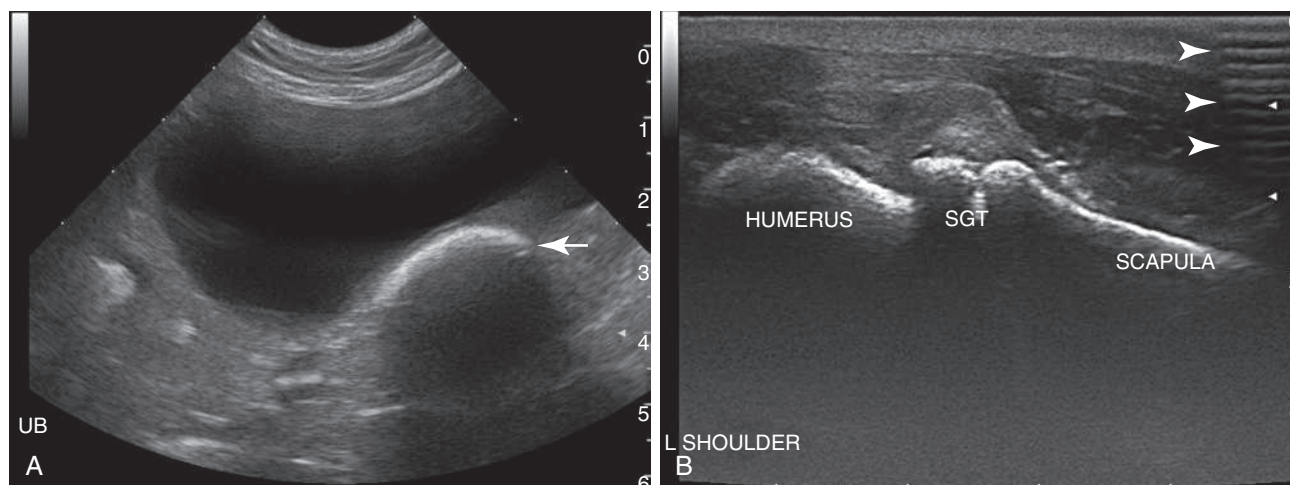


Fig. 1.3 Tessuti con alta capacità riflettente. **A**, La presenza di gas e di feci all'interno del colon discendente (*freccia*) crea un'interfaccia molto ecogena, curvilinea, posta in profondità rispetto alla vescica dal contenuto anecogeno. Sono presenti artefatti da lobi laterali (*secondary lobes*) che determinano echi non reali all'interno dell'urina normalmente anecogena. In profondità rispetto al colon è presente un cono d'ombra posteriore. Non è un'ombra completamente anecogena o pulita come quella che si crea in presenza di minerali. **B**, La superficie ossea a livello dell'omero prossimale, del tubercolo sopraglenoideo (SGT) e della scapola è altamente riflettente e crea un profilo nettamente iperecogeno della spalla sinistra di questo cucciolo con artrite settica. Nell'angolo superiore destro dell'immagine è presente un artefatto, la riverberazione, dovuto allo scarso contatto tra la sonda e la cute (*punte di freccia*). In profondità rispetto alle superfici ossee è presente un cono d'ombra posteriore pulito.

È intuitivo che, se l'onda sonora viaggia attraverso tessuti adiposi alla velocità di 1450 m/sec, la profondità di riflessione sarà erroneamente calcolata maggiore (più profonda) di quella che è in realtà. Questo si definisce *errore di velocità di propagazione* e sarà discusso più avanti nel paragrafo riguardante gli artefatti.

Inoltre, quando l'onda ultrasonora incontra gas (331 m/sec) o tessuto osseo (4080 m/sec), le notevoli differenze di velocità in questi tessuti determinano una riflessione maggiore e un'interpretazione impropria degli echi di ritorno da parte del computer, generando i caratteristici artefatti da riverberazione e da ombra acustica (vedi più avanti le descrizioni degli artefatti) (Fig. 1.3). Questa forte riflessione è dovuta alla combinazione tra un brusco cambio della velocità dell'onda sonora e della densità fisica del tessuto (la quale viene definita come impedenza acustica) nell'interfaccia tessuto parenchimoso-osso o tessuto parenchimoso-aria. L'impedenza acustica sarà discussa più avanti in questo capitolo.

La profondità di penetrazione del suono nei tessuti parenchimosi dipende direttamente (in maniera inversamente proporzionale) dalla frequenza impiegata. Onde sonore di frequenza più alta si attenuano maggiormente delle onde a frequenza più bassa, quindi l'aumento della frequenza per ottenere una risoluzione migliore implica una diminuzione della penetrazione. Vista questa importante relazione inversa, l'ecografista sceglierà la sonda a massima frequenza che penetrerà alla profondità desiderata. Le sonde ultrasonografiche microconvex standard curve o array, con gamma di frequenza tra 8 e 11 MHz, dovrebbero essere in grado di penetrare sufficientemente per ottenere immagini di alta qualità fino a una profondità di 8-10 cm.

Riflessione e impedenza acustica

L'eco riflessa dall'interfaccia dei tessuti parenchimosi verso la sonda (o trasduttore) costituisce la base dell'immagine ecografica. Le interfacce che sono più grandi rispetto alla dimensione del fascio sono definite *riflettori speculari*. Le interfacce che non si trovano a un angolo di 90° rispetto al fascio di ultrasuoni riflettono il suono con un angolo che non ritornerà alla sonda e non contribuiscono a creare l'immagine. Per questo, un esame ecografico eseguito da diverse angolazioni può migliorare la qualità dell'esame e delle immagini dei singoli organi, a mano a mano che questi divengono perpendicolari al fascio ultraso-

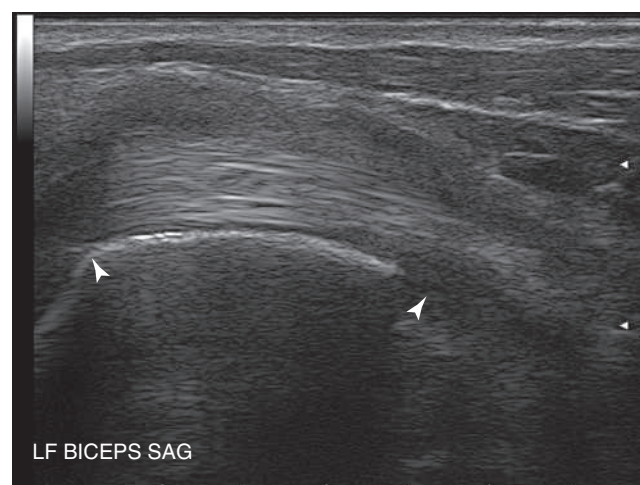


Fig. 1.4 Importanza dell'angolo d'incidenza del fascio di ultrasuoni. Al centro di questa immagine sono ben visibili le fibre ecogene multiple e parallele del tendine del bicipite. Questo è dovuto al fatto che il fascio di ultrasuoni è perpendicolare a esse (90°); mentre, quando il tendine curva verso destra o sinistra, perde di ecogenicità e di risoluzione (*punte di freccia*). Il fascio ultrasonoro non è più perpendicolare o incidente al tendine, quindi viene rifratto con un angolo che non raggiunge la sonda. Bisogna fare attenzione a non interpretare questo artefatto come una patologia tendinea.

noro. Nella Figura 1.4 si mostra un esempio riguardante l'importanza dell'angolo d'incidenza a 90°.

La velocità del suono all'interno del tessuto, insieme alla densità fisica del tessuto stesso, determina la percentuale del fascio ultrasonoro riflesso o trasmesso mentre passa da uno strato di tessuto all'altro o da differenti strati all'interno di un determinato tessuto. Il prodotto della densità fisica del tessuto per la velocità del suono all'interno del tessuto è definito *impedenza acustica*, che fa riferimento alle caratteristiche di riflessione o trasmissione di un tessuto. Per semplificare, le differenze di densità fisica tra tessuti possono essere utilizzate per misurare l'impedenza acustica nei tessuti parenchimosi, poiché in questo caso la

velocità del suono risulta praticamente costante. L'impedenza acustica può quindi essere definita attraverso la seguente equazione:

Impedenza acustica (Z) = velocità (v) × densità del tessuto (ρ)

È la differenza in termini di impedenza acustica tra i tessuti che determina la capacità di generare riflessi. L'ampiezza dell'eco di ritorno è proporzionale alla differenza di impedenza acustica tra due tessuti, mentre il fascio ultrasonoro attraversa la loro interfaccia. Esistono solo piccole differenze di impedenza acustica tra i tessuti parenchimatosi dell'organismo (Tab. 1.3).⁶ Questa situazione è ideale per gli obiettivi dell'ecografia diagnostica, poiché solo una piccola percentuale del fascio ultrasonoro viene riflessa da queste interfacce, mentre la maggior parte viene trasmessa, permettendo così di ottenere immagini da strutture più profonde.

Il tessuto osseo e il gas hanno impedenze acustiche rispettivamente alta e bassa. L'aria è meno densa e più facilmente comprimibile rispetto ai tessuti parenchimatosi e trasmette il suono a una velocità inferiore. L'osso è più denso e meno comprimibile rispetto ai tessuti parenchimatosi e trasmette il suono a velocità maggiore. Questo significa che, quando un fascio ultrasonoro incontra un'interfaccia tessuto parenchimatoso-osso o tessuto parenchimatoso-gas, quasi tutte le onde ultrasonore vengono rispettivamente assorbite o riflesse e solo una piccola parte resta disponibile per trasmettere immagini dalle strutture più profonde (Tab. 1.4; vedi Fig. 1.3). Questo effetto rappresenta un difetto

TAB. 1.3 Impedenza acustica	
Tessuto o sostanza	Impedenza acustica*
Aria	0,0004
Grasso	1,38
Acqua (50 °C)	1,54
Cervello	1,58
Sangue	1,61
Rene	1,62
Fegato	1,65
Muscolo	1,70
Cristallino	1,84
Osso	7,8

Dati tratti da Curry TS III, Dowley JE, Murry RC Jr. *Christensen's Physics of Diagnostic Radiology*. 4th ed. Philadelphia: Lea & Febiger; 1990.
*Impedenza acustica (Z) = × 10⁶ kg/m²-sec.

TAB.1.4 Riflessione del suono nelle diverse interfacce	
Interfaccia	Riflessione (%)
Sangue-cervello	0,3
Rene-fegato	0,6
Sangue-rene	0,7
Fegato-muscolo	1,8
Sangue-grasso	7,9
Fegato-grasso	10,0
Muscolo-grasso	10,0
Muscolo-osso	64,6
Cervello-osso	66,1
Acqua-osso	68,4
Tessuto parenchimatoso-gas	99,0

Dati tratti da Hagen-Ansert SL. *Textbook of Diagnostic Ultrasonography*. 3rd ed. St Louis: Mosby; 1989.

nell'adattamento dell'impedenza acustica. In profondità rispetto all'osso o al gas si forma un'ombra acustica rispettivamente a causa dell'eccessivo assorbimento del fascio e mancata riflessione degli echi o della penetrazione di poche onde sonore. Aumentando l'intensità delle onde ultrasonore in uscita (*power*), riducendo la frequenza o aumentando il guadagno (*gain*) non migliora la penetrazione, ma, al contrario, aumentano gli artefatti, come per esempio gli echi da riverberazione (come si può osservare nell'interfaccia tessuto molle-gas). Negli esami ecografici addominali l'ecografista deve trovare una finestra acustica che eviti le interfacce date da ossa e gas. Per la stessa ragione, in tutte le indagini ecografiche si utilizza un gel conduttore acustico tra la sonda e la cute al fine di eliminare l'aria interposta.

Scattering (dispersione degli echi) e speckle (chiazze, macchioline)

La maggior parte degli echi trasmessi nell'immagine generata da impulsi ultrasonori non proviene da grandi riflettori speculari, come la superficie degli organi, ma dall'interno degli organi. Quando il fascio ultrasonoro incontra piccole interfacce irregolari (di dimensioni inferiori alla lunghezza d'onda del fascio ultrasonoro incidente [submillimetriche]) nel parenchima degli organi, avviene il fenomeno di *scattering* o *dispersione degli echi*. Questo fenomeno si definisce anche *riflessione diffusa* o *riflessione non speculare* ed è indipendente dall'angolo di incidenza del fascio. La differenza di impedenze acustiche è molto inferiore in confronto a quella dei riflettori speculari, e i deboli echi di ritorno possono essere trasformati in immagini in virtù del fatto che sono numerosi e tendono a rinforzarsi l'uno con l'altro, producendo il fenomeno di granulazione o chiazzeria (*speckle*). Questi echi contribuiscono a formare l'immagine dell'ecostruttura del parenchima degli organi addominali ma potrebbero non rappresentare fedelmente l'effettiva anatomia, macro- o microscopica degli stessi. Questo tipo di dispersione degli echi aumenta utilizzando sonde di frequenza maggiore, con un apprezzabile miglioramento del dettaglio delle ecostrutture parenchimali.

Rifrazione

Se l'interfaccia tra i tessuti viene colpita con un angolo non perpendicolare ma obliquo, la differenza della velocità che si verifica nel passaggio dell'onda ultrasonora da un tessuto rispetto a un altro determina la deviazione del fascio. Questo produce un artefatto per cui il tessuto trasmesso attraverso gli echi di ritorno nell'immagine finale risulta in una posizione non reale. Il fenomeno di alterazione della direzione del fascio di ultrasuoni nei tessuti si chiama *rifrazione*. Rifrazione e riflessione contribuiscono a creare una sottile banda, povera di echi, lateralmente e distalmente a strutture curve, come la cistifellea, margine della vescica o dei reni, o una cisti (Fig. 1.5). Questo artefatto si definisce *ombra acustica laterale*.

Attenuazione

Il fascio ultrasonoro viene trasmesso attraverso l'organismo sotto forma di energia acustica, quantificata come potenza acustica (*P*), espressa in watt (W) o milliwatt (mW) per unità di tempo, o intensità (*I*), che si misura considerando l'area della sezione trasversale del fascio di ultrasuoni (*I* = W/cm²). Con il termine *attenuazione* si descrive la perdita di energia acustica che avviene quando il suono attraversa i tessuti. Nello stesso modo si attenuano anche gli echi riflessi verso la sonda. L'attenuazione del suono (perdita di volume dell'onda ultrasonora), come la sua intensità o la potenza, si misura generalmente in decibel (dB).

I fattori che contribuiscono all'attenuazione sono l'assorbimento (perdita di calore), la riflessione e la dispersione degli echi (*scattering*) del fascio ultrasonoro. L'assorbimento si riferisce alla conversione dell'energia acustica (meccanica) di un impulso sonoro in calore. Questo fenomeno è dovuto principalmente all'attrito tra il passaggio dell'onda e le molecole del tessuto attraversato, che si muovono avanti

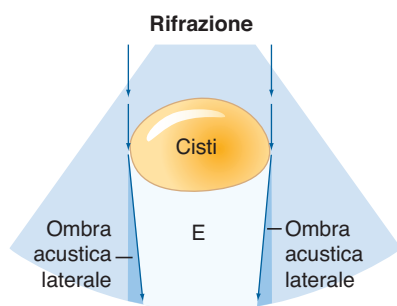


Fig. 1.5 Rifrazione degli ultrasuoni. La rifrazione di un fascio ultrasonoro produce un'ombra distalmente alle superfici curvilinee. La struttura curva in questione deve avere una velocità di propagazione del suono differente rispetto a quella del tessuto circostante. Questo fenomeno è spesso descritto come *ombra acustica laterale*. Quando la velocità del suono è maggiore nella struttura curvilinea colpita rispetto a quella del tessuto circostante, si osserva la rifrazione del fascio verso l'esterno. Questo può succedere quando il suono passa dal grasso retroperitoneale alla superficie curvilinea del rene. Nel caso di una cisti epatica o renale, la rifrazione del suono è rivolta verso l'interno (focalizzata), poiché la velocità del suono all'interno della cisti è inferiore a quella nel tessuto epatico o renale. In profondità rispetto alla cisti, si osserva anche un rinforzo distale (*E*) per la diminuzione dell'attenuazione del fascio ultrasonoro che ha attraversato la cisti, rispetto ai tessuti circostanti.

e indietro in senso longitudinale. La produzione di calore all'interno dei tessuti diventa importante quando si valutano gli effetti biologici e la sicurezza dell'uso degli ultrasuoni. Tuttavia, nel campo della diagnostica per immagini, la produzione di calore è trascurabile, poiché la potenza acustica è ristretta a ogni macchinario (vedi il paragrafo relativo ai pulser).

Molto importante è il fatto che il valore dell'attenuazione è direttamente proporzionale alla frequenza del fascio di ultrasuoni; in un dato tessuto o mezzo, frequenze maggiori si attenuano più facilmente di frequenze più basse. Questo significa che qualsiasi tentativo di migliorare la risoluzione aumentando la frequenza causa invariabilmente una diminuzione della penetrazione. L'attenuazione è sostanziale ed equivale approssimativamente a 0,5 dB/cm/MHz nei tessuti parenchimatosi, per la distanza di andata verso i tessuti e di ritorno alla sonda. È un concetto essenziale, poiché determina la scelta della sonda, delle impostazioni del guadagno generale (*gain*) e del guadagno dipendente dal tempo (profondità) (TGC, Time-Gain Compensation) e della potenza di uscita del sistema (power o potenza acustica).

In profondità rispetto a strutture molto attenuanti o riflettenti (minerali, aria) si osservano aree scure o povere di echi (assorbimento), mentre aree più chiare (rinforzo acustico posteriore) si osservano distalmente a tessuti con bassa attenuazione del suono (fluidi). Alcuni fenomeni patologici come gravi lipidosi epatiche nei gatti, epatopatie vacuolari diffuse nei cani e steatosi dovute a eccessivo accumulo di lipidi in cani e gatti con grave pancreatite possono causare nei tessuti parenchimatosi un'anomala attenuazione dei fasci di ultrasuoni.

STRUMENTI

Tutti gli apparecchi ecografici, indipendentemente da costi o qualità, sono costituiti da alcune componenti di base. Un generatore di impulsi stimola i cristalli piezoelettrici all'interno della sonda, trasmettendo gli impulsi ultrasonori nel corpo del paziente. Gli echi di ritorno vengono ricevuti dagli stessi cristalli piezoelettrici sulla superficie della sonda e vengono convertiti in segnale digitale per formare l'immagine che si osserva al monitor.

Generatore di impulsi

L'immagine ecografica è basata sul principio impulso-eco. Questo significa che il suono viene prodotto dalla sonda sotto forma di impulsi e non in maniera continuativa (vedi Figg. 1.1 e 1.2). Il generatore di impulsi invia impulsi sincronizzati ad alto voltaggio ai cristalli piezoelettrici all'interno della sonda, che poi trasmette brevi emissioni di ultrasuoni al paziente. L'immagine si crea grazie agli echi di ritorno dal tessuto alla sonda dopo ogni impulso. Quindi è necessario un tempo adeguato affinché ritornino tutti gli echi prima che la sonda sia di nuovo stimolata a emettere un nuovo impulso. In pratica, la trasmissione del suono impiega meno dell'1% del tempo; la sonda è in attesa di tutti gli echi di ritorno per più del 99% del tempo. Quando il cristallo viene stimolato, vengono emesse circa due o tre lunghezze d'onda in ogni impulso prima che un blocco di ritorno smorzi la vibrazione nella sonda. Quindi la lunghezza dell'impulso spaziale è generalmente di due o tre lunghezze d'onda. Una sonda ad alta frequenza emette lunghezze d'onda più brevi e quindi impulsi più brevi rispetto a un trasduttore a frequenza più bassa (vedi Figg. 1.1 e 1.2).

È la lunghezza dell'impulso, la quale a sua volta dipende dalla frequenza della sonda, che determina la capacità di separare i punti lungo l'asse del fascio di ultrasuoni, capacità definita come *risoluzione assiale*. La lunghezza dell'impulso va solitamente da 0,1 a 1,1 mm. La risoluzione assiale non può essere maggiore della metà della lunghezza dell'impulso a causa della sovrapposizione degli echi di ritorno riflessi da interfacce molto vicine.¹

Due concetti riguardanti il generatore di impulsi hanno un'importanza clinica. Uno è il fatto che l'ecografista può adattare il voltaggio applicato alla sonda utilizzando il controllo del *power* o della *potenza acustica*. La potenza acustica in uscita è il controllo del volume che si ottiene modulando l'energia acustica (o rumore, in decibel) trasmessa al paziente. Più alto è l'impulso trasmesso all'organismo, più alti sono gli echi di ritorno, che creano un'immagine più luminosa. La potenza acustica è l'unico dispositivo di regolazione che può essere modificato dall'operatore e che produce effetti sul suono trasmesso al paziente. Tutti gli altri comandi influenzano gli echi di ritorno a livello della sonda. Nonostante possa essere utile avere energia acustica illimitata per non avere mai problemi di luminosità dell'immagine, la U.S. Food and Drug Administration (FDA) stabilisce, per la sicurezza dei pazienti, il limite di emissione massima di ultrasuoni da parte dell'ecografo. L'energia acustica consentita dipende in parte dal tipo di esame. Per esempio, l'emissione consentita con pazienti pediatrici è inferiore rispetto a quella permessa negli adulti.

Il secondo punto riguarda la possibilità di controllare la frequenza degli impulsi, definita *frequenza di ripetizione degli impulsi* (PRF, Pulse Repetition Frequency). È fondamentale che il tempo che intercorre tra due impulsi di ultrasuoni sia abbastanza lungo da consentire agli echi di ritorno di raggiungere il trasduttore, prima che venga emesso l'impulso successivo. Se l'invio di un impulso avviene troppo presto, la sovrapposizione degli echi di ritorno genera un errore nell'analisi dei dati. Questa condizione è particolarmente importante quando si utilizza il Doppler, che sarà spiegato più avanti in questo capitolo. Nell'ecografia diagnostica si utilizzano PRF che vanno da valori inferiori a 1 kHz fino a 10 kHz o superiori, il che significa che un impulso viene creato ogni 0,001 fino a 0,0001 secondi.

Trasduttore o sonda

Il trasduttore (comunemente chiamato sonda) gioca il duplice ruolo di trasmettitore e ricevitore di ultrasuoni attraverso l'uso dei cristalli piezoelettrici. I cristalli piezoelettrici vibrano ed emettono suoni quando vengono stimolati dal generatore di impulsi. Il range di frequenze emesse da una particolare sonda dipende dalle caratteristiche e dallo spessore dei cristalli contenuti all'interno della stessa.

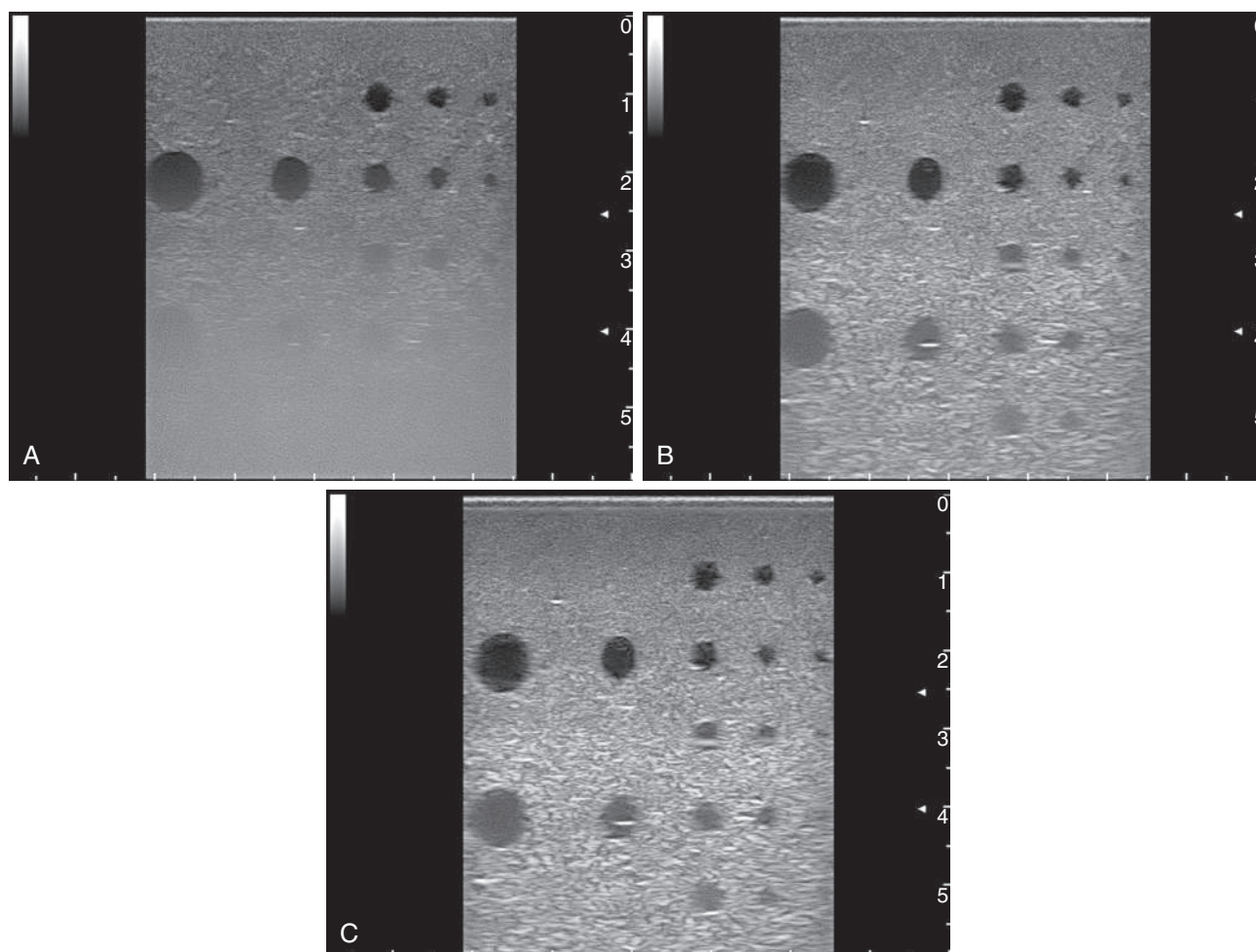


Fig. 1.6 Effetti della frequenza della sonda a banda larga sulla qualità dell'immagine e sulla penetrazione. Per produrre queste immagini di un fantoccio ecografico è stata utilizzata una sonda lineare a banda larga (da 4 a 13 MHz). L'unico parametro che è stato cambiato tra le immagini è la porzione del range di frequenze utilizzata (range alto, medio e basso). Sono presenti due punti focali, alla profondità di 2,5 e 4 cm. La profondità globale dell'immagine sul monitor è di 5,9 cm. **A**, Lavorando a 13 MHz si ottiene una buona visualizzazione delle prime due file di cisti nel campo superficiale, alla profondità di 1 e 2 cm. La scarsa capacità di penetrazione in profondità della frequenza di 13 MHz non consente un'adeguata penetrazione del fascio di ultrasuoni per visualizzare le file di cisti più profonde, situate a 3, 4 e 5 cm. **B**, Lavorando con lo spettro di frequenze a banda media si ha una penetrazione migliore del fascio di ultrasuoni a 5 cm, consentendo il riconoscimento delle cisti più profonde. Osservare come il tessuto più profondo diventi più luminoso. **C**, Al range di frequenze più basso (4 MHz), si evidenziano più chiaramente le cisti a 4 e 5 cm e l'immagine risulta globalmente più luminosa.

I trasduttori moderni sono in grado di operare in multifrequenza, chiamata *a banda larga*. Viene prodotto un range di frequenze, composto da una frequenza preferenziale (centrale) insieme a frequenze più alte e più basse. I progressi nella tecnologia dei trasduttori consentono immagini simultanee dei campi superficiali e profondi con onde sonore di diverse frequenze. Ciò permette la massima risoluzione possibile per una data profondità, senza la necessità di cambiare la sonda. L'uso di una tecnologia a multifrequenza presenta numerosi vantaggi. Dal punto di vista pratico, il trasduttore può operare a frequenze più alte e più basse, rispettivamente per aumentare la risoluzione o la penetrazione in strutture più profonde (Fig. 1.6). Ha anche permesso alle aziende produttrici di creare apparecchi in grado di fornire una risoluzione migliore, potendo raccogliere un più ampio raggio di frequenze prodotte dagli echi di ritorno dai tessuti. Con la tecnica del *compound* o *combinazione di frequenze* è possibile ridurre la formazione dell'artefatto *speckle* (chiamato anche effetto chiazzeria), unendo diversi *speckle* originati a frequenze differenti, con un aumento di contrasto dell'immagine.

Ricevitore

Quando i cristalli piezoelettrici all'interno della sonda incontrano le onde pressorie acustiche degli echi di ritorno, si producono bassi voltaggi. Questi segnali elettrici vengono elaborati dal computer (il ricevitore), creando infine un'immagine diagnostica. La manipolazione di questi deboli segnali elettrici per creare la migliore immagine possibile attraverso la selezione dei vari comandi dell'ecografo (parametri di elaborazione) dipende in gran parte dall'operatore e rappresenta "l'arte" dell'ecografia diagnostica.

Comandi dell'ecografo

I comandi dell'ecografo permettono all'operatore di ottenere la migliore qualità d'immagine; una regolazione non adeguata o impropria degrada l'immagine diagnostica. È importante sottolineare che il settaggio dello strumento influenza l'interpretazione dell'esame. Gli organi possono essere resi iperecogeni o ipoecogeni, oppure la loro ecostruttura parenchimale potrebbe apparire sul monitor grossolana o fine a seconda della scelta e della regolazione dei numerosi parametri



Fig. 1.7 Comandi a disposizione dell'operatore. L'ecografista deve far pratica con i comandi per far sì che l'ottimizzazione dell'immagine diventi un'abitudine. Ogni pulsante è contraddistinto da lettere o simboli che ne identificano facilmente la funzione. Nella parte superiore dell'immagine è riportata una tastiera alfanumerica. Sulla destra si trovano i comandi della compensazione del guadagno di tempo (Time-Gain Compensation, TGC). La rotella grande sulla destra è il regolatore del guadagno per la modalità brightness (B)- e motion (M)-mode, e il pulsante Power è visibile in alto a destra. I comandi per il Doppler sono disposti intorno alla rotella guadagno, sulla sinistra, e nella fila inferiore di interruttori blu. Nonostante la presenza di molti interruttori e manopole, l'abitudine all'uso del computer dovrebbe permettere alla maggior parte degli operatori di apprendere facilmente l'uso dei comandi in un tempo relativamente veloce. (MyLab 30, Biosound Esaote, Indianapolis, IN)

di controllo. Questi comandi hanno nomi differenti a seconda delle aziende produttrici (Fig. 1.7), ma le loro funzioni sono assolutamente simili. La comprensione e l'apprendimento dell'uso degli strumenti dell'ecografo sono tra le caratteristiche che distinguono un ecografista esperto da uno inesperto.

Per variare l'intensità dell'emissione del suono da parte della sonda esiste un unico comando (il power o potenza acustica); tutti gli altri servono per adattare l'amplificazione degli echi di ritorno. I comandi *gain* (guadagno) e la compensazione del guadagno di tempo (TGC) sono i più importanti e la capacità di padroneggiarli consente di ottenere la miglior immagine possibile. Inoltre, la loro regolazione deve avvenire durante lo svolgimento dell'esame, tenendo conto delle differenze di profondità di una determinata struttura nel paziente e l'aria da analizzare (per esempio, fegato o vescica urinaria). Esiste una grande varietà di parametri di regolazione aggiuntivi per ottimizzare l'immagine. Questi comprendono il range dinamico, le mappe per la scala dei grigi sul monitor, i filtri di esaltazione dei margini, la persistenza e la densità di linee. La Figura 1.8 illustra molti dei comandi indicati sul monitor dove viene prodotta l'immagine.

L'ecografia si basa sul principio impulso-eco, come già descritto in precedenza. Un impulso sonoro viene emesso dalla sonda a seguito della vibrazione di uno speciale cristallo piezoelettrico contenuto nella sonda e viene velocemente smorzato. La frequenza di ripetizione degli impulsi costituisce il numero di impulsi che si succedono in 1 secondo, normalmente migliaia di cicli al secondo. La frequenza del suono emesso dipende dalle caratteristiche specifiche del cristallo. Le vibrazioni del cristallo vengono smorzate immediatamente da un sistema di blocco, in modo che avvenga l'emissione solo di un impulso breve,

della durata di due o tre lunghezze d'onda. Quindi il cristallo resta a riposo, in attesa degli echi di ritorno riflessi dai tessuti all'interno del paziente. Questi echi fanno vibrare nuovamente il cristallo, producendo segnali a basso voltaggio che vengono amplificati per creare l'immagine finale.

Un timer si attiva quando il cristallo riceve l'impulso in modo da determinare l'istante in cui ogni singola eco di ritorno raggiunge la sonda; questo permette di collocarla alla giusta profondità sul monitor. Il tempo trascorso rappresenta la distanza (la profondità) dalla sonda, ovvero il punto in cui l'eco si è originata. Tutti gli apparecchi ecografici stimano una velocità media del suono all'interno dei tessuti parenchimatosi (circa 1540 m/sec). Per calcolare l'effettiva distanza dell'interfaccia riflettente dal trasduttore, il tempo impiegato in entrata e uscita deve essere diviso a metà e moltiplicato per 1540 m/sec (Fig. 1.9). Pertanto, gli echi che originano dai tessuti più profondi impiegano più tempo per tornare verso la sonda rispetto a quelli che derivano dalle strutture superficiali. Sul monitor viene segnato un punto alla profondità rilevata per ogni eco di ritorno, calcolata in base al tempo impiegato da ogni eco per uscire dal tessuto e ritornare indietro. Gli apparecchi ecografici sono calibrati per interpretare e segnare automaticamente sul display la profondità in centimetri (invece del tempo impiegato dall'eco di ritorno). Una scala dei grigi viene assegnata a ogni pixel dell'immagine in base all'ampiezza o alla forza e al numero degli echi di ritorno. Secondo le convenzioni attualmente utilizzate per le immagini sul monitor, gli echi a bassa intensità appaiono praticamente neri, quelli di media intensità hanno varie tonalità di grigio e quelli ad alta intensità appaiono bianchi (immagini bianche su sfondo nero).

L'occhio umano è in grado di distinguere su un monitor solo da 10 a 12 tonalità di grigio. La maggior parte degli ecografi è progettata per ottenere tonalità di grigi molto più ampie (da 128 a 512 e anche superiori), inserite nel range dinamico del monitor con speciali mappe o schemi di compressione ed espansione. Le immagini possono essere post-processate (o elaborate successivamente), così da cambiare il modo di assegnare le tonalità dei grigi in diversi modi a seconda del segnale ottenuto. Quando vengono assegnate le scale di grigio, è possibile concedere la priorità ai segnali più deboli per rappresentare con diverse varietà di grigio piccole differenze dell'ampiezza della riflessione degli echi dal parenchima. Al contrario, se gli echi più deboli non sono rilevanti, allora è possibile assegnare i grigi a segnali più forti. Il contrasto che deriva sull'immagine consente in teoria di evidenziare solo le informazioni clinicamente più rilevanti. Sulla maggior parte degli apparecchi ecografici sono installati programmi di rielaborazione delle immagini che utilizzano funzioni lineari o logaritmiche, che possono essere selezionate dall'operatore. In alcuni casi, le funzioni dei programmi possono essere modificate dall'ecografista. La curva e le impostazioni di contrasto che meglio si adattano all'ecografista possono essere salvate come pre-impostazioni in modo che non sia necessario ripetere le operazioni di settaggio per ogni studio.

Il fascio di ultrasuoni e gli echi di ritorno vengono attenuati nel passaggio attraverso i tessuti. Più distante si trova l'interfaccia riflettente, più debole sarà l'eco di ritorno. Per compensare questa attenuazione esistono comandi dell'ecografo progettati per aumentare l'intensità del suono trasmesso ai tessuti (power o potenza acustica) o per amplificare elettronicamente gli echi di ritorno. Questi comandi sono la compensazione del guadagno in base alla profondità e in base al tempo (rispettivamente, Depth-Gain Compensation, DGC, e Time-Gain Compensation, TGC). Nella maggior parte dei casi, i comandi TGC vengono anche utilizzati per sopprimere echi di ritorno particolarmente forti, provenienti da strutture superficiali. Il primo obiettivo dell'uso delle impostazioni sull'ecografo è quello di produrre un'immagine uniformemente luminosa sia nei campi superficiali sia in quelli profondi.

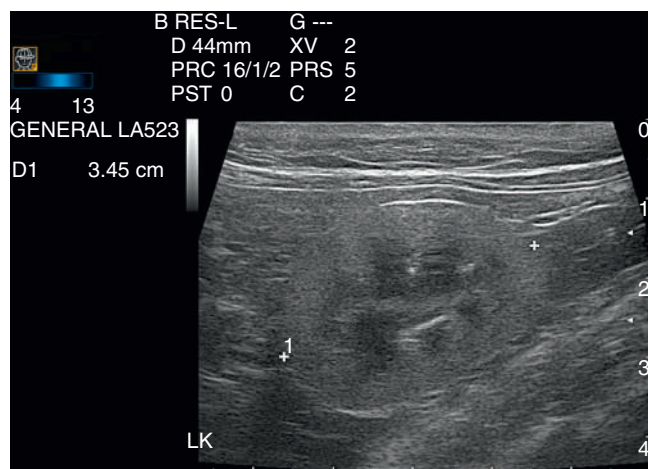
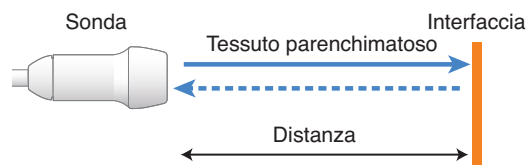


Fig. 1.8 Informazioni visibili sul monitor: decifrare i parametri degli ultrasuoni sul display. Segue la spiegazione delle lettere e dei numeri presenti sull'immagine ecografica per aiutare a chiarire la quantità di comandi disponibili per la regolazione (il *post-processing*) dell'immagine. Il loro utilizzo consente una fine regolazione dell'immagine. Ogni ditta ha nomenclature e modi diversi di descrivere le informazioni sul monitor, ma le funzioni sono assolutamente le stesse. Nell'immagine sagittale del rene sinistro (LK), l'indicatore della sonda è diretto cranialmente; quindi il polo craniale del rene sinistro è a sinistra, il polo caudale è a destra. Tutte le ditte hanno un indicatore per il trasduttore che corrisponde a un simbolo all'angolo dell'immagine, di solito quello dell'azienda. Per questa immagine è stata utilizzata una sonda ad alta frequenza a banda larga (da 4 a 13 MHz), chiamata LA523. La sonda ha operato alla frequenza più alta del suo range, indicata nell'immagine dalla posizione di una piccola barra (verso il 13) nell'icona superiore sinistra e dalla scritta *B RES-L* (B-mode; RES = risoluzione; L = lower, parte più bassa del range di frequenze più alte) al di sotto del margine superiore sinistro. Appena al di sotto di questo si ha la profondità totale del campo (*D 44 mm*). Per massimizzare la risoluzione a livello della profondità del rene, sono stati utilizzati due punti focali (piccole frecce bianche lungo il lato destro). I piccoli contrassegni a destra lungo l'asse delle y e delle x rappresentano incrementi di 5 mm, i contrassegni più grandi indicano uno spazio di 1 cm. *PRC 16/1/2*: indica tre diversi programmi del processo di formazione dell'immagine e i comandi corrispondenti dell'apparecchio. *P* = range dinamico, *16*. Il range dinamico rappresenta la differenza in altezza tra gli echi di ritorno più deboli e quelli più potenti. Un range dinamico più alto determina più tonalità di grigio, mentre un range dinamico più basso comporta un'immagine più bianca e nera (contrasto maggiore). L'ecografia addominale utilizza un range dinamico più ampio, mentre in cardiologia, per massimizzare il contrasto, si usa un range più stretto. Gli esami di tendini e legamenti risultano ottimali con un range medio. Con questo apparecchio il range dinamico è indicato in numeri. In altri il valore è dato in decibel (dB). Un range dinamico ampio potrebbe essere 90 dB, un range stretto dovrebbe essere 50 dB. *R* = rinforzo, *1*. Il rinforzo è un comando che permette di aumentare o diminuire la definizione dei profili. *C* = densità di linee, *2*. La densità di linee è il numero di linee di scansione di ultrasuoni mostrate. Aumentando la densità di linee aumentano i dettagli; una diminuzione determina una *frame rate* più rapido a scapito dei dettagli. *PST 0*: indica la mappa dei grigi selezionata. *G ---*: indica l'impostazione del guadagno, non evidenziata nell'immagine catturata. *XV 2*: indica "X View", un programma di compounding brevettato dalla ditta produttrice dell'ecografo. *PRS 5*: livello di permanenza. La permanenza indica per quanto tempo ogni immagine successiva risulta sovrapposta a quella precedente. Una permanenza lunga rende l'immagine molto regolare, una permanenza eccessiva risulta in un'immagine sfuocata. *C 2*: indica il contrasto dinamico. *D1 3,45 cm*: misura della lunghezza del rene sinistro (LK), tra i cursori elettronici. (MyLab 30; Biosound Esaote, Indianapolis, IN)



$$\text{Distanza dall'interfaccia} = \frac{V \cdot RT}{2} = 50 \text{ mm}$$

$$V = 1540 \text{ m/sec} = 1,54 \text{ mm/}\mu\text{sec}$$

(velocità media del suono nei tessuti parenchimatosi)

$$RT = 65 \mu\text{sec}$$

Fig. 1.9 Calcolo della distanza in base al tempo impiegato dall'impulso per andare al tessuto e tornare. L'ecografo è in grado di calcolare la distanza dell'interfaccia riflettente, dimezzando il tempo impiegato dall'emissione dell'impulso dalla sonda fino al ritorno dell'eco e moltiplicando questo dato per la velocità media del suono in un tessuto parenchimatoso (*V*). Se il tempo impiegato (*RT*, Round Trip) è di 65 μsec , allora la distanza dall'interfaccia è di 50 mm.

Power o potenza acustica

Il comando del power modifica il voltaggio applicato sull'impulso elettrico che viene inviato al cristallo piezoelettrico e regola quindi l'intensità dell'impulso sonoro emesso dalla sonda. Maggiore è il voltaggio applicato, più grande è l'ampiezza (intensità) della vibrazione trasmessa ai tessuti. L'aumento della potenza determina anche un aumento uniforme dell'ampiezza degli echi di ritorno. Per ottenere la migliore risoluzione dell'immagine e ridurre certi tipi di artefatti bisognerebbe impostare la potenza ai valori più bassi possibili. Questo risultato si raggiunge scegliendo la sonda di frequenza adeguata per penetrare nell'area da esplorare, senza che sia necessario utilizzare livelli di potenza acustica eccessivi. Ogni volta che sia possibile, dovrebbero essere utilizzati i regolatori del guadagno (*gain*) e il TGC per ottimizzare l'amplificazione degli echi di ritorno, in modo che l'impostazione della potenza acustica possa essere la più bassa possibile (Figg. 1.10 e 1.11).

Regolazione generale del guadagno (amplificazione)

Il regolatore generale del guadagno influenza l'amplificazione degli echi di ritorno ed è direttamente responsabile della luminosità globale dell'immagine. Tutti gli ecografi hanno un regolatore del guadagno che provoca un'amplificazione uniforme di tutti gli echi di ritorno, indipendentemente dalla profondità della loro origine (Figg. 1.12 e 1.13).

Regolazione del TGC (o del DGC, guadagno dipendente dalla profondità)

Il TGC, regolatore della compensazione del guadagno in funzione del tempo, si utilizza per produrre un'immagine dalla luminosità equilibrata, dal campo superficiale a quello profondo. Gli echi che ritornano dalle strutture più profonde sono più deboli di quelli che originano dalle strutture superficiali, a causa dell'attenuazione dell'intensità del suono in profondità. Come descritto in precedenza, il tempo impiegato dall'eco di ritorno dipende dalla profondità della superficie riflettente. Per compensare selettivamente gli echi più deboli che giungono alla sonda dalle strutture più profonde, si aumenta il guadagno all'aumentare del tempo impiegato dall'eco di ritorno. Questo processo di compensazione viene rappresentato graficamente da una curva TGC visibile su molti monitor (Fig. 1.14). La curva TGC rappresenta l'impostazione del guadagno che riguarda *specifici livelli di guadagno dell'immagine a una determinata profondità*.

Poiché gli echi del campo superficiale producono un'immagine più luminosa, mentre gli echi provenienti dalle strutture più profonde sono più attenuati e quindi più scuri, l'operatore deve utilizzare il TGC

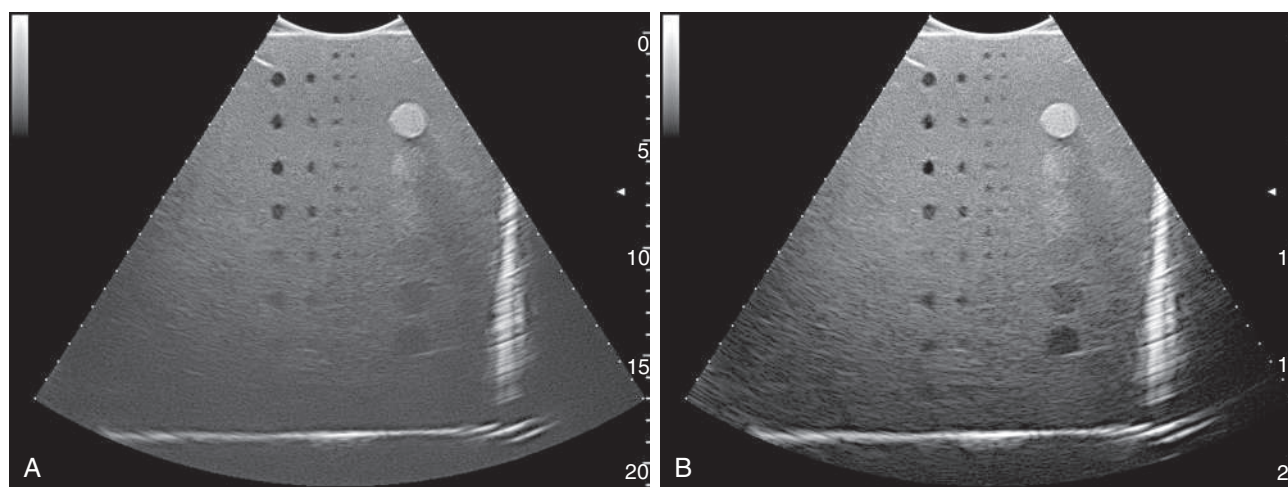


Fig. 1.10 Effetti della potenza acustica di emissione degli ultrasuoni sulla qualità dell'immagine. Il guadagno generale (40%), la compensazione del guadagno di tempo (TGC) e tutti gli altri parametri sono identici in entrambe le immagini; è stata modificata soltanto la potenza acustica di emissione. **A**, Potenza di emissione 10%. **B**, Potenza di emissione 100%. Questa immagine è leggermente più luminosa per l'aumento della potenza. È possibile osservare una migliore visualizzazione delle strutture più profonde. Le immagini sono state ottenute con l'utilizzo di una sonda convex multifrequenza (da 1 a 8 MHz), operante alla frequenza più alta del suo range, con un fantoccio per ecografie. La potenza ha un effetto minore, rispetto al guadagno generale, sulla luminosità dell'immagine.

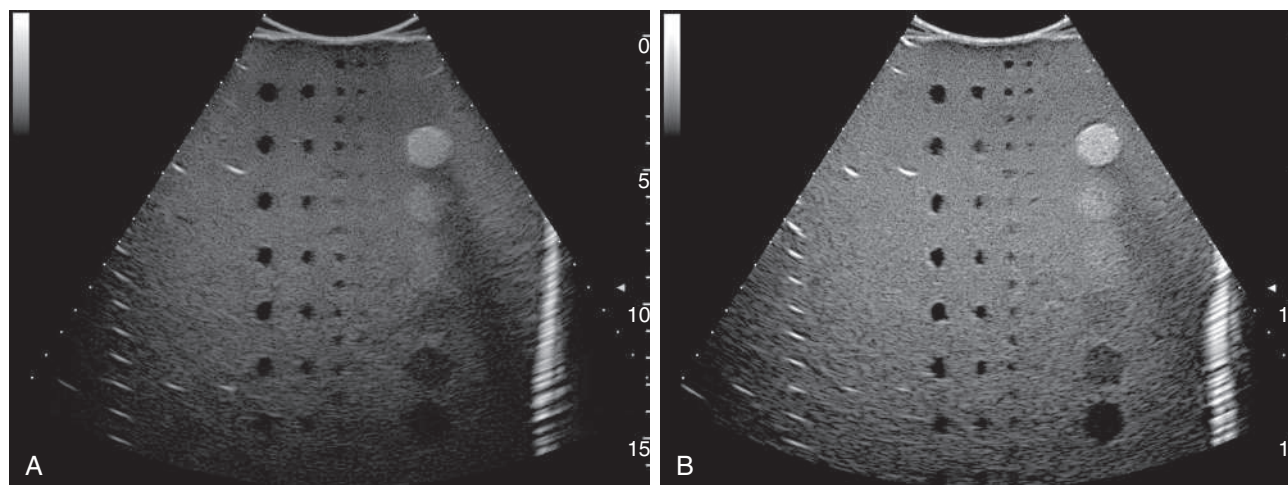


Fig. 1.11 Effetti della potenza acustica di emissione degli ultrasuoni sulla qualità dell'immagine con l'utilizzo della modalità di visualizzazione armonica. Il guadagno generale (30%), la compensazione del guadagno di tempo (TGC) e tutti gli altri parametri sono identici in entrambe le immagini; è stato modificato soltanto il power. **A**, Potenza di emissione 10%. È possibile osservare la luminosità generale dell'immagine e la scarsa visualizzazione delle strutture del campo profondo. **B**, Potenza di emissione 100%. La luminosità dell'immagine è aumentata rispetto alla Figura **A**. In questo caso si identificano facilmente le strutture cistiche più profonde. Queste immagini sono state ottenute utilizzando una sonda convex multifrequenza (da 1 a 8 MHz), con modalità armonica e un fantoccio per ecografie. Nella modalità armonica, la potenza di emissione ha un effetto maggiore sulla luminosità dell'immagine rispetto alle immagini standard.

per ridurre la luminosità del campo superficiale e aumentare la luminosità di quello profondo. I comandi per il TGC sono una serie di cursori che consentono di regolare intuitivamente i TGC (vedi Fig. 1.7). Muovendo i cursori superiori verso sinistra si riduce la luminosità del campo superficiale (guadagno complessivo a questo livello), mentre muovendo i cursori centrali e inferiori verso destra si aumenta di conseguenza la luminosità dell'immagine nei campi centrali e profondi. I nomi e l'aspetto dei comandi possono variare (manopole, cursori, touch screen) ma funzionano tutti allo stesso modo per regolare il guadagno alle varie profondità. Questo può essere rappresentato

graficamente sul monitor, oppure si può dedurre la forma della curva TGC dalla posizione degli indicatori.

La prima parte della curva TGC può essere costituita da una porzione dritta che rappresenta i pochi primi centimetri di profondità dell'immagine riprodotta regolando il guadagno superficiale. Il guadagno superficiale è applicato uniformemente a questa profondità. La definizione di regolazione del guadagno superficiale non è del tutto corretta, poiché questa impostazione serve di solito per sopprimere gli echi forti provenienti dalle strutture superficiali. In alcuni apparecchi ecografici un po' datati, la regolazione del TGC è più semplice, con

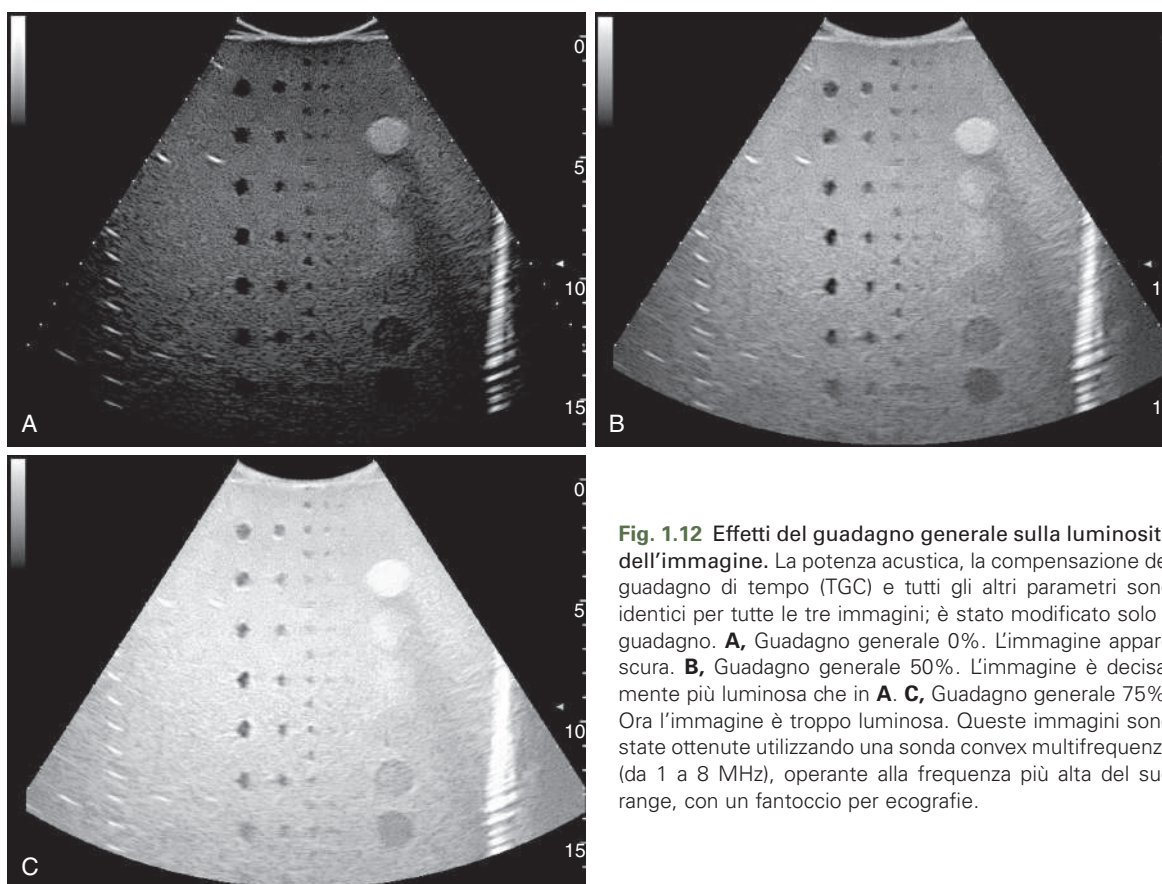


Fig. 1.12 Effetti del guadagno generale sulla luminosità dell'immagine. La potenza acustica, la compensazione del guadagno di tempo (TGC) e tutti gli altri parametri sono identici per tutte le tre immagini; è stato modificato solo il guadagno. **A**, Guadagno generale 0%. L'immagine appare scura. **B**, Guadagno generale 50%. L'immagine è decisamente più luminosa che in **A**. **C**, Guadagno generale 75%. Ora l'immagine è troppo luminosa. Queste immagini sono state ottenute utilizzando una sonda convex multifrequenza (da 1 a 8 MHz), operante alla frequenza più alta del suo range, con un fantoccio per ecografie.

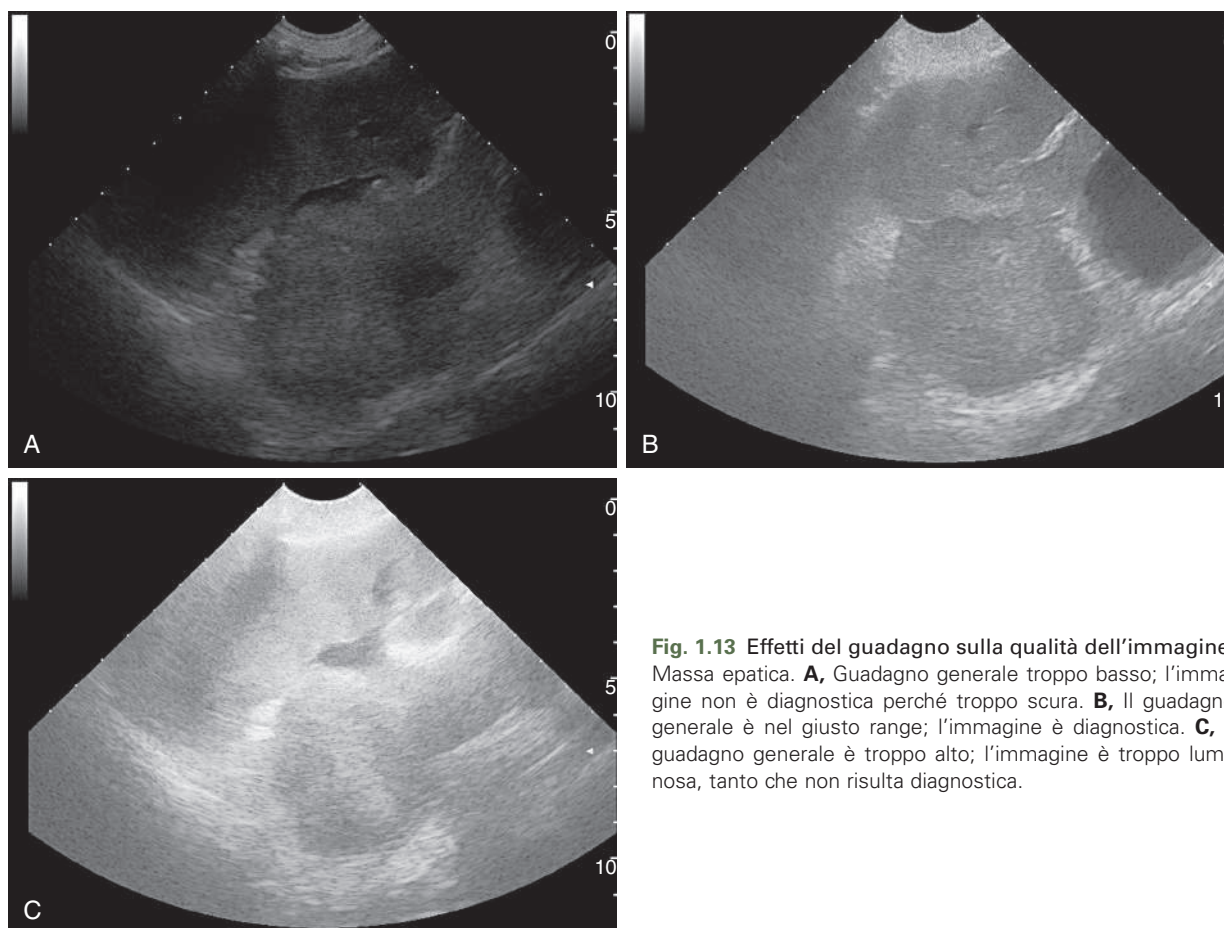


Fig. 1.13 Effetti del guadagno sulla qualità dell'immagine. Massa epatica. **A**, Guadagno generale troppo basso; l'immagine non è diagnostica perché troppo scura. **B**, Il guadagno generale è nel giusto range; l'immagine è diagnostica. **C**, Il guadagno generale è troppo alto; l'immagine è troppo luminosa, tanto che non risulta diagnostica.

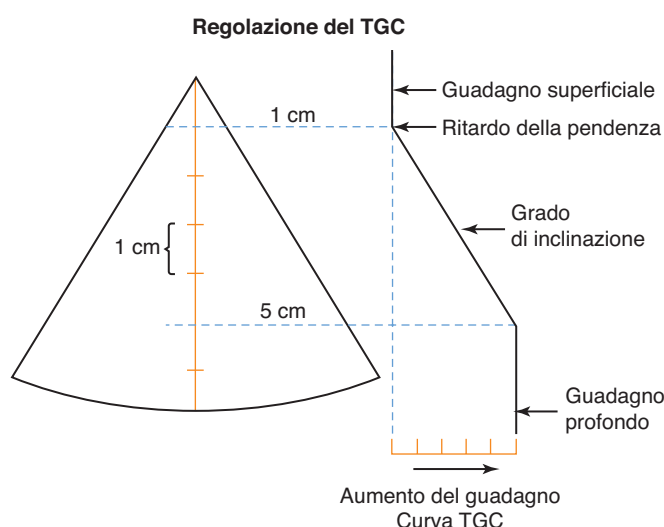


Fig. 1.14 Regolazione della compensazione del guadagno di tempo (TGC). L'obiettivo della compensazione del guadagno di tempo è quello di produrre un'immagine uniformemente luminosa lungo tutta la sua profondità, compensando l'attenuazione del fascio ultrasonoro nei tessuti. Le impostazioni di questo comando sono rappresentate graficamente da una curva TGC (che in questo esempio si osserva sulla destra dell'immagine in tempo reale). La curva mostra il guadagno relativo applicato a ogni specifica profondità. L'aumento del guadagno (amplificazione degli echi di ritorno) all'aumentare della profondità viene rappresentato con la visualizzazione della curva sempre più a destra procedendo verso il basso.

funzione di regolazione del guadagno generale e di regolazione sul campo superficiale e profondo.

La corretta regolazione del TGC è fondamentale per ottenere un'immagine adeguata. Una volta che l'immagine è stata regolata per uniformare la luminosità dal campo superficiale a quello profondo, viene impostato il guadagno generale per aumentare (o diminuire) la luminosità di tutta l'immagine, in base alle preferenze dell'ecografista. Una corretta regolazione del TGC e del guadagno generale è una funzione talmente importante che i moderni apparecchi di punta hanno reso automatici i regolatori del TGC. La semplice pressione di un pulsante regola l'immagine in base ai parametri della sonda e alle caratteristiche dei tessuti esaminati. In medicina umana, questa è una caratteristica che aiuta a risparmiare tempo. Tuttavia, l'esperienza ha dimostrato che i TGC automatici possono non essere in grado di fornire immagini ottimali in medicina veterinaria. La Figura 1.15 mostra gli effetti di una regolazione corretta e di una regolazione inadeguata del TGC.

Range dinamico (contrasto o compressione del segnale)

Il range dinamico è un altro importante sistema di controllo dell'operatore, che corrisponde alla compressione applicata al range di ampiezza degli echi di ritorno; si esprime spesso in decibel. Il range dinamico controlla in parte il contrasto dell'immagine ecografica. Un range dinamico relativamente stretto (per esempio, da 15 a 30 dB) porta alla creazione di immagini con un notevole contrasto (più bianche e nere), mentre un range dinamico più grande (per esempio, da 60 a 100 dB) produce immagini con una latitudine maggiore o più livelli di grigio. In ecocardiografia si utilizza un range dinamico più stretto, mentre per le immagini addominali si preferisce un range più ampio.

Nella maggior parte degli ecografi il range dinamico è pre-impostato, ma, se necessario, può essere regolato dall'operatore (Fig. 1.16).

La riduzione del range dinamico (da 5 a 10 dB) può contribuire a far emergere una struttura che non ha sufficiente contrasto ecografico da essere rilevata in prima battuta. Ciò include l'aumento di dimensioni di una lesione (noduli epatici ipoecogeni non definiti) o di un organo (come ghiandole surrenali o linfonodi).

Un definito punto di partenza (da 65 a 75 dB) per l'ecografo rappresenta un ulteriore parametro che può essere determinato come presettaggio.

Mappe della scala dei grigi

Sugli apparecchi ecografici più recenti è disponibile una varietà di mappe della scala dei grigi. Queste mappe sono dei programmi di elaborazione successiva dei dati (*post-processing*) che possono alterare notevolmente l'aspetto dell'immagine. In genere, si preferiscono le mappe della scala dei grigi che mostrano più livelli di grigio (latitudine maggiore) per le ecografie addominali, mentre in ecocardiografia si utilizzano quelle che offrono maggior contrasto.

Le mappe della scala dei grigi possono essere spesso pre-impostate come parte dei settaggi che l'operatore salva per un determinato distretto. La Figura 1.17 mostra gli effetti di diverse impostazioni della scala dei grigi.

Mappe a colori della scala dei grigi

Molti apparecchi ecografici offrono immagini a colori. Sebbene non siano usate abitualmente, in alcuni casi l'applicazione di una mappa a colori alla scala dei grigi rende la lesione più evidente. La Figura 1.18 illustra una serie di mappe dei grigi a colori.

Modalità di visualizzazione degli echi di ritorno

Esistono tre modalità di visualizzazione delle immagini ecografiche, due delle quali si utilizzano più frequentemente nelle applicazioni cliniche in medicina veterinaria (Fig. 1.19).

A-mode

La modalità di uso meno frequente per eseguire delle ecografie è A-mode (Amplitude mode), che si utilizza specificamente in oftalmologia e per altre applicazioni che richiedono misurazioni precise di lunghezza o profondità, inclusa la determinazione del grasso dorsale negli animali da reddito. Questa modalità è la più semplice delle tre.

L'origine e l'ampiezza degli echi sono visibili sul monitor come picchi che partono da una linea di base verticale (vedi Fig. 1.19, A). La sonda è posizionata alla sommità della linea di base e la profondità è rappresentata da una progressione dall'alto al basso lungo questa linea; quindi la posizione dei picchi lungo la linea di base rappresenta la profondità alla quale hanno origine gli echi. L'altezza dei picchi sulla linea di base rappresenta l'ampiezza degli echi di ritorno. Negli apparecchi programmati secondo la modalità A-mode (per esempio, per l'applicazione in oftalmologia), la linea di base può apparire orizzontale sul monitor e la posizione del trasduttore può essere rappresentata all'estremità sinistra della linea di base, con l'aumento della profondità verso destra.

B-mode

Nella modalità B-mode (Brightness mode) gli echi di ritorno appaiono sul monitor come punti, la cui luminosità o scala dei grigi è proporzionale all'ampiezza degli echi di ritorno e la cui posizione corrisponde alla profondità alla quale gli echi originano lungo una linea di scansione singola (che rappresenta l'asse del fascio) rispetto al trasduttore (vedi Fig. 1.19, B).

L'immagine ottenuta con B-mode è composta da linee multiple di cristalli piezoelettrici. Nella modalità B-mode la sonda appare di solito posizionata nella parte alta del monitor, mentre la profondità aumenta andando verso la base.

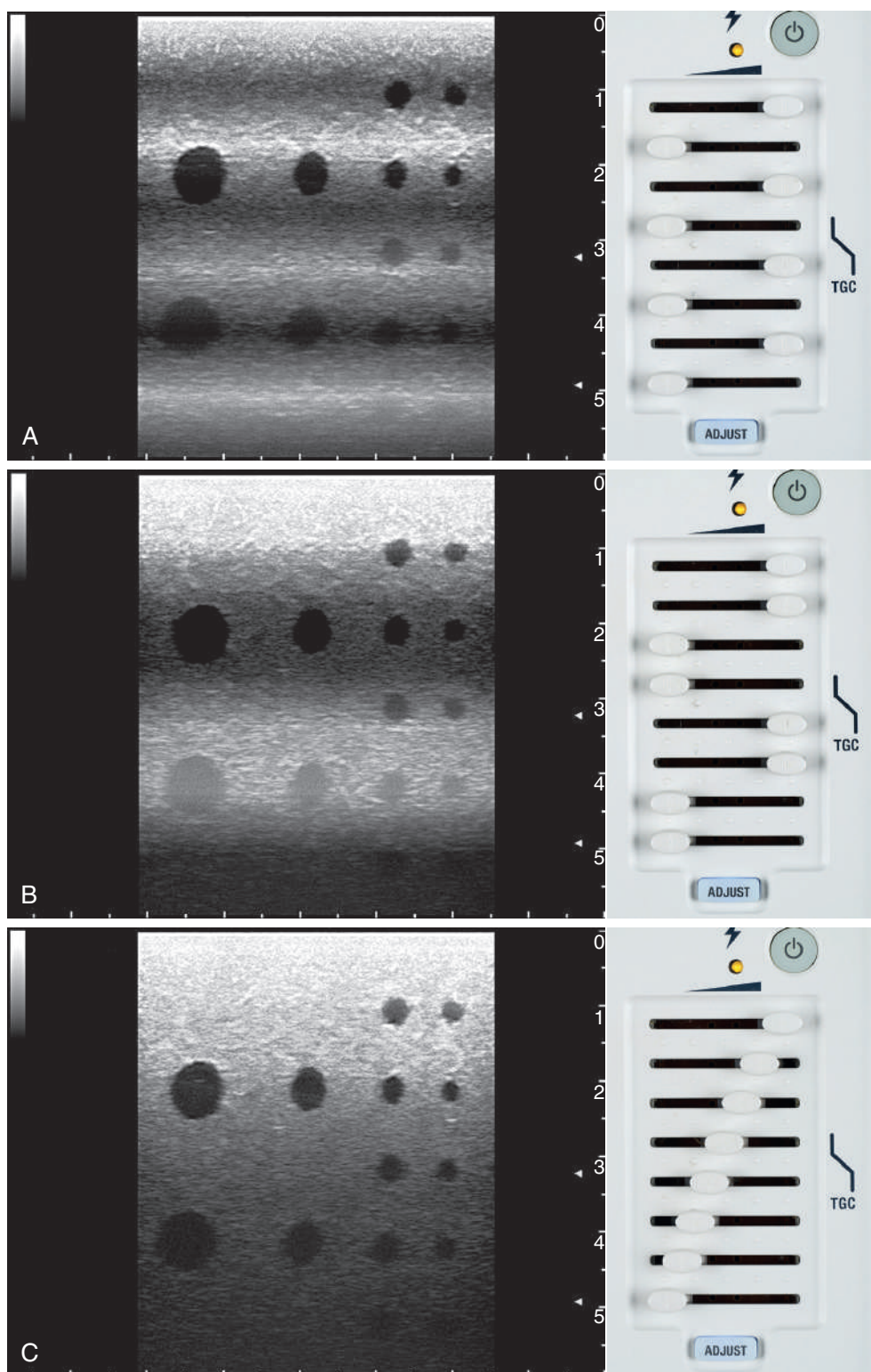


Fig. 1.15 Effetti della compensazione del guadagno dipendente dal tempo (TGC). L'impostazione dei cursori dimostra gli effetti corrispondenti sull'immagine ecografica. I cursori spostati verso destra aumentano il guadagno alla profondità corrispondente dell'immagine (aumento della luminosità dell'immagine), mentre i cursori spostati verso sinistra diminuiscono il guadagno (diminuzione della luminosità dell'immagine). **A**, Aumenti (verso destra) e diminuzioni (verso sinistra) alternati dei cursori TGC e immagine ecografica che ne deriva. **B**, Aumenti e diminuzioni alternati dei cursori TGC e immagine ecografica che ne deriva. **C**, Cursori TGC posizionati esattamente al contrario rispetto alle normali impostazioni, con aumenti del guadagno nel campo superficiale (cursori in alto verso destra) e diminuzioni del guadagno nel campo profondo (cursori verso sinistra), che producono un'immagine ecografica non adeguata, troppo luminosa nel campo superficiale e troppo scura nel campo profondo.

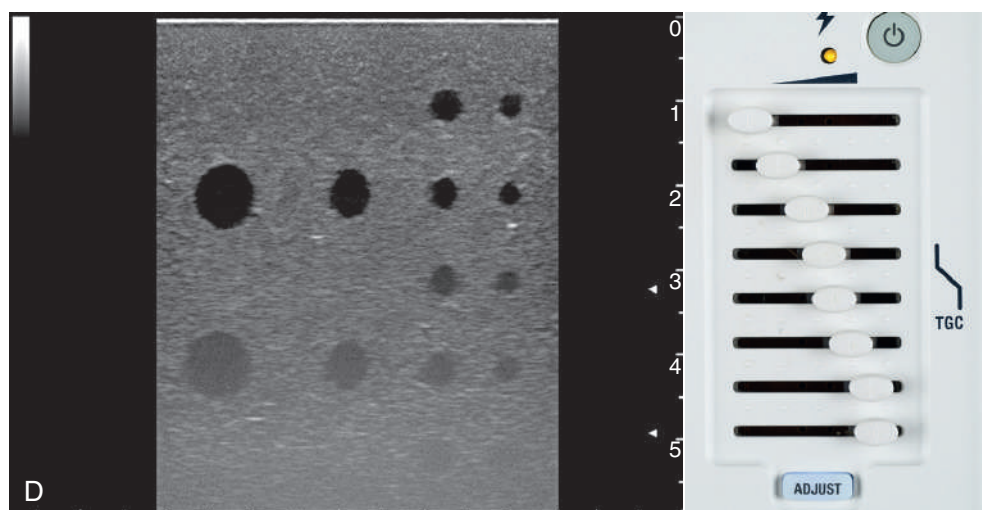


Fig. 1.15 (Seguito) D, Impostazione tipica del TGC per ottenere una luminosità corretta dell'immagine. Si osservano una riduzione del guadagno relativa al campo superficiale (cursori in alto verso sinistra) e un aumento del guadagno nel campo profondo (cursori in basso verso destra) che determinano la formazione di un'immagine con la giusta luminosità da vicino a lontano. Queste immagini sono state ottenute utilizzando una sonda lineare multifrequenza (da 4 a 13 MHz) con un fantoccio per ecografie. Tutti i parametri di queste immagini sono uguali, tranne la posizione dei regolatori del TGC.

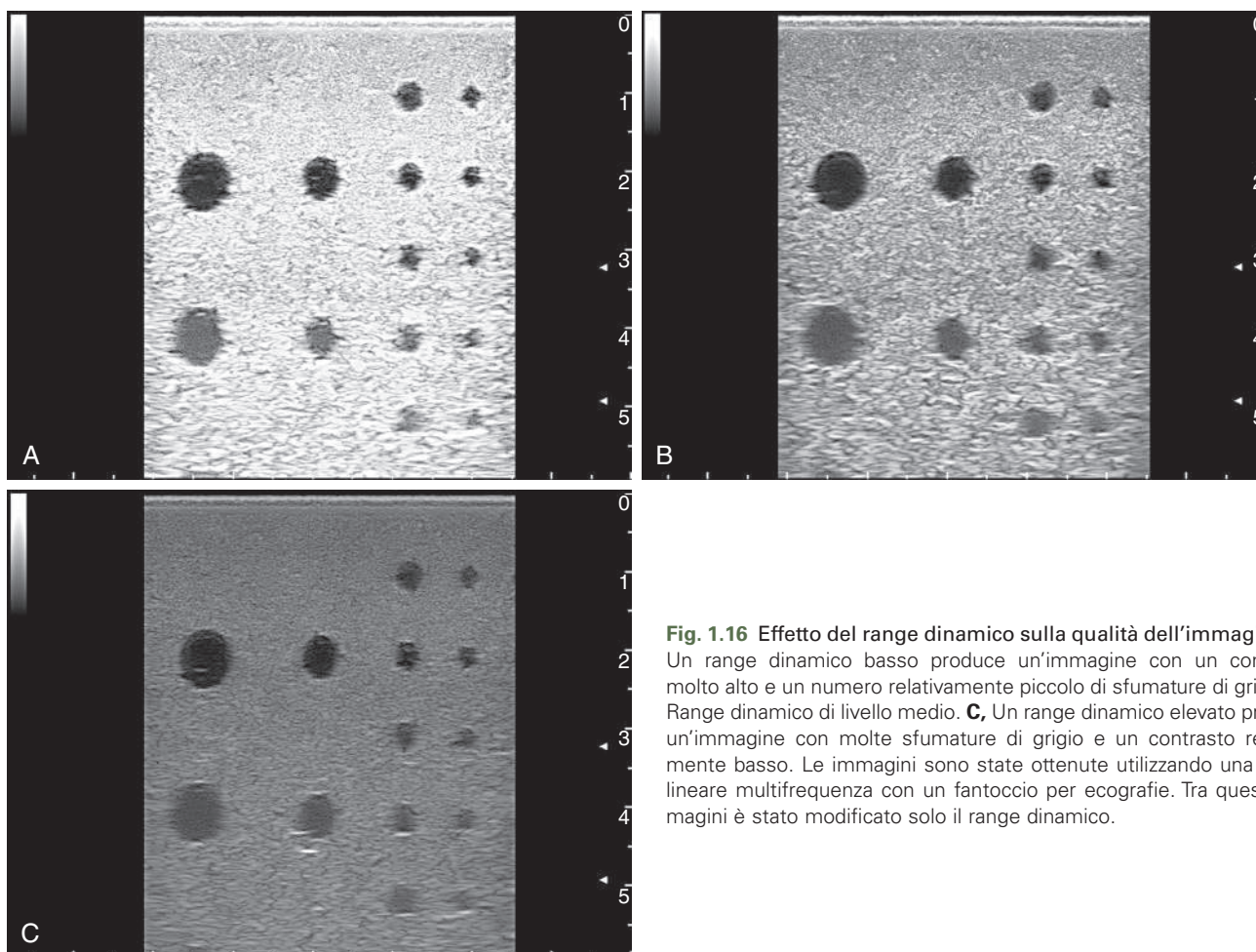


Fig. 1.16 Effetto del range dinamico sulla qualità dell'immagine. **A,** Un range dinamico basso produce un'immagine con un contrasto molto alto e un numero relativamente piccolo di sfumature di grigio. **B,** Range dinamico di livello medio. **C,** Un range dinamico elevato produce un'immagine con molte sfumature di grigio e un contrasto relativamente basso. Le immagini sono state ottenute utilizzando una sonda lineare multifrequenza con un fantoccio per ecografie. Tra queste immagini è stato modificato solo il range dinamico.

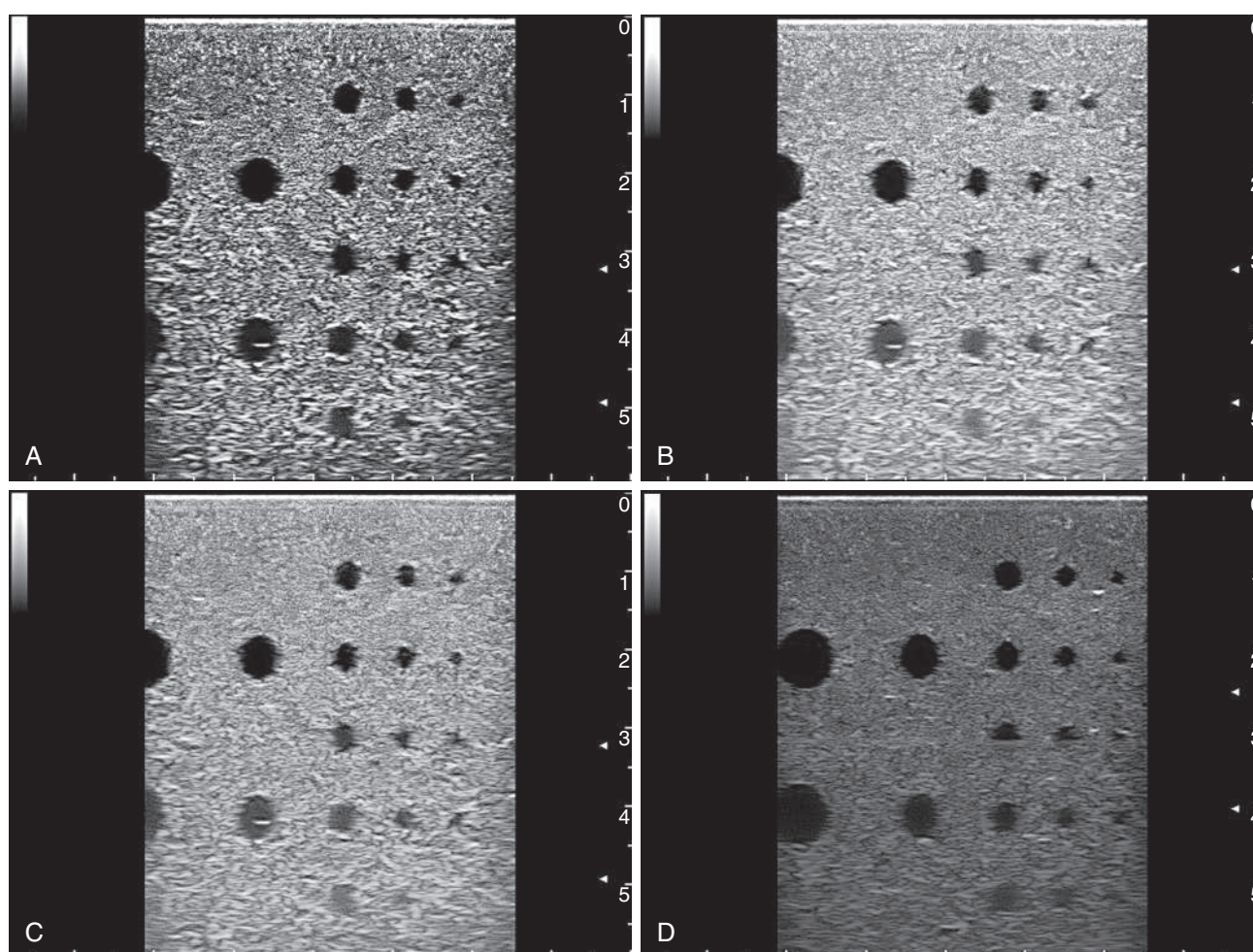


Fig. 1.17 Mappe della scala dei grigi. La rappresentazione dell'immagine ecografica può essere modificata scegliendo mappe diverse della scala dei grigi (algoritmi del *post-processing*). Generalmente si preferiscono le mappe più ricche di sfumature di grigio per le ecografie addominali, mentre per le ecografie cardiache o muscoloscheletriche si utilizzano algoritmi che enfatizzano maggiormente il contrasto. Si possono pre-impostare delle mappe della scala dei grigi personalizzate. **A**, Mappa della scala dei grigi con un contrasto molto alto. **B**, Mappa della scala dei grigi con un contrasto alto. **C**, Mappa della scala dei grigi con un contrasto medio. **D**, Mappa della scala dei grigi con un contrasto basso.

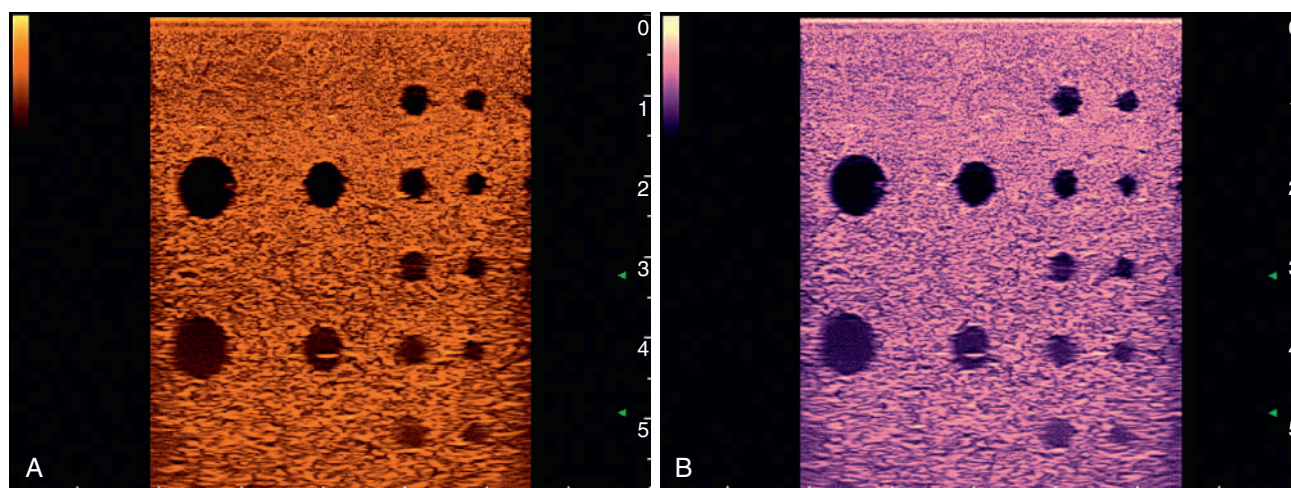


Fig. 1.18 Mappe della scala dei grigi a colori. Immagini in scala dei grigi a colori possono rendere più facilmente riconoscibile la normale anatomia o una lesione. **A**, Arancione. **B**, Viola.

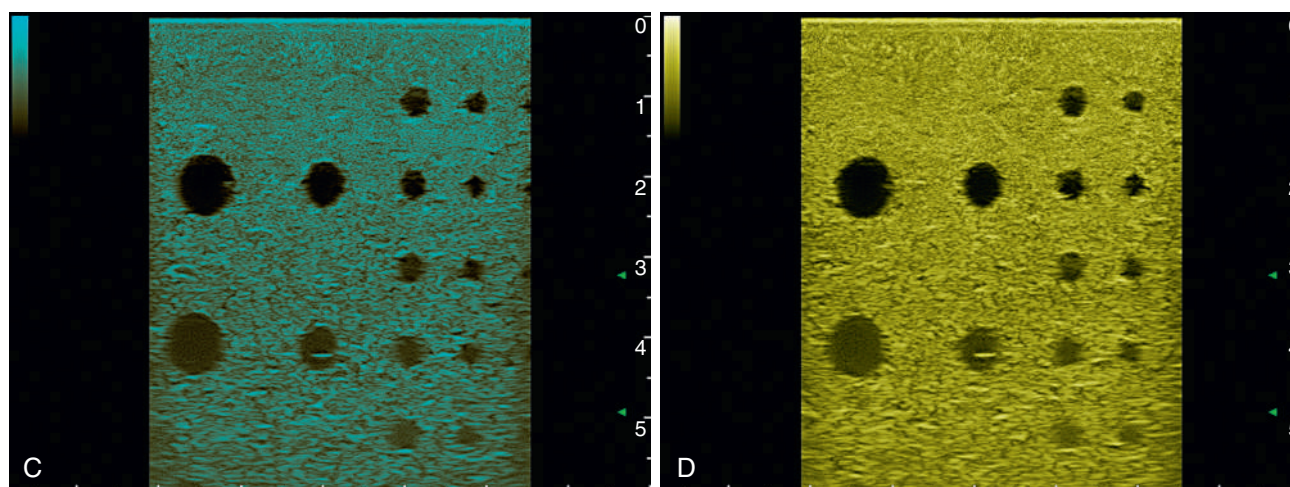


Fig. 1.18 (Segue) C, Verde. D, Giallo.

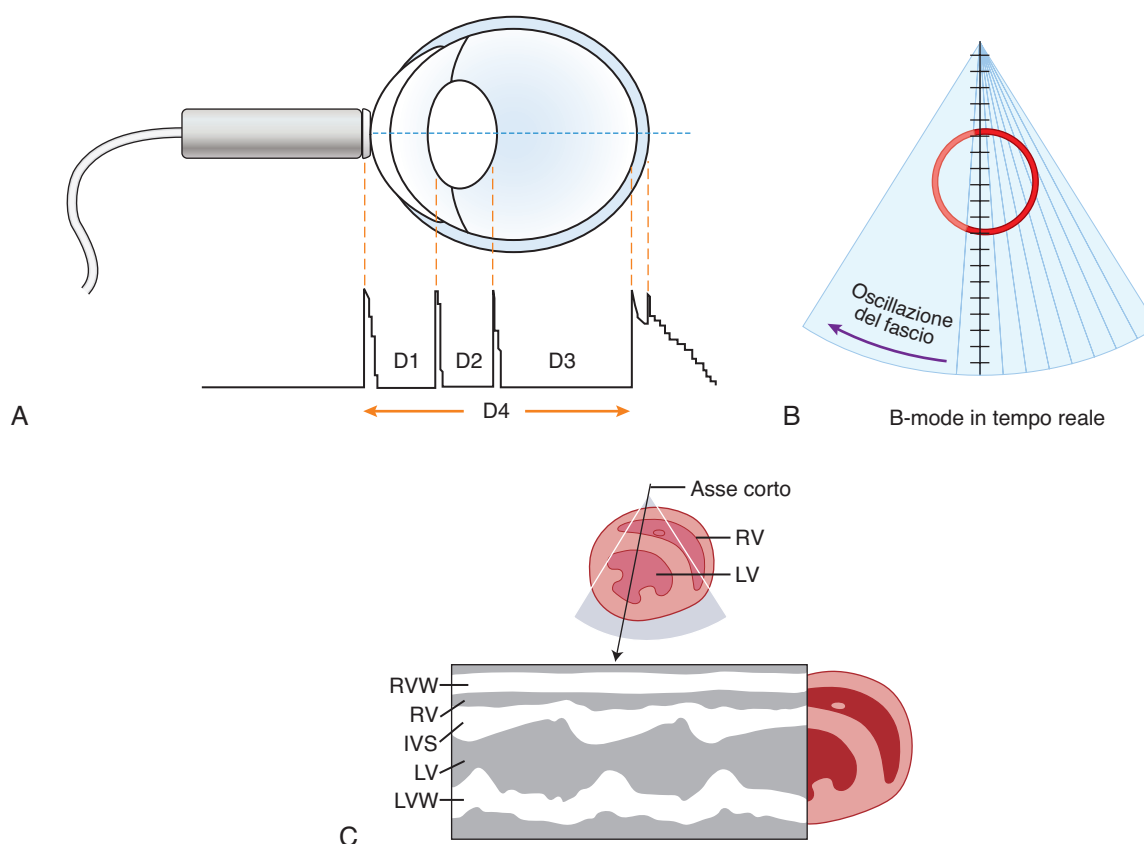


Fig. 1.19 Modalità di visualizzazione degli ultrasuoni con corrispondenti immagini. **A**, Amplitude (A)-mode. D = distanza. **B**, Brightness (B)-mode. **C**, Motion (M)-mode; RV = lume del ventricolo destro; LV = lume del ventricolo sinistro; RVW = parete del ventricolo destro; IVS = setto interventricolare; LVW = parete del ventricolo sinistro.

M-mode

La modalità M-mode (Motion mode) si utilizza insieme alla modalità B-mode in ecocardiografia per esaminare il cuore. Una linea o cursore è posta lungo l'asse dell'immagine B-mode e si ottiene l'M-mode. I tracciati che si creano con questa modalità registrano la profondità sull'asse verticale e il tempo sull'asse orizzontale (vedi Fig. 1.19, C). L'immagine è orientata in modo tale che la sonda risulti nella parte

dorsale dell'immagine. La linea di scansione singola della modalità B-mode descritta in precedenza, con luminosità (scala dei grigi) proporzionale all'ampiezza degli echi, passa rapidamente attraverso il monitor o viene registrata su una striscia di carta. Il movimento dei punti (variazione della distanza delle interfacce riflettenti dalla sonda) viene registrato tenendo conto dei tempi di ritorno degli echi. I tracciati dell'eco prodotta con la modalità M-mode sono utili per misurare

con precisione le camere e le pareti cardiache e per una valutazione qualitativa del movimento delle valvole e delle pareti considerando i tempi del ciclo cardiaco.

B-mode in tempo reale

Gli ecografi nel B-mode in tempo reale riproducono, con una scala dei grigi, l'immagine tomografica dell'anatomia del paziente seguendo i movimenti tipici degli organi interni. Per ottenere questo risultato si fa passare rapidamente sul paziente un sottile fascio di ultrasuoni su un campo visivo triangolare, lineare o conico per un numero di volte al secondo (definito come *frame rate*). Il campo visivo è costituito da molte linee di scansione singole B-mode, come precedentemente descritto. Gli impulsi sono inviati e gli echi di ritorno vengono ricevuti in modo sequenziale lungo ogni linea del campo B-mode, fino a che non si forma l'immagine di un settore completo. Ogni linea persiste sul monitor fino a che non viene rinnovata dal passaggio successivo del fascio. Una sonda danneggiata mostra molto bene come l'immagine sia composta da una serie di linee separate (Fig. 1.20). Un fascio dal diametro ristretto consente la formazione di un'immagine tomografica a sezione trasversa, dello spessore di pochi millimetri. Il fascio può essere ristretto (o focalizzato) meccanicamente o elettronicamente, con il *frame rate* (tempo impiegato per avere una nuova immagine) che dipende dalla profondità dell'organo da cui si vuole ottenere un'immagine. Il *frame rate* deve essere più lento per evidenziare strutture più

profonde, poiché è necessario più tempo affinché gli echi tornino alla sonda. Si possono ottenere piani sagittali, trasversali, dorsali e obliqui del paziente variando l'orientamento della sonda sulla cute. Le principali tipologie di trasduttori utilizzati più comunemente per la modalità B-mode in tempo reale attualmente comprendono sonde lineari o *convex*, che possono avere diverse conformazioni.

Tipi di sonde

Gli apparecchi ecografici più moderni utilizzano sonde composte da elementi piezoelettrici multipli (fino a parecchie centinaia), chiamati *sonde a multielementi* (array) (Fig. 1.21, B-E). Data la complessità dei sistemi elettronici utilizzati per creare l'immagine (deviazione/allineamento del fascio), questi trasduttori sono chiamati *elettronici*. La configurazione della sonda multielemento definisce il tipo di trasduttore elettronico, la sua applicazione e l'aspetto dell'immagine sul monitor. Le sonde elettroniche si differenziano dalla tecnologia meccanica più datata nella quale un singolo cristallo piezoelettrico veniva fatto oscillare per creare un'immagine. La Figura 1.22 mostra le più comuni sonde utilizzate nell'ecografia diagnostica degli animali da compagnia.

La sonda *settoriale* è chiamata così perché l'immagine che appare sul monitor presenta un campo visivo triangolare (vedi Fig. 1.21, A, B, D, E). L'immagine settoriale è stata descritta a forma di torta, cuneo o ventaglio. Di solito, l'angolo del settore è di 90°, ma per usi particolari si possono selezionare anche angoli più stretti o più larghi

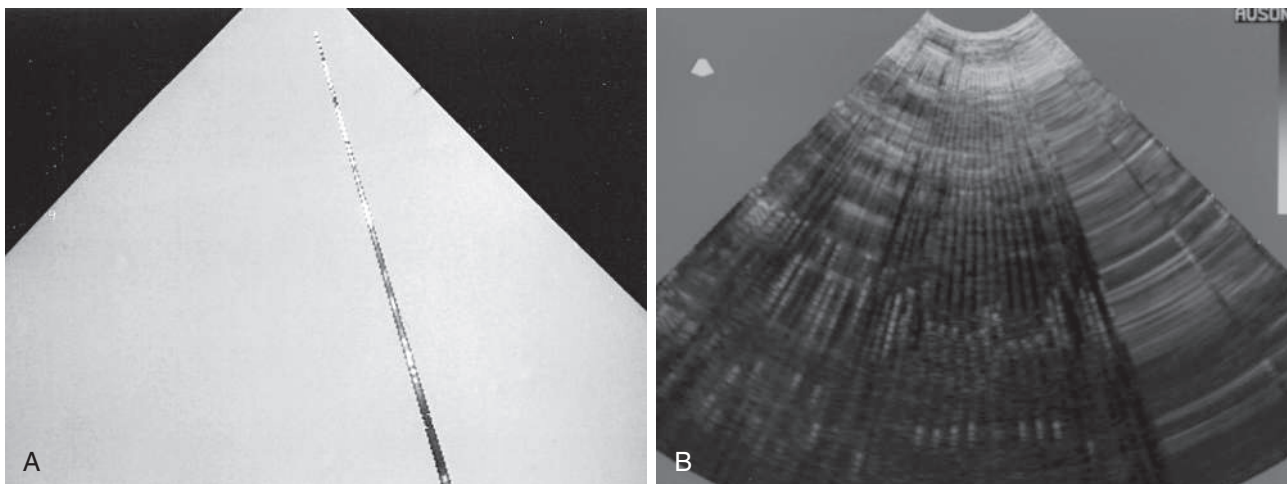


Fig. 1.20 Linea di scansione. **A**, Durante l'oscillazione del fascio ultrasonoro nel campo visivo settoriale, è stata registrata soltanto una linea di scansione a causa del malfunzionamento della sonda. Questo fenomeno dimostra che, per produrre l'immagine di un settore completo, sono necessarie linee di scansione multiple durante ogni oscillazione del fascio. **B**, Questa figura derivante dal malfunzionamento della sonda mostra chiaramente la combinazione delle linee di scansione che compongono l'immagine.

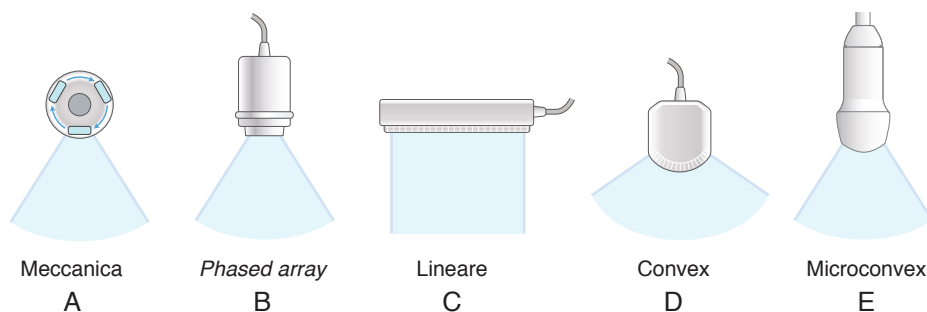


Fig. 1.21 Tipi di sonde utilizzate nell'ecografia in tempo reale. **A**, Sonda settoriale meccanica (a testina rotante). **B**, Sonda elettronica *phased array*. **C**, Sonda elettronica lineare. **D**, Sonda elettronica *convex*. **E**, Sonda elettronica *microconvex*.



Fig. 1.22 Trasduttori utilizzati comunemente nell'ecografia diagnostica dei piccoli animali. **A**, *Phased array*. **B**, *Microconvex*. **C**, *Convex*. **D**, *Lineare*. **E**, *Lineare endocavitaria o intraoperatoria*.

(Fig. 1.23). Angoli estesi aumentano l'ampiezza del campo visivo nelle scansioni addominali a spese di una ridotta velocità del cambio delle immagini sul monitor (riduzione del *frame rate*). Campi stretti sono utili quando la regione da visualizzare è piccola o quando è necessario un aumento della frequenza delle immagini, come durante l'ecocardiografia di pazienti con un elevato ritmo cardiaco. Il vantaggio della sonda settoriale è che l'immagine prodotta è divergente e quindi offre un campo visivo più ampio a una maggiore profondità dell'immagine. Al contrario, lo svantaggio principale è che i primi centimetri del campo superficiale corrispondono alla piccola estremità della sonda stessa ed è quindi difficile avere una buona visualizzazione del campo superficiale.

Inoltre, le sonde settoriali (microconvex) presentano lo svantaggio di una limitata visibilità del campo superficiale, in confronto alle sonde lineari o alle sonde convex. Le sonde settoriali sono particolarmente utili nella visualizzazione di strutture più profonde e di altre strutture, come il cuore, per le quali l'accesso è limitato da una stretta finestra acustica intercostale.

Sonde array

Le sonde array (elettroniche) possono avere diverse configurazioni: lineari, convex e microconvex, *phased* e *annular*. Le combinazioni di elementi vengono attivate in maniera sincronizzata per variare la direzione del fascio. In questo modo, il fascio viene indirizzato elettronicamente

e fornisce immagini in tempo reale in un formato lineare o settoriale. Questi tipi di sonde sono resistenti poiché non contengono parti mobili (a differenza delle più datate sonde meccaniche). Le apparecchiature utilizzate per l'ecografia diagnostica sono in continua evoluzione e i lettori più interessati possono consultare, per ulteriori dettagli, l'approfondimento bibliografico sulle caratteristiche delle sonde.³

Sonde lineari

Un trasduttore array (multielemento) lineare è costituito da cristalli multipli, ordinati su una linea all'interno di una sonda a forma di barra (vedi Figg. 1.21, C e 1.22, D, E). Un fascio di diametro ridotto viene spostato attraverso un campo rettangolare, attivando i cristalli del trasduttore in maniera sequenziale. È attivato più di un cristallo per volta e si può ottenere la focalizzazione a una data profondità, variando il numero e la sequenza degli elementi attivati.

Le sonde lineari sono disponibili in diverse dimensioni e range di frequenze, e la loro caratteristica principale è quella di offrire la più alta frequenza disponibile (per esempio, da 6 a 18 MHz o più alta) e produrre l'immagine più grande del campo superficiale (uguale alla lunghezza del trasduttore) (Fig. 1.24). Per queste ragioni, ecografisti esperti utilizzano le sonde lineari ogni volta che è possibile. In generale, si possono utilizzare per le ecografie addominali nella maggior parte degli animali da compagnia. I trasduttori lineari array offrono la miglior risoluzione possibile e si utilizzano nelle indagini del campo superficiale.

Tuttavia, le sonde lineari hanno dei limiti. La loro configurazione richiede un'area di contatto con la cute relativamente ampia rispetto alle sonde settoriali, e ciò le rende difficili da posizionare sotto lo sterno o all'interno degli spazi intercostali. Anche se il campo visivo rettangolare è vantaggioso per le strutture superficiali, la visione del campo profondo è limitata per la mancanza di divergenza del fascio (si immagini un tunnel) (Fig. 1.25, A). Questo limite è stato tuttavia superato nelle sonde lineari di ultima generazione, che formano immagini trapezoidali, con le quali aumenta sensibilmente l'ampiezza del campo profondo (vedi Fig. 1.25, B). Questo si ottiene direzionando i cristalli lateralmente, a ogni estremità del trasduttore. La Figura 1.26 mostra l'utilizzo della sonda lineare trapezoidale nell'esame ecografico di un rene aumentato di volume. Infine, i trasduttori lineari array raggiungono una profondità relativamente bassa (generalmente 10 cm o meno) a causa dell'uso di alte frequenze (vedi Fig. 1.25).

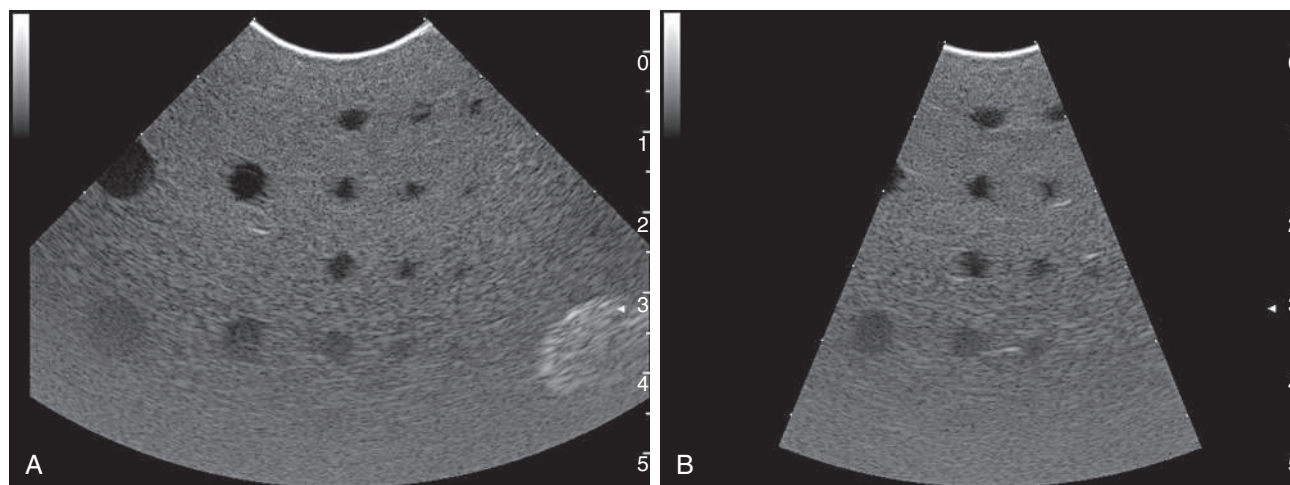


Fig. 1.23 Angolo del campo visivo o angolo settoriale. **A**, L'angolo settoriale della sonda microconvex è di 90°. Questo comporta un ampio campo visivo. Il *frame rate* era di 32 fotogrammi al secondo (fps). **B**, L'angolo settoriale della sonda microconvex ora è stato impostato a 45°. L'ampiezza del campo visivo è decisamente ridotta; tuttavia, il *frame rate* è aumentato a 62 fps.

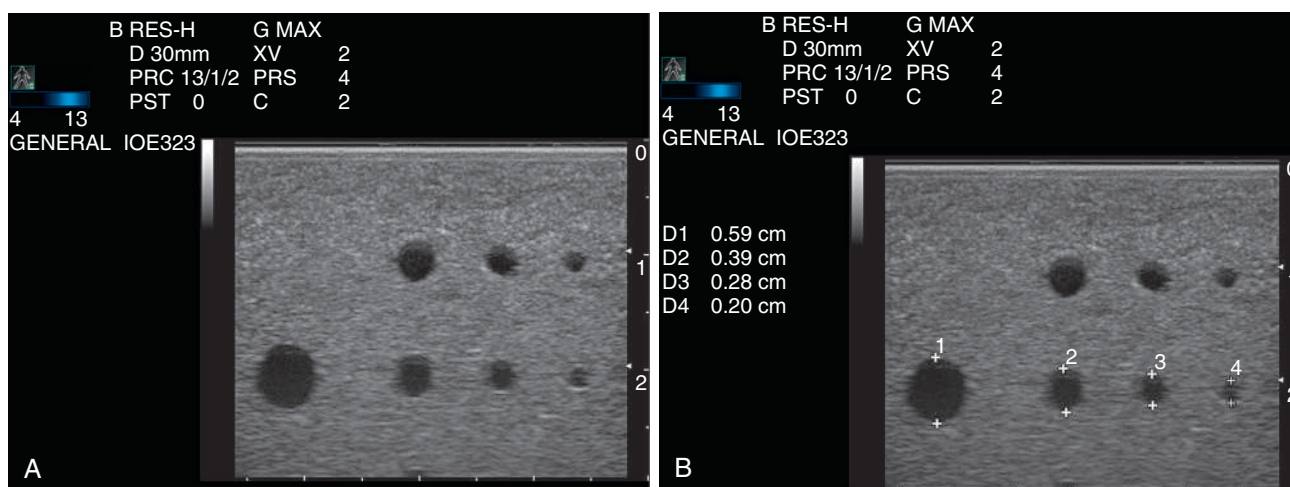


Fig. 1.24 Immagine da una sonda lineare. Queste immagini mostrano l'alta risoluzione delle sonde lineari elettroniche. **A**, Una sonda lineare elettronica produce un'immagine rettangolare senza divergenza del campo visivo. La risoluzione del campo superficiale è ottima. Quest'immagine di un fantoccio per ecografie è stata ottenuta utilizzando una sonda elettronica lineare endocavitaria da 13 MHz a una profondità di 3 cm (30 mm). **B**, Sono stati utilizzati cursori elettronici per ottenere le misurazioni assiali di piccole cisti all'interno del fantoccio, che vanno da circa 6 a 2 mm, da sinistra a destra (D1-D4). I contrassegni lungo la parte inferiore dell'immagine rappresentano intervalli di 5 mm (*contrassegni più piccoli*) e di 1 cm (*contrassegni più grandi*); l'ampiezza del campo superficiale è di circa 3 cm. La scala verticale è ben evidenziata (0, 1, 2 cm). I punti focali sono situati esattamente a livello delle due file di cisti per ottimizzare la risoluzione laterale dell'immagine.

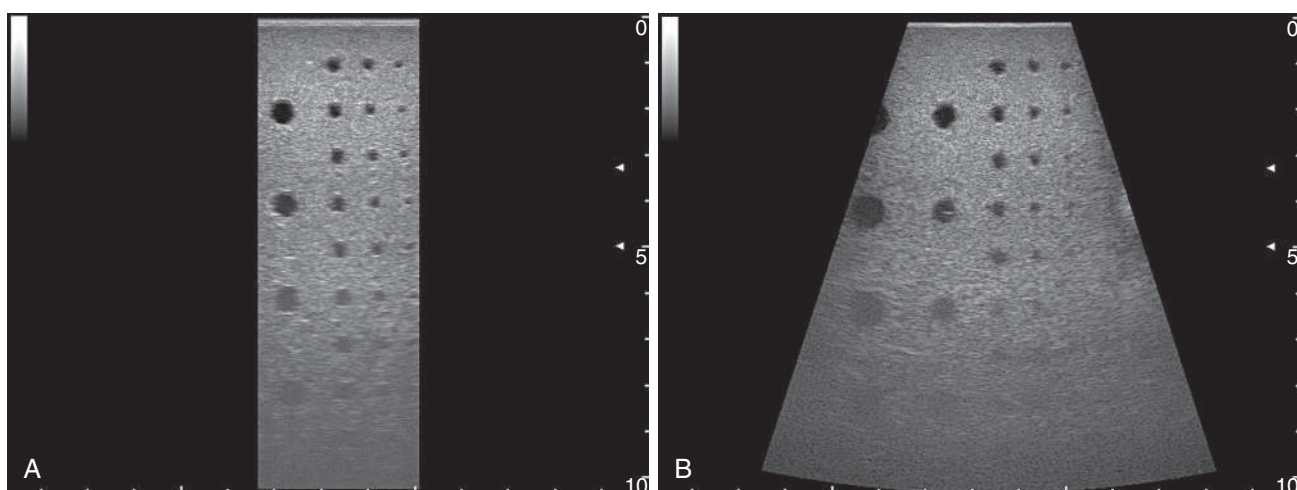


Fig. 1.25 Profondità del campo visivo con sonda lineare elettronica. **A**, Utilizzando lo stesso fantoccio per ecografie e la stessa sonda della Figura 1.24, si setta il campo visivo a una profondità di 10 cm. Si osserva un campo visivo molto stretto, con un'immagine che è diventata più piccola. Inoltre, pur utilizzando la frequenza più bassa dello spettro (4 MHz) con il guadagno settato al massimo, le strutture cistiche più profonde e il parenchima hanno una scarsa risoluzione. **B**, Stessa immagine di **A**, ma utilizzando la funzione trapezoidale disponibile su alcune sonde lineari elettroniche. Si osserva il campo profondo molto più ampio.

Sonde convess e microconvex

Le sonde convess sono sonde lineari dalla forma curvilinea convessa (vedi Figg. 1.21, D, E e 1.22 B, C). Questa forma comporta la formazione di un'immagine con un campo profondo più ampio rispetto a quello delle sonde lineari. Queste sonde sono disponibili in una varietà di misure e frequenze adatte per diverse applicazioni. Le sonde convess a piccolo raggio di curvatura (microconvex) sono le migliori per l'ecografia diagnostica addominale nella medicina degli animali da compagnia. Hanno una superficie di contatto molto piccola e sono disponibili in range di frequenze molto ampie (per esempio, da 5 a 12 MHz) (vedi Fig. 1.22, B). Le sonde convess con raggio di curvatura più ampio sono generalmente disponibili solo in frequenze medie e basse (per esempio, da 1 a 8 MHz) e sono utili

per le ecografie addominali dei pazienti di dimensioni maggiori. Le sonde convess hanno una visuale del campo superficiale più ampia rispetto alle sonde microconvex, ma hanno lo svantaggio di avere una superficie di contatto molto più grande (vedi Fig. 1.22, C). Questo, insieme all'inferiore risoluzione delle sonde convess, limita la loro utilità per la maggior parte delle applicazioni sugli animali da compagnia, tranne che per i pazienti di grandi dimensioni. La Figura 1.27, A, B mette a confronto immagini ottenute da sonde microconvex e convess.

Sonde phased array

Le sonde settoriali *phased array* allineano i cristalli piezoelettrici in una configurazione a banda stretta o a rettangolo, creando un'imma-

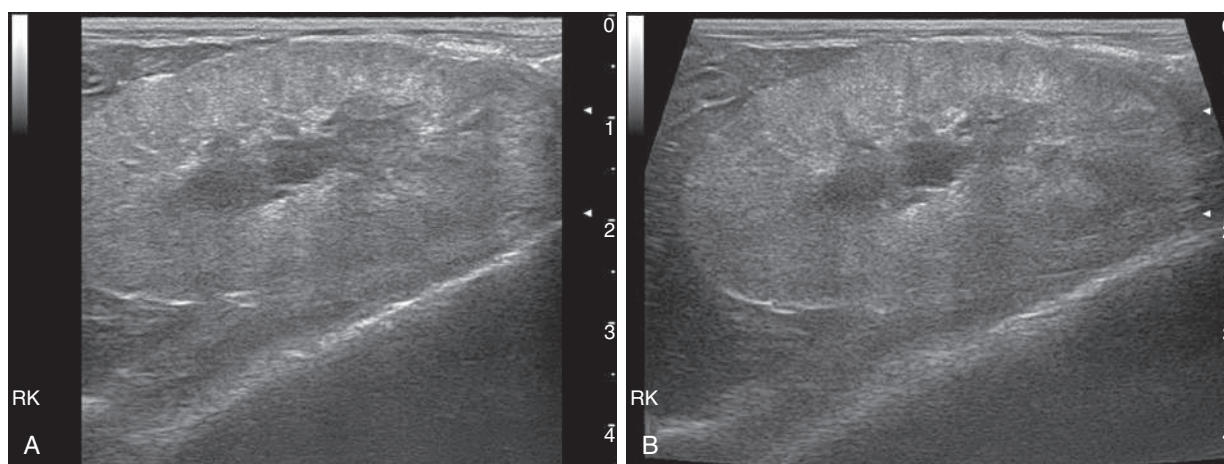


Fig. 1.26 Confronto tra immagine convenzionale di una sonda lineare elettronica e immagine trapezoidale. Quest'immagine di un rene destro (RK) patologico in un gatto mostra l'utilità di una visualizzazione trapezoidale con l'uso di una sonda lineare elettronica. **A**, Immagine sagittale con trasduttore lineare convenzionale che mostra l'impossibilità di visualizzare tutta la lunghezza del rene, poiché eccede quella della sonda. Il campo visivo non è abbastanza ampio da comprendere tutto il rene. **B**, Immagine sagittale con sonda che permette una visione trapezoidale che consente di visualizzare il rene per tutta la sua lunghezza, avendo un campo profondo divergente e, di conseguenza, un'immagine trapezoidale.

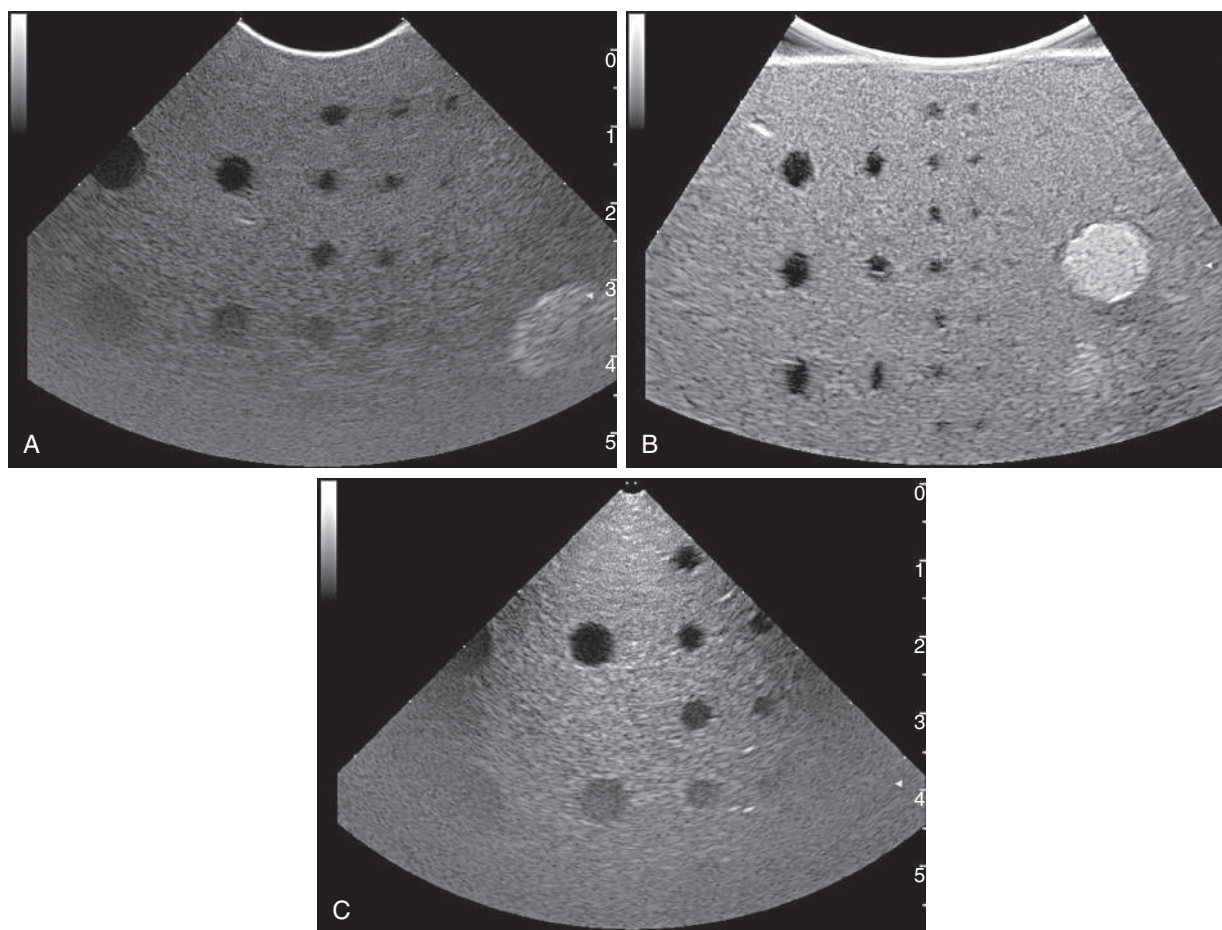


Fig. 1.27 Immagini di sonde settoriali elettroniche a confronto. **A**, Immagine da sonda microconvex. Il settore nel campo superficiale è più stretto, se paragonato a quello di una sonda convex, per le piccole dimensioni della superficie di contatto della sonda e per la piccola area occupata dai cristalli piezoelettrici. Si tratta della sonda più comune e più versatile nell'ecografia addominale dei piccoli animali. Questa immagine è stata ottenuta con una sonda che sta lavorando al centro del suo range, che va dai 3 ai 9 MHz, e a 54 mm di profondità. **B**, Sonda convex impostata per lavorare a una profondità di 8 cm. Il settore dell'immagine del campo superficiale è ampio per la maggiore area di superficie di contatto che contiene i cristalli piezoelettrici. Questi trasduttori sono utilizzati nei pazienti di grosse dimensioni, grazie alla loro bassa frequenza che offre una migliore penetrazione. Questa immagine è stata ottenuta utilizzando un trasduttore a banda larga, che sta lavorando alla frequenza più alta del suo range che va dagli 1 agli 8 MHz. **C**, Sonda *phased array*. La forma del settore dell'immagine è piuttosto pronunciata, con un campo vicino ancora più piccolo delle sonde microconvex. Nei primi centimetri di profondità, le informazioni utili a creare un'immagine diagnostica sono pochissime. Queste sonde si utilizzano soprattutto per le ecografie cardiache. Questa immagine è stata ottenuta con una sonda a banda larga, che lavora nella porzione centrale del suo range tra i 4 e gli 11 MHz, a 58 mm di profondità.

gine settoriale, grazie all'attivazione di elementi multipli del trasduttore in una precisa sequenza elettronica (vedi Figg. 1.21, B e 1.22, A). Il fascio è indirizzato in direzioni diverse e può essere focalizzato a vari livelli, ottenendo, anche con una sonda piccola, un ampio campo visivo in profondità (vedi Fig. 1.27, C). Le sonde *phased array* sono ideali per la cardiologia, avendo un *frame rate* elevato (>100 Hz), necessario per una valutazione obiettiva nei pazienti con elevata frequenza cardiaca e avendo una superficie di contatto minima, adatta agli spazi intercostali. Queste sonde permettono di eseguire esami eco-Doppler tramite onde continue (CW) (approfondite più avanti in questo capitolo), mentre altri trasduttori utilizzati per le ecografie addominali non hanno la funzione CW Doppler. Un apparecchio ecografico all'avanguardia, adibito per l'ecocardiografia, dovrebbe avere a disposizione tre sonde *phased array*, con frequenze da 2 a 3 MHz, da 5 a 7 MHz e 10 MHz o superiori per i pazienti di dimensioni più piccole.

Scelta della sonda

Il principio base nella scelta della sonda è quello di utilizzare la frequenza più alta che consenta una penetrazione adeguata alla profondità desiderata. Questo si riferisce non solo alla scelta di un trasduttore specifico, ma anche alla capacità di utilizzare adeguatamente il suo range di frequenze. Per esempio, il fegato di un cane di grossa taglia necessita dell'uso della frequenza 3 MHz di una sonda multifrequenza che va da 3 a 9 MHz, mentre per ottenere la risoluzione migliore nell'esame ecografico dei reni, che sono più superficiali, è meglio utilizzare la frequenza 9 MHz. Per visualizzare i reni si potrebbe utilizzare anche una sonda lineare.

Nella pratica clinica, la sonda microconvex (sonda curvilinea piccola), che offre la maggiore versatilità, è la più necessaria. Il suo ampio range di frequenze (da 5 a 11 MHz) e una superficie di contatto minima consentono il suo utilizzo sulla maggior parte dei pazienti, dai gatti ai cani della taglia di un Labrador Retriever o di un Pastore tedesco, con una capacità di penetrazione effettiva da 12 a 15 cm. Per ottenere la risoluzione migliore nelle indagini ecografiche di piccole parti, si preferisce utilizzare una sonda lineare ad ampio range di alte frequenze, ma l'utilizzo di questa come unica sonda potrebbe essere complicato per la sua limitata capacità di visualizzare le strutture più profonde e per la sua maggiore superficie di contatto.

Per i pazienti di dimensioni più grandi (Rottweiler, Alani, Mastiff) è in genere necessaria una sonda convex a bassa frequenza, ma molte strutture private hanno un budget limitato a due sonde. Le strutture specialistiche e le università possiedono di solito numerose sonde tra cui scegliere, che comprendono diverse sonde *phased array* per l'ecocardiografia nei pazienti di diversa taglia, una sonda transesofagea per l'ecocardiografia, una sonda lineare ad alta frequenza (fino a 20 MHz) e forse una sonda endocavitaria.

QUALITÀ DELL'IMMAGINE

Risoluzione spaziale

La risoluzione spaziale consiste nella capacità di separare e visualizzare distintamente due oggetti molto vicini. È necessario considerare la risoluzione spaziale del fascio ultrasonoro su tre piani: longitudinale rispetto al fascio (*asse y*), laterale rispetto al fascio (*asse x*) e perpendicolare rispetto all'asse del fascio (*asse z* o *azimutale*; questo rappresenta lo spessore del fascio ultrasonoro). La Figura 1.28 mostra la natura tridimensionale del fascio di ultrasuoni.

All'inizio del capitolo, nel paragrafo *Principi fisici fondamentali dell'acustica*, abbiamo descritto la *risoluzione assiale* come il primo piano dell'immagine. Per riassumere, maggiore è la frequenza del trasduttore e più breve è la lunghezza dell'impulso, migliore risulta la

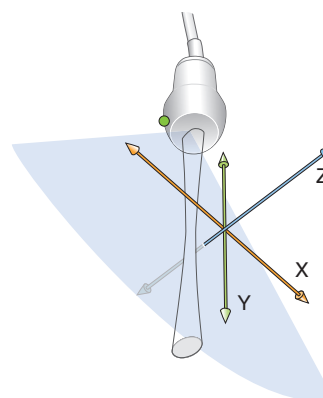


Fig. 1.28 I tre piani di risoluzione del fascio ultrasonoro. La risoluzione assiale (Y) è lungo l'asse del fascio ed è determinata dalla lunghezza dell'impulso. La risoluzione laterale (X) è perpendicolare all'asse del fascio lungo il piano della scansione. Il diametro (ampiezza) del fascio nella direzione della X determina la risoluzione laterale. La risoluzione elevazionale o azimut (Z) è perpendicolare a entrambi gli assi del fascio e al piano di scansione. Il diametro (altezza o spessore) del fascio in direzione di Z determina la risoluzione elevazionale. Sia la risoluzione laterale sia quella elevazionale variano con la frequenza della sonda e la profondità del campo visivo. La risoluzione assiale è sempre migliore di quella laterale o elevazionale.

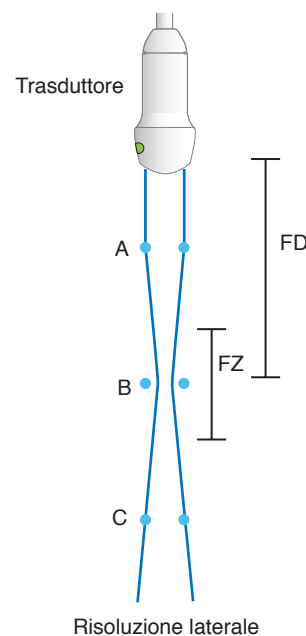


Fig. 1.29 Risoluzione laterale. La risoluzione laterale è determinata dal diametro del fascio. Nei fasci ultrasonori focalizzati, il diametro è più stretto a livello del punto focale (B). Sonde a frequenza più alta producono fasci più stretti. Si definisce distanza focale (FD) la distanza tra la sonda e il punto focale. È possibile ottenere una risoluzione laterale accettabile a poca distanza dal punto focale lungo l'asse del fascio, su entrambi i lati all'interno della zona focale (FZ). L'aumento della larghezza del fascio a distanze superiori dal punto focale (A e C) risulta in una risoluzione laterale inferiore.

risoluzione assiale (asse y) (vedi Figg. 1.1 e 1.2). L'ecografista sceglie la frequenza della sonda, ma non può controllare la lunghezza dell'impulso.

Il secondo piano dell'immagine è definito *risoluzione laterale* (asse x) e si riferisce alla capacità di definire punti adiacenti *perpendicolari* al fascio ultrasonoro lungo l'asse y (Fig. 1.29). La risol-

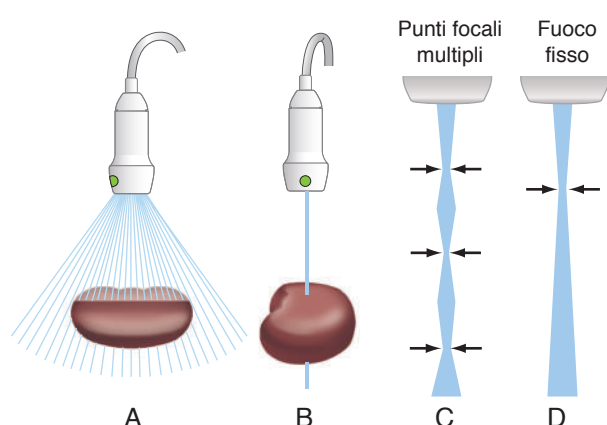


Fig. 1.30 Fascio di ultrasuoni. **A**, L'immagine ecografica in tempo reale è prodotta da un sottile fascio focalizzato, che viene fatto oscillare attraverso un campo settoriale (evidente) o rettangolare (non evidente). **B**, Quando l'immagine ecografica (o il fascio) è visualizzata a 90° rispetto ad **A**, è possibile osservare lo spessore del fascio, noto come azimut o risoluzione elevazionale. Questo corrisponde al piano Z della Figura 1.28. **C**, **D**, Figure relative all'ampiezza di un fascio ultrasonoro, che mostrano punti focali multipli (**C**) o un punto focale singolo (**D**); corrispondono al piano X (risoluzione laterale) nella Figura 1.28; vedi anche la Figura 1.29 sulla risoluzione laterale.

zione laterale è determinata dall'ampiezza di ogni singolo fascio di ultrasuoni e varia a seconda della frequenza della sonda e della profondità del campo visivo (utilizzando una sonda settoriale, più diverge il fascio ultrasonoro in profondità, minore sarà la risoluzione laterale). Il *punto focale* o la *zona focale* rappresenta il centro della parte più stretta del fascio, lungo il suo asse. La risoluzione diminuisce con la distanza dal punto focale, ma si ottiene una risoluzione laterale accettabile per diversi centimetri lungo l'asse del fascio, su entrambi i lati della zona focale. Le sonde più moderne consentono all'ecografista di massimizzare la risoluzione laterale, focalizzando manualmente il fascio di ultrasuoni alla profondità voluta (o diverse profondità, poiché possono essere selezionati più punti focali) (Fig. 1.30, C, D).

La Figura 1.31 mostra l'effetto del posizionamento del punto focale e il risultato sulla risoluzione dell'immagine. Un appropriato utilizzo della zona focale non dovrebbe essere sottovalutato e occorrerebbe sempre aggiustare la zona focale al livello o immediatamente al di sotto dell'area di interesse. Ogni volta che si esegue un cambiamento in termini di profondità, viene cambiata la zona focale.

Gli ecografi più moderni consentono la focalizzazione dinamica variabile automatica. Nell'ecografia dinamica, durante l'indagine, la profondità del punto focale lungo l'asse cambia continuamente. Questa tecnica è efficace nell'estendere la lunghezza della zona focale all'intera profondità del monitor.

Un terzo tipo di risoluzione, la *risoluzione elevazionale* (o *azimut*), corrisponde alla capacità di definire punti adiacenti *perpendicolari* all'asse del fascio e al piano della scansione (nell'asse *z*). La risoluzione elevazionale è determinata dallo spessore nel piano perpendicolare all'asse del fascio e al piano della scansione (vedi Figg. 1.28 e 1.30, B). L'azimut è una funzione del trasduttore e non può essere regolata dall'operatore. Tuttavia, la zona focale mostrerà la parte più sottile del fascio ultrasonoro e pertanto l'area di interesse dovrebbe essere posta nella zona focale.

La risoluzione assiale è superiore alla risoluzione laterale e a quella elevazionale. Di conseguenza, tutte le misurazioni devono essere prese, quando possibile, lungo l'asse del fascio (vedi Fig. 1.24, B).

SINTESI PER LA QUALITÀ DELL'IMMAGINE

Usare sempre la frequenza più alta della tecnologia a banda, ridurre il più possibile la profondità (in modo adeguato) e regolare la zona focale sull'area di interesse. Assicurare un adeguato contatto con la cute utilizzando l'apposito gel. Cercare di riempire lo schermo con l'area o l'organo di interesse. Non ingrandire per fare in modo che la surrenale sinistra occupi l'intero schermo, ma assicurarsi che la zona focale e la profondità siano regolate in modo adeguato affinché la surrenale sia al centro dell'immagine. Se l'immagine appare sfocata quando la si blocca, ricordarsi che vengono salvati diversi scatti e si può usare la sfera rotante per scorrere le immagini per scegliere quella più nitida. Le particolari modalità di imaging descritte nei paragrafi successivi presentano ulteriori caratteristiche che si trovano in tutti i nuovi apparecchi ultrasonografici e dovrebbero essere utilizzate per migliorare la qualità dell'immagine. Tuttavia, se la caratteristica selezionata non dovesse risultare utile, si può deselezionare.

NUOVE PARTICOLARI MODALITÀ DI IMAGING

Visualizzazione armonica

Gli ultrasuoni viaggiano a differenti velocità nei vari tessuti parenchimatosi e all'interno del tessuto adiposo, tuttavia l'ecografo registra gli echi di ritorno a un valore costante di 1540 m/sec. Questa propagazione di ultrasuoni non lineare attraverso i tessuti causa una modica distorsione dell'immagine ecografica definita come *aberrazione di fase*. La visualizzazione armonica rappresenta una tecnica utilizzata per ridurre il "rumore" o la "distorsione" di un'immagine ecografica, limitando gli effetti di aberrazione di fase. Molti ecografi possono applicare questa nuova modalità visiva che a volte può rivelarsi molto utile.

Le frequenze armoniche sono onde con frequenze multiple della frequenza fondamentale più bassa emessa dalla sonda. Per esempio, se *f* rappresenta una frequenza base di 4 MHz, *2f* è la seconda frequenza armonica, di 8 MHz. In pratica, nella modalità armonica il trasduttore riceve le frequenze armoniche, invece di ricevere gli echi di ritorno originati dalla frequenza fondamentale. Poiché i fasci di ultrasuoni armonici sono più stretti e le frequenze hanno un'ampiezza inferiore rispetto alla frequenza base, le immagini che ne derivano contengono meno artefatti da lobo laterale e da volume parziale, meno riverberazione e meno diffusione degli echi, e mostrano una risoluzione spaziale superiore.

La visualizzazione armonica è particolarmente utile nelle indagini della vescica, che in questo modo presenta meno artefatti dovuti al contenuto anecogeno dell'urina (Fig. 1.32). Inoltre, è una tecnica valida nei pazienti di grossa taglia, poiché la formazione di frequenze armoniche aumenta con la profondità della scansione. Al contrario, risulta poco utile nella scansione di strutture superficiali.

In pratica, l'uso di frequenze armoniche per migliorare la qualità dell'immagine è variabile e dipende dalla macchina e dalla sonda. In alcuni pazienti, ha un effetto davvero positivo, in altri l'immagine appare peggiore. La qualità dell'immagine varia anche nello stesso paziente. Per esempio, la qualità dell'immagine può migliorare decisamente nell'ecografia della vescica urinaria, ma non nell'indagine del fegato. Tuttavia, alcuni ecografisti preferiscono lavorare abitualmente con la visualizzazione armonica. Questa tecnica si utilizza spesso nelle ecografie con contrasto.

Compounding spaziale

Il compounding spaziale è una tecnologia recente, sviluppata per incrementare la qualità dell'immagine, riducendo gli effetti deleteri degli *speckle* (che creano granulazioni nelle immagini). I fasci ultra-

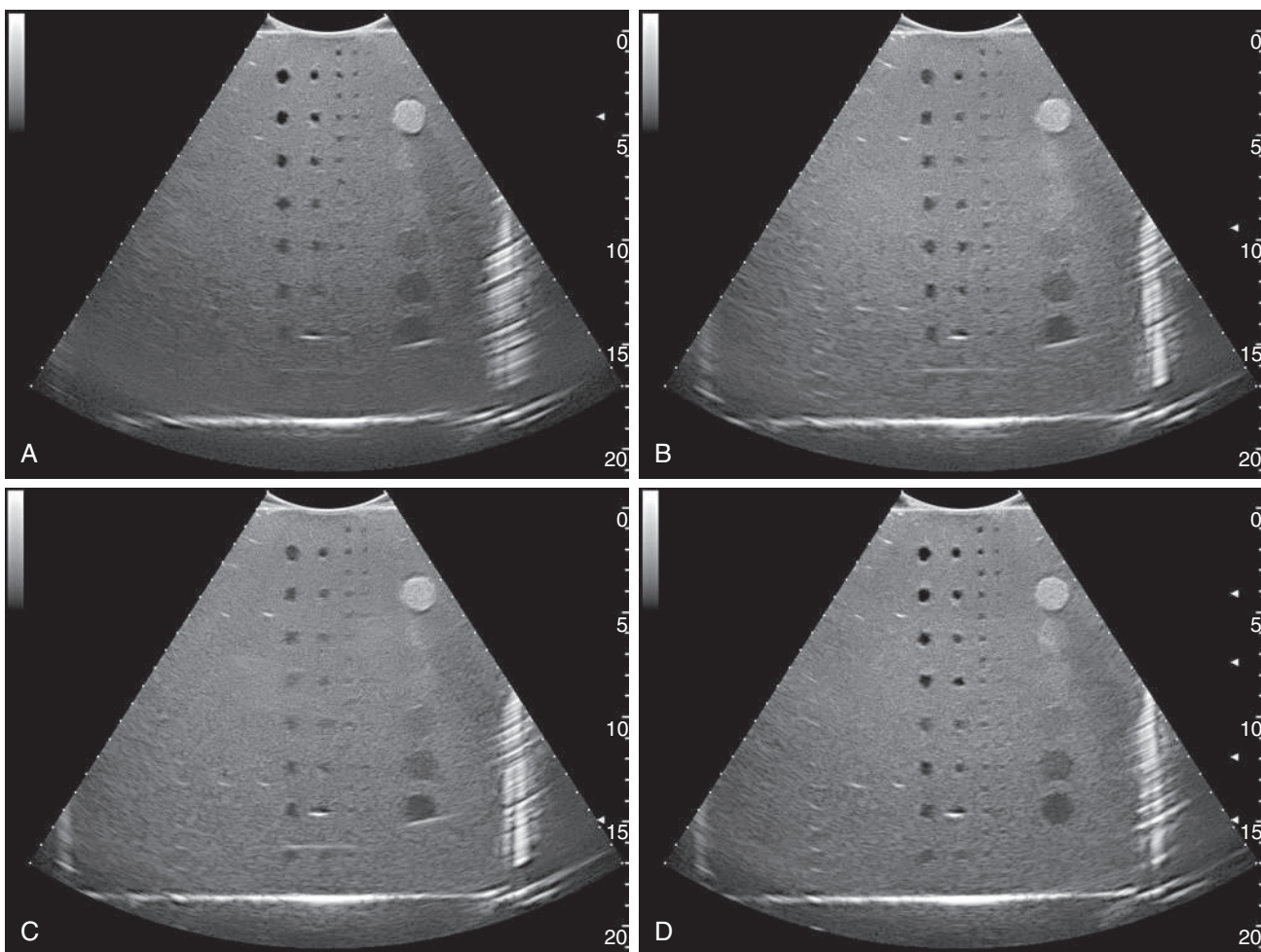


Fig. 1.31 Effetto del posizionamento e del numero dei punti focali sulla qualità dell'immagine. I punti focali (*punte di freccia piccole bianche lungo il lato destro*) riducono la larghezza del fascio, incrementando così la risoluzione laterale a quella profondità. Queste immagini mostrano gli effetti di un singolo fuoco posizionato nel campo superficiale (**A**), nel campo medio (**B**) e nel campo profondo (**C**). Nella Figura **D** si possono osservare quattro punti focali per massimizzare la qualità dell'immagine dal campo superficiale a quello profondo. Le immagini sono state ottenute con una sonda convex a banda larga (da 1 a 8 MHz), attiva nella fascia intermedia di frequenze, utilizzando un fantoccio per ecografie. Tra le immagini sono stati modificati solo i punti focali. Con questa sonda si ottengono facilmente immagini del fantoccio fino a 20 cm di profondità. **A**, Il fuoco singolo è posizionato a 4 cm, con una visualizzazione dettagliata delle cisti e di un nodulo iperecogeno di grandi dimensioni nel campo superficiale. Le cisti e i noduli più profondi risultano scarsamente dettagliati. **B**, Il fuoco singolo è posizionato a 9 cm di profondità. Si osservano meglio le cisti e i noduli a profondità media e più bassa, rispetto al soggetto **A**. **C**, Il fuoco singolo è posizionato a 15 cm di profondità. In questo caso è migliorata la visualizzazione delle strutture cistiche più profonde e dei noduli ipoecogeni, a spese delle strutture del campo medio. **D**, Sono visibili quattro punti focali, a 4, 7, 12 e 15 cm di profondità, che determinano una qualità d'immagine migliore. Quando si utilizzano punti focali multipli, il compromesso è costituito dalla riduzione del *frame rate* (per esempio, da 32 a 10 Hz).

sonori convenzionali sono diretti al tessuto bersaglio a un unico angolo definito. Per eseguire la scansione dei tessuti con il compounding spaziale si utilizzano linee di scansione e angoli di scansione multipli (Fig. 1.33). Questo aumenta l'effetto della formazione degli echi dal fascio primario (poiché ne esiste più di uno), ma diminuisce gli effetti della diffusione degli echi esterna all'angolo di incidenza. Il risultato è un migliore contrasto d'immagine. L'ecografista ha a disposizione di solito diversi compounding spaziali, che variano a seconda dell'applicazione (per esempio, campo superficiale o campo profondo), del numero di linee di scansione utilizzate e così via.

Una pubblicazione recente ha descritto gli effetti del compounding spaziale in medicina veterinaria.⁷ Nelle ecografie in compounding spaziale si creano caratteristici artefatti multipli da riverberazione, dovuti all'interazione di linee di scansione multiple con una sorgente singola (vedi Fig. 1.33, *B*). L'immagine ecografica della vescica urinaria è stata migliorata con la riduzione o l'eliminazione del rumore (o distorsione dell'immagine). Si sono osservati l'aumento dell'ampiezza, una riduzione dell'intensità dell'ombra acustica e una riduzione o eliminazione degli artefatti di rifrazione laterale. Non si è osservato alcun effetto di rinforzo acustico, contrariamente a quanto riportato in ecografia umana.⁸ Nonostante i vantaggi teorici

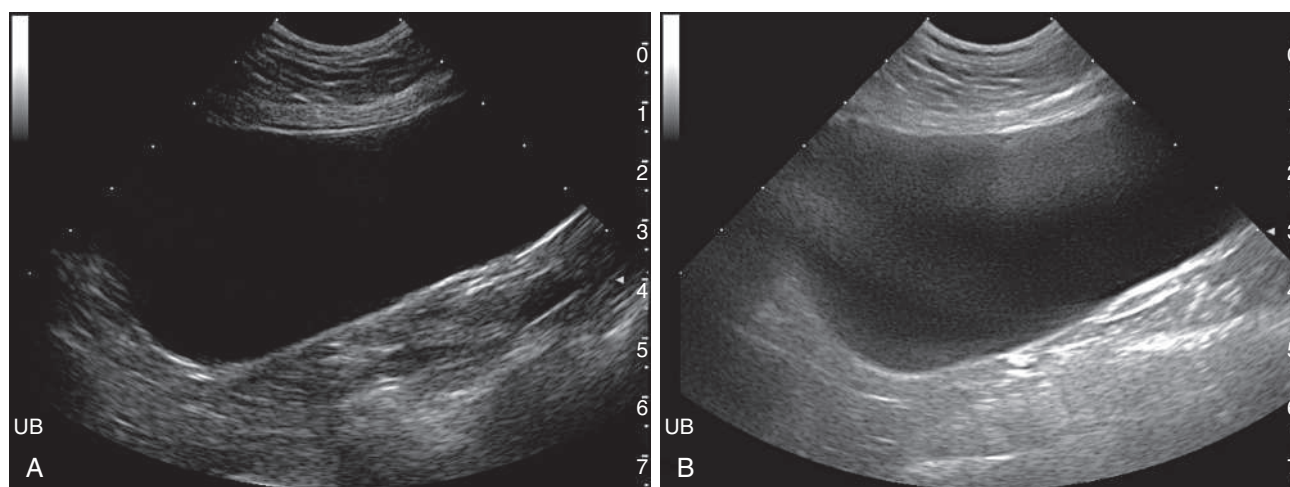


Fig. 1.32 Visualizzazione armonica. **A**, Vescica urinaria nei limiti della norma visualizzata con una modalità armonica. La parete vescicale e i tessuti circostanti appaiono ben delineati e l'urina è anecogena e priva di artefatti da lobo laterale. **B**, Immagine della vescica urinaria senza la modalità armonica. In confronto alla Figura **A**, si può osservare un aumento degli artefatti che si sovrappongono alla vescica.

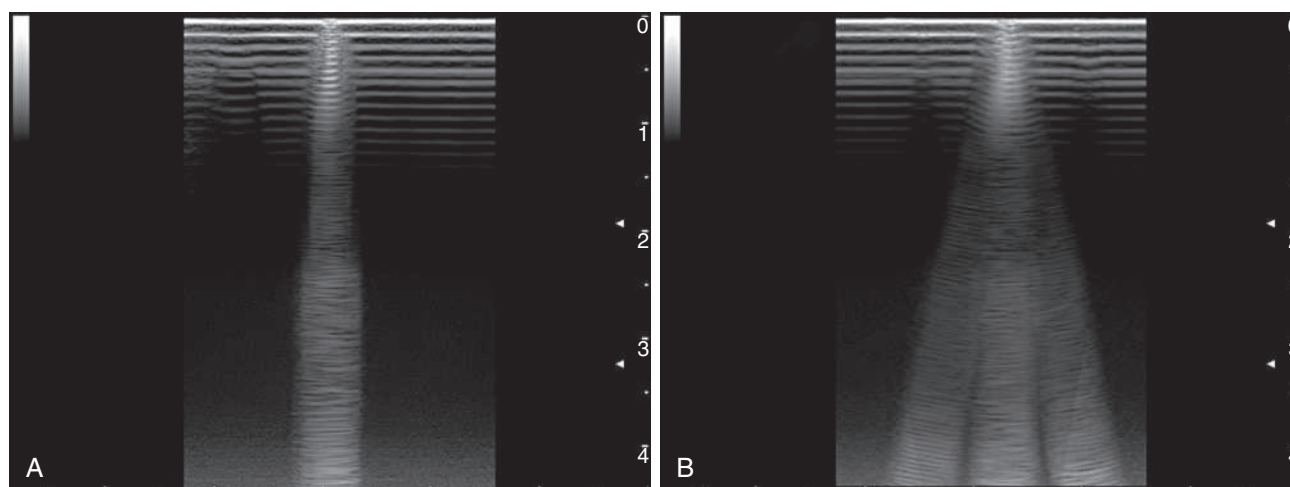


Fig. 1.33 Ecografia con l'utilizzo di un compounding spaziale. Queste immagini sono state ottenute inserendo trasversalmente un ago ipodermico attraverso la superficie di contatto di una sonda elettronica lineare. **A**, Immagine senza compounding spaziale. Si osserva un artefatto da riverberazione singolo, che origina dall'ago metallico. Questo artefatto a coda di cometa mostra anche la degradazione della risoluzione laterale quando il campo visivo diventa più profondo. **B**, Immagine con compounding spaziale. La caratteristica peculiare del compounding spaziale in ecografia è la presenza di artefatti multipli a coda di cometa, disposti a raggiera (tre in questo esempio), che originano da un'unica fonte, l'ago.

del compounding spaziale, si dibatte ancora sulla sua utilità nella clinica di routine in medicina veterinaria. Come mostrato nella Figura 1.34, l'appiattimento dell'immagine che si ha con il compounding spaziale rende un'immagine leggermente sfocata, particolarmente evidente quando si riguardano le immagini. Il compounding spaziale non dovrebbe essere utilizzato in cani o gatti che presentino tachipnea o affanno.

Imaging panoramico

La tecnica dell'imaging panoramico consente all'ecografista di creare un'immagine statica, *panoramica*, spostando il trasduttore lungo l'asse x della sonda. L'imaging panoramico compensa parzialmente il campo visivo relativamente stretto del fascio ultrasonoro. È utile per aiutare a

stabilire le relazioni spaziali e anatomiche delle patologie estese o che colpiscono più organi (Fig. 1.35).

Ecografie tridimensionali

Le ecografie tridimensionali (3D) sono disponibili da parecchi anni, ma la loro utilità in medicina veterinaria deve ancora essere chiarita. Si possono ottenere immagini della superficie e informazioni sul volume, consentendo una revisione delle immagini statiche da diversi punti di vista. In medicina umana, l'ecografia 3D è utilizzata in ginecologia, ostetricia, nelle indagini per l'infertilità e in cardiologia. La diagnostica 3D in tempo reale è chiamata 4D. Le ecografie 4D richiedono una strumentazione molto all'avanguardia e hanno un'applicazione limitata all'ecocardiografia più avanzata.

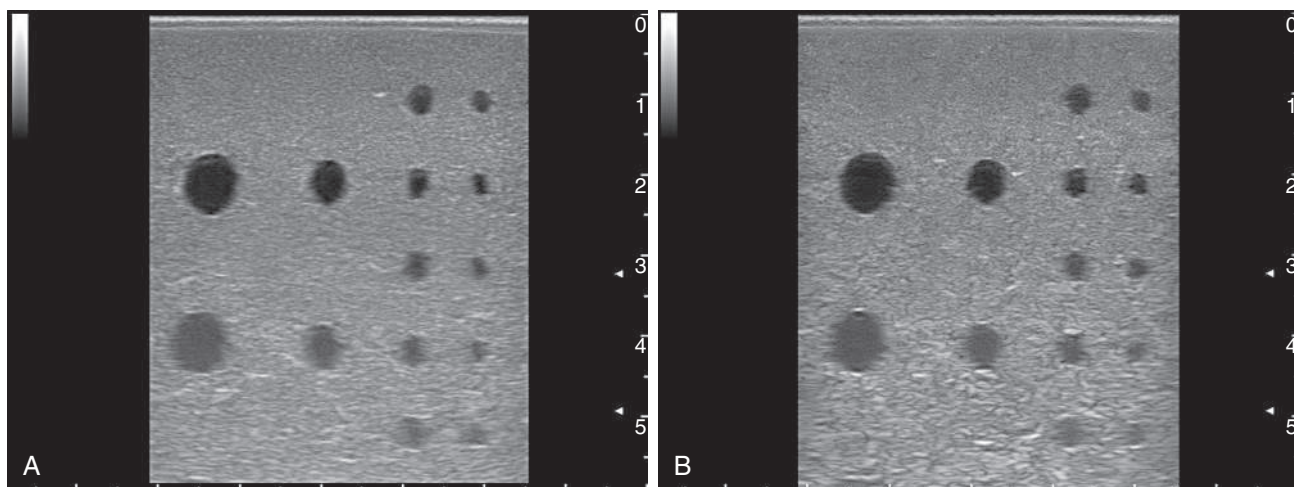


Fig. 1.34 Effetto del compounding spaziale sulla qualità dell'immagine. Un effetto evidente del compounding spaziale ecografico (A) è un'immagine più rifinita, leggermente sfocata, rispetto a un'immagine convenzionale (senza compounding spaziale) (B).

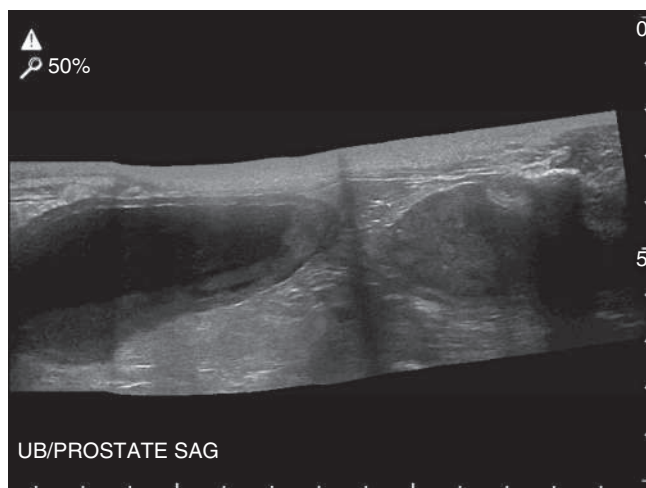


Fig. 1.35 Imaging panoramico. Questa immagine panoramica di una neoplasia della vescica urinaria e della prostata consente una visione completa del processo patologico.

ORIENTAMENTO E NOMENCLATURA DELLE IMMAGINI

Un orientamento e una nomenclatura adeguati sono molto importanti per l'interpretazione sistematica delle ecografie. La discussione che segue si limita alle ecografie addominali poiché la procedura per le ecocardiografie e per altre aree del paziente saranno trattate in capitoli successivi. Non esistono standard universalmente accettati per l'orientamento delle ecografie addominali in medicina veterinaria. Gli autori utilizzano i seguenti piani di orientamento standard, come fanno gli editori della maggior parte delle riviste veterinarie. Un operatore alle prime armi dovrebbe ricordare che l'apice dell'immagine rappresenta il punto di contatto tra la sonda e il paziente (di solito la superficie cutanea), indipendentemente dall'orientamento del trasduttore. La maggior parte degli apparecchi ecografici consente di variare l'orientamento sul monitor da verticale a orizzontale, per adeguarsi all'orientamento della sonda.

Per le ecografie addominali, l'animale può essere posizionato sul tavolo in decubito dorsale con la testa lontana dall'ecografista (o in

decubito laterale; il metodo di esecuzione dell'ecografia sarà discusso nel Capitolo 4). L'apice dell'immagine ecografica sul monitor rappresenta la posizione del trasduttore sulla parete addominale ventrale del paziente. Nell'immagine ecografica dei piani sagittale e dorsale, la parte craniale si trova a sinistra dell'operatore (Fig. 1.36, A). Sul piano trasversale, il lato destro dell'animale si trova sull'immagine ecografica alla sinistra dell'operatore (vedi Fig. 1.36, B). L'orientamento dell'immagine sul monitor dipende dall'orientamento della sonda. Quasi tutti i trasduttori hanno un segnale indicatore (marker), che può corrispondere a una luce, a una sporgenza, a una gobbetta o a una fossetta (vedi Fig. 1.36, C). Il marker corrisponde al margine dell'immagine ecografica sul monitor che viene identificato dal marchio scelto dal produttore a lato dell'immagine ecografica (vedi Fig. 1.8). Per le ecografie addominali, il marker è rivolto cranialmente nelle scansioni dei piani sagittali e dorsali e verso l'operatore per le scansioni trasversali. L'icona (corrispondente al marker) presente sul monitor è posizionata sul margine sinistro dell'immagine (rispetto al punto di vista dell'ecografista) nelle ecografie addominali e sul margine destro dell'immagine per le ecocardiografie.

Se il trasduttore è posizionato sul lato destro o sinistro dell'addome in decubito dorsale o laterale, l'apice dell'immagine sul monitor corrisponde, rispettivamente, al lato destro o sinistro dell'animale (vedi Fig. 1.36, B). Se l'immagine si ottiene sul piano dorsale dal lato destro o sinistro dell'addome, la parte craniale resta alla sinistra dell'ecografista sull'immagine. Quando questo tipo di immagine si ottiene dal lato destro dell'addome sul piano trasversale, la parte ventrale resta alla destra dell'operatore sull'immagine e la parte dorsale alla sua sinistra. Sul piano trasversale dal lato sinistro dell'addome, nell'immagine la parte ventrale resta alla sinistra dell'operatore e la parte dorsale alla sua destra. Quando l'ecografia viene eseguita con il cane o il gatto in decubito laterale, come appena descritto, alcuni ecografisti preferiscono orientare l'immagine in modo che il trasduttore sia posizionato sul monitor a sinistra o a destra invece che alla sommità (che corrisponderebbe alla parte dorsale del paziente). Non tutti gli apparecchi ecografici sono in grado di ruotare l'immagine, ma questa applicazione riproduce in maniera più accurata l'orientamento reale dell'immagine della porzione del paziente colpita dagli ultrasuoni.

I piani obliqui si identificano come sagittale obliquo, trasversale obliquo o dorsale obliquo, a seconda che la sezione sia più vicina al piano sagittale, trasversale o dorsale. Su tutte le immagini ecografiche dovrebbero essere segnalati il piano utilizzato e il lato destro o craniale dell'animale.

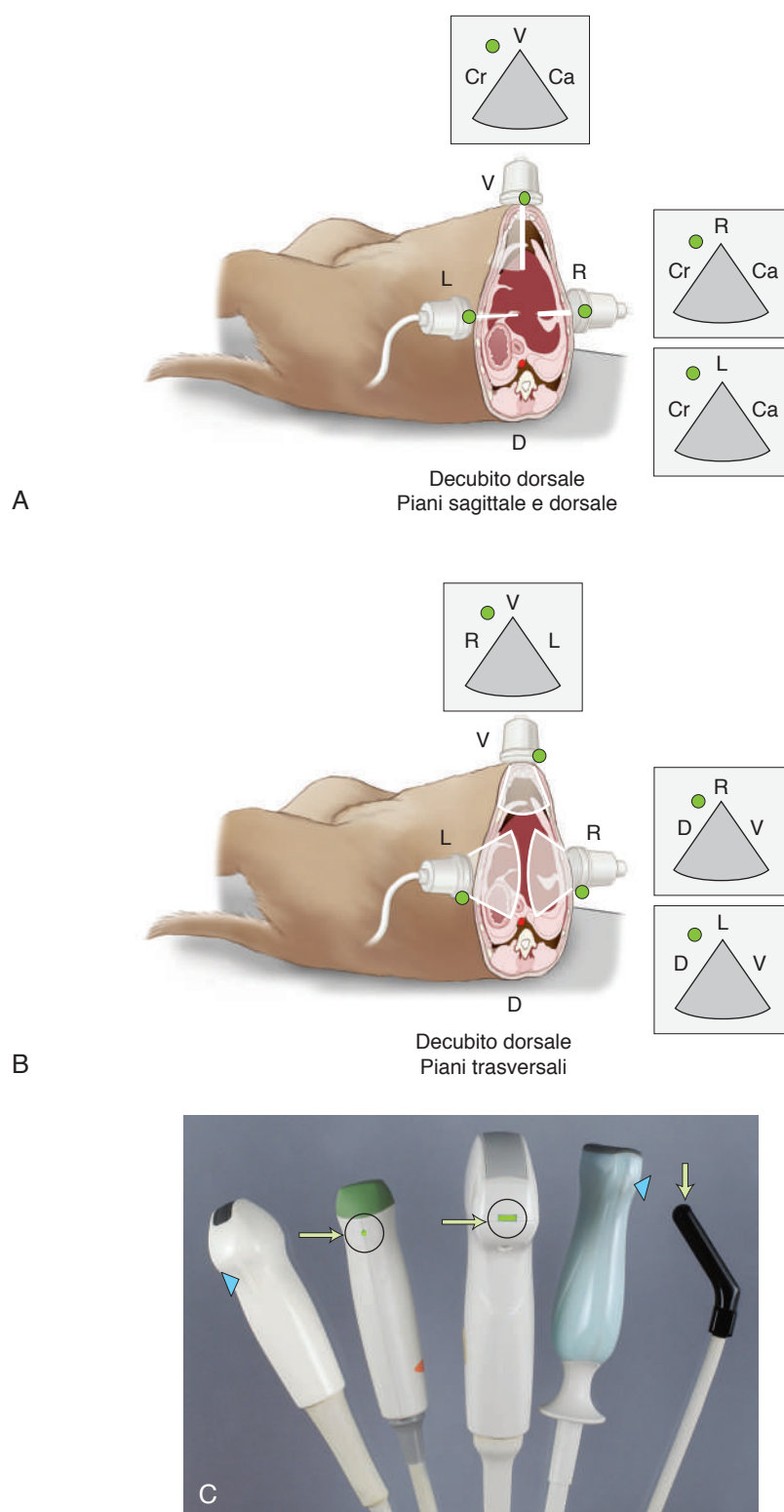


Fig. 1.36 Orientamento della sonda e anatomia. Orientamento dell'immagine e corretta nomenclatura dei piani sagittale e dorsale (**A**) e trasversali (**B**) con l'animale in decubito dorsale. I disegni all'interno dei riquadri rappresentano le immagini ecografiche delle diverse posizioni del trasduttore sull'addome con le indicazioni del corretto orientamento. **C**, Differenti forme di indicatori dell'orientamento del trasduttore. *Ca*, caudale; *Cr*, craniale; *D*, dorsale; *L*, left (sinistra); *R*, right (destra); *V*, ventrale.

È facile fare confusione quando si identificano le sezioni degli organi addominali. Un *piano* fa riferimento alla sezione dell'intero paziente, mentre *asse* o *scansione* si riferiscono generalmente all'organo. Per esempio, una scansione secondo l'asse longitudinale dello stomaco di un cane corrisponde a un'immagine sul piano trasversale

del paziente. Una scansione lungo l'asse trasversale del rene si ottiene sul piano trasversale del paziente, mentre la scansione dell'asse longitudinale del rene può essere rappresentata da un'immagine del piano sagittale o dorsale. Una chiara ed esauriente indicazione delle scansioni dei piani, degli assi e delle visualizzazioni, riportata su un

referto o sulle immagini salvate in formato digitale, è fondamentale per poter comunicare a chi non era presente durante l'indagine ciò che è stato evidenziato e dove.

INTERPRETAZIONE DELLE IMMAGINI ECOGRAFICHE E TERMINOLOGIA

L'ecografia è una tecnica che produce immagini per differenze di impedenza acustica, le quali sono correlate all'anatomia secondo tutti i piani desiderati. Per questo, l'ecografista deve avere familiarità con la normale anatomia tridimensionale al fine di riconoscere gli artefatti, per essere in grado di interpretare le variazioni dalla normalità ed evidenziare le alterazioni patologiche. Le pubblicazioni che mettono in correlazione le normali sezioni anatomiche del cane e del gatto con le immagini ottenute attraverso l'ecografia, la tomografia computerizzata (TC) e la risonanza magnetica (RM) rappresentano un ottimo punto di riferimento per l'interpretazione delle immagini ottenute tramite la diagnostica per immagini.⁹⁻¹⁴ Tuttavia, i testi di anatomia rimangono le fonti più utili. È estremamente importante avere familiarità con l'anatomia macroscopica, i rapporti tra gli organi e il sistema vascolare, tanto che gli ecografisti esperti hanno a loro disposizione un'infinità di testi di anatomia da poter consultare quotidianamente.

Gli echi speculari originano dalle interfacce ad angolo retto con il fascio ultrasonoro. Questi echi creano confini molto evidenti tra le strutture, che appaiono simili a quelli di una sezione anatomica macroscopica. Per esempio, si osservano echi speculari che originano dalla superficie, o da organi o a livello delle pareti dei vasi. Diversamente, echi non speculari o diffusi si sommano per produrre echi "parenchimali", che non dipendono dall'orientamento delle piccole strutture che li generano rispetto al fascio di ultrasuoni. Un punto sul monitor non rappresenta necessariamente una struttura specifica e qualsiasi rapporto con l'immagine risultante può essere indiretto. L'immagine degli organi parenchimali è presumibilmente correlata alla quantità e alla distribuzione degli echi diffusi, creati dall'impalcatura del tessuto connettivo che sostiene il parenchima stesso. La formazione dell'immagine ecografica deriva da una combinazione di echi diffusi e speculari, ma il complesso meccanismo della produzione degli echi all'interno dei tessuti non è ancora completamente chiarito.

Il sangue o i fluidi che non contengono cellule o particelle appaiono di solito neri nelle immagini ecografiche, poiché gli echi riflessi da loro sono pochi, anche se non è sempre così. I liquidi che acquisiscono viscosità in seguito all'aumento di proteine, cellule o particelle possono diventare più ecogeni. Esistono delle eccezioni a questa affermazione e l'ecogenicità non è un indicatore affidabile della composizione di un liquido (trasudato rispetto a trasudato modificato rispetto a essudato).

Gli organi parenchimali e i tessuti sani si visualizzano con diverse tonalità di grigio, abbastanza costanti da animale ad animale (Box 1.1). Le patologie che colpiscono diffusamente gli organi e i tessuti addominali possono alterare i normali rapporti di ecogenicità. Il tessuto adiposo è considerato normalmente molto ecogeno, ma in alcune aree del corpo, come il tessuto sottocutaneo degli animali obesi, gli echi vengono riflessi con una minore ampiezza e quindi con una minore ecogenicità. Il grasso strutturale può risultare più ecogeno di quello accumulato, per un maggiore contenuto di tessuto connettivo. Il tessuto connettivo di solito appare molto ecogeno, ma alcune aree uniformemente fibrose, con poche interfacce, possono risultare relativamente povere di echi. Si suppone che questo sia dovuto alla scarsa presenza di interfacce ad angolo retto rispetto al fascio ultrasonoro.

Le aree che si trovano dietro a strutture molto attenuanti o riflettenti, come ossa o gas, appaiono scure sull'immagine a causa del cono d'ombra. Artefatti come il cono d'ombra devono essere distinti da re-

Box 1.1 Ordine crescente dell'ecogenicità dei tessuti e delle sostanze del corpo

Bile, urina
Midollare renale
Muscolo
Corticale renale
Fegato
Grasso di deposito
Milza
Prostata
Seno renale
Grasso strutturale, parete dei vasi
Tessuto osseo, gas, margini degli organi

Box 1.2 Termini utilizzati per descrivere l'aspetto delle immagini ecografiche

Anecogena: area priva di echi, o libera da echi. Appare nera e corrisponde generalmente a strutture piene di liquido; trasmette facilmente il suono, senza attenuazione.

Iperecogena: area ad alta intensità di echi, definita anche ecogena o ricca di echi. Intensità dell'immagine luminosa (da grigio chiaro a bianco).

Ipoecogena: area a bassa intensità di echi, definita anche povera di echi. Intensità dell'immagine grigio scuro.

Isoecogena: organi e tessuti mostrano la stessa ecogenicità se esaminati a una stessa profondità e con le stesse impostazioni, oppure echi che sono fondamentalmente uguali al parenchima normale, come noduli appena percettibili.

gioni realmente povere di echi, per la presenza di liquido o necrosi. Le aree posizionate in profondità rispetto ai tessuti a bassa attenuazione del suono possono apparire luminose, in seguito a un artefatto chiamato *rinforzo acustico posteriore* o *rinforzo di parete posteriore*. Questo si osserva solitamente a livello del parenchima epatico distalmente alla colecisti. Si deve riconoscere questo fenomeno per non emettere una diagnosi errata di aree ad aumentata ecogenicità.

I termini utilizzati per descrivere l'aspetto delle immagini ecografiche dovrebbero essere collegati all'intensità degli echi prodotti dai tessuti (luminosità), all'attenuazione e all'ecostruttura dell'organo o composizione del tessuto (Box 1.2). Questi termini descrivono l'aspetto ecografico relativo al tessuto o ad altre strutture circostanti. È meglio evitare le definizioni che tengono conto della densità, come ad alta o bassa ecodensità, poiché l'ecogenicità di un tessuto non è sempre correlata alla sua densità.

Alta o bassa attenuazione sono termini utilizzati in modo corretto per mettere a confronto l'aspetto di un tessuto o di una struttura con l'ecogenicità circostante, dopo aver correttamente regolato il TGC. Termini specifici come cono d'ombra o rinforzo acustico distale si utilizzano comunemente per descrivere un'attenuazione del suono alta o bassa, in base alla valutazione degli echi originati in profondità rispetto, per esempio, a una struttura visualizzata durante l'ecografia.

I termini utilizzati per descrivere la struttura o l'ecostruttura di un organo sono forse i più difficili da standardizzare, in quanto l'interpretazione è soggettiva. Tuttavia, sono importanti la dimensione e la struttura della matrice dell'organo (ecostruttura), caratterizzata da punti (Tab. 1.5). I punti possono essere piccoli, medi o grandi e possono essere ravvicinati o più distanti. Inoltre, la dimensione e la distanza possono essere uniformi (regolari, omogenee) oppure non uniformi (irregolari, eterogenee).

TAB. 1.5 Ecostruttura dell'immagine

Dimensione dei punti	Piccoli (fini), medi, grandi (a grana grossa o grossolana)	Uniforme (regolare, omogenea) Non uniforme (irregolare, eterogenea)
Distanza tra i punti	Vicini, distanti	Uniforme (regolare, omogenea) Non uniforme (irregolare, eterogenea)

Un'ecostruttura del parenchima fine o grossolana indica dei punti di dimensioni rispettivamente piccole o grandi. Un'ecostruttura uniforme indica punti di dimensioni e a distanza simili all'interno del parenchima. Un'ecostruttura eterogenea suggerisce che la dimensione dei punti, la distanza o entrambe possono variare all'interno del parenchima.

Uniforme e non uniforme (omogenea ed eterogenea) possono fare riferimento sia all'ecogenicità sia all'ecostruttura. Per questo è necessario specificare separatamente ecogenicità ed ecostruttura. Per esempio, sarebbe opportuno specificare ecogenicità eterogenea del parenchima o ecostruttura parenchimale eterogenea, o entrambe. Affermare soltanto che si osserva un parenchima eterogeneo può confondere, poiché possono essere eterogenee ecogenicità, ecostruttura o entrambe.

INSIDIE E ARTEFATTI DELLE IMMAGINI ECOGRAFICHE

Gli artefatti ecografici costituiscono delle rappresentazioni errate dell'anatomia e della funzionalità (per esempio, flusso ematico) e sono sempre presenti in ogni indagine ecografica.¹⁵⁻¹⁷

Esiste una varietà di artefatti ecografici che l'operatore deve essere in grado di riconoscere ed eliminare, poiché possono nascondere l'anatomia normale o una patologia, oppure possono essere erroneamente interpretati come una patologia. Gli artefatti possono essere creati dallo strumento, dalla tecnica, dal movimento del paziente (un'eventualità sempre presente in medicina veterinaria) e ci sono anche artefatti che derivano dall'interazione degli ultrasuoni con i tessuti. Come già sottolineato, per riconoscere molti artefatti prodotti durante un'ecografia, l'operatore deve conoscere a fondo quello che succede quando gli ultrasuoni interagiscono con i tessuti. Infine, quello che si vede proiettato sul monitor può non corrispondere alla realtà. In letteratura veterinaria è stata pubblicata un'ottima review degli artefatti ecografici da Kirberger.¹⁷

Alcuni artefatti sono causati da un uso improprio degli strumenti, delle impostazioni di controllo o delle procedure di scansione e possono essere evitati. Di questi si discuterà nel Capitolo 4. Altri artefatti esulano dall'azione dell'operatore e riguardano i presupposti fisici di base, riscontrabili anche con i più moderni apparecchi ecografici. Questi postulati fisici di base includono che gli ultrasuoni viaggiano in linea retta, che gli ultrasuoni viaggiano a velocità costante, che gli echi originano solo da oggetti situati lungo l'asse principale del fascio ultrasonoro e che l'intensità dell'eco è correlata alle proprietà di riflessione e diffusione del tessuto o organo che ha originato l'eco. Quando uno o più di questi postulati non sono rispettati, si verificano artefatti ecografici che rivelano strutture anatomiche non reali, mancanti o dislocate, oppure che mostrano ecogenicità, forma o dimensione alterate. Anche se molti artefatti sono dannosi, altri si rivelano utili e possono migliorare l'interpretazione delle immagini (per esempio, il rinforzo acustico posteriore, il cono d'ombra, la riverberazione). Kremkau ha classificato gli artefatti ecografici in artefatti da propagazione e da attenuazione.¹

ARTEFATTI DA PROPAGAZIONE

Artefatto da lobo secondario

Gli artefatti da lobo secondario (comunemente noti come lobo laterale e *grating lobe*) producono sul monitor "immagini fantasma" delle strutture al di fuori dell'asse principale del fascio ultrasonoro (Fig. 1.37, A). Gli artefatti da lobo secondario sono prodotti da fasci ultrasonori minori secondari (della stessa frequenza fondamentale) che viaggiano al di fuori dell'asse del fascio primario. Quando lobi secondari di sufficiente intensità interagiscono con un'interfaccia altamente riflettente e ritornano alla sonda, gli echi di ritorno vengono erroneamente collocati nell'immagine lungo il percorso del fascio ultrasonoro principale, anche se non sono stati originati da questo. Superficiali, come quelle del diaframma e della vescica urinaria o della cistifellea, assieme a interfacce altamente riflettenti, come l'aria, rappresentano condizioni comuni per il verificarsi di artefatti da lobo laterale (vedi Fig. 1.37, B). Gli echi secondari sono decisamente meno intensi rispetto a quelli che originano all'interno del fascio principale e si osservano meglio all'interno di strutture anecogene, dove formano uno *pseudo-sedimento* (Fig. 1.38). Il termine pseudo-sedimento indica la presenza di falsi echi all'interno di una struttura anecogena, come la vescica e la cistifellea, che simulano la presenza di urina o bile anomale. I lobi secondari hanno un effetto soglia e scompaiono o si riducono notevolmente di ecogenicità al diminuire delle impostazioni (guadagno, potenza), mentre gli echi "reali" persistono. Gli artefatti da lobo secondario possono sparire quando il punto focale di un trasduttore elettronico viene posizionato più in profondità, oppure si utilizza una sonda diversa (vedi Fig. 1.37, C); con trasduttori diversi questi artefatti variano anche nella forma e nell'intensità. Gli artefatti da lobo secondario sono sempre presenti.

Abbiamo utilizzato il termine lobo secondario per includere gli artefatti da lobo laterale e *grating lobe* poiché, nella pratica, creano entrambi immagini fantasma errate, che si sovrappongono all'immagine primaria e diventano indistinguibili. Tecnicamente, gli artefatti da lobo laterale possono comparire con qualsiasi tipo di sonda, con un unico cristallo piezoelettrico o con cristalli multipli. Gli artefatti da *grating lobe* si verificano solo con le sonde elettroniche che hanno cristalli multipli, perché sono dovuti all'interazione dei diversi cristalli piezoelettrici tra loro.¹ I lobi laterali si formano leggermente fuori dall'asse del fascio primario, mentre i *grating lobe* si formano ad angoli maggiori. È stato eseguito uno studio *in vitro* con diversi tipi di sonde per riprodurre gli artefatti da lobo laterale e da *grating lobe* e per riconoscere questi artefatti *in vivo*.¹⁸ In quell'articolo, gli artefatti prodotti *in vitro* erano riconosciuti anche *in vivo* quando un oggetto altamente riflettente come la parete della vescica urinaria era riprodotto sull'immagine vicino a una regione anecogena (urina).

Artefatto da spessore del fascio (*slice thickness*)

L'artefatto da spessore del fascio ricorda l'artefatto da lobo secondario, poiché produce echi fantasma all'interno dell'immagine, che di solito si identificano quando si sovrappongono a una struttura anecogena. Infatti, a una prima occhiata, i due artefatti possono risultare indistinguibili. Nella vescica e nella cistifellea, l'artefatto da spessore del fascio può simulare la presenza di sedimento (pseudo-sedimento) (vedi Fig. 1.38, A, B). Come implica il nome, il fenomeno da spessore del fascio o *slice thickness* si verifica quando parte dello spessore del fascio di ultrasuoni (azimut o piano Z) si estende a cavallo della parete di una struttura cistica, così che una parte del fascio si trova all'interno e una parte all'esterno. Gli echi che derivano da questa parte del fascio appaiono erroneamente sull'immagine all'interno della struttura cistica. Gli echi scompaiono quando l'intera ampiezza del fascio si posiziona all'interno della struttura

cistica. L'artefatto da volume parziale è simile a quello descritto nella TC e nella RM.

Esistono dei modi per distinguere questo artefatto dal vero sedimento. Il sedimento reale ha sempre un'interfaccia piatta, mentre la superficie dello pseudo-sedimento è curva. Il sedimento reale è sempre all'interno della porzione dipendente della vescica o della cistifellea, quindi, cambiando posizione all'animale, cambia anche

la posizione del sedimento. L'interfaccia dello pseudo-sedimento rimane perpendicolare al fascio incidente, mentre l'interfaccia del vero sedimento cambia a seconda della posizione (vedi Fig. 1.38, C). L'artefatto da spessore del fascio può essere ridotto usando sonde a frequenza maggiore e inquadrando l'organo nella zona focale.

Artefatti da riverberazione, a coda di cometa e ring-down

Gli artefatti da riverberazione o da ripetizione si formano quando il fascio ultrasonoro rimbalza ripetutamente tra due superfici altamente riflettenti (di solito gas o metallo), oppure tra il trasduttore e un tessuto fortemente riflettente. Gli ultrasuoni sono completamente riflessi dal gas e rimbalzano avanti e indietro tra la sonda e il gas, creando echi multipli da un unico impulso (Fig. 1.39). Il numero di linee da riverberazione dipende dalla forza di penetrazione del fascio e dalla sensibilità della sonda. Se gli echi sono abbastanza forti, vengono riprodotti come riflessi multipli ripetuti, situati in profondità rispetto al vero riflettore (Fig. 1.40). L'interfaccia cute-trasduttore è un sito frequente di riverberazione (definita riverberazione esterna) (vedi Fig. 1.3, B). Anche i riflettori interni, come il gas o il metallo, sono causa frequente di ripetizione interna. La riverberazione varia a seconda della dimensione, della posizione, della natura e del numero di riflettori incontrati. Esempi classici di questo tipo di artefatto sono gli echi interni creati da segmenti intestinali superficiali, ripieni di gas (vedi Fig. 1.40), e l'artefatto che si crea per la presenza di un'interfaccia altamente riflettente (aria) tra la sonda e il paziente (vedi Fig. 1.3, B).

Gli echi diffusi tra ogni riverbero sono definiti artefatti *ring-down* e sono creati da un'interfaccia di fluido intrappolata tra due bolle di gas.¹⁷ L'artefatto *ring-down* è stato descritto a carico della superficie pleurica¹⁹ in caso di patologie polmonari e si incontra facilmente durante l'esame ecografico del tratto gastroenterico.¹⁷ Il particolare aspetto dell'artefatto *ring-down* ha portato a confonderlo con l'artefatto a coda di cometa. Sebbene entrambi appaiono come una serie di echi ravvicinati, che possono anche sembrare una linea continua, l'artefatto *ring-down* e a coda di cometa hanno due origini diverse. L'artefatto *ring-down* origina da raccolte di gas, mentre l'artefatto a coda di cometa origina dall'interazione con oggetti metallici.¹⁷

L'artefatto a coda di cometa si riconosce facilmente per una serie di piccoli echi a distanza ravvicinata, discreti e molto luminosi²⁰. Originano per una notevole differenza di impedenza acustica tra il metallo e il tessuto circostante. La coda di cometa si forma frequentemente in caso di corpi estranei metallici (per esempio, proiettili da arma da fuoco) o un ago da biopsia. La Figura 1.33 mostra quanto sia evidente la coda di cometa per la presenza di un oggetto metallico (un ago ipodermico).

Gli artefatti da riverberazione, *ring-down* e a coda di cometa sono un difetto che oscura le strutture più profonde. Tuttavia, possono rivelarsi utili se evidenziati in posizioni inaspettate, come gas all'interno della cavità peritoneale (secondario a rottura dell'intestino) o all'interno di tessuti sottocutanei, dove potrebbero essere presenti un ascesso o un pallino metallico.

Artefatto specchio

Quando si incontra una grande superficie riflettente come l'interfaccia diaframma-polmone si possono verificare errori nell'interpretazione della posizione di un organo o di una struttura. In queste condizioni, l'artefatto più comune è l'artefatto specchio (Fig. 1.41).

Tale artefatto è prodotto da interfacce curve, molto riflettenti, come l'interfaccia diaframma-polmone di dimensioni maggiori rispetto alla superficie del fascio incidente. A causa di queste

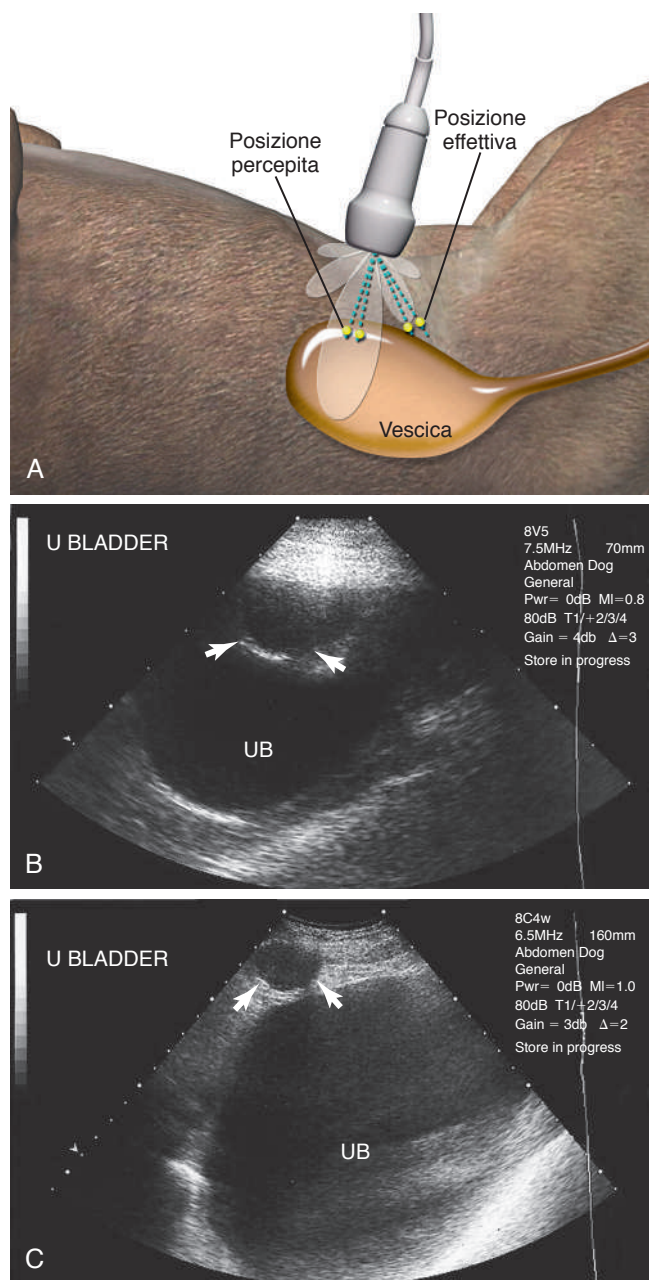


Fig. 1.37 Artefatto da lobo laterale (lobo secondario). **A**, Rappresentazione schematica dell'artefatto da lobo laterale. Due punti altamente riflettenti (posizione effettiva), all'interno di uno dei lobi laterali, creano echi con sufficiente energia da essere captati dalla sonda. Visto che per il computer esiste un unico fascio ultrasonoro che è il principale, l'immagine dei due punti verrà erroneamente visualizzata sull'asse del fascio principale (posizione percepita). **B**, Artefatto da lobo laterale (*freccie*) all'interno della vescica urinaria (UB). **C**, L'artefatto circolare quasi anecogeno della Figura **B** è causato da un ematoma (*freccie*) ventralmente alla vescica urinaria (UB), che si osserva facilmente nella sua posizione effettiva utilizzando una sonda a frequenza più bassa.

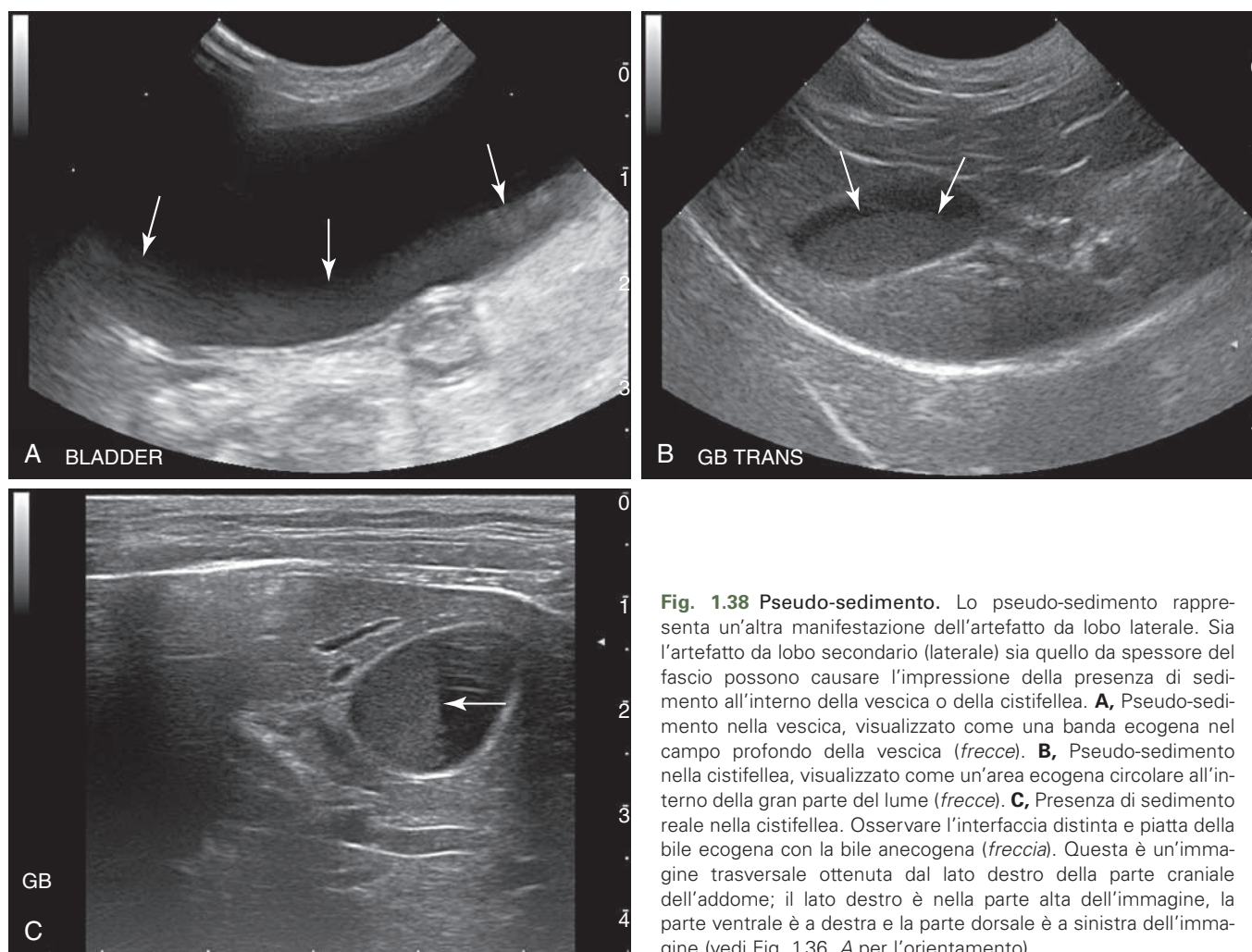


Fig. 1.38 Pseudo-sedimento. Lo pseudo-sedimento rappresenta un'altra manifestazione dell'artefatto da lobo laterale. Sia l'artefatto da lobo secondario (laterale) sia quello da spessore del fascio possono causare l'impressione della presenza di sedimento all'interno della vescica o della cistifellea. **A**, Pseudo-sedimento nella vescica, visualizzato come una banda ecogena nel campo profondo della vescica (*frecce*). **B**, Pseudo-sedimento nella cistifellea, visualizzato come un'area ecogena circolare all'interno della gran parte del lume (*frecce*). **C**, Presenza di sedimento reale nella cistifellea. Osservare l'interfaccia distinta e piatta della bile ecogena con la bile anecogena (*freccia*). Questa è un'immagine trasversale ottenuta dal lato destro della parte craniale dell'addome; il lato destro è nella parte alta dell'immagine, la parte ventrale è a destra e la parte dorsale è a sinistra dell'immagine (vedi Fig. 1.36, A per l'orientamento).

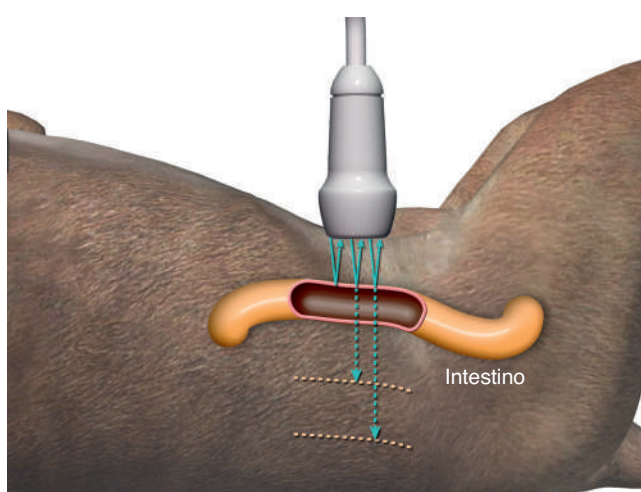


Fig. 1.39 Artefatto da riverberazione. La figura mostra il principio dell'artefatto da riverberazione. In questo esempio, il fascio ultrasonoro è riflesso quasi completamente dal gas all'interno del lume intestinale. Gli echi tornano quasi contemporaneamente alla sonda e hanno un'intensità tale da venire quasi completamente riflessi dalla sonda. Questo effetto si ripete, creando a intervalli regolari interfacce ecogene che sono progressivamente poste più in profondità all'interno dell'immagine.

grosse superfici curve, parte del fascio di ultrasuoni viene riflesso indietro verso il fegato, esternamente all'angolo di incidenza. Questi echi possono incontrare interfacce riflettenti come la cistifellea o le pareti vascolari, che a loro volta riflettono di nuovo l'eco verso il diaframma. Se l'ulteriore riflessione diaframmatica fa giungere l'eco alla sonda, si crea l'artefatto specchio. Visto che l'ecografo presuppone che l'impulso sonoro e gli echi riflessi viaggino direttamente da e verso il trasduttore, lungo una linea retta, se il tempo impiegato dall'eco di ritorno è maggiore a causa delle riflessioni multiple, lo strumento posiziona gli echi provenienti da strutture più superficiali in una sede più profonda (craniale all'interfaccia diaframma-polmone), lungo l'asse del fascio ultrasonoro primario.

L'immagine a specchio si forma in una posizione sbagliata per l'aumento del tempo impiegato dall'eco a compiere il percorso (Fig. 1.42).

L'immagine a specchio del fegato e, talvolta, della colecisti posiziona la sua immagine speculare nella cavità toracica, subito cranialmente al diaframma. Questo artefatto può simulare un'ernia diaframmatica o una patologia polmonare. L'artefatto specchio può verificarsi in presenza di qualsiasi grande interfaccia curva altamente riflettente. Si può osservare l'artefatto specchio durante l'ecografia della zona pelvica (colon) o del collo (trachea) e si può formare in posizioni davvero inaspettate.

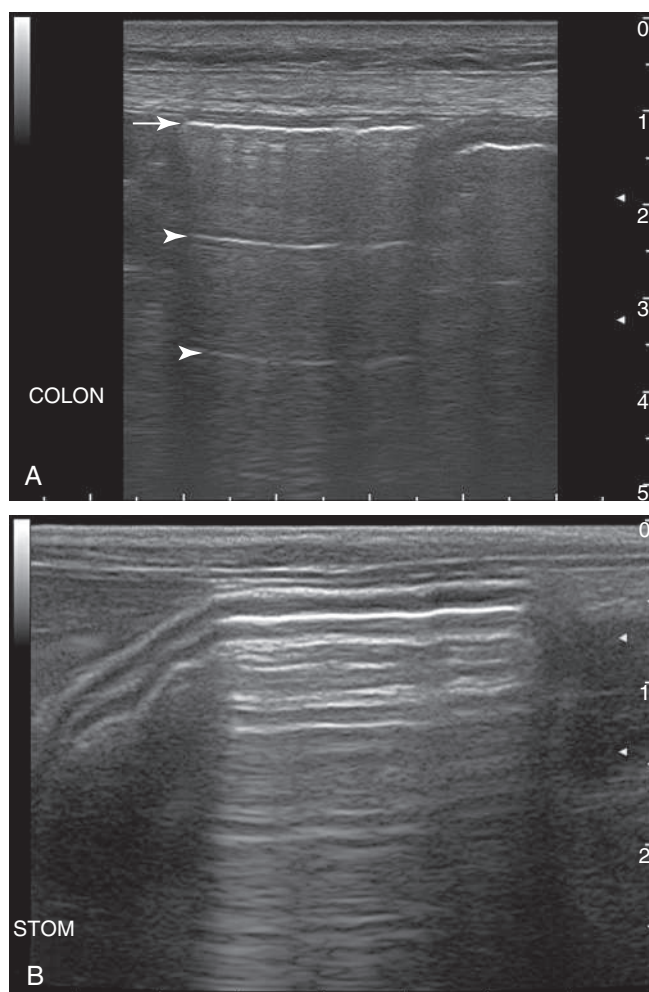


Fig. 1.40 Artefatti da riverberazione. **A**, In questa immagine del colon si osserva un artefatto da riverberazione. La linea ecogena più superficiale rappresenta la reale interfaccia gassosa all'interno del colon (*freccia*). Nei tessuti più profondi si possono osservare due artefatti ecogeni lineari ripetuti, alla stessa distanza (*punte di freccia*). Osservare che la luminosità degli echi ripetuti diminuisce con la profondità, in seguito all'attenuazione. Tra gli artefatti da riverberazione ci sono echi chiamati artefatto *ring-down*. **B**, Artefatto da riverberazione e *ring-down* creato dal gas nello stomaco. Le linee di riverberazione ripetute non sono ben distinte come in **A** e l'artefatto *ring-down* appare più pronunciato.

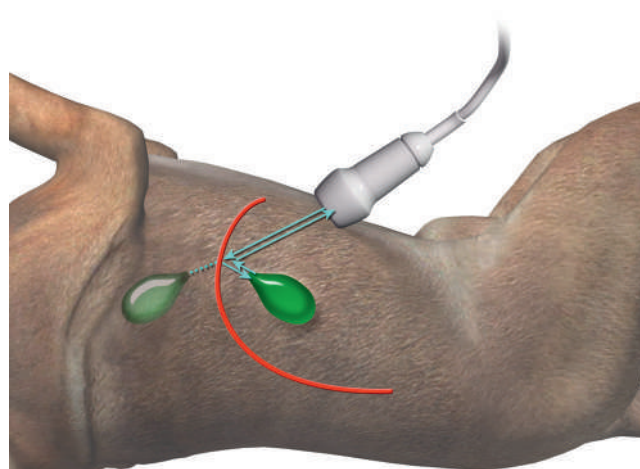


Fig. 1.41 Artefatto specchio. In questa figura il fascio di ultrasuoni è stato riflesso dalla superficie curva dell'interfaccia polmone-diaframma e viene di nuovo riflesso dalla cistifellea. Gli echi di ritorno seguono lo stesso percorso e alla fine raggiungono la sonda. Dato il tempo prolungato impiegato dagli echi riflessi per tornare, la cistifellea e il fegato circostante vengono erroneamente visualizzati più in profondità. Si possono anche osservare il fegato e la cistifellea nella loro corretta posizione anatomica, sulla destra dell'interfaccia diaframma-polmone.

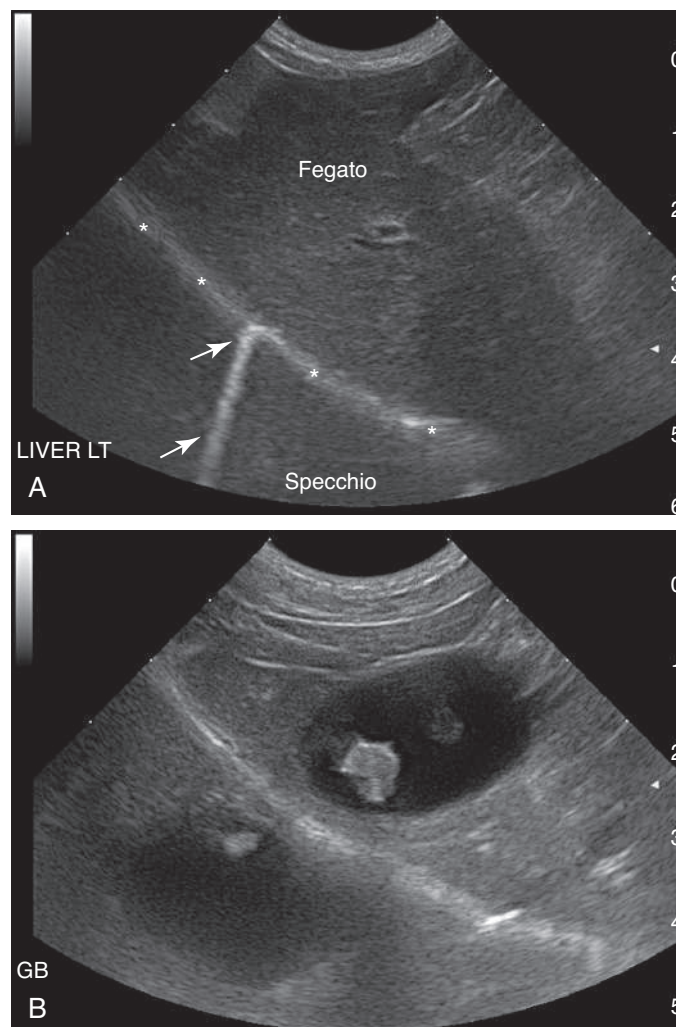


Fig. 1.42 Artefatto specchio. **A**, Un'immagine anomala del fegato (*Specchio*) è stata localizzata nel torace, a sinistra della superficie ecogena del polmone (****). Si osserva un artefatto *ring-down* solitario, a indicare un'irregolarità nella superficie del polmone (*freccia*). **B**, In questo esempio, si osservano le immagini speculari di fegato, cistifellea e calcoli biliari a sinistra dell'interfaccia polmone-diaframma.

Rifrazione

Come discusso in precedenza, la rifrazione è un fenomeno che avviene normalmente durante l'interazione degli ultrasuoni con i tessuti. Tuttavia, la rifrazione produce anche artefatti. La rifrazione del fascio ultrasonoro si verifica quando l'onda sonora incidente attraversa tessuti a diversa impedenza acustica. L'onda sonora trasmessa al secondo tessuto cambia direzione (Fig. 1.43). Questo può far sì che un riflettore (per esempio, un organo) sia visualizzato sul monitor in maniera errata. Diversi artefatti da rifrazione *in vivo* sono stati descritti nell'uomo, come l'artefatto fantasma o la duplicazione d'organo. L'artefatto fantasma, chiamato anche artefatto della doppia immagine e artefatto dell'immagine divisa, è spesso identificato nelle indagini ecografiche pelviche nelle donne.^{21,22}

Gli artefatti di duplicazione degli organi o addirittura di triplicazione hanno caratteristiche fisiche simili. I reni nei pazienti umani obesi sono una sede frequente per la formazione di questo artefatto.²³ La rifrazione si verifica tra la milza o il fegato e il tessuto adiposo adiacente e determina una duplicazione del rene. Gli artefatti da cono d'ombra e rinforzo acustico, dovuti parzialmente alla rifrazione, sono descritti separatamente.

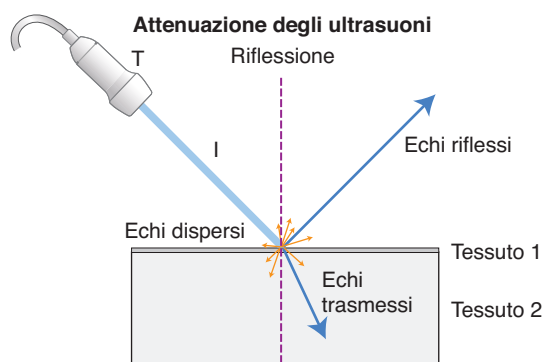


Fig. 1.43 Attenuazione. Schema che illustra la riflessione, la rifrazione (del fascio propagato) e la dispersione del fascio ultrasonoro incidente quando incontra un tessuto a diversa impedenza acustica (Tessuto 1, Tessuto 2). I, fascio incidente; T, trasduttore.

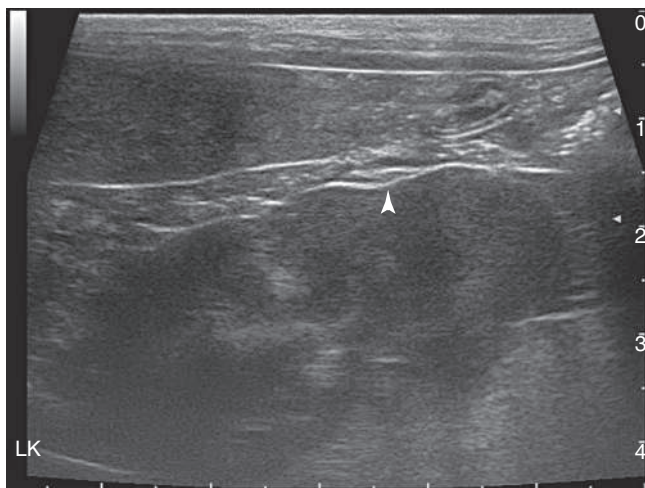


Fig. 1.44 Errore nella velocità di propagazione. La superficie del rene sinistro (LK) è artificiosamente depressa (punta di freccia), poiché il fascio di ultrasuoni sta viaggiando più lentamente attraverso il tessuto adiposo adiacente al rene nel campo superficiale. La milza è adiacente al rene nel campo superficiale a sinistra e un'ansa del piccolo intestino è sulla destra.

Errore nella velocità di propagazione

L'errore nella velocità di propagazione si verifica quando due tessuti superficiali rispetto a un organo hanno velocità di propagazione differenti. Questo artefatto può dislocare i margini degli organi o farli apparire irregolari. Può anche alterare la precisione nel misurare le normali strutture o le lesioni. Una frequente sede di questo artefatto è a livello della milza e del tessuto adiposo che ricopre il rene sinistro (Fig. 1.44). Poiché la velocità degli ultrasuoni nella milza è di circa 1540 m/sec, ma è leggermente più lenta nel tessuto adiposo (1450 m/sec), la porzione di rene al di sotto del tessuto adiposo è erroneamente riportata nell'immagine come più profonda di quanto è in realtà, producendo un margine irregolare. Questo perché l'ecografo considera una velocità media degli ultrasuoni di 1540 m/sec.

Nell'uomo, masse epatiche iperecogene, costituite in prevalenza da tessuto adiposo, sono associate a un'artificiosa dislocazione in profondità del diaframma. Questo si può verificare anche in cane e gatti con un'importante quantità di grasso a livello della porzione centrale del fegato rispetto ai margini ventrale o dorsale, e ciò genera un artefatto con dislocazione craniale o con discontinuità del margine diaframmatico. Questa dislocazione si spiega con la minore velocità del suono nel tessuto adiposo, che allunga il tempo di ritorno degli echi e aumenta quindi la distanza percepita dall'ecografo.²⁴ Altri esempi di dislocazione errata del diaframma si osservano in caso di versamenti addominali o pleurici. La discontinuità del diaframma è dovuta alla rifrazione del fascio di ultrasuoni che si verifica all'interfaccia tra il fegato e il liquido.²⁵

ARTEFATTI DA ATTENUAZIONE

Cono d'ombra posteriore

Il cono d'ombra posteriore si manifesta come un'area di echi a bassa ampiezza o intensità (area da ipoecogena ad anecogena), che si trova in profondità rispetto a strutture altamente attenuanti. Il cono d'ombra posteriore è secondario a una riflessione quasi completa o all'assorbimento quasi totale del suono.^{26,27} Maggiore è la percentuale del fascio che viene attenuata, maggiore è il cono d'ombra posteriore.¹ Questo artefatto è causato da gas o tessuto osseo (vedi Fig. 1.3). Nel caso di un'interfaccia tessuto parenchimoso-gas, il 99% del suono viene riflesso e l'ombra che ne deriva è definita "sporca" (disomogenea) a causa delle riflessioni multiple o delle riverberazioni, o di entrambe (vedi Fig. 1.3, A). Nel caso di un'interfaccia tessuto parenchimoso-osso, una porzione significativa del fascio di ultrasuoni viene assorbita; per questo sono assenti le riverberazioni e si forma un'ombra acustica definita "pulita" (omogenea o uniformemente nera) (Fig. 1.45). I calcoli urinari e biliari tendono a comportarsi come il tessuto osseo e creano un forte cono d'ombra posteriore pulito (Fig. 1.46). Anche il bario presente ad alte concentrazioni in un segmento intestinale può provocare un cono d'ombra posteriore. Si dovrebbe notare che piccole quantità di bario diluito possono non creare ombre acustiche o non possono essere differenziate dal gas intraluminale.

Tuttavia, il concetto di cono d'ombra sporco o pulito è tutt'altro che assoluto. In alcune occasioni, il gas produce un'ombra distinta e pulita e, al contrario, strutture calcificate possono determinare ombre acustiche sporche. La dimensione, la posizione rispetto alla zona focale, la frequenza della sonda e la composizione di un calcolo sono elementi cruciali per determinare un cono d'ombra posteriore. Il calcolo deve essere vicino alla zona focale della sonda e avere almeno le stesse dimensioni del fascio ultrasonoro incidente per determinare un cono d'ombra posteriore evidente.²⁸

I calcoli posizionati in un fantoccio da ecografie non producono necessariamente un cono d'ombra posteriore. Se i calcoli si trovano in una zona lontana dal punto focale, il fascio ultrasonoro può essere "molto largo" rispetto al calcolo e l'attenuazione del fascio è insufficiente e non si forma alcuna ombra acustica evidente.^{17,29} Le caratteri-

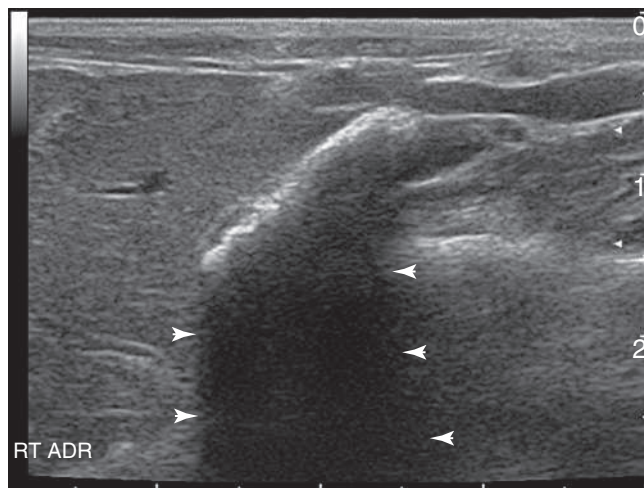


Fig. 1.45 Cono d'ombra posteriore. La surrenale destra calcificata di un gatto mostra un cono d'ombra posteriore "pulito" (*punte di freccia*), che appare come un'area anecogena al di sotto della superficie ecogena della ghiandola surrenale.

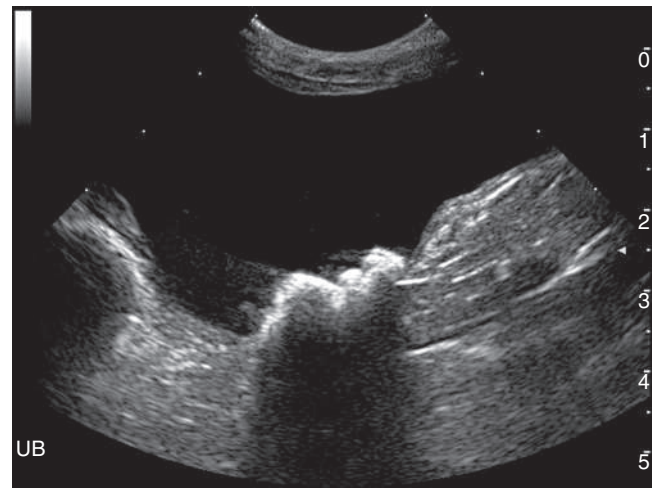


Fig. 1.46 Cono d'ombra posteriore. Numerosi calcoli vescicali creano un cono d'ombra posteriore pulito (o completo).

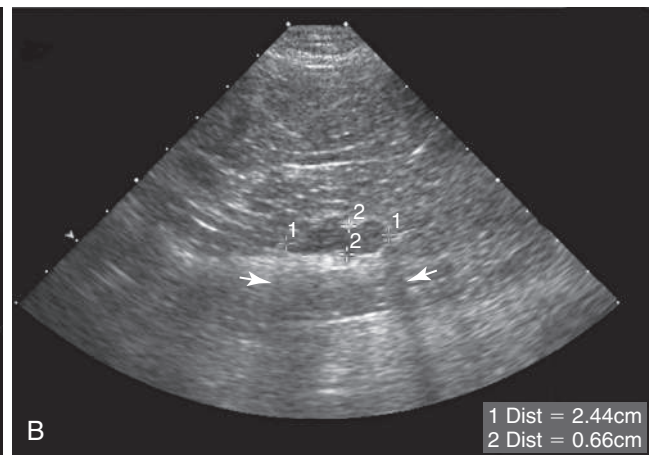
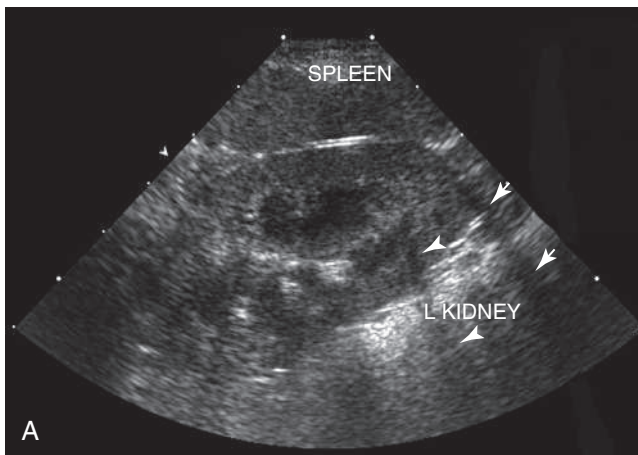


Fig. 1.47 Ombre acustiche laterali. **A**, Si possono osservare sottili linee scure che originano dai margini laterali del rene (*freccie*) e dall'interfaccia cortico-midollare all'interno del rene (*punte di freccia*). Sono presenti altri artefatti da ombre acustiche laterali che non sono segnalati. **B**, Ombre acustiche laterali (*freccie*) si possono formare anche da strutture molto piccole come le ghiandole surrenali, localizzate nell'immagine tra i cursori elettronici.

stiche del cono d'ombra posteriore sembrano non dipendere dalla composizione interna del calcolo, ma dipendono dalle caratteristiche della superficie riflettente.^{29,30}

Ombre acustiche laterali

Occasionalmente si identifica un'ombra acustica distalmente ai margini laterali di una struttura rotondeggiante o cistica. Questo fenomeno è dovuto alla velocità più bassa degli ultrasuoni in una struttura ripiena di liquido, che rifrange il fascio ultrasonoro all'interfaccia liquido-tessuto (vedi Fig. 1.5).²⁸ Questa rifrazione ai margini di una struttura curva si definisce anche ombra acustica laterale. Si osserva regolarmente sui margini delle strutture rotondeggianti, come la vescica urinaria, la cistifellea, le ghiandole surrenali, il rene e anche alla giunzione tra midollare e calici renali (Fig. 1.47).

Per comprendere meglio il comportamento apparentemente ambiguo del fascio ultrasonoro incidente avente una velocità di propagazione più alta o più bassa rispetto a una struttura curva, sono stati eseguiti studi *in vivo* e *in vitro*. Se la propagazione degli ultrasuoni

avviene con una velocità maggiore nella struttura curva rispetto alla velocità del fascio incidente, il fascio riflesso è divergente a causa della forma dell'interfaccia riflettente, e anche il fascio rifratto risulta divergente (sfocatura) per la variazione degli angoli di rifrazione attraverso il fascio. Se la struttura curva ha una propagazione degli ultrasuoni a velocità più bassa rispetto a quella del fascio incidente, il fascio riflesso risulta ancora divergente, sempre a causa della forma curva della struttura, mentre il fascio rifratto è ora convergente (focalizzazione), a causa dell'effetto "lento" della regione attraversata. Il fenomeno delle ombre acustiche laterali è dovuto, oltre alle cause già descritte, anche ai cambiamenti nel numero di echi (causati dall'azione di focalizzazione e dal differenziale di attenuazione tra il liquido all'interno della cisti e il tessuto circostante).²⁷

L'ecografia dell'addome caudale di un paziente con versamento peritoneale può mostrare una porzione centrale scarsamente ecogena della parete vescicale, che simula un danno della parete³¹ (Fig. 1.48). Il difetto artefattuale della parete della vescica deriva da un'ombra acustica laterale, causata dalla rifrazione del fascio.

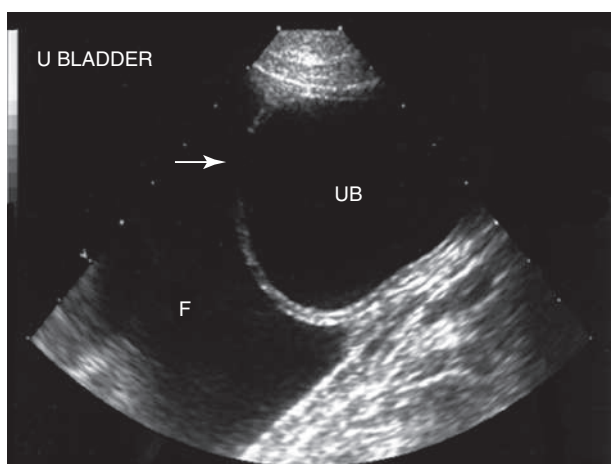


Fig. 1.48 Ombre acustiche laterali. Un'ombra acustica laterale crea l'errata impressione di un danno nella parete della vescica urinaria (*freccia*). È presente del liquido peritoneale anecogeno. *F*, fluido; *UB*, vescica urinaria.

Rinforzo di parete posteriore (*enhancement*)

Il rinforzo acustico di parete posteriore (chiamato anche rinforzo di trasmissione) rappresenta un aumento localizzato dell'ampiezza degli echi, che si verifica distalmente a strutture che attenuano di meno il fascio incidente (Fig. 1.49). Sul monitor, il rinforzo appare come un'area di maggiore luminosità; questo fenomeno si osserva spesso distalmente alla cistifellea e alla vescica urinaria. L'artefatto è utile per differenziare strutture cistiche da masse o noduli ipoecogeni o anecogeni. Le cisti hanno spesso margini lisci e distinti; ascessi, granulomi e tumori presentano margini irregolari e poco definiti, le cui forme contribuiscono a differenziare i diversi tipi di masse. Il rinforzo di parete posteriore e il cono d'ombra possono verificarsi in situazioni inaspettate. Si osservano occasionalmente masse iperecogene con rinforzo distale e masse anecogene con cono d'ombra distale. Per comprendere questi fenomeni apparentemente contraddittori, dobbiamo rifarci ai principi fondamentali della fisica degli

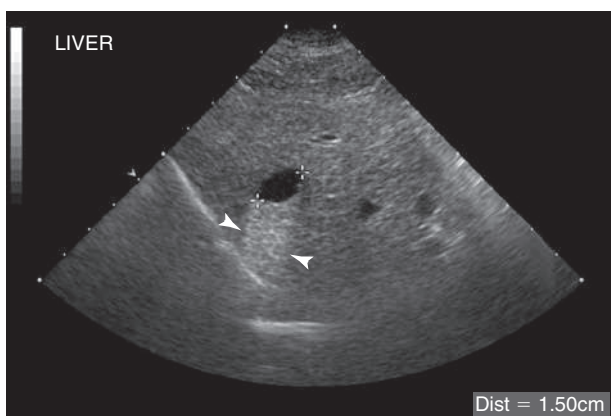


Fig. 1.49 Rinforzo di parete posteriore. Il parenchima epatico al di sotto della piccola cisti epatica anecogena (tra i cursori elettronici) risulta più luminoso rispetto al tessuto epatico circostante alla stessa profondità (*punte di freccia*). Questo succede perché il fascio di ultrasuoni non viene attenuato mentre passa attraverso la cisti e ha quindi un'energia maggiore rispetto agli ultrasuoni adiacenti che hanno attraversato il parenchima epatico. Questo fenomeno è definito rinforzo di parete posteriore.

ultrasuoni. L'attenuazione di un fascio ultrasonoro è il risultato di assorbimento, riflessione e diffusione; l'assorbimento è il fenomeno principale in un tessuto parenchimatoso (vedi Fig. 1.43). Per questo, ecogenicità (livello di diffusione degli echi) e attenuazione possono non essere correlate ed è possibile che ecogenicità alta e bassa si verifichino in caso di attenuazione sia alta sia bassa. Infatti, una massa iperecogena associata a rinforzo posteriore indica una bassa attenuazione attraverso la lesione, nonostante l'alta ecogenicità, che deriva probabilmente dall'effetto macchia determinato dagli *speckle* interni alla massa.

IL DOPPLER IN ECOGRAFIA

L'effetto Doppler si verifica quando gli ultrasuoni sono riflessi dalle cellule del sangue in movimento. Il suono riflesso ha una frequenza differente da quella di insonazione (o dal suono incidente), e questo fenomeno viene chiamato *Doppler shift*. Questo cambiamento in termini di frequenza può essere rappresentato sul monitor in diversi modi, al fine di studiare il flusso ematico. Il cambiamento che avviene può essere udito poiché il Doppler shift appartiene al range dell'udito umano.

L'effetto Doppler si utilizza in ecografia per rilevare la presenza, la direzione, la velocità e il carattere del flusso del sangue all'interno dei vasi. È in grado di differenziare i vasi sanguigni da strutture tubulari, non vascolari (per esempio, dotti biliari o pancreatici dilatati, ureteri o diverticoli renali). L'effetto Doppler si utilizza anche per rilevare la presenza di un flusso in caso di sospetta trombosi ed è divenuto essenziale nella diagnosi degli shunt porto-sistemici. In cardiologia il Doppler è indispensabile per la diagnosi di insufficienza valvolare, stenosi valvolare e del flusso cardiaco e di anomalie del setto (interatriale e interventricolare). Rappresenta un metodo accurato e non invasivo per misurare la velocità e la pressione del flusso ematico.

L'effetto Doppler può essere visualizzato in modi differenti sul monitor. Si riconoscono quattro modalità di Doppler utilizzati in ecografia, che si differenziano in base ai principi fisici che danno origine all'immagine: onda pulsata (PW, Pulse Wave), onda continua (CW, Continuous Wave), Color Doppler e Power Color Doppler. Il Doppler pulsato (PW) e il Doppler continuo (CW) sono definiti Doppler *spettrali* e mostrano informazioni quantitative come la velocità dell'onda in un ciclo, lungo l'asse delle *y* e delle *x*, rispettivamente (Fig. 1.50, A). Il Color Doppler e il Power Doppler utilizzano, per visualizzare le informazioni, mappe di colore del flusso ematico, sovrapposte a immagini bidimensionali in tempo reale nella scala dei grigi (vedi Fig. 1.50, B, C). Il sistema Doppler *duplex* è una tecnica che mostra simultaneamente i tracciati spettrali del Doppler pulsato o continuo e le immagini in B-mode (Fig. 1.51, A). Il Doppler *triplex* visualizza le informazioni ottenute dalla combinazione del sistema B-mode con quello del Color Doppler e del Doppler spettrale contemporaneamente in tempo reale (vedi Fig. 1.51, B).

Nella pratica veterinaria, si utilizzano più frequentemente il Color Doppler e il Power Doppler, rispetto al Doppler pulsato e a quello continuo, poiché l'interpretazione dei codici a colori è più semplice e più intuitiva rispetto all'analisi dei grafici spettrali. In cardiologia veterinaria il Doppler spettrale è invece utilizzato quotidianamente, tutte le volte in cui è necessaria la misurazione della velocità del flusso sanguigno. Nelle ecografie addominali, il Doppler spettrale si utilizza principalmente per differenziare il flusso arterioso da quello venoso e per l'esame della forma delle onde della vena porta e della vena cava caudale. L'uso del Doppler nella pratica clinica sarà discusso nei capitoli dedicati ai singoli organi.

Ai lettori più interessati si consiglia un approfondimento dei principi del Doppler, che va oltre gli obiettivi di questo testo.¹

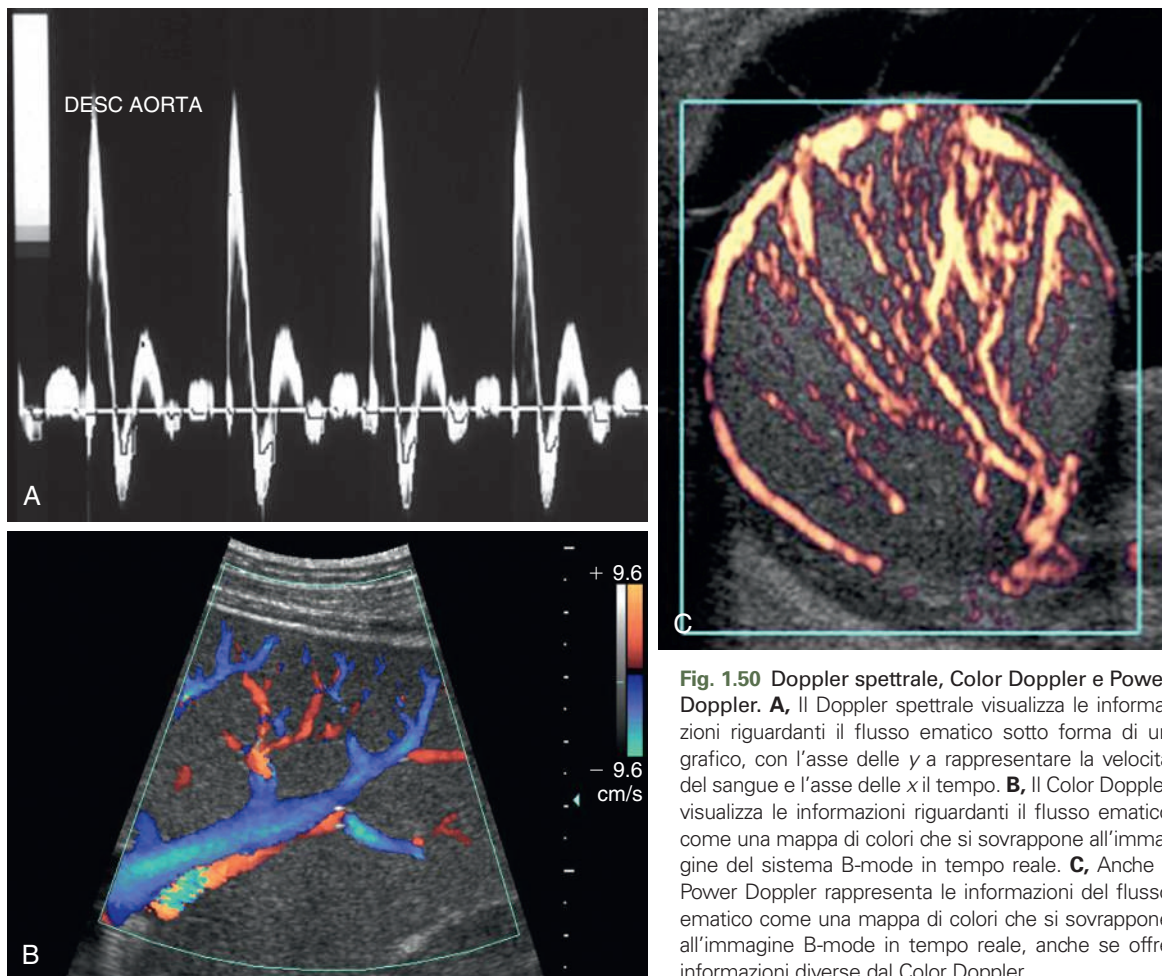


Fig. 1.50 Doppler spettrale, Color Doppler e Power Doppler. **A**, Il Doppler spettrale visualizza le informazioni riguardanti il flusso ematico sotto forma di un grafico, con l'asse delle y a rappresentare la velocità del sangue e l'asse delle x il tempo. **B**, Il Color Doppler visualizza le informazioni riguardanti il flusso ematico come una mappa di colori che si sovrappone all'immagine del sistema B-mode in tempo reale. **C**, Anche il Power Doppler rappresenta le informazioni del flusso ematico come una mappa di colori che si sovrappone all'immagine B-mode in tempo reale, anche se offre informazioni diverse dal Color Doppler.

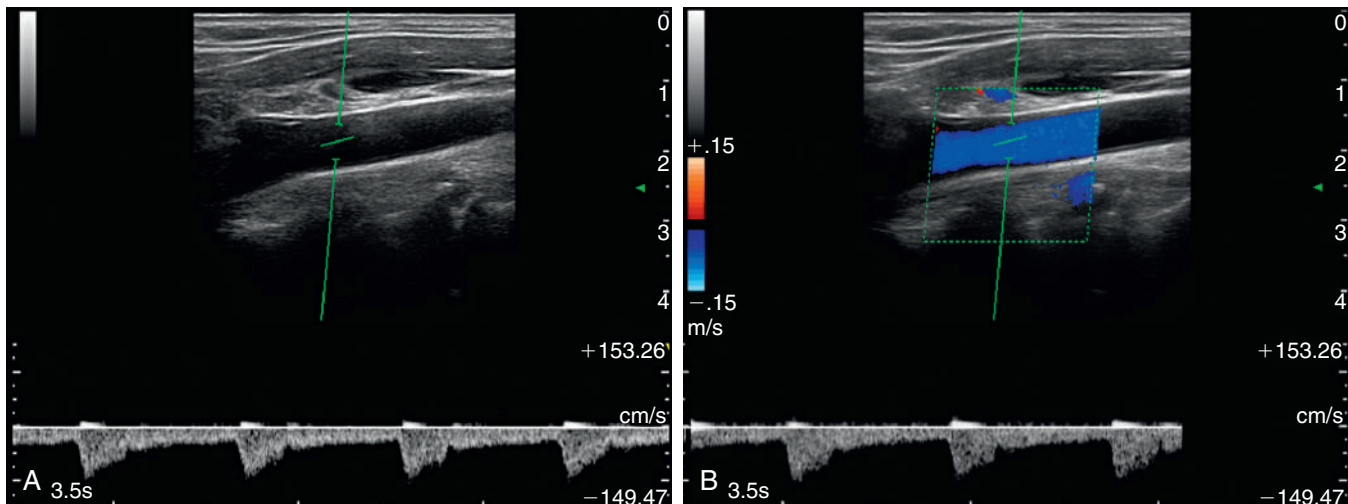


Fig. 1.51 Doppler duplex e triplex. **A**, Il Doppler duplex visualizza contemporaneamente sul monitor le informazioni del Doppler spettrale e quelle del sistema B-mode in tempo reale. **B**, Il Doppler triplex visualizza contemporaneamente i segnali del Doppler spettrale, del Color Doppler e del Power Doppler insieme all'immagine B-mode.

PRINCIPI FISICI DEL DOPPLER

L'effetto Doppler che interessa l'ecografia clinica è la variazione della frequenza del suono nel momento in cui le onde sonore vengono riflesse da bersagli in movimento, di solito i globuli rossi. Se il movimento avviene verso la sonda, la frequenza degli echi di ritorno è

maggiore di quella del suono trasmesso (shift positivo). Se il movimento avviene in allontanamento dalla sonda, gli echi hanno una frequenza minore rispetto al suono trasmesso (shift negativo) (Fig. 1.52). La differenza tra la frequenza trasmessa e quella ricevuta è definita Doppler shift. Maggiore è il Doppler shift, maggiore è la velocità del riflettente in movimento. Tuttavia, il Doppler shift non raggiungerà

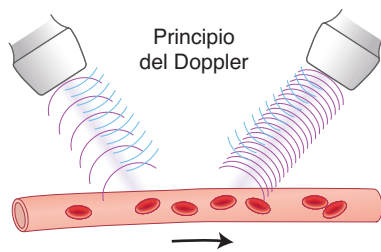


Fig. 1.52 Il principio del Doppler. Questo disegno illustra il principio fondamentale del sistema a ultrasuoni del Doppler. Il flusso ematico scorre da sinistra a destra. Le onde blu rappresentano la frequenza degli ultrasuoni emessi da ogni sonda. Il trasduttore di sinistra è posizionato in modo tale che il flusso ematico si allontani dal fascio di ultrasuoni. Le onde riflesse di ritorno (rosse) sono più distanziate e descrivono una frequenza di ritorno più bassa, definita come Doppler shift negativo. Il trasduttore di destra dirige il suo fascio di ultrasuoni verso il flusso ematico in avvicinamento. La frequenza di ultrasuoni di ritorno che ne deriva è più alta (onde rosse molto più ravvicinate tra loro) e indica un Doppler shift positivo.

valori elevati se il fascio trasmesso non è parallelo al flusso ematico. Infatti, in questo caso, deve essere applicato un fattore di correzione che tenga conto dell'angolo d'incidenza del fascio trasmesso. L'equazione dell'effetto Doppler descrive questa relazione:

$$f = (2Fv[\cos(a)])/c$$

dove f (Hz) rappresenta la frequenza del Doppler shift (differenza di frequenza tra il suono trasmesso e quello riflesso), F (Hz) è la frequenza originale del suono trasmesso, v (m/sec) è la velocità del riflettente in movimento, a è l'angolo tra il fascio incidente e la direzione del movimento del riflettente e c rappresenta la velocità del suono nel paziente (1540 m/sec nei tessuti parenchimatosi).

Per calcolare la velocità del riflettente, l'equazione viene trasformata come segue:

$$v = f, c/[2F \cos(a)]$$

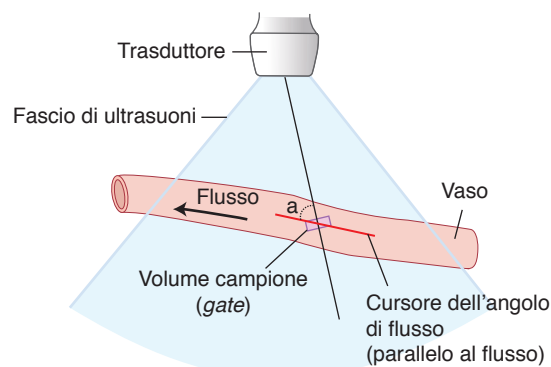
La Figura 1.53 mostra la relazione dell'effetto Doppler rispetto all'angolo d'incidenza del fascio ultrasonoro con il vaso sanguigno. Quando il fascio diventa parallelo alla direzione del flusso ematico

(angolo d'incidenza vicino a 0 e $\cos[a]$ vicino a 1), si produce una variazione massima della frequenza e l'angolo ha un effetto minimo sui calcoli che ne derivano. L'obiettivo quando si esegue un esame Doppler è quello di orientare il fascio incidente il più parallelo possibile al flusso per evitare errori di calcolo associati ad ampi angoli di incidenza. Questo è possibile nell'esame del flusso cardiaco e dei grandi vasi, ma difficile nell'indagine del flusso di vasi periferici che viaggiano quasi paralleli alla superficie cutanea. Sarebbe auspicabile un angolo d'incidenza inferiore a 60°, spesso però difficile da ottenere. Piccole variazioni dell'angolo d'incidenza sopra i 60° determinano modificazioni significative nel calcolo della velocità.

Il concetto più importante del Doppler è che la frequenza degli echi di ritorno viene comparata con la frequenza originale del suono trasmesso. La differenza è di solito nel range dei chilohertz e udibile quando trasmessa all'altoparlante dell'ecografo. L'informazione viene visualizzata anche sul monitor con la rappresentazione grafica del Doppler spettrale, in cui la variazione della frequenza (kHz) o quella della velocità (cm/sec) compaiono sull'asse verticale, mentre il tempo sull'asse orizzontale. Può essere visualizzata anche secondo una scala di colori.

DOPPLER PULSATO (PW)

Nel Doppler pulsato (PW) il suono viene inviato a impulsi sfruttando il principio degli echi pulsati nello stesso modo in cui viene inviato nelle modalità B-mode in tempo reale e M-mode. È possibile determinare con precisione la sede di origine dell'eco, misurando il tempo da questa impiegato per ritornare alla sonda. Gli echi che originano dal sangue in movimento arrivano al trasduttore in un intervallo di tempo che corrisponde alla *profondità* del vaso. Se durante questo intervallo vengono ricevuti e processati solo tali echi, è possibile calcolare la differenza di frequenza tra il suono trasmesso e quello riflesso da quel particolare vaso sanguigno. Questo processo è noto come *range gating*, nel quale il cancello (*gate*) si apre e si chiude per accettare echi solo da una particolare profondità (o all'interno di uno specifico vaso sanguigno). La sovrapposizione sull'immagine bidimensionale della posizione (profondità) e della dimensione del *gate* (*volume campione*), sotto forma di un cursore mobile rettangolare, consente la localizzazione precisa all'interno dell'area d'interesse (vedi Fig. 1.53). È possibile spostare il cursore *gate* sul monitor lungo una linea parallela al fascio incidente. Un cursore lineare più lungo si sovrappone al *gate* e può essere ruotato in modo da allinearsi parallelamente alla direzione del



Equazione del Doppler

$$V = \frac{f c}{2F \cos(a)}$$

V = velocità del sangue (cm/sec)
 f = variazione di frequenza (kHz)
 c = velocità degli ultrasuoni (cm/sec)
 F = frequenza del fascio iniziale (kHz)
 a = angolo tra il fascio di ultrasuoni e la direzione del flusso

Fig. 1.53 Doppler duplex. Nel sistema Doppler duplex si ha la sovrapposizione sul monitor dell'indicatore del fascio di ultrasuoni e del volume campione (*gate*) su un'immagine B-mode in tempo reale. L'indicatore del fascio di ultrasuoni rappresenta l'angolo del fascio incidente. Il volume campione mostra la sede e la dimensione dell'area esaminata. Un cursore manuale può essere allineato parallelamente a un vaso ematico per determinare l'angolo di incidenza tra il fascio e il vaso.

flusso ematico (definita come *correzione angolare*). Questo cursore consente di determinare l'angolo di incidenza del fascio trasmesso rispetto alla direzione del flusso (vedi Fig. 1.53).

La sonda utilizzata per il Doppler pulsato è la stessa che si usa per le ecografie in B-mode in tempo reale e in M-mode. Con i trasduttori elettronici moderni, quando si utilizza un PW Doppler, è possibile visualizzare contemporaneamente un'immagine B-mode in tempo reale, che consente la giusta localizzazione del cursore del Doppler (Doppler duplex, triplex). I trasduttori meccanici più vecchi impongono la scelta tra l'immagine Doppler e l'immagine B-mode. In questo caso l'operatore può passare dall'immagine in tempo reale Doppler a quella B-mode, oppure l'apparecchio può essere impostato in modo da aggiornare periodicamente le immagini (per esempio, ogni 2 secondi) o fornire una rappresentazione simultanea sia dell'immagine B-mode sia del PW Doppler in tempo reale.

Il Doppler pulsato è il sistema più comunemente utilizzato di Doppler spettrale, per la sua immediata disponibilità con quasi tutte le sonde moderne e per la possibilità di discriminare la profondità. Il suo più grande limite è che non è in grado di calcolare con precisione la velocità di un flusso ematico molto elevato (per esempio, flussi superiori a 2 m/sec come in corso di insufficienza della valvola mitrale o aortica e di stenosi polmonare) e determina un'alterazione nel rilievo delle velocità elevate e, quindi, *aliasing* (vedi più avanti al paragrafo *Artefatti importanti del Doppler*).

DOPPLER CONTINUO (CW)

Anche con il Doppler continuo (CW) si determinano il flusso ematico e la sua direzione, ma si utilizza un trasduttore speciale con due cristalli, che di per sé non sono in grado di riprodurre immagini bi-dimensionali. Il suono è inviato e ricevuto *ininterrottamente* mediante l'utilizzo di due cristalli distinti: uno trasmette, l'altro riceve. Il Doppler continuo non è in grado di determinare la profondità; rileva, invece, qualsiasi corpo in movimento lungo il percorso del fascio, compresi i vasi multipli o le pareti delle camere cardiache, un concetto noto come *ambiguità del range* (che risulterà importante quando, più avanti, discuteremo la differenza tra un CW spettrale e il PW). Tuttavia, il Doppler continuo è in grado di misurare velocità di flusso molto più elevate rispetto al Doppler pulsato, poiché il campionamento avviene continuamente senza bisogno di attendere l'eco di ritorno (ossia, non ci sono PRF o principio impulso-eco). Il CW è fondamentale per registrare velocità elevate, distalmente a insufficienze o a stenosi. Questa caratteristica rappresenta il pregio più importante del Doppler continuo, ampiamente sfruttato in ecocardiografia. La tecnologia CW Doppler si trova solo in sonde *phased array* e non è disponibile per sonde lineari o curve utilizzate per ecografie addominali.

INTERPRETAZIONE DELL'IMMAGINE DEL DOPPLER SPETTRALE

Come già ricordato, il Doppler spettrale funziona in modalità pulsata o continua. Entrambe le modalità riproducono sul monitor uno *spettro* di frequenze Doppler come velocità calcolate con equazione Doppler nel tempo.

Sul grafico, il tempo è rappresentato sull'asse orizzontale, la velocità sull'asse verticale (Fig. 1.54). La linea orizzontale del tracciato del Doppler spettrale indica il punto zero della variazione di frequenza (assenza di flusso) negli echi di ritorno. Per convenzione, il tracciato spettrale è *sopra* la linea di base zero quando la frequenza dell'eco di ritorno è maggiore della frequenza trasmessa, con il flusso diretto *verso* il trasduttore. Un tracciato *al di sotto* della linea

di base indica che il flusso è diretto *lontano* dal trasduttore e che la frequenza di ritorno è più bassa della frequenza fondamentale del fascio insonante (vedi Fig. 1.52).

L'ampiezza (direzione verticale o asse y) del tracciato spettrale indica il range di velocità dei globuli rossi (variazione di frequenza) in qualunque punto dell'asse del tempo. Nel flusso ematico laminare uniforme, come si può osservare nell'aorta, vi sono un forte incremento e un forte decremento delle velocità al picco sistolico. A causa del flusso laminare, vi è un range di velocità ridotto all'interno del ciclo cardiaco, e di conseguenza si genera un vuoto di segnale nel centro del tracciato. Un ampio range delle velocità del flusso all'interno di un vaso in un punto particolare del ciclo di impulsi viene definito *allargamento dello spettro* (*spectral broadening*) e si evidenzia come un aumento dell'ampiezza dell'onda tipicamente mostrata come segnali tra le velocità della base e del picco. Questo fenomeno è frequente in caso di restringimento significativo, in caso di turbolenza all'interno dei vasi e in caso di onde relative al flusso venoso. Un guadagno eccessivo o un cambiamento nel range dinamico della scala dei grigi, grandi volumi campione, oppure una localizzazione del volume campione troppo vicino alla parete del vaso possono erroneamente suggerire un allargamento dello spettro e indurre a un errore diagnostico.

La luminosità della scala dei grigi (ecogenicità) del tracciato rappresenta il *numero* di globuli rossi che viaggiano a una particolare velocità. La luminosità (scala dei grigi) dell'onda è utilizzata anche per rappresentare l'ampiezza di ogni componente della frequenza. Come nelle immagini ottenute con la metodica B-mode, la luminosità è influenzata dall'impostazione del guadagno del Doppler, come descritto più avanti nel paragrafo *Comandi di regolazione del Doppler*.

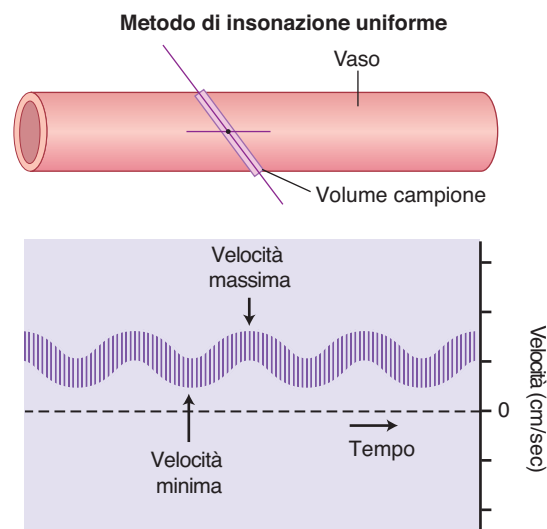


Fig. 1.54 Visualizzazione grafica del Doppler spettrale: metodo di insonazione uniforme. L'immagine del Doppler spettrale mostra velocità o variazione di frequenza sull'asse verticale e tempo sull'asse orizzontale. Se il tracciato compare sopra la linea di base, il flusso è diretto verso il trasduttore, mentre si allontana dal trasduttore se il tracciato compare sotto la linea di base. L'ampiezza del tracciato rappresenta il range delle velocità rilevate dei globuli rossi (variazioni di frequenza); la scala dei grigi all'interno del tracciato rappresenta il numero dei globuli rossi che si spostano a una particolare velocità. Per determinare la media delle velocità del flusso all'interno di un vaso si può utilizzare il metodo di insonazione uniforme. Con il metodo di insonazione uniforme il volume campione comprende l'intero vaso. Per questo, la visualizzazione grafica dello spettro riflette il range di tutte le velocità all'interno del vaso.

Esiste un'importante differenza tra i tracciati spettrali del Doppler pulsato e del Doppler continuo. I dati del tracciato CW non sono specifici per la profondità, ma riguardano il flusso a tutte le profondità lungo il cursore, quindi l'area al di sotto dell'onda spettrale riporta quasi sempre echi di diversa luminosità. Al contrario, un tracciato PW che rappresenta un flusso laminare, mostrerà un'area anecogena al di sotto dell'onda di ultrasuoni, poiché i globuli rossi si muovono essenzialmente alla stessa velocità (non c'è allargamento dello spettro) (Fig. 1.55).

In altre parole, un'onda tipica del tracciato CW è la rappresentazione caratteristica di un allargamento dello spettro.

Come già osservato, gli apparecchi ecografici possono calcolare automaticamente le variazioni di frequenza media o la velocità. È possibile calcolare un flusso ematico medio moltiplicando la velocità media per l'area della sezione trasversale del vaso. Il diametro del vaso e la velocità del sangue possono variare durante il ciclo cardiaco o con la respirazione, e questo fenomeno è riconoscibile sul tracciato spettrale. Il diametro medio dei vasi e la velocità devono essere utilizzati per ottenere una misurazione affidabile del flusso ematico medio.

Il sangue normalmente scorre più velocemente nella parte centrale del lume del vaso e più lentamente vicino alle pareti (flusso laminare). Il profilo del flusso è diverso nelle arterie e nelle vene e varia in base alla dimensione e alla localizzazione del vaso. Le grandi arterie possono mostrare un profilo del flusso laminare piatto (Fig. 1.56, A), mentre i vasi più piccoli presentano un flusso laminare a parabola appiattita (vedi Fig. 1.56, B) o un profilo laminare parabolico (vedi Fig. 1.56, C). Se viene campionato tutto il lume del vaso, si ottiene uno spettro della variazione delle frequenze.

Se il volume campione è tale per cui è possibile esaminare l'intero lume del vaso, si visualizza uno spettro di frequenze di ritorno che rappresenta tutte le velocità presenti all'interno del lume (vedi Fig. 1.54). Come già osservato, l'ampiezza del tracciato indica il range di velocità presente all'interno del volume campione. La scala dei grigi (luminosità) in qualunque porzione del tracciato rappresenta il numero di globuli rossi relativo, che viaggia a quella particolare velocità. Il tracciato appare di solito bianco su nero, in modo

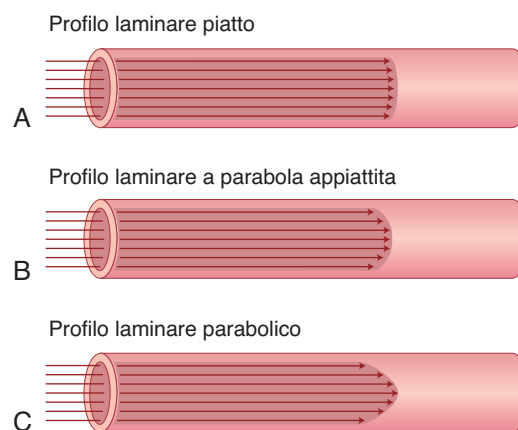


Fig. 1.56 Profili delle velocità dei flussi ematici. I profili di velocità dei flussi ematici presentano differenze nelle arterie e nelle vene, e variano a seconda della dimensione dei vasi. Il profilo laminare piatto si riscontra nelle grosse arterie (A), mentre profili laminari a parabola appiattita (B) o laminari parabolici (C) sono caratteristici dei vasi più piccoli.

che le aree più bianche del tracciato rappresentino il maggior numero di globuli rossi. La velocità media dipende dalla percentuale di cellule che viaggiano a una particolare velocità durante il ciclo cardiaco e respiratorio. Non è sufficiente utilizzare la parte centrale del tracciato spettrale del Doppler come velocità media, poiché non tiene in considerazione il numero di cellule a una particolare velocità (scala dei grigi). La maggior parte degli apparecchi Doppler a ultrasuoni calcola automaticamente la velocità media o la variazione della frequenza. In alcune patologie, come la stenosi valvolare, il rigurgito valvolare, lo shunt intracardiaco, le fistole artero-venose e lo shunt porto-sistemico si osserva l'allargamento del tracciato spettrale (aumento dell'ampiezza), per l'aumento del range di velocità dovuto al flusso turbolento.

È facile identificare le arterie con il Doppler spettrale, grazie alla forma pulsatile delle onde. In confronto, la maggior parte delle vene presenta un flusso non pulsatile, con velocità medie più basse rispetto alle arterie. La vena cava caudale e le vene epatiche rappresentano delle eccezioni e saranno discusse nel Capitolo 4.

La stenosi vascolare è associata a grandi variazioni di frequenza nel punto di massimo restringimento del vaso sia in sistole sia in diastole. Nelle regioni post-stenotiche si osserva un flusso turbolento. L'analisi di queste variazioni consente di calcolare il grado di restringimento dei vasi.

È possibile stimare anche la resistenza al flusso nel letto vascolare, distalmente al punto di misurazione. Un aumento della resistenza riduce il flusso diastolico. Gli indici calcolabili con il Doppler come il rapporto sistole/diastole (S/D), l'indice di resistività (RI) e l'indice di pulsatilità (PI) consentono di mettere a confronto il flusso in fase sistolica e in fase diastolica (Fig. 1.57). Questi indici sono utili per valutare stenosi, trombosi o più frequentemente l'aumento della resistenza al flusso nei vasi periferici.

COLOR DOPPLER

La maggior parte degli ecografi presenta un codice a colori (CD) per le misurazioni della velocità del sangue su una determinata area all'interno del campo visivo e sovrappone queste informazioni all'immagine bidimensionale nella scala dei grigi della modalità B-mode (Fig. 1.58). Con la tecnologia del Doppler pulsato (principio impulso-eco), i segnali che arrivano dai globuli rossi in movimento sono riprodotti a colori, in funzione del loro movimento in avvicinamento o in allonta-

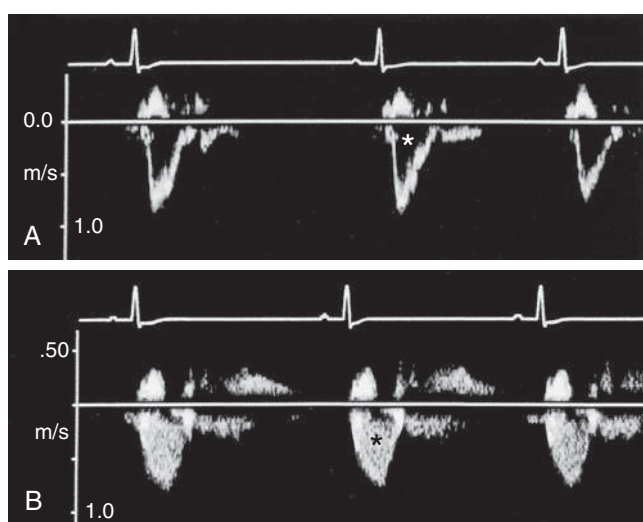


Fig. 1.55 Confronto dei tracciati spettrali tra il Doppler pulsato e il Doppler continuo. Queste onde appartengono al flusso in uscita dal ventricolo destro di un cane sano. **A**, Tracciato Doppler pulsato che mostra una velocità ematica uniforme, con un'ampia area anecogena sotto il tracciato spettrale (* bianco). **B**, Tracciato Doppler continuo che mostra un'area ecogena sotto il tracciato spettrale piena di echi (* nero), definita dall'allargamento dello spettro.

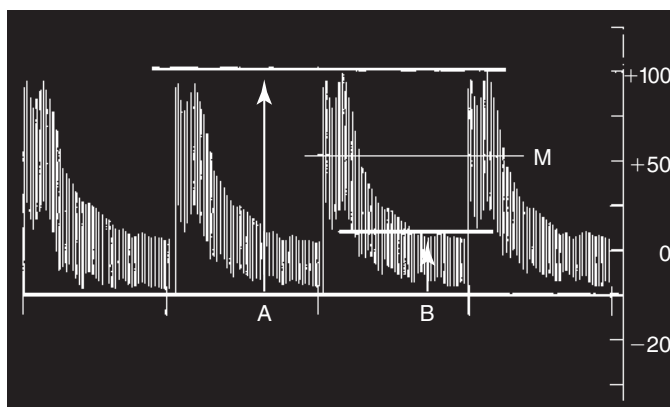


Fig. 1.57 Indici di resistività del flusso. Gli indici di resistività si utilizzano per stimare la resistenza al flusso nei letti vascolari periferici. Questi indici si basano sulla velocità o sulla frequenza dei picchi sistolici (A), sulla velocità o sulla frequenza telediastolica (B) e sulla velocità o frequenza media (M). Gli indici più usati sono il rapporto sistole/diastole [$S/D = A/B$], l'indice di resistività [$RI = (A - B)/A$] e l'indice di pulsilità [$PI = (A - B)/M$]. Questi indici sono stati individuati per la misurazione della velocità assoluta poiché sono indipendenti dall'angolo d'insonazione e meno soggetti a errori. Variazioni in questi indici possono aiutare a identificare alterazioni nella resistenza vascolare associate a rigetto di trapianti, disfunzione parenchimale o tumore maligno.

namento dalla sonda. L'intensità del colore indica anche la velocità relativa delle cellule. Per esempio, i gialli, gli arancioni e i rossi possono rappresentare il flusso diretto al trasduttore, il giallo-bianco indica le velocità più alte rilevate. Un flusso che si allontana dal trasduttore può essere rappresentato sotto forma di sfumature di blu e verde, con le velocità più alte rilevate in verde-bianco. La Figura 1.59 descrive la relazione e le differenze tra Color Doppler e PW Doppler spettrale.

Il Color Doppler ottiene informazioni sulla velocità *media* del flusso in una determinata area di interesse piuttosto che su specifiche velocità in una sede localizzata all'interno del tessuto (Fig. 1.60). Questo risultato è ottenuto dai dati relativi alla variazione della frequenza di molti volumi campione (definiti come *sampling gate*, ossia finestra di campionamento) lungo linee multiple, invece che da un singolo volume campione lungo una singola linea come avviene con il sistema convenzionale del Doppler pulsato. La visualizzazione dei flussi di colore rende più semplice l'interpretazione

ed è minore il rischio di perdere informazioni importanti sul flusso, poiché si valuta contemporaneamente un'area estesa (area di interesse). In caso di necessità, i vasi identificati con il Color Doppler (o il Power Doppler) possono poi essere esaminati accuratamente utilizzando il Doppler pulsato.

La barra di riferimento per la codifica a colori che appare sul monitor, la scala cromatica (Fig. 1.61), rappresenta le velocità medie dell'area di interesse. La barra è divisa in due da una sottile linea nera che rappresenta l'assenza di flusso (velocità 0 m/sec). Al di sopra e al di sotto di questa linea di base si trova la scala cromatica. Di solito, tonalità rosse-gialle si trovano nella parte superiore e tonalità blu al di sotto. In questo esempio il flusso di sangue verso il trasduttore è colorato in rosso, mentre quello che si allontana dal trasduttore è in blu (BART, Blue Away and Red Toward). Le sfumature di colore intense rappresentano le basse velocità, mentre le sfumature più chiare o un cambiamento di colore rappresentano le velocità maggiori. A ogni estremità della barra si trovano degli indicatori della scala di velocità,

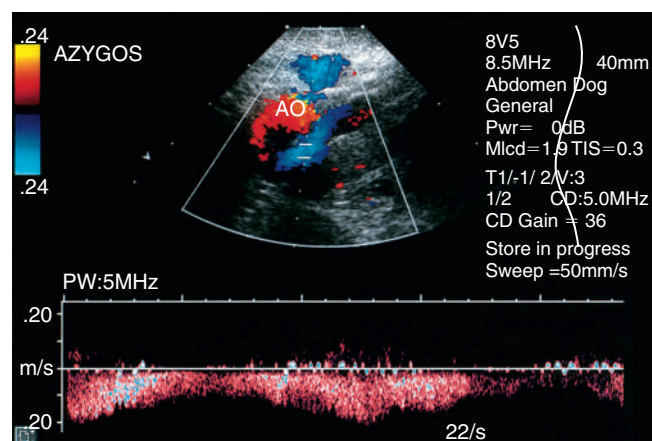


Fig. 1.58 Color Doppler. Con gli ecografi attuali è possibile ottenere simultaneamente immagini B-mode con Color Doppler e immagini Doppler spettrali (i cursori paralleli rappresentano il volume campione). Le informazioni del Color Doppler si sovrappongono all'immagine bidimensionale e sono utili per identificare numerose anomalie vascolari. È possibile determinare nello stesso momento se si tratta di un flusso arterioso o venoso, la velocità e la direzione di flusso e ottenere un tracciato spettrale.

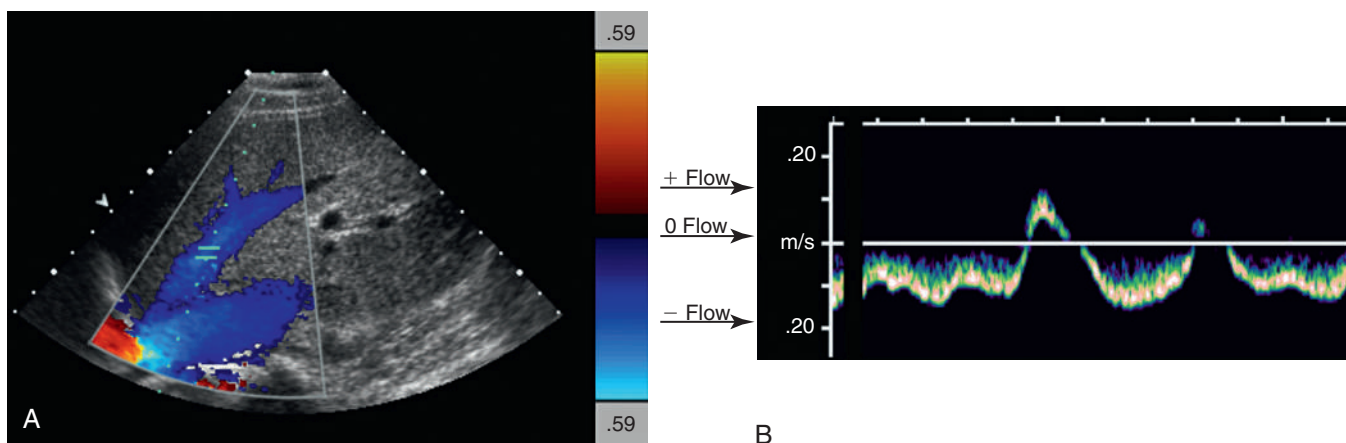


Fig. 1.59 Principi del Color Doppler e del Doppler spettrale. Questa figura mostra la relazione tra il Color Doppler (A) e il Doppler pulsato (PW) (B). All'interno dell'ampia finestra a colori (A) sul monitor, il sistema a onde pulsate viene utilizzato per valutare il Doppler shift (la variazione di frequenza) e per sovrapporre un'immagine a colori del flusso ematico all'immagine in B-mode. La sottile linea nera tra i rossi e i blu della scala cromatica rappresenta il flusso 0. Il Color Doppler visualizza la velocità media e non il picco di velocità, come invece è in grado di fare il PW Doppler (B). *Flow*, flusso.

che rappresentano la velocità media massima visualizzabile sul monitor senza il fenomeno di *aliasing*. Più piccolo è il numero, più sensibile è il sistema nel determinare i flussi lenti. Al contrario, numeri più alti indicano la capacità di rilevare flussi ematici di velocità superiore senza *aliasing*. Questi numeri sono correlati direttamente alla frequenza di ripetizione degli impulsi (PRF, Pulse Repetition Frequency), descritta più avanti. Tutti i Color Doppler presentano una varietà di scale cromatiche tra cui scegliere, rappresentate da barre di colori (Fig. 1.62). È importante osservare che la barra dei colori può essere capovolta (Fig. 1.63). Questo avviene regolarmente nelle indagini ecografiche del sistema vascolare dell'uomo (ma non nella medicina veterinaria), in modo che le arterie appaiano rosse e le vene blu.

Un altro tipo di scala (barra) del Color Doppler rappresenta la varianza di velocità (VV), che descrive, oltre alla velocità, la varianza del flusso ematico (Fig. 1.64). Un flusso ematico laminare ha una varianza bassa o nulla, mentre si osserva un'alta varianza in aree di stenosi dove si trova più spesso un flusso sanguigno turbolento. La barra VV riporta la velocità media sull'asse verticale (come la barra del Color Doppler appena descritta), mentre l'asse orizzontale della barra rappresenta la varianza; la varianza più bassa è lungo la parte sinistra della barra, la varianza maggiore lungo la destra. Le mappe VV si utilizzano soprattutto in ecocardiografia. Come per le scale convenzionali del Color Doppler, è disponibile una varietà di mappe VV che dipendono dalle preferenze dell'operatore e dalle necessità di applicazione. La varianza (grado di turbolenza) è solitamente rappresentata in verde, pertanto anziché subire *aliasing*, ogni pixel rilevato laddove la velocità media è troppo elevata rispetto alla scala Doppler, verrà evidenziato in verde senza avere inversione cromatica.

Due svantaggi delle immagini di flusso con il Color Doppler sono che (1) si visualizza soltanto la velocità media del flusso in un determinato volume o pixel 3D all'interno dell'area di interesse e (2) che la velocità massima rilevabile è limitata. Il Color Doppler è anche relativamente insensibile ai flussi sanguigni di basso volume. Inoltre, la visualizzazione del segnale dipende dall'angolo del fascio ultrasonoro incidente rispetto ai flussi, come nel caso del Doppler spettrale. Il Color Doppler è soggetto al fenomeno di *aliasing* e ad altri artefatti e può non rappresentare lo spettro completo del Doppler shift. Per questo, il risultato non è così preciso come quello che si ottiene da un'analisi a spettro completo utilizzando un Doppler convenzionale pulsato o continuo. Attualmente, l'esame Color Doppler è utile soprattutto come screening vascolare in ampie aree, in modo da identificare velocemente l'anomalia vascolare che verrà poi studiata mediante tecniche di PW

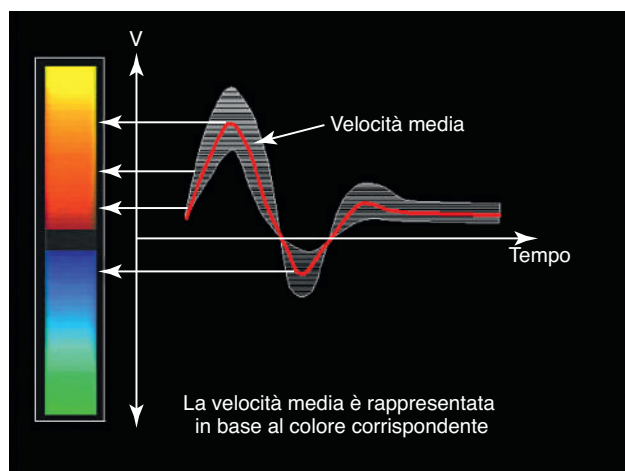


Fig. 1.60 Mappa della velocità media. La relazione tra il Doppler pulsato e le informazioni relative alla velocità media del flusso sanguigno è visualizzata con il sistema Color Doppler: a ogni valore di velocità media corrisponde una tonalità di colore.

Doppler spettrale. Fortunatamente, tutti gli ecografi dotati di Color Doppler sono dotati anche di PW Doppler spettrale. Quindi, con l'uso di queste tecniche di Doppler spettrale si possono ottenere e quantificare dati vascolari precisi dalle aree campionate.

POWER DOPPLER

La visualizzazione delle immagini con il Power Doppler avviene con la sovrapposizione di una mappa di colori su immagini B-mode in tempo reale, proprio come con il Color Doppler. Tuttavia, le informa-



Fig. 1.61 Barra dei colori del Color Doppler. Il colore rappresenta la velocità media nell'area campione. A ogni estremità si trovano gli indicatori della scala di velocità. Verso il trasduttore c'è un colore, per convenzione il rosso, lontano dal trasduttore per convenzione si utilizza il colore blu. La tonalità del colore indica la velocità del flusso ematico. Tonalità forti indicano velocità basse, tonalità più chiare o una variazione del colore indicano velocità più elevate. La velocità base o velocità 0 è indicata dal nero, tra le sfumature del rosso e del blu.

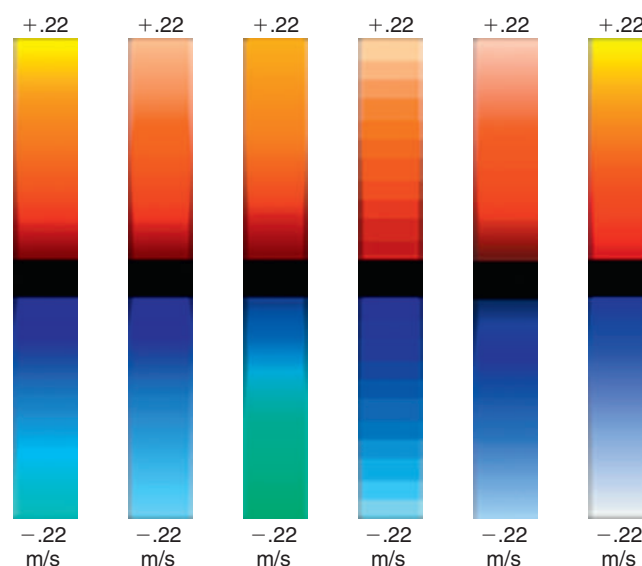


Fig. 1.62 Barre dei colori del Color Doppler. Sono disponibili diverse scale cromatiche per il Color Doppler, rappresentate da barre di colori. Le barre di colori indicano velocità media e direzione. Il numero in cima e in fondo a ogni barra rappresenta la velocità media massima visualizzabile prima che si verifichi il fenomeno di *aliasing*. Un aumento della frequenza di ripetizione degli impulsi (PRF) determina un numero maggiore e quindi la capacità di misurare velocità maggiori. Al contrario, una riduzione della PRF diminuisce la scala e aumenta la sensibilità del Doppler per velocità inferiori del flusso ematico.

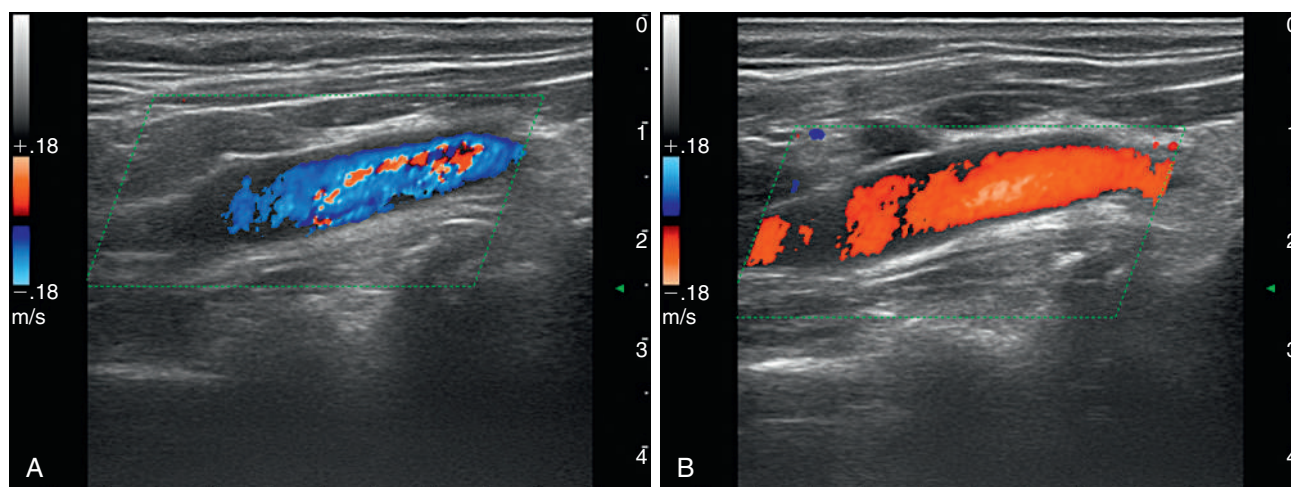


Fig. 1.63 Inversione della barra dei colori. **A**, La barra del Color Doppler viene visualizzata con il rosso al di sopra della linea di base, il blu al di sotto. In questo esempio, il flusso ematico è blu e va da destra a sinistra, lontano dal trasduttore (al di sotto della linea di base, blu). **B**, La barra dei colori è stata capovolta in modo che il blu ora sia sopra la linea di base e il rosso al di sotto. Ora il vaso ematico appare rosso. La direzione del flusso è ancora da destra a sinistra, lontano dal trasduttore, poiché il rosso è al di sotto della linea di base. Questa figura mostra che il codice a colori del flusso non indica necessariamente sangue arterioso o venoso.

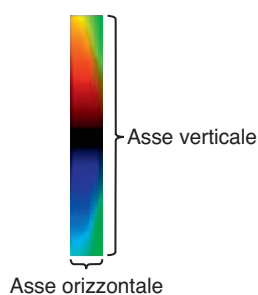


Fig. 1.64 Barra a colori della varianza di velocità. Un altro modo per evidenziare il flusso ematico con un codice di colori è la scala della varianza di velocità (VV). La velocità media viene rilevata sull'asse verticale (come nel Color Doppler standard), mentre sull'asse orizzontale, nello spessore della barra colorata, si evidenzia la varianza del flusso ematico.

zioni che riguardano il flusso ematico sono molto diverse. Il Power Doppler mette in evidenza l'intensità o l'energia del segnale Doppler, piuttosto che la variazione della frequenza media come nell'utilizzo del Color Doppler (Fig. 1.65).³² Sono la concentrazione dei globuli rossi e la presenza di flusso che determinano la potenza del Doppler. Con il Power Doppler non si verifica il fenomeno di *aliasing*, poiché non si visualizza la variazione della frequenza, e il Power Doppler non dipende assolutamente dall'angolo d'insonazione (vedi Fig. 1.68, D). Questa caratteristica rende il Power Doppler molto sensibile ai flussi lenti e alla rilevazione di vasi piccoli e profondi. Il limite è rappresentato dal fatto che non rileva informazioni riguardanti velocità, turbolenza e direzione del flusso, anche se alcune ditte produttrici offrono ora Power Doppler direzionali, che combinano la tecnologia dell'onda pulsata con il Power Doppler (vedi Fig. 1.67, C). Tuttavia, considerando gli elementi di fisica coinvolti, il Power Doppler non direzionale rappresenta la tecnica più sensibile attualmente disponibile per determinare la presenza o l'assenza di flusso ematico in determinati tessuti, masse o aree.

Diversamente dal Color Doppler, nel quale tutti i colori che appaiono nell'immagine sul monitor sono accompagnati da artefatti (rumore o distorsione dell'immagine), il Power Doppler consente di attri-

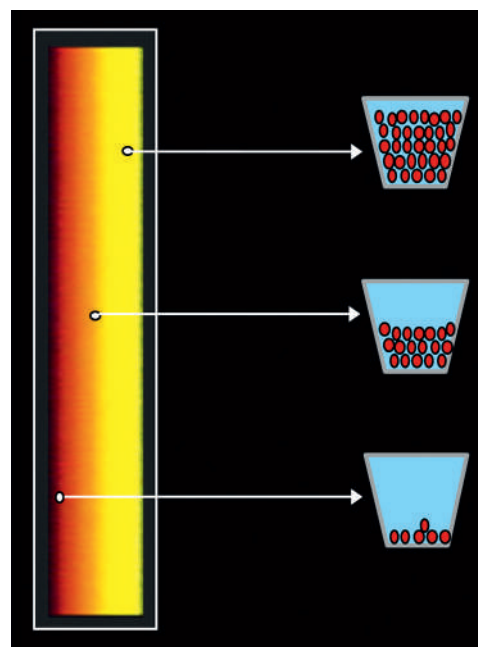


Fig. 1.65 Power Doppler. L'energia è proporzionale all'ampiezza dell'eco. Ogni segnale energetico corrisponde a una tonalità. La tonalità del colore dipende dal numero di cellule ematiche presenti nel volume campione e non è correlata alla velocità del sangue.

buire "un rumore" a uno sfondo di colore omogeneo. In questo modo, è possibile impostare un guadagno più alto e una PRF più bassa, con un aumento della sensibilità per la rilevazione del flusso nei vasi piccoli e in quelli con un flusso lento. L'ampiezza dei segnali sonori è molto inferiore all'ampiezza dell'eco ematica, determinando un eccellente rapporto tra segnale e rumore; l'ampiezza degli echi del rumore non modifica l'ampiezza dell'eco ematica. Ciò consente virtualmente al Power Doppler di visualizzare il flusso ematico che si differenzia dal rumore di fondo. Lo svantaggio principale del Power Doppler consiste nel fatto che è molto più sensibile agli artefatti da movimento (movi-

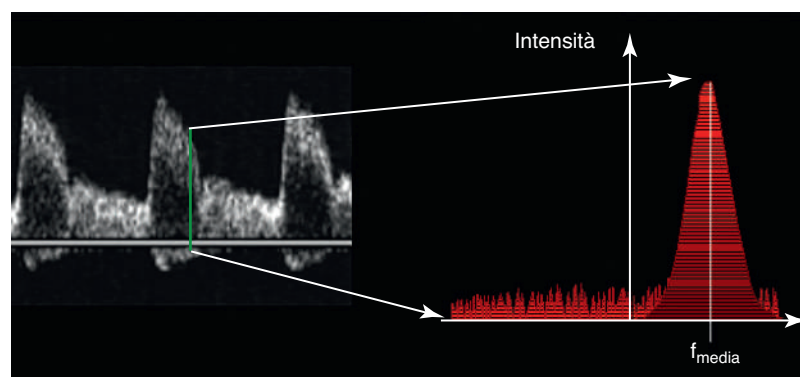


Fig. 1.66 Barra dei colori del Power Doppler. L'energia è la somma di tutte le intensità degli echi presenti in uno spettro di densità di potenza. È rappresentata dall'area al di sotto della curva dello spettro della densità di potenza.

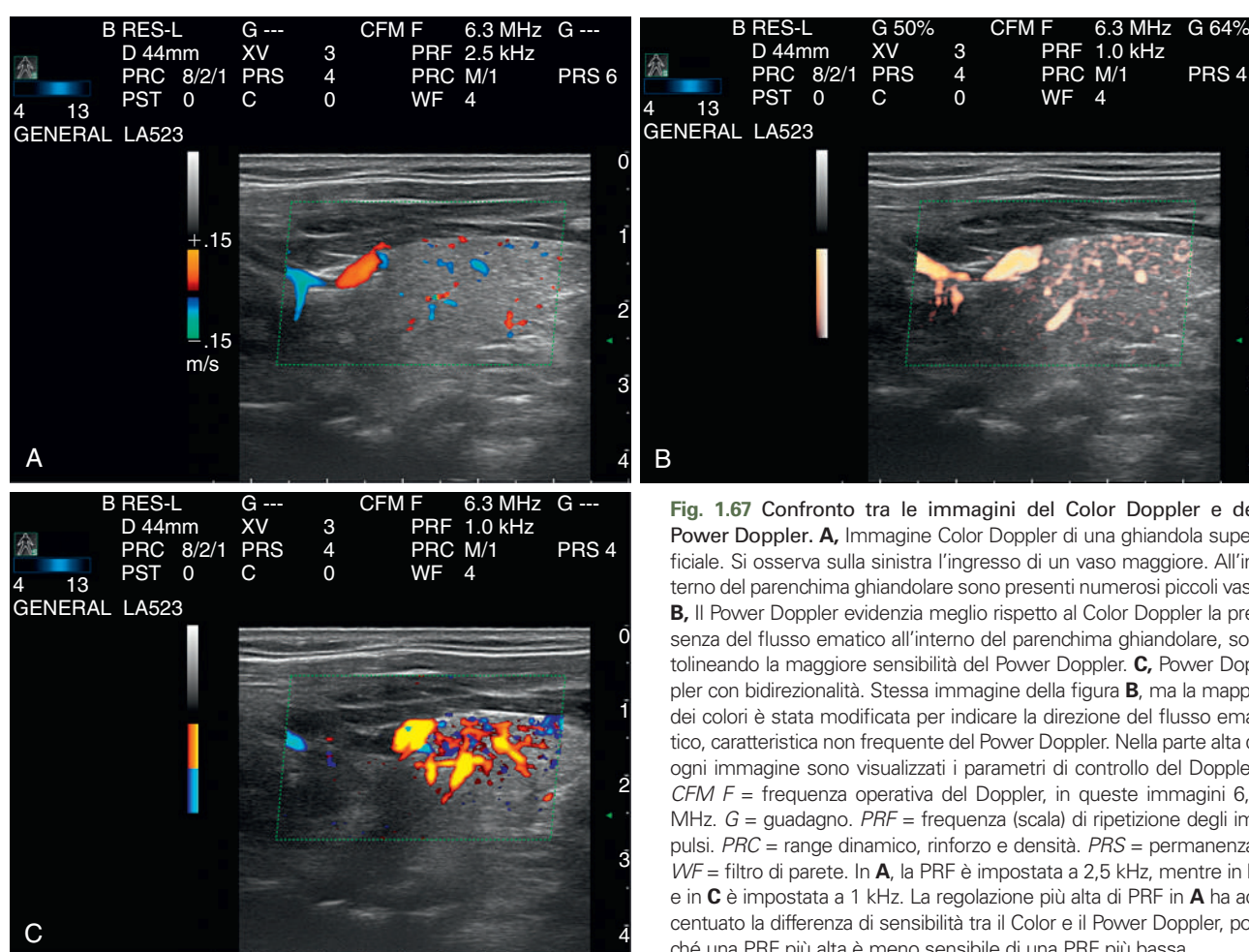


Fig. 1.67 Confronto tra le immagini del Color Doppler e del Power Doppler. **A**, Immagine Color Doppler di una ghiandola superficiale. Si osserva sulla sinistra l'ingresso di un vaso maggiore. All'interno del parenchima ghiandolare sono presenti numerosi piccoli vasi. **B**, Il Power Doppler evidenzia meglio rispetto al Color Doppler la presenza del flusso ematico all'interno del parenchima ghiandolare, sottolineando la maggiore sensibilità del Power Doppler. **C**, Power Doppler con bidirezionalità. Stessa immagine della figura **B**, ma la mappa dei colori è stata modificata per indicare la direzione del flusso ematico, caratteristica non frequente del Power Doppler. Nella parte alta di ogni immagine sono visualizzati i parametri di controllo del Doppler. CFM F = frequenza operativa del Doppler, in queste immagini 6,3 MHz. G = guadagno. PRF = frequenza (scala) di ripetizione degli impulsi. PRC = range dinamico, rinforzo e densità. PRS = permanenza. WF = filtro di parete. In **A**, la PRF è impostata a 2,5 kHz, mentre in **B** e in **C** è impostata a 1 kHz. La regolazione più alta di PRF in **A** ha accentuato la differenza di sensibilità tra il Color e il Power Doppler, poiché una PRF più alta è meno sensibile di una PRF più bassa.

menti respiratori del paziente o movimento della sonda) e che il *frame rate* (la frequenza di cambio) delle immagini tende a essere più lento rispetto al Color Doppler.

La barra dei colori del Power Doppler differisce per diversi aspetti da quella del Color Doppler. Per prima cosa si legge *orizzontalmente*; il segnale energetico è codificato secondo una scala cromatica nella quale le diverse tonalità corrispondono a differenti livelli di energia; ogni tonalità rappresenta un diverso numero di globuli rossi in movimento. La brillantezza dei colori è correlata al numero di globuli rossi in movimento, non alla velocità media

come nel Color Doppler. Le tonalità più scure sulla sinistra rappresentano un minor numero di globuli rossi, mentre le tonalità più chiare sulla destra rappresentano un maggior numero di globuli rossi (Fig. 1.66). L'operatore può scegliere sul menù tra diverse scale cromatiche; le scale cromatiche variano a seconda dell'azienda produttrice.

La Figura 1.67 illustra le differenze nella modalità di visualizzazione delle immagini tra Color Doppler e Power Doppler. La Tabella 1.6 mette a confronto e riassume i vantaggi e gli svantaggi dei due sistemi.

TAB. 1.6 Confronto tra Power e Color Doppler: vantaggi e svantaggi

VANTAGGI (+) E SVANTAGGI (-)	
Power Doppler	Color Doppler
- Non rileva la velocità	+ Rileva la velocità media
- Non rileva la direzione	+ Rileva la direzione del flusso
+ Molto sensibile	- Poco sensibile
+ Non soggetto ad aliasing	- Soggetto all'artefatto da aliasing
+ Indipendente dall'angolo del flusso	- Dipendente dall'angolo del flusso

APPARECCHIATURE PER LE MODALITÀ DOPPLER

La strumentazione Doppler disponibile comprende diverse sonde curve, lineari e *phased array* in grado di acquisire quasi simultaneamente immagini bidimensionali in scala di grigi e informazioni relative al flusso, attraverso una particolare frequenza degli impulsi.

L'impulso del Doppler è interposto agli impulsi dell'imaging ecografico. Utilizzando questi tipi di sonde, è molto più semplice mantenere il volume campione nell'area desiderata e acquisire dati Doppler, qualora si realizzi un esame che sfrutti contemporaneamente imaging ecografico e Doppler. Il limite è rappresentato dal *frame rate*. Eseguendo questo tipo di imaging, doppio o triplo (se si aggiunge anche il PW Doppler) si assiste a un'importante riduzione del *frame rate*, spesso fino a meno di 10 frame per secondo. Una tecnica per aggirare questa riduzione di *frame rate* consiste nel limitare le dimensioni del campionamento nell'area di interesse e del campo bidimensionale in scala di grigi. Inoltre, si potrebbe anche accendere e spegnere al bisogno l'imaging in scala di grigi, utilizzando un tasto solitamente posizionato in prossimità dei tasti Doppler sulla tastiera dell'ecografo.

COMANDI DI REGOLAZIONE DEL DOPPLER

I comandi di regolazione del Doppler sono di solito raggruppati in una porzione distinta del pannello di controllo dell'ecografo, separati in modo logico dai pulsanti che regolano la modalità B-mode e le altre funzioni dell'ecografo. I comandi di base comprendono tasti o interruttori per la scelta del tipo di Doppler desiderato (PW, CW, Color o Power Doppler), per il cursore Doppler, per il *gate* o volume campione, per la correzione dell'angolo, per il guadagno, per la frequenza del trasduttore del Doppler, per la frequenza di ripetizione degli impulsi (scala), per le scale cromatiche, per l'adattamento della linea di base, per la priorità, per i filtri di parete, per la persistenza e per varie mappe *post-processing* simili a quelle disponibili per le ecografie B-mode (vedi Fig. 1.7).

Per iniziare un esame con il Doppler spettrale, la linea che indica il fascio Doppler è allineata, di solito tramite una *track ball*, con il vaso da studiare. Con il Doppler pulsato si posiziona il volume campione (*gate*) all'interno del lume del vaso e si adatta la larghezza alla dimensione del vaso da campionare. Il cursore dell'angolo di flusso viene quindi regolato in modo da risultare perfettamente parallelo al vaso (vedi Figg. 1.53 e 1.54). L'ecografo ha una frequenza di ripetizione degli impulsi (PRF) pre-impostata. Una volta che il PW è attivato, dovrebbe apparire un grafico spettrale del Doppler shift e si dovrebbe udire un segnale sonoro. Se non si registra alcun segnale, si abbassa la PRF fino a che si osserva un tracciato spettrale. Oppure, nel caso in cui il segnale sia in *aliasing*, si aumenta la PRF per ridurre la sensibilità. Con il CW Doppler si posiziona solo l'indicatore del fascio, poiché non esiste il *gate*, non si ha la rilevazione della profondità o ambiguità del range (*range ambiguity*).

Con il Color Doppler l'area campione si posiziona sopra la regione da esaminare all'interno dell'immagine in scala di grigi (vedi Fig. 1.58 o qualsiasi figura riguardante il Color Doppler). Una volta attivato, dovrebbe comparire una mappa di colori a indicare il flusso ematico; se non succede, si riduce la PRF (aumentando la sensibilità) fino a che non si osserva un flusso.

Uno degli aspetti più complicati dell'ecografia Doppler spettrale è l'allineamento del cursore Doppler con i vasi sanguigni. È importante ricordare che il segnale migliore e più preciso si ottiene quando il vaso è parallelo al segnale Doppler (parallelo quindi al cursore del fascio Doppler). In molti casi i vasi sanguigni sono più perpendicolari che paralleli, restituendo un segnale debole o inesistente. La Figura 1.68 mostra l'effetto dell'angolo di incidenza sul segnale Doppler e sull'immagine.

Il movimento del paziente rappresenta un altro frequente ostacolo all'ottenimento di immagini Doppler di alta qualità. L'agitazione del paziente, il movimento respiratorio e quello cardiaco e persino la peristalsi gastrointestinale portano alla formazione di artefatti istantanei sia con il Doppler spettrale sia con il Color Doppler (Fig. 1.69). L'uso corretto del Doppler si raggiunge con l'esperienza e attraverso la comprensione dei principi fisici e della miriade di comandi di regolazione. L'insistenza su questo punto non è un'esagerazione; diagnosi errate con il Doppler capitano di frequente. La Figura 1.67 illustra la visualizzazione sul monitor dei parametri di regolazione del Doppler.

Guadagno

Il Doppler ha il suo regolatore di guadagno dedicato, indipendente dal guadagno del B-mode (vedi Fig. 1.7). I principi e la funzione del guadagno dell'ecografia in modalità B-mode si applicano anche al Doppler. Tuttavia, nel Color Doppler non si utilizzano i regolatori di TGC. Se il guadagno è insufficiente, l'immagine appare troppo scura (senza segnale spettrale o senza colore); un guadagno eccessivo produce un'immagine troppo luminosa piena di artefatti (Figg. 1.70 e 1.71). Una regola empirica per impostare il guadagno del Doppler prevede di aumentarlo fino a che si formano artefatti *speckle* (o a macchie) e quindi di ridurlo fino al punto in cui lo *speckle* scompare. I guadagni del Doppler spettrale e del Color Doppler sono indipendenti uno dall'altro e dal guadagno del B-mode.

Frequenza di ripetizione degli impulsi

La frequenza di ripetizione degli impulsi (PRF) corrisponde al numero di impulsi di ultrasuoni emessi per unità di tempo. Rappresenta uno dei comandi più utili e importanti sia per il Doppler spettrale sia per il Color Doppler. Su alcuni apparecchi la PRF è riportata come *scala di velocità* o *scala*. L'aumento o la diminuzione della PRF determina l'aumento o la diminuzione della scala di velocità. Nelle indagini Doppler, è necessaria una PRF alta (per esempio, 6 o 8 kHz) per un esame accurato dei vasi a flusso elevato, come l'aorta o le arterie renali, le carotidi o altre arterie. Una PRF bassa (per esempio, da 250 a 2000 Hz) si utilizza per visualizzare la vascolarizzazione del parenchima di un organo e per evidenziare piccoli vasi. Tuttavia, l'utilizzo di una PRF bassa rende gli ultrasuoni molto sensibili agli artefatti da movimento.

Gli impulsi ultrasonori devono essere sufficientemente intervallati per consentire agli echi di ritorno di raggiungere il trasduttore, prima che venga emesso l'impulso successivo. Se un impulso successivo di ultrasuoni viene trasmesso troppo presto, la sovrapposizione con gli echi di ritorno produce artefatti. L'utilizzo di una PRF troppo bassa provoca il superamento del limite di Nyquist e il fenomeno di *aliasing* (che sarà discusso brevemente nel paragrafo *Artefatti importanti del Doppler*). Una PRF troppo alta rende il Doppler insensibile a qualsiasi cosa, tranne che ai flussi ematici più veloci. In questo caso, può sfuggire il rilievo di un flusso lento

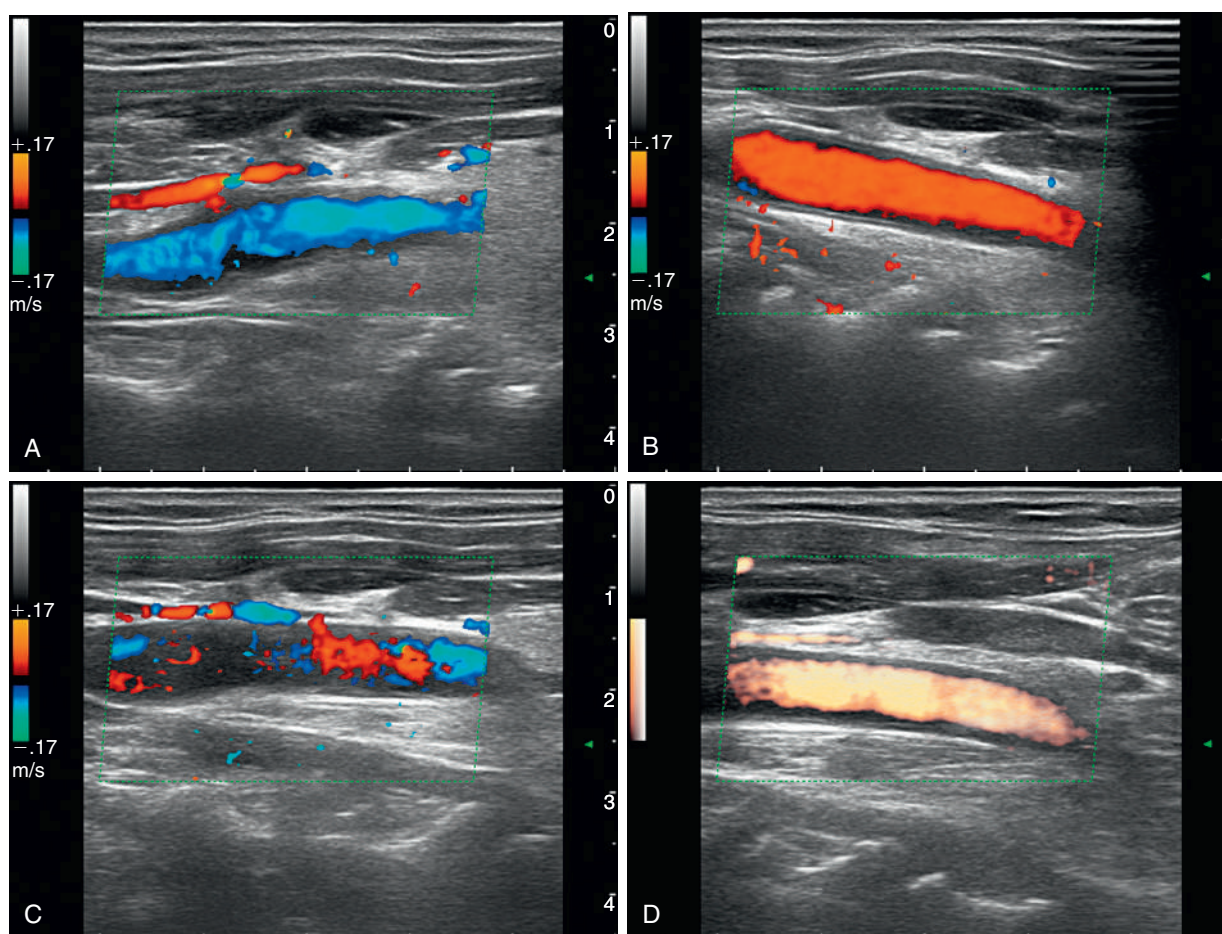


Fig. 1.68 Effetto dell'angolo di insonazione sul segnale Doppler. **A**, Un grosso vaso sanguigno presenta un flusso che si allontana dal trasduttore ed è visualizzato in blu. Un vaso più piccolo e più superficiale è codificato in rosso, a indicare un flusso ematico che va verso il trasduttore. **B**, Variando semplicemente l'inclinazione del trasduttore, il sangue del vaso maggiore in **A** viaggia ora verso il trasduttore; il flusso ematico è codificato in rosso. Il vaso più piccolo dell'immagine **A** non è visibile. **C**, La superficie di contatto del trasduttore è ora parallela ai vasi ematici, con un angolo di insonazione di 90° . In questo esempio, il segnale è molto scarso, come si evince dallo scarso riempimento del lume. Degno di nota anche il mix tra rosso e blu all'interno dei due vasi; in questo caso non può essere rilevata la direzione. **D**, Immagine Power Doppler che mostra un buon riempimento del lume dei vasi. Questo dimostra l'indipendenza dell'angolo di insonazione del Power Doppler.

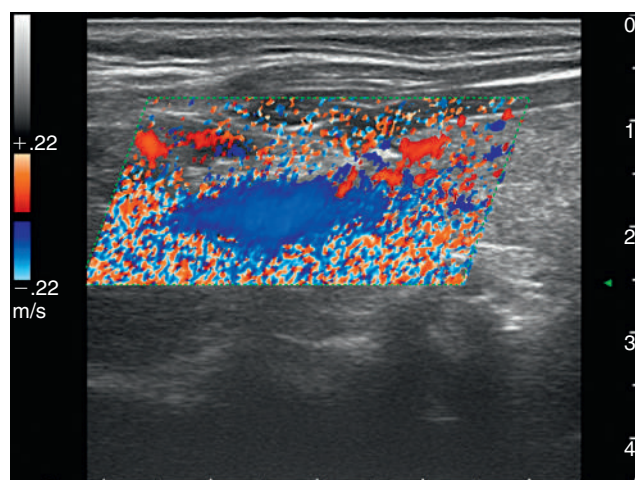
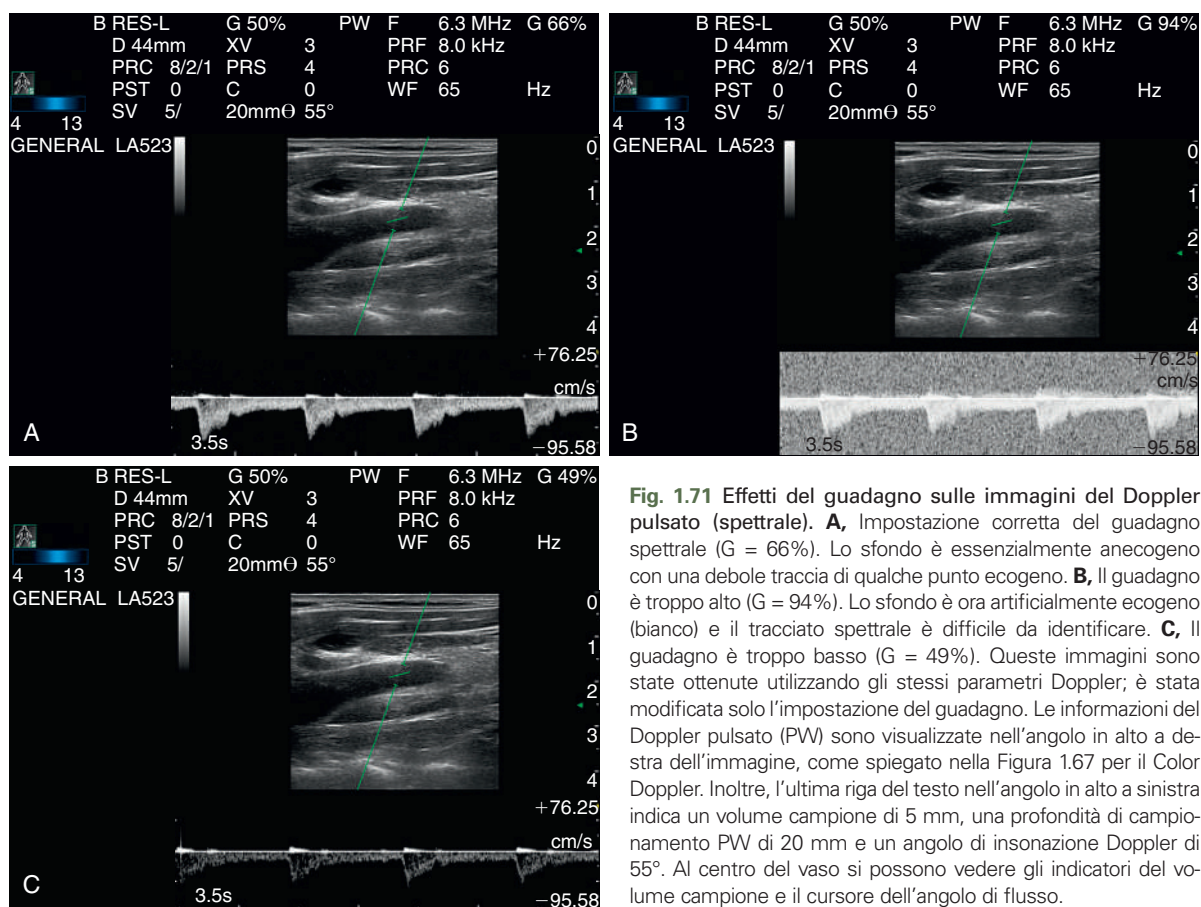
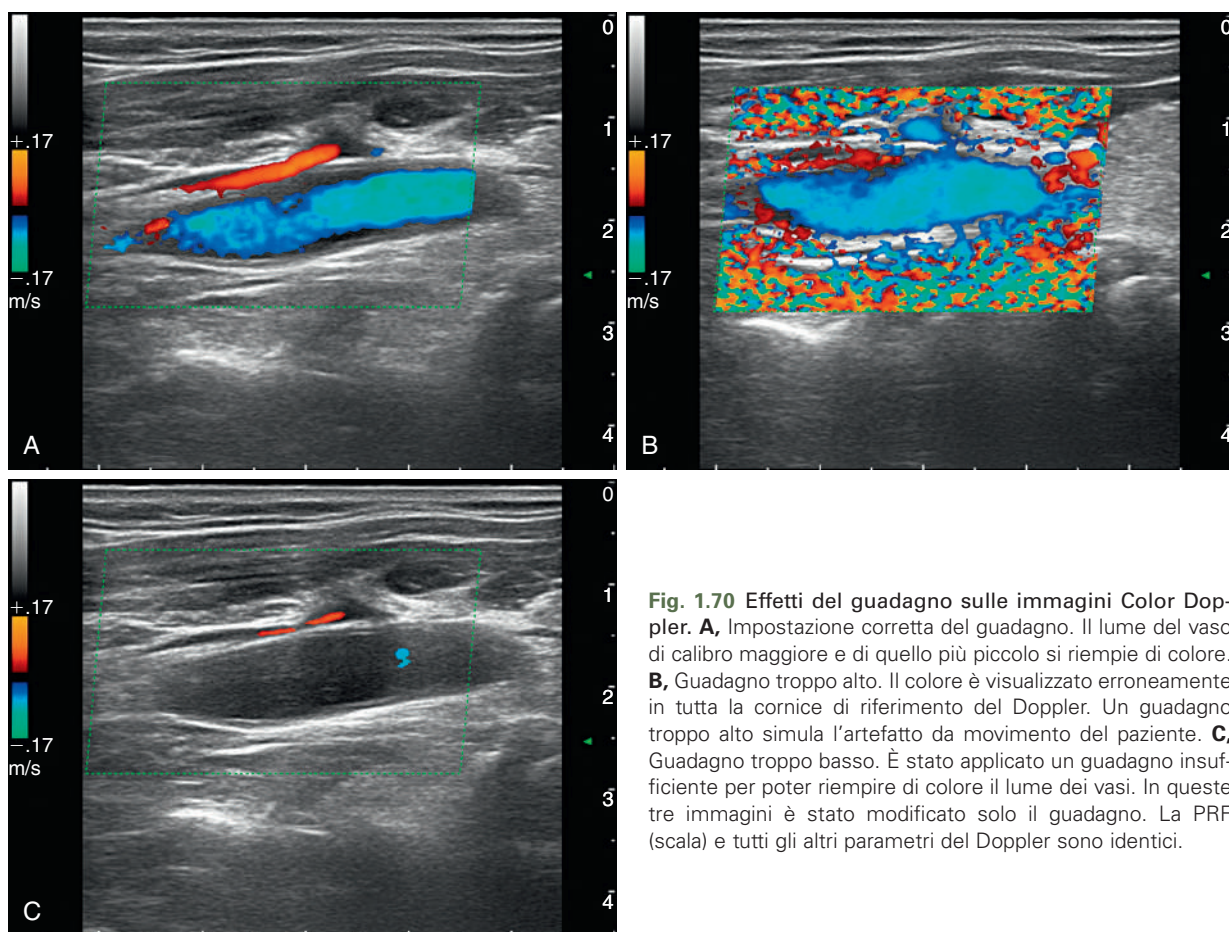


Fig. 1.69 Artefatto da movimento. Il movimento del paziente disturba l'acquisizione dell'immagine Doppler ed è riconoscibile per la presenza di flash di colori non correlati al flusso ematico. Il movimento può essere dovuto all'agitazione o al disagio del paziente, ma anche alla respirazione, al movimento cardiaco, a rapidi movimenti della sonda e persino alla peristalsi gastrointestinale.

all'interno degli organi o di vasi più piccoli, oppure si può erroneamente diagnosticare la mancanza di vascolarizzazione. Per questo, l'utilizzo di una PRF che sia la più bassa possibile consente di rilevare i flussi più piccoli, mentre per rilevare l'immagine di quelli più abbondanti è necessaria un'adeguata regolazione verso l'alto (Fig. 1.72).

Frequenza del trasduttore del Doppler

Come nel caso delle frequenze delle sonde per la modalità B-mode, l'ecografista può scegliere la frequenza Doppler più adatta e questa è assolutamente indipendente dalla frequenza impiegata per il B-mode. La sensibilità del Doppler migliora con frequenze più alte, ma l'aumento dell'attenuazione del suono limita la profondità di penetrazione. È quindi bene utilizzare la frequenza più alta necessaria per penetrare alla profondità voluta, come nelle tecniche di ecografia convenzionale. Le frequenze maggiori si utilizzano per piccole strutture, organi e tessuti più superficiali. Frequenze Doppler più basse si utilizzano per penetrare le strutture più profonde, come il fegato e, in pazienti di grosse dimensioni, difficili da esaminare. Può essere necessario l'utilizzo di una frequenza più bassa per migliorare la qualità del segnale Doppler, rilevato a una frequenza più alta.



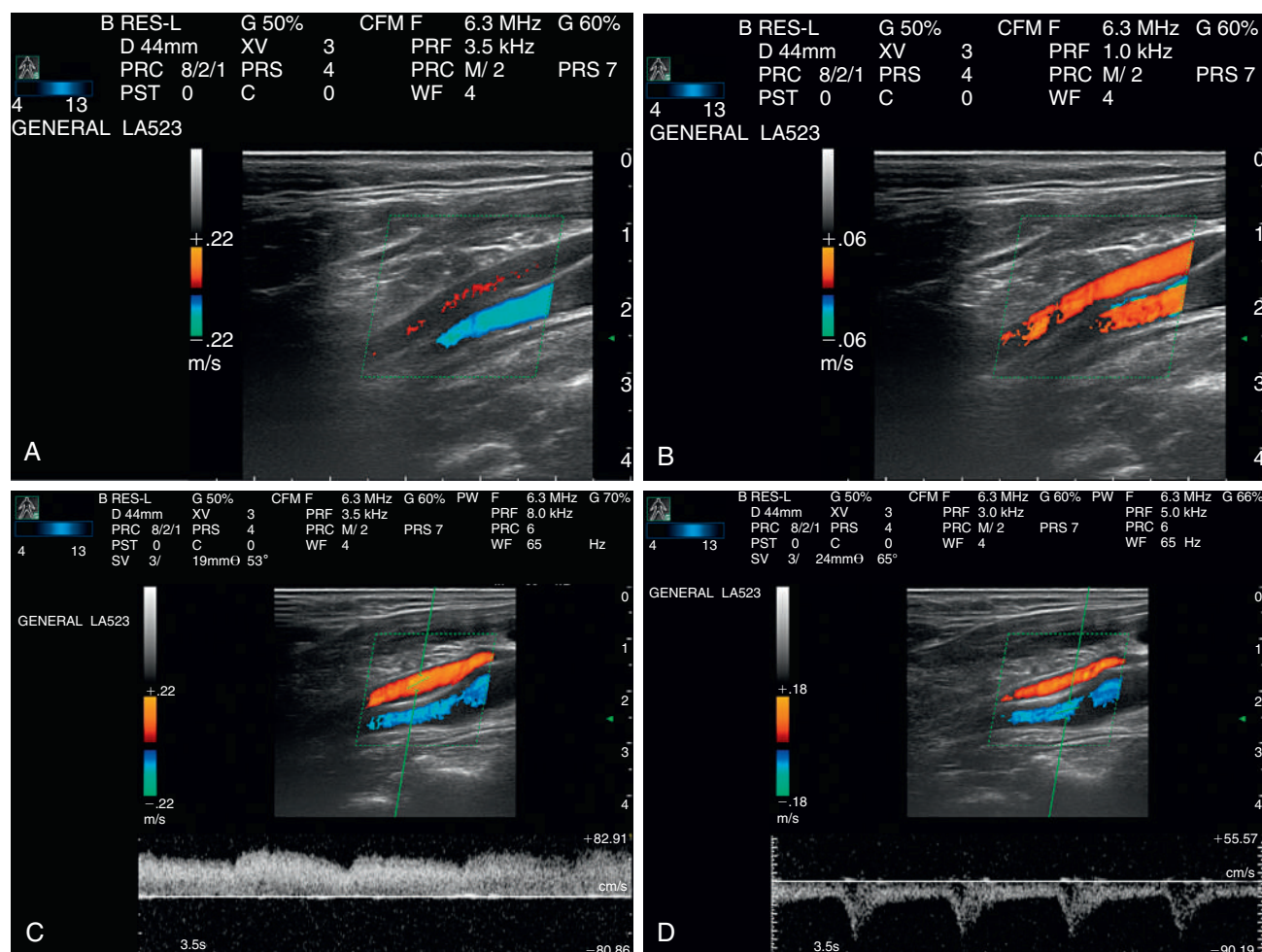


Fig. 1.72 Effetti della frequenza di ripetizione degli impulsi (PRF) sull'immagine Doppler. Si osservano due vasi sanguigni adiacenti con diverse velocità di flusso. Per visualizzare con precisione il flusso ematico all'interno di questi due vasi, devono essere impostate due diverse PRF. Questo esempio mostra che, se anche l'impostazione del Doppler risulta adeguata per un vaso, può non essere corretta per quello adiacente. La loro visualizzazione con il Doppler dipende direttamente dalle impostazioni della PRF. **A**, All'interno dell'area campione del Color Doppler (*linee di punti verdi*), il vaso vicino si colora solo debolmente con il codice di colore (*rosso*), mentre il vaso più profondo si riempie bene di colore (*blu*). La PRF è di 3,5 kHz, con una scala di $\pm 0,22$ m/sec di velocità media. In questo esempio, la PRF è troppo alta per visualizzare con precisione il flusso lento nel vaso vicino (non abbastanza sensibile), mentre è impostata correttamente per visualizzare con precisione il flusso più veloce all'interno del vaso più profondo. **B**, In questa immagine, la PRF è stata diminuita a 1 kHz, con una scala della barra di colori di $\pm 0,06$ m/sec. Il flusso lento nel vaso vicino non viene ben visualizzato. Tuttavia, il codice di colore del vaso più profondo non è corretto (dovrebbe essere blu, lontano dal trasduttore, come in **A**). La PRF è troppo bassa per visualizzare correttamente il codice di colore. La velocità media è superiore a 0,06 m/sec e vira verso la parte alta del colore, visualizzata in rosso. Questo è un esempio di *aliasing* con il Color Doppler. **C**, In questa immagine ottenuta con il Doppler triplex, entrambi i vasi sono colorati in maniera corretta, evidenziando in modo affidabile la direzione del flusso ematico. Il vaso più vicino è stato esaminato con il Doppler pulsato (PW). Il grafico spettrale mostra un'onda relativamente non pulsante (sangue venoso) al di sopra della linea di base, a indicare un flusso diretto verso il trasduttore (corrispondente all'informazione del Color Doppler). La PRF del PW è di 8 kHz e la velocità effettiva del sangue è di circa 60 cm/sec (la scala PW è di circa ± 80 cm/sec). **D**, Il cursore del volume campione del PW si è spostato verso il vaso più profondo, mettendo in evidenza un'onda arteriosa al di sotto della linea di base sul tracciato spettrale. È possibile osservare che la linea di base si è spostata, con +55 cm/sec in alto e -90 cm/sec in basso. Lungo il margine superiore delle immagini triplex **C** e **D** sono disponibili le informazioni sui parametri utilizzati. Le informazioni sull'immagine B-mode si trovano all'estrema sinistra (insieme alla dimensione del campione PW, alla profondità e all'angolo Doppler), le informazioni relative al Color Doppler sono al centro, mentre quelle relative al PW si trovano sulla destra.

Comando della linea di base

La linea di base del Doppler può essere regolata in alto o in basso, sia nel Doppler spettrale sia nel Color Doppler. La regolazione di questo comando consente in molti casi di eliminare il fenomeno di *aliasing*, senza ricorrere a variazioni della PRF (scala) o della frequenza della sonda.

Persistenza

Come nella modalità B-mode, la persistenza Doppler corrisponde al numero di immagini fuse insieme per aggiungere più dettagli temporali all'immagine visualizzata.

Riguarda la risoluzione temporale, definisce l'immagine e riempie il vaso, quindi un certo grado di persistenza è generalmente

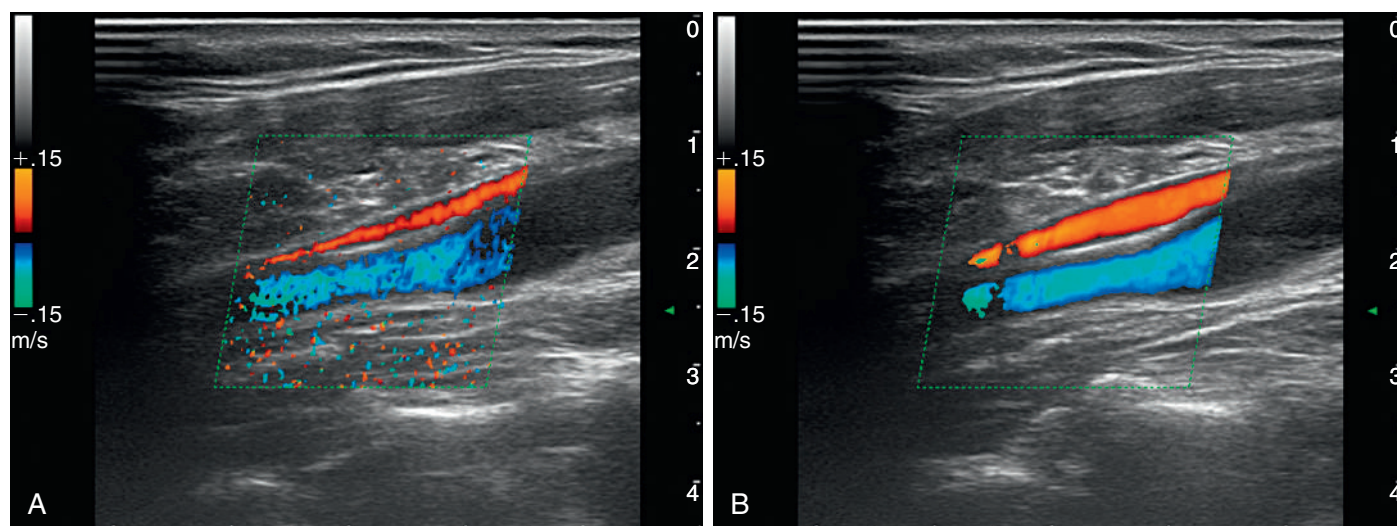


Fig. 1.73 Persistenza. **A**, Per questa immagine ottenuta con il Color Doppler non è stata impostata alcuna persistenza. È possibile osservare una scarsa colorazione di entrambi i vasi e un aspetto frastagliato e granuloso. **B**, Un'alta permanenza consente una buona colorazione dei vasi. L'immagine risulta meglio definita rispetto a quella in **A**.

indicato. Tuttavia, a livelli troppo elevati può ridurre le informazioni emodinamiche (Fig. 1.73).

Priorità del Color Doppler

Alcuni ecografi consentono all'operatore di dare priorità alla percentuale del fascio ultrasonoro dedicato alla produzione dell'immagine in B-mode nella scala dei grigi o a quello dell'immagine Doppler. Questa impostazione può essere utile, a seconda della necessità, per ottimizzare l'immagine Doppler o l'immagine B-mode simultanea. Regolando il guadagno B-mode si ottiene lo stesso effetto.

Filtri di parete

Il filtro di parete in un sistema Doppler elimina gli echi di grande ampiezza e bassa frequenza che originano da riflettori che si muovono lentamente come la parete dei vasi. In teoria, questo comando consente di pulire lo spettro rilevato e impedisce che siano mascherati gli echi a bassa ampiezza e alta frequenza che originano da un flusso ematico lento. Tuttavia, un uso improprio del filtro di parete può anche annullare segnali provenienti da flussi ematici a bassa velocità e causare un'interpretazione errata. Quindi, il parametro del filtro di parete andrebbe impostato il più basso possibile, di solito in un range tra 50 e 100 Hz.

ARTEFATTI IMPORTANTI DEL DOPPLER

Aliasing e range ambiguity

Le immagini ottenute con il Color Doppler e il Doppler pulsato mostrano in modo diverso il Doppler shift calcolato tramite le informazioni trasmesse a intervalli regolari. Gli impulsi emessi e ricevuti devono essere sincronizzati per evitare una sovrapposizione, altrimenti si verifica il fenomeno di *aliasing*. L'*aliasing* è indotto da una velocità del flusso ematico molto elevata. Il fenomeno si verifica anche quando si esaminano vasi profondi, poiché si riduce la PRF per consentire il tempo necessario per tornare agli echi generati da un impulso, prima che venga emessa una serie successiva di impulsi.

Scendendo nel dettaglio, il Doppler pulsato (compreso il Color Doppler) presenta una frequenza massima di Doppler shift che può essere interpretata senza ambiguità; questa frequenza è nota come *limite di Nyquist*. Per un'interpretazione corretta del flusso, l'inter-

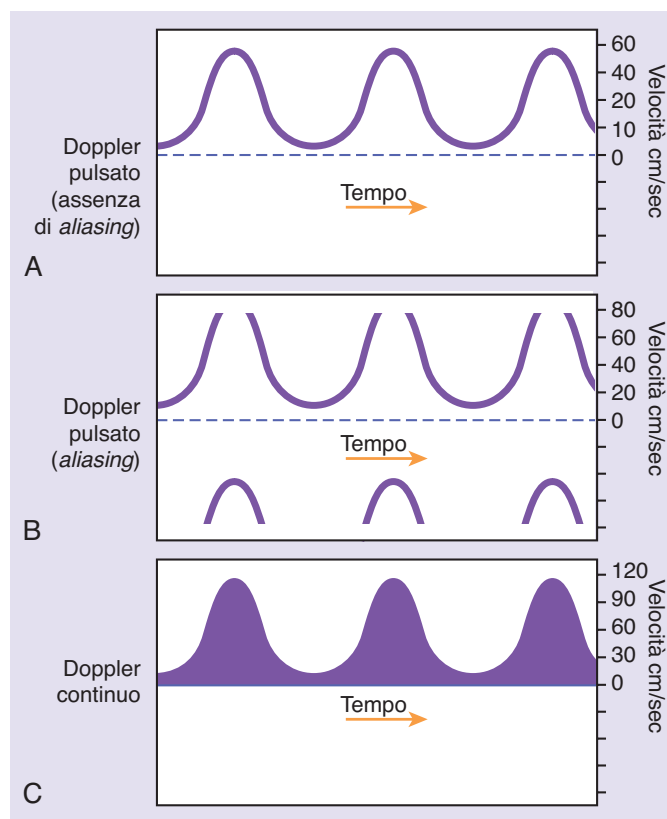


Fig. 1.74 Illustrazione dell'*aliasing*. L'*aliasing* si verifica quando l'intervallo tra un impulso e l'altro del Doppler pulsato è troppo lento per registrare correttamente la variazione di frequenza (Doppler shift) prodotta da un flusso veloce. La variazione di frequenza più alta che è possibile interpretare correttamente è definita come limite di Nyquist. **A**, Se il limite di Nyquist non è stato superato, il grafico del Doppler pulsato registra correttamente il flusso senza *aliasing*. **B**, Quando il limite di Nyquist viene superato in presenza di un flusso elevato, si riconosce il fenomeno di *aliasing* per lo spostamento del tracciato spettrale sul lato opposto della linea di base. **C**, Con l'uso del Doppler continuo si evidenzia correttamente un flusso ad alta velocità.

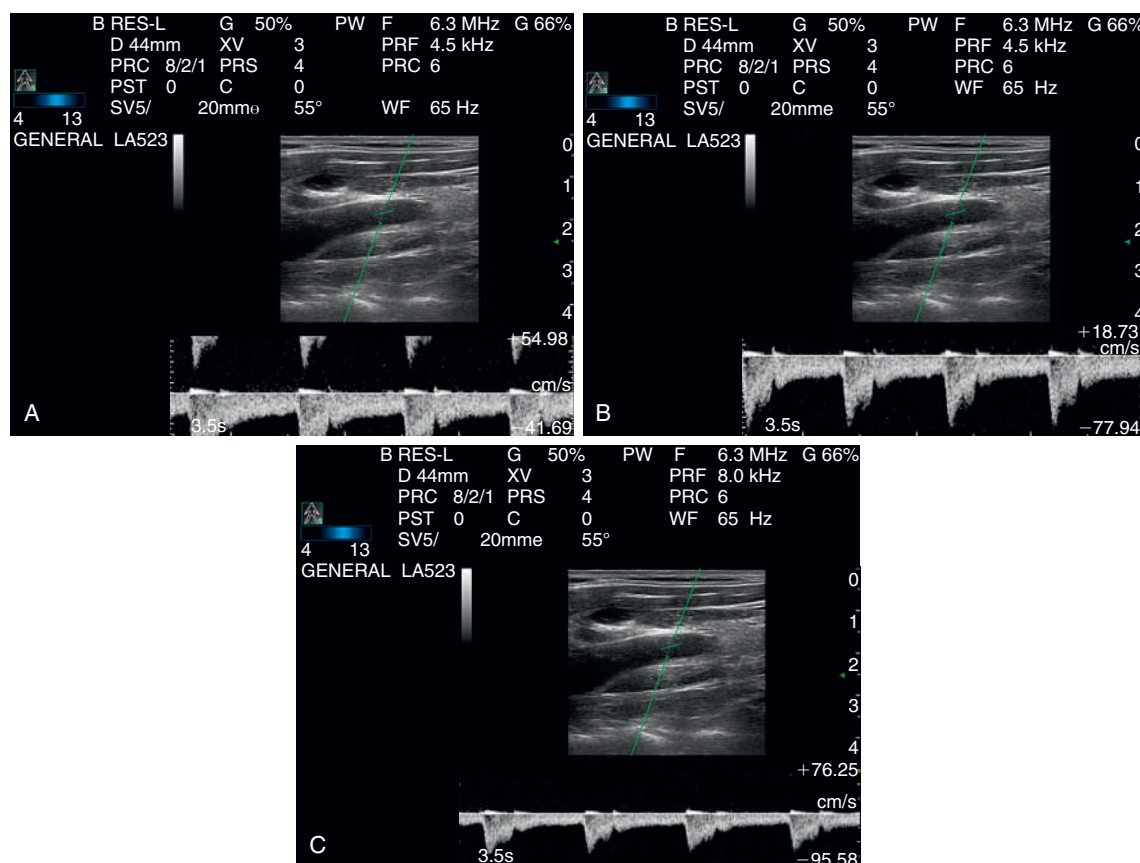


Fig. 1.75 *Aliasing*, frequenza di ripetizione degli impulsi (PRF) e posizione della linea di base con il Doppler pulsato. **A**, *Aliasing* in un tracciato spettrale a onda pulsata con una PRF di 4,5 kHz. La PRF è troppo bassa per visualizzare correttamente la velocità del flusso ematico e causa l'artefatto di *aliasing*. **B**, Uno dei metodi per eliminare il fenomeno di *aliasing* consiste nello spostamento della linea di base verso l'alto o verso il basso, a seconda della direzione del flusso. In questo esempio è stato possibile alzare la linea di base per adeguare l'altezza di tutto il tracciato spettrale. Ora risultano 18 cm/sec in alto, mentre in basso sono circa 78 cm/sec. Questa modifica è sufficiente per visualizzare la velocità dell'onda di circa 70 cm/sec. La PRF di 4,5 kHz non è stata modificata. **C**, Un altro metodo per eliminare l'*aliasing* è quello di aumentare la PRF. Aumentando la PRF da 4,5 a 8 kHz, si corregge facilmente il tracciato spettrale dell'onda. È possibile osservare che la dimensione dell'onda è diminuita all'aumentare della scala a 95,58 cm/sec al di sotto della linea di base, relativamente centrata, e a 76,25 cm/sec al di sopra. Come in **B**, la velocità massima di questa arteria è di circa 70 cm/sec.

vallo tra i campionamenti del fascio ultrasonoro (*sampling rate*, o intervallo tra il rilascio di un impulso pulsato e il seguente) (PRF) deve essere almeno il doppio della variazione massima di frequenza presente negli echi di ritorno. Quando si eccede il limite di Nyquist, si ha il fenomeno di *aliasing*. Le parti corrispondenti alle variazioni di frequenze più alte compaiono sul lato opposto della linea di base producendo spettri che non corrispondono al reale Doppler shift. La frequenza calcolata è molto più bassa rispetto all'effettivo Doppler shift. I segnali possono essere visualizzati come una variazione negativa e apparire come "alieni", ovvero frequenze più basse sull'immagine del Doppler spettrale (Figg. 1.74 e 1.75, A). Se viene trasmesso l'impulso successivo prima che tutti gli echi siano tornati, può verificarsi il fenomeno di *range ambiguity*. Con il Color Doppler l'*aliasing* si manifesta come un'inversione dei colori dello spettro (Fig. 1.76; vedi anche Fig. 1.72, B).

L'*aliasing* può essere ridotto o eliminato in diversi modi. Come osservato, la linea di base può essere spostata per consentire di visualizzare l'altezza totale (velocità o Doppler shift) (vedi Fig. 1.75, B). La frequenza di ripetizione degli impulsi (scala di velocità) può essere aumentata (per esempio, da 1 a 3 kHz) (vedi Figg. 1.75, C e 1.76, B). Infine, si può scegliere una frequenza più bassa di impulsi Doppler (per esempio, da 7 a 4 MHz).

A profondità ridotte è possibile mantenere un'elevata ripetizione degli impulsi per il fatto che gli echi tornano velocemente. Per questo, con il sistema Doppler pulsato, si possono rilevare flussi molto veloci a profondità ridotte. A profondità maggiori il ritmo degli impulsi deve essere più lento per poter ricevere l'eco di ritorno, prima che venga emesso l'impulso successivo. Quindi, le velocità massime che possono essere rilevate sono inferiori. Con un ritmo elevato della ripetizione degli impulsi è possibile che si crei l'effetto collaterale di *range ambiguity*, insieme alla formazione di volumi campione fantasma, che saranno descritti più avanti. Con il Doppler pulsato si può verificare il fenomeno di *aliasing* in caso di flussi elevati in vasi profondi, poiché il *sampling rate* risulta inadeguato alla misurazione della velocità effettiva.

Un'elevata ripetizione degli impulsi aumenta il limite di Nyquist, ma può causare una *range ambiguity* se tutti gli echi derivati da un impulso precedente non sono tornati prima dell'emissione dell'impulso successivo.³³ In parte si perde la capacità di rilevare la profondità poiché le informazioni riguardanti il flusso derivano da localizzazioni multiple. Sia nel sistema B-mode sia nel Doppler, questo effetto può generare artefatti. Con l'uso del Doppler spettrale, oltre al volume campione primario, possono essere visualizzati altri volumi campione fantasma, informando così l'operatore che è in presenza del fenomeno di *range ambiguity* (Fig. 1.77).

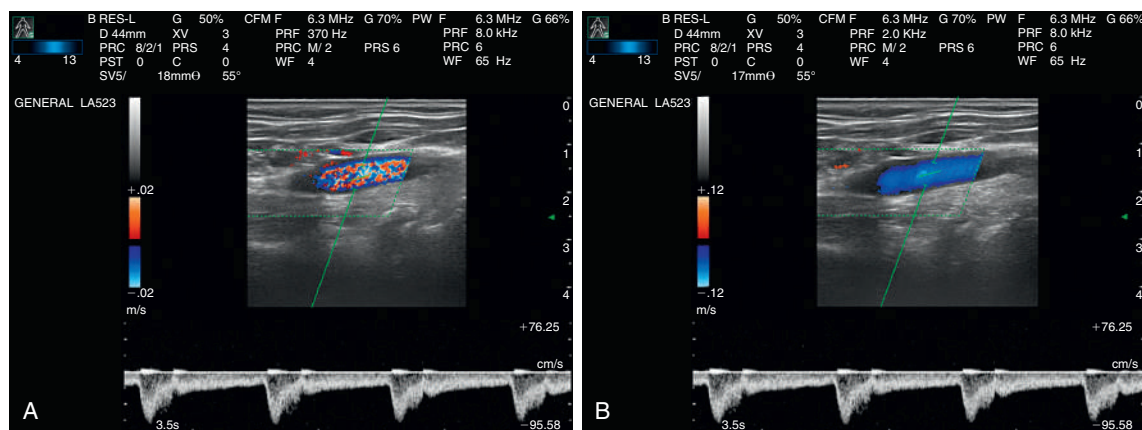


Fig. 1.76 *Aliasing e frequenza di ripetizione degli impulsi (PRF) con il Color Doppler.* **A**, La PRF è settata quasi al livello più basso possibile, 370 Hz, un'impostazione molto sensibile a flussi ematici lenti. Tuttavia, quando è utilizzata per esaminare questo vaso con un flusso ad alta velocità, si sviluppa all'interno del suo lume un mosaico di colori blu e rossi che rappresenta un esempio di *aliasing* con il Color Doppler. Osservare che il tracciato spettrale non mostra il fenomeno di *aliasing*, poiché la PRF del PW è impostata correttamente a 8 MHz. Questo sottolinea l'indipendenza del sistema Color Doppler da quello a onda pulsata. **B**, Un metodo per correggere l'*aliasing* consiste nell'incrementare la PRF, rendendo il Doppler meno sensibile. In questo esempio, la PRF è stata alzata da 370 Hz a 2 kHz. Il codice di colore evidenzia correttamente il flusso ematico del vaso. Il fenomeno di *aliasing* può essere confuso con una turbolenza dovuta a stenosi, quindi in certe circostanze è molto importante ricontrollare.

Questo effetto si considera accettabile se i siti campione aggiuntivi vengono localizzati al di fuori di qualsiasi altro vaso, poiché le informazioni di flusso restano limitate al volume campione primario. In caso di *aliasing*, una frequenza più bassa della sonda o l'aumento dell'angolo di incidenza del fascio, che si avvicini a 90°, possono ridurre l'ampiezza della variazione di frequenza ed eliminare l'*aliasing*.⁶ Tuttavia, piccole modificazioni dell'angolo di incidenza al di sopra dei 60° risultano in variazioni significative del calcolo della velocità. Per questo, qualsiasi errore nel calcolo dell'angolo di incidenza comporta errori importanti nella determinazione della velo-

cità. Velocità di flusso elevate e vasi profondi richiedono l'uso del sistema Doppler continuo, a scapito della rilevazione della profondità. Con l'uso del Doppler continuo la regione di interesse deve essere l'unica sede di flussi ematici all'interno del fascio di ultrasuoni.

Artefatto da scintillio (*twinkling*)

L'artefatto da scintillio del Doppler produce un segnale di flusso colorato derivante da un'interfaccia altamente riflettente e iperecogena, come quella dei calcoli vescicali. Questo fenomeno è stato descritto in medicina umana nel 1996³⁴ e da allora è stato studiato anche in medicina veterinaria.³⁵ L'artefatto da scintillio non si verifica sempre, ma più spesso quando la superficie di un calcolo è ruvida o irregolare. Si forma indipendentemente dalla composizione del calcolo.

È molto interessante rilevare che la presenza di cristalli in vescica è stata più spesso evidenziata grazie all'artefatto Doppler da scintillio piuttosto che attraverso l'analisi delle urine.³⁵ Questo artefatto è stato da noi osservato in numerose specie e sedi (Fig. 1.78).

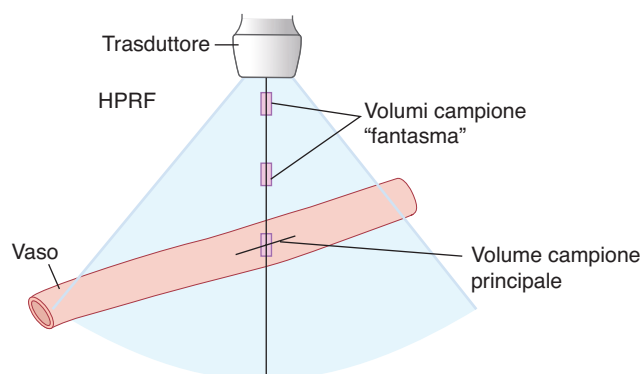


Fig. 1.77 *Range ambiguity.* La *range ambiguity* si verifica con il Doppler pulsato quando la frequenza del campione è troppo elevata per consentire il ritorno di tutti gli echi prima dell'invio dell'impulso successivo. In presenza di flussi ematici veloci, una frequenza di ripetizione degli impulsi elevata (HPRF, High Pulse-Repetition Frequency) aiuta a impedire l'*aliasing* con il Doppler pulsato. Si perde in parte la discriminazione della profondità. La comparsa di volumi campione aggiuntivi (fantasma) sul monitor indica la presenza del fenomeno di *range ambiguity* e che il campionamento deriva da queste aree. Questo fenomeno è di poco conto se i volumi campione secondari sono posizionati al di fuori dei vasi ematici e il flusso viene registrato soltanto dal volume campione principale.

SICUREZZA NELL'USO DEGLI ULTRASUONI

Con il Doppler si utilizzano impulsi più lunghi e PRF maggiori che in tutti gli altri sistemi a ultrasuoni. La maggiore potenza energetica trasmessa attraverso il Doppler potrebbe causare effetti biologici secondari, in seguito al riscaldamento dei tessuti. È stato evidenziato in alcuni ecografi attualmente in commercio che, se la zona focale della sonda è mantenuta fissa, le temperature possono aumentare nell'ordine di 1 °C nelle interfacce tessuto parenchimatoso-osso. Ciò può avere importanza durante gli esami fetali. Sono stati descritti anche effetti non termici, ma non c'è accordo rispetto alla loro rilevanza nella pratica diagnostica attuale. Il fenomeno non termico più preoccupante è la cavitazione, cioè la formazione o l'attivazione di piccole bolle di gas nei vasi all'interno del campo ultrasonoro.

Il principio di radioprotezione ALARA (As Low As Reasonably Achievable, ovvero: il più basso possibile) dovrebbe sempre essere applicato nell'esposizione del paziente agli ultrasuoni. Tuttavia, non

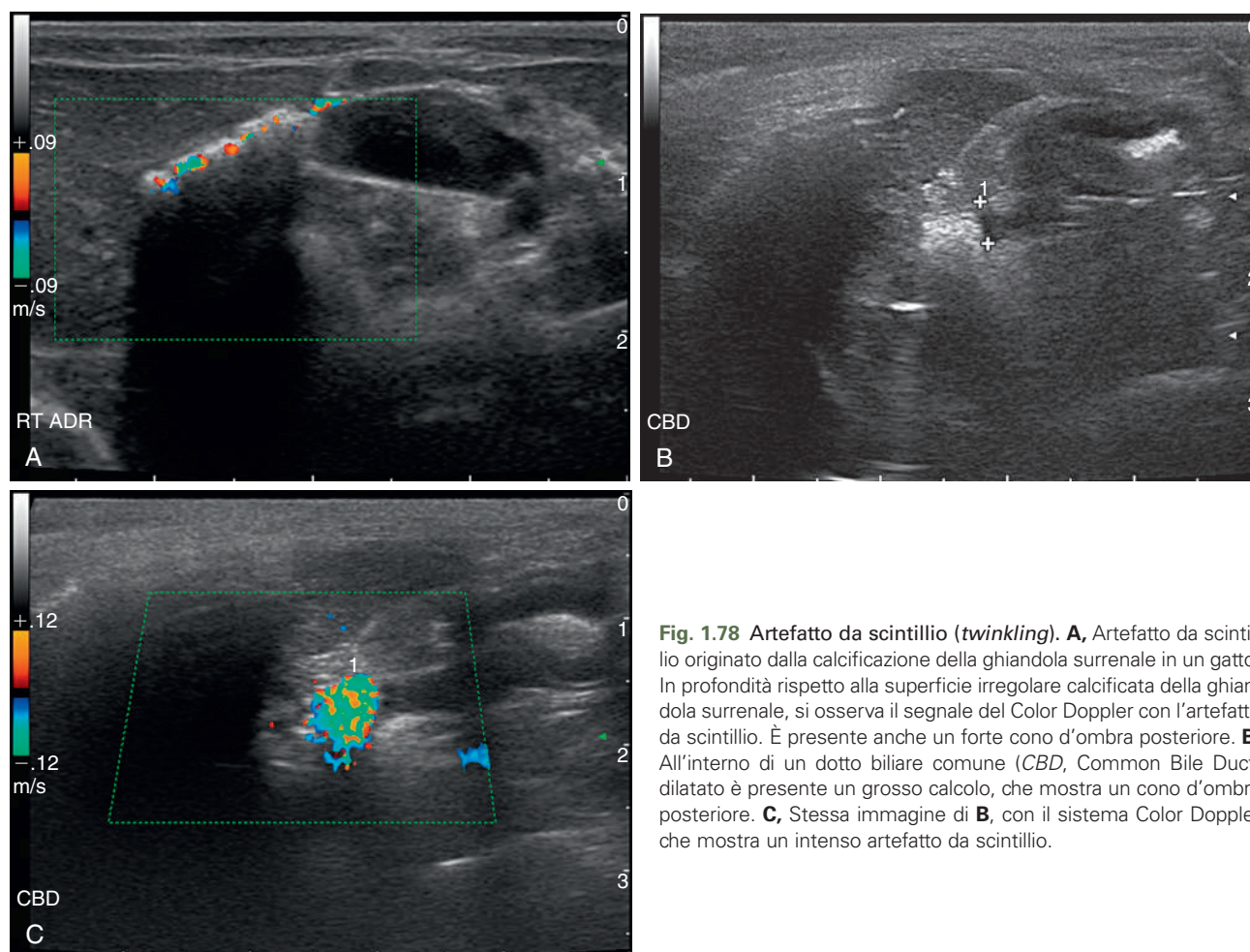


Fig. 1.78 Artefatto da scintillio (*twinkling*). **A**, Artefatto da scintillio originato dalla calcificazione della ghiandola surrenale in un gatto. In profondità rispetto alla superficie irregolare calcificata della ghiandola surrenale, si osserva il segnale del Color Doppler con l'artefatto da scintillio. È presente anche un forte cono d'ombra posteriore. **B**, All'interno di un dotto biliare comune (CBD, Common Bile Duct) dilatato è presente un grosso calcolo, che mostra un cono d'ombra posteriore. **C**, Stessa immagine di **B**, con il sistema Color Doppler che mostra un intenso artefatto da scintillio.

esiste ancora conferma di effetti biologici collaterali, dovuti all'esposizione agli ultrasuoni, in pazienti o in operatori esposti alle intensità e alle condizioni tipiche delle strumentazioni diagnostiche attualmente utilizzate. Allo stesso tempo è prudente ridurre al minimo le esposizioni dei pazienti e degli operatori. È importante soprattutto limitare l'esposizione agli apparecchi che utilizzano il Doppler pulsato o il Doppler continuo, nei quali il fascio è attivo per una percentuale di tempo maggiore, a volte con livelli di intensità più alta, rispetto all'ecografia in B-mode.

Le attuali conoscenze indicano che i benefici degli ultrasuoni sono decisamente più rilevanti rispetto ai rischi potenziali, ma è opportuno mantenere livelli di potenza e tempi di esposizione che siano i più bassi possibili, fino a che non saranno disponibili ulteriori informazioni. Kremkau¹ ha scritto un ottimo ed esauriente capitolo sulla sicurezza nell'uso degli ultrasuoni. Informazioni autorevoli su questo argomento sono state prodotte e pubblicate dal Bioeffects Committee of the American Institute of Ultrasound in Medicine (AIUM).^{36,37}

BIBLIOGRAFIA

1. Kremkau FW. Sonography principles and instruments. 9th ed. Philadelphia: Elsevier Saunders; 2016.
2. Hagen-Ansert SL. Foundations of Sonography. In: Hagen-Ansert SL, editor. Textbook of diagnostic ultrasonography. 6th ed. St. Louis: Mosby-Elsevier; 2006. p. 3–32.
3. Merritt CRB. Physics of Ultrasound. In: Rumack CM, Wilson SR, Charboneau JW, editors. Diagnostic ultrasound. 3rd ed. St. Louis: Elsevier-Mosby; 2005. p. 3–34.
4. Middleton WD, Kurtz AB, Hertzberg BS. Ultrasound: the requisites. 2nd ed. St. Louis: Elsevier-Mosby; 2004. p. 3–27.
5. Bushberg JT, Seibert JA, Leidholdt EM, et al. Ultrasound. In: Bushberg JT, Seibert A, Leidholdt EM Jr, Boone JM, editors. The essential physics of medical imaging. 2nd ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins; 2002. p. 469–553.
6. Curry TS III, Dowdey JE, Murry RC. Ultrasound. In: Christensen's physics of diagnostic radiology. 4th ed. Philadelphia: Lea & Febiger; 1990. p. 323–71.
7. Heng HG, Widmer WR. Appearance of common ultrasound artifacts in conventional vs. spatial imaging. Vet Radiol Ultrasound 2010;51:621–7.
8. Merritt CR. Technology update. Radiol Clin North Am 2001;39:385–97.
9. Feeney DA, Fletcher TF, Hardy RM. Atlas of correlative imaging anatomy of the normal dog: ultrasound and computed tomography. Philadelphia: WB Saunders; 1991.
10. Smallwood JE, George TF II. Anatomic atlas for computed tomography in the mesaticephalic dog: thorax and cranial abdomen. Vet Radiol Ultrasound 1993;34:65–83.
11. Smallwood JE, George TF II. Anatomic atlas for computed tomography in the mesaticephalic dog: caudal abdomen and pelvis. Vet Radiol Ultrasound 1993;34:143–67.

12. Assheuer J, Sager M. MRI and CT atlas of the dog. Oxford: Blackwell Science; 1997.
13. Samii VF, Biller DS, Koblik PD. Normal cross-sectional anatomy of the feline thorax and abdomen: comparison of computed tomography and cadaver anatomy. *Vet Radiol Ultrasound* 1998;39:504–11.
14. Samii VF, Biller DS, Koblik PD. Magnetic resonance imaging of the normal feline abdomen: an anatomic reference. *Vet Radiol Ultrasound* 1999;40: 486–90.
15. Park RD, Nyland TG, Lattimer JC et al. B-mode gray-scale ultrasound: imaging artifacts and interpretation principles. *Vet Radiol* 1981;22:204–10.
16. Herring DS, Bjornton G. Physics, facts and artifacts of diagnostic ultrasound. *Vet Clin North Am Small Anim Pract* 1985;15:1107–22.
17. Kirberger RM. Imaging artifacts in diagnostic ultrasound: a review. *Vet Radiol Ultrasound* 1995;36:297–306.
18. Barthez PY, Leveille R, Scrivani PV. Side lobes and grating lobes artifacts in ultrasound imaging. *Vet Radiol Ultrasound* 1997;38:387–93.
19. Louvet A, Bourgeois JM. Lung ring-down artifact as a sign of pulmonary alveolar-interstitial disease. *Vet Radiol Ultrasound* 2008;49:374–7.
20. Ziskin MC, Thickman DI, Goldenberg NJ, et al. The comet tail artifact. *J Ultrasound Med* 1982;1:1–7.
21. Sauerbrei EE. The split image artifact in pelvic ultrasonography. *J Ultrasound Med* 1985;4:29–34.
22. Buttery B, Davison G. The ghost artifact. *J Ultrasound Med* 1984;3:49–52.
23. Middleton WD, Melson GL. Renal duplication artifact in ultrasound imaging. *Radiology* 1989;173:427–9.
24. Taylor KJW. Atlas of Ultrasonography. 2nd ed. New York: Churchill Livingstone; 1985.
25. Middleton WD, Melson GL. Diaphragmatic discontinuity associated with perihepatic ascites: a sonographic refractive artifact. *AJR Am J Roentgenol* 1988;151:709–11.
26. Sommer FG, Filly RA, Minton JM. Acoustic shadowing due to refractive and reflective effects. *AJR Am J Roentgenol* 1979;132:973–9.
27. Robinson DE, Wilson LS, Kossoff G. Shadowing and enhancement in ultrasonic echograms by reflection and refraction. *J Clin Ultrasound* 1981;9:181–8.
28. Sommer FG, Taylor KJW. Differentiation of acoustic shadowing due to calculi and gas collections. *Radiology* 1980;140:399–403.
29. Rubin JM, Adler RS, Bude RO et al. Clean and dirty shadowing at US: a reappraisal. *Radiology* 1991;181:231–6.
30. Weichselbaum RC, Feeney DA, Jessen CR, et al. Relevance of sonographic artifacts observed during in vitro characterization of urocystolith mineral composition. *Vet Radiol Ultrasound* 2000;41:438–46.
31. Douglass JP, Kremkau FW. Ultrasound corner: the urinary bladder wall hypoechoic pseudolesion. *Vet Radiol Ultrasound* 1993;34:45–6.
32. Rubin JM, Bude RO, Carson PL et al. Power Doppler US: a potentially useful alternative to mean frequency-based color Doppler US. *Radiology* 1994;190:853–6.
33. O'Brien RT, Zagzebski JA, Delaney FA. Ultrasound corner: range ambiguity artifact. *Vet Radiol Ultrasound* 2001;42:542–5.
34. Rahmouni A, Bargoin R, Herment A et al. Color Doppler twinkling artifact in hyperechoic regions. *Radiology* 1996;199:269–71.
35. Louvet A. Twinkling artifact in small animal color-Doppler sonography. *Vet Radiol Ultrasound* 2006;47:384–90.
36. Fowlkes JB, Bioeffects Committee of the American Institute of Ultrasound in Medicine. American Institute in Medicine consensus report on potential bioeffects of diagnostic ultrasound: executive summary. *J Ultrasound Med* 2008;27:503–15.
37. American Institute of Ultrasound in Medicine: Medical Ultrasound Safety. 2nd ed. Laurel, MD: American Institute of Ultrasound in Medicine; 2009.