



SEMANTICA, SEMEIOTICA ED ARTEFATTI NELL'IMMAGINE B-MODE

RAPPORTO SEGNALE RUMORE

Range dinamico o dynamic range

RUMORE DI FONDO (*NOISE*)

ARTEFATTI DA RIFLESSIONE SPECULARE E DA SCATTERING

Artefatti da riflessione speculare
Speckle

OMBRA ACUSTICA E RINFORZO POSTERIORE

Ombra acustica distale o cono d'ombra posteriore
Rinforzo posteriore o di parete distale
Ombre acustiche laterali

ARTEFATTI DA RIVERBERAZIONE

Riverberazione echi speculari
Riverberazione dello scattering o effetto pioggia

Effetto specchio

Artefatto a coda di cometa (*comet tail artifact*)
Ring-down artifact

ARTEFATTI LEGATI ALLA LARGHEZZA ED ALLA FOR- MA DEL FASCIO ULTRASUONI

Artefatto da larghezza del fascio
Artefatto da lobo laterale o *side lobe artifact*
Artefatto da fasci parassiti o *grating lobes*
Artefatto da volume parziale

ARTEFATTI DA SPESSORE DELLO STRATO

ARTEFATTI DA RIFRAZIONE

ARTEFATTI DA VARIAZIONE DI VELOCITÀ DEGLI ULTRASUONI

L'ecografia B-Mode riproduce su un piano bidimensionale una sezione anatomica con una sua larghezza e profondità e spessore, per cui l'immagine è di per sé ricca di artefatti da trascinamento e volume parziale. L'immagine in scala di grigi riproduce in ogni suo punto l'intensità del segnale di ritorno e rappresenta il risultato di un'elaborazione sequenziale del segnale RF nativo (amplificazione, interpolazione, *smoothing*). Ogni singola fase di processazione del segnale introduce rumore ed artefattualità che l'occhio umano non è in grado di distinguere. Infine, l'operatore legge un'immagine che viene proposta con 256 livelli di grigio quando l'occhio umano è in grado di discriminare adeguatamente solo 60-90 livelli di grigio.

Tutte queste considerazioni confermano inequivocabilmente che l'ecografia è una tecnica ricca di artefatti e con un rapporto segnale/rumore sfavorevole. Pertanto, l'ecografista, cioè l'operatore che esegue l'esame e legge al tempo stesso l'immagine, deve possedere l'arte e l'esperienza per discriminare quello che è "vero" da ciò che "può" essere vero o è solo un "artefatto". In linea generale, in ecografia è valida la regola per cui è vero tutto quello che è presente e si ripete nelle immagini ottenute con angoli di vista variabili, mentre può

essere un artefatto quello che non si ripropone in tutte le scansioni.

Come detto precedentemente, l'incontro degli US con le strutture anatomiche segna l'inizio di una serie di fenomeni fisici che vanno dalla riflessione alla dispersione semplice, dalla diffrazione all'assorbimento. I primi due fenomeni generano il segnale eco che, raccolto dal trasduttore e opportunamente elaborato, crea l'immagine ecografica. Gli stessi fenomeni che generano il segnale vero possono causare artefatti. Così la riflessione speculare, le riflessioni multiple degli US possono introdurre numerosi artefatti. La dispersione semplice che gli US subiscono a livello delle strutture microscopiche tessutali introduce un artefatto che rende l'immagine granulare e poco rispondente alla struttura microscopica del parenchima (*speckle*). Anche la diffrazione, legata alla propagazione degli US, può essere responsabile di artefattualità nell'immagine. La stessa conformazione del fascio US, nonostante la collimazione elettronica, può introdurre artefatti legati alla presenza dei lobi laterali, dei *grating lobes* e allo spessore del fascio sul piano elevazionale. Infine, tutte le fasi del processo di elaborazione del segnale nativo, così come il malfunzionamento dell'apparecchiatura o le interfe-

renze elettriche esterne, possono introdurre nell'immagine "rumore" random (*spots*) o strutturato (*clutters*).

Non tutti gli artefatti, comunque, sono inutili e dannosi. Alcuni di essi sono invece segni utili, a volte indispensabili, per porre una diagnosi corretta. Per questo, la discussione dei fenomeni artefactuali dell'immagine B-Mode s'intreccerà strettamente con la semantica comunemente usata nella semeiologia e nel referto ecografico⁽¹⁾.

Rapporto segnale rumore

Il rapporto segnale/rumore (*Signal-to-Noise Ratio*, SNR) di un sistema esprime il rapporto fra l'ampiezza del segnale vero e l'ampiezza del rumore o segnale spurio e viene espresso in decibel (dB). Quanto più elevato è il rapporto segnale/rumore, tanto migliore è la qualità ed il contrasto del segnale vero.

Considerando il profilo di segnale generato da un fantoccio come quello rappresentato in (Fig. 1), il rapporto segnale/rumore viene quantificato nel seguente modo: prima viene calcolato la componente di rumore del segnale σ , cioè la deviazione standard del segnale a livello D_2 , quindi viene calcolata l'intensità del segnale ΔS , cioè la differenza di intensità fra D_2 , ossia l'intensità del segnale vero e D_1 , ossia l'intensità del segnale del *background* ($\Delta S = D_2 - D_1$), infine viene cal-

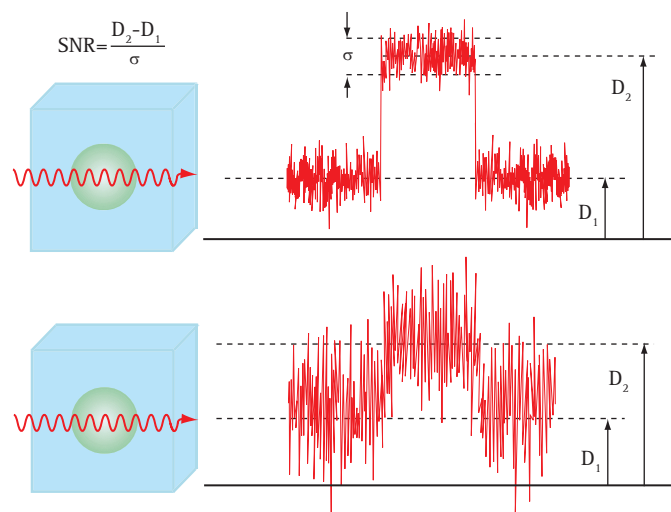


Fig. 1. RAPPORTO SEGNALE/RUMORE. La misurazione del rapporto segnale/rumore compara la deviazione standard σ , del rumore con la differenza d'ampiezza del segnale fra bersaglio e strutture circostanti. Il profilo di segnale proposto nella parte alta della figura mostra un SNR più elevato (basso σ) rispetto al profilo proposto nella parte inferiore dell'immagine (alto σ) dove, di conseguenza, il bersaglio centrale diventa meno visibile e contrastato.

colato il rapporto segnale/rumore in base alla relazione:

$$SNR = \Delta S / \sigma$$

Per registrare un'immagine ben contrastata bisogna che il rapporto segnale/rumore del sistema sia il più alto possibile (valore σ molto basso). La (Fig. 2) mostra come la visibilità di un bersaglio, in presenza di rumore di fondo, sia legata strettamente legata all'intensità del segnale ed alla grandezza della lesione. Nelle apparecchiature ecografiche, come in altri sistemi di immagine, per migliorare il contrasto e la visibilità delle strutture bisogna o che il rapporto segnale/rumore sia elevato o che il rumore di fondo sia basso.

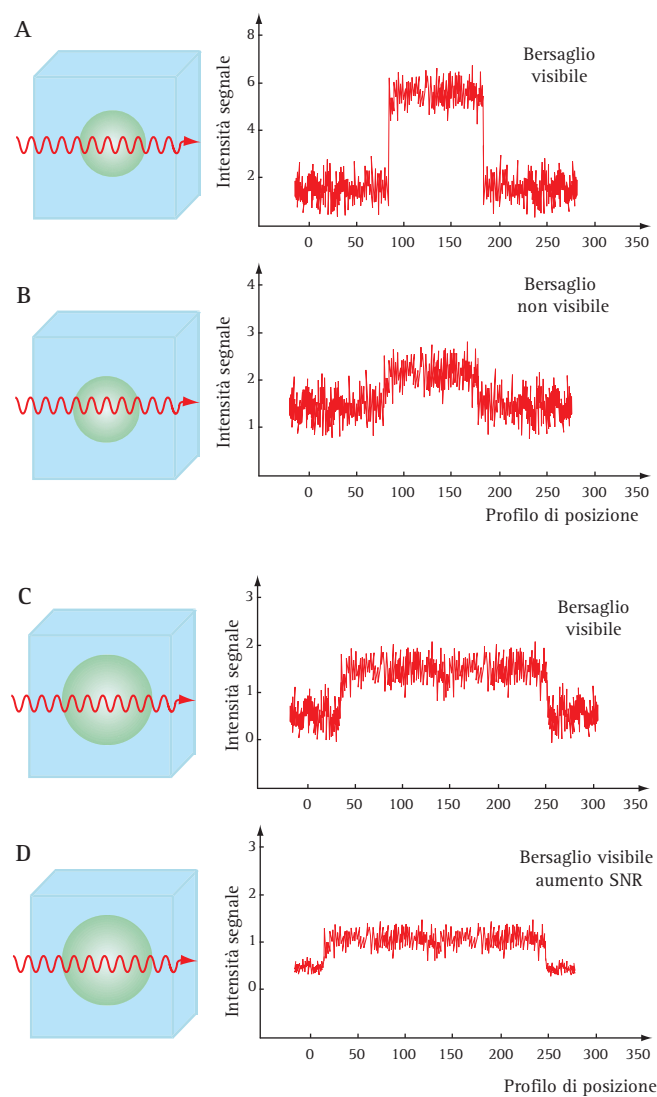


Fig. 2a, b. RAPPORTO SEGNALE/RUMORE. Il profilo di segnale proposto nella sequenza (A) e (B) mostra come l'intensità del segnale sia un parametro molto importante per rendere visibile una lesione in un'immagine ricca di rumore. La grandezza è altrettanto importante per la visibilità della lesione (C), anche se la riduzione del rumore di fondo (aumentando il rapporto segnale rumore) ne migliora la visibilità (D).

Range dinamico o dynamic range. Da un punto di vista diagnostico, quanto più elevato è il numero di dettagli anatomici contenuti in un'immagine morfologica tanto maggiore è l'informazione diagnostica. Il range dinamico di un sistema rappresenta il *rapporto fra l'intensità massima del segnale senza attenuazione e l'intensità del segnale al massimo dell'attenuazione*. In altri termini, il range dinamico esprime il rapporto fra il segnale più intenso e quello più debole registrato dal sistema e viene espresso come il SNR in dB. Il segnale più forte indica il livello in cui inizia ad aversi la sovrasaturazione del sistema mentre il segnale più debole definisce il livello di rumore dell'amplificatore. Così ad esempio il range dinamico di un video è dato dal rapporto fra la massima intensità del segnale video (1 V) diviso la radice quadrata media del rumore. Il valore del rumore è tipicamente di 1 mV, per cui il range dinamico di un video è dato dal SNR del sistema e dovrebbe essere nel caso specifico 1:1000. Il rapporto SNR si riduce con i video ad ampia banda in quanto la componentistica elettronica dei video ad alta definizione (1024 e 1250 linee) ha un SNR di almeno due volte più elevato. In questo caso il *dynamic range* del video diventa da 1:2000 sino a 1:6000.

Rumore di fondo (Noise)

Le apparecchiature Doppler, al pari di qualsiasi sistema elettronico, possono generare rumore random o strutturato⁽²⁾. Il *rumore casuale o random* deriva dall'amplificazione di voltaggi di bassa intensità generati dai circuiti elettronici modulari del sistema. In base all'intensità ed alla distribuzione temporo-spaziale, questi voltaggi vengono rappresentati sul monitor o come fini *spots* luminosi, isolati, fluttuanti e mobili, o in caso di sovrasaturazione e di superamento del *range* dinamico del monitor, con un *effetto a tempesta di neve*. Per ridurre o eliminare il rumore le aziende costruttrici isolano e schermano accuratamente la componentistica elettronica. Ciò nonostante, gli artefatti da rumore casuale sono spesso evidenti nei settori più profondi del campo sonoro dove il guadagno differenziale è più elevato nonostante la focalizzazione elettronica e dinamica del fascio US. La comparsa di un artefatto da rumore (come ad esempio uno pseudosedimento in vescica) viene usata anche per quotare il limite massimo di profondità che un trasduttore di una determinata frequenza può esplorare (Fig. 3a, b,c).

Gli artefatti da rumore *random* possono essere ridotti e controllati dall'operatore con la funzione di *smoothing* temporale, indicata come "*frame average*" o "persistenza"⁽²⁾. Agendo sulla persistenza ogni immagini-

ne rappresentata sul monitor viene creata componendo o sommando le informazioni contenute in più *frames* successivi. Questo accorgimento tende ad eliminare il rumore casuale e le informazioni non reali. In alcune apparecchiature più recenti, per ridurre il rumore del sistema gli impulsi vengono codificati in trasmissione e decodificati in ricezione in modo da raccogliere ed amplificare solo il segnale vero e non il segnale di fondo (*Speckle Reduction Imaging*). Questo, fra l'altro, permette di usare trasduttori a frequenza più elevata e di migliorare la risoluzione spaziale dell'immagine⁽³⁾.

Occasionalmente, il rumore elettronico può essere generato da cause esterne, ad esempio, fenomeni di interferenza elettrica, malfunzionamento delle connessioni elettriche della sonda e dei connettori o, ancora, da impulsi di radiofrequenza per accensione di unità di diatermia o da disturbi provocati da computer interfacciati. In questo caso, il *rumore strutturato* si manifesta in modo ripetitivo con *flash* o barre iperluminose trasversali o longitudinali variamente distribuite nell'immagine. Il rumore elettronico strutturato o *clutter* può essere generato anche dai movimenti della sonda o dei tessuti⁽²⁾. In genere i segnali da movimento sono di bassa intensità e per questo sono difficilmente rappresentabili in B-Mode, mentre in modalità Doppler causano artefatti evidenti.

Il rumore strutturato può essere generato anche da fenomeni di riflessione multipla (riverberazioni) o dai lobi laterali del fascio US. Per questo, alcuni artefatti come lo pseudosedimento della vescica (Fig. 3a, b, c), della colecisti o di una voluminosa cisti degenerativa del rene o di altri organi può derivare, come vedremo nei prossimi paragrafi, dal concorso di varie artefattualità come l'artefatto da errata impostazione del guadagno generale o differenziale, l'artefatto da riverberazione ed il *side lobe artifact*^(2,4).

Se il rumore strutturato persiste ed altera la qualità dell'immagine, l'operatore può ben poco e deve necessariamente ricorrere all'intervento di tecnici specializzati dell'azienda costruttrice per una revisione tecnica dello strumento (Fig. 4).

Artefatti da riflessione lineare e da scattering

L'immagine ecografica in scala di grigi viene ricostruita sul monitor in base alla intensità degli echi che derivano dalla riflessione speculare e diffusa ed alla dispersione semplice o *scattering* degli US nei tessuti. Ciascuno di questi fenomeni fisici può generare artefatti⁽²⁻⁶⁾.

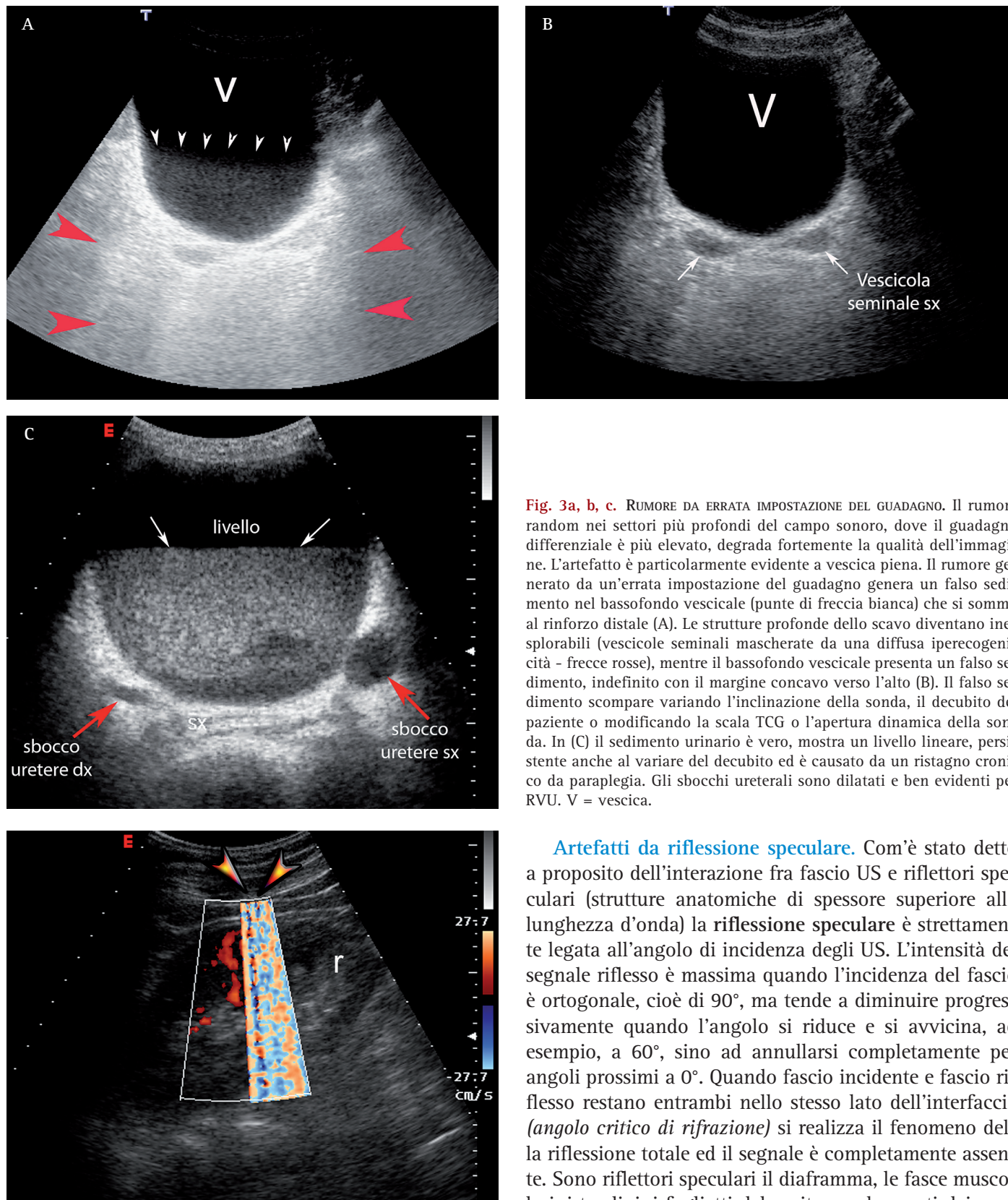
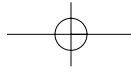
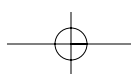


Fig. 3a, b, c. RUMORE DA ERRATA IMPOSTAZIONE DEL GUADAGNO. Il rumore random nei settori più profondi del campo sonoro, dove il guadagno differenziale è più elevato, degrada fortemente la qualità dell'immagine. L'artefatto è particolarmente evidente a vescica piena. Il rumore generato da un'errata impostazione del guadagno genera un falso sedimento nel bassofondo vescicale (punte di freccia bianca) che si somma al rinforzo distale (A). Le strutture profonde dello scavo diventano inesplorabili (vescicole seminali mascherate da una diffusa iperecogenicità - frecce rosse), mentre il bassofondo vescicale presenta un falso sedimento, indefinito con il margine concavo verso l'alto (B). Il falso sedimento scompare variando l'inclinazione della sonda, il decubito del paziente o modificando la scala TCG o l'apertura dinamica della sonda. In (C) il sedimento urinario è vero, mostra un livello lineare, persistente anche al variare del decubito ed è causato da un ristagno cronico da paraplegia. Gli sbocchi ureterali sono dilatati e ben evidenti per RVU. V = vescica.

Artefatti da riflessione speculare. Com'è stato detto a proposito dell'interazione fra fascio US e riflettori speculari (strutture anatomiche di spessore superiore alla lunghezza d'onda) la riflessione speculare è strettamente legata all'angolo di incidenza degli US. L'intensità del segnale riflesso è massima quando l'incidenza del fascio è ortogonale, cioè di 90°, ma tende a diminuire progressivamente quando l'angolo si riduce e si avvicina, ad esempio, a 60°, sino ad annullarsi completamente per angoli prossimi a 0°. Quando fascio incidente e fascio riflesso restano entrambi nello stesso lato dell'interfaccia (*angolo critico di rifrazione*) si realizza il fenomeno della riflessione totale ed il segnale è completamente assente. Sono riflettori speculari il diaframma, le fasce muscolari, i tendini, i foglietti del peritoneo, le pareti dei vasi, la capsula propria del rene, della milza e del fegato.

In base alla disposizione spaziale del riflettore nel campo sonoro, l'angolo di incidenza del fascio può variare^(2,4). D'altro canto, il trasduttore raccoglie solo il se-

Fig. 4. RUMORE STRUTTURATO (*CLUTTER*). Il rumore strutturato si manifesta con *flash* o barre iperluminose trasversali o longitudinali variamente distribuite nell'immagine. Nel caso riportato, una disconnessione dei circuiti elettrici della sonda generava un forte rumore che ha reso necessario una revisione tecnica ed il cambio del trasduttore (soldi!!!).



gnale riflesso che rientra nel piano di scansione, ossia nel campo sonoro della sonda. Di conseguenza, il riflettore speculare potrà essere rappresentato con echi di forte intensità se l'angolo d'incidenza è ortogonale o con echi d'intensità progressivamente più debole se l'angolo d'incidenza è sempre più obliquo. Al limite estremo, il riflettore può non essere rappresentato nell'immagine se la riflessione è totale e si accompagna a dispersione del segnale all'esterno del campo sonoro (Fig. 5). Nelle scansioni sottocostali, questo artefatto può interessare il diaframma che può mostrare, in base all'angolo di insonazione, uno spessore variabile nei vari tratti, sdoppiarsi o addirittura non essere rappresentato (Fig. 6a, b, c, d). Un fenomeno simile spiega l'artefatto del tendine vuoto che può portare alla falsa diagnosi di rottura con retrazione del tendine. Entrambi gli artefatti segnalati non sono dovuti rispettivamente alla mancanza reale di un tratto di diaframma o alla lacerazione con retrazione del tendine, bensì ad un angolo di incidenza talmente obliquo che non consente di raccogliere gli echi da riflessione speculare del diaframma normale o delle fibre del tendine integro. Questo artefatto spiega l'apparente mancanza della cupola vescicale, a vescica piena, in presenza di versamento ascitico grave, l'apparente mancanza dei setti divisorii fra cisti renali adiacenti nel rene policistico, la mancanza di un setto divisorio fra vescica ed un grossolano diverticolo vescicale (Fig. 7) o l'apparente assenza di setti divisorii fra i follicoli multipli di un ovaio iperstimolato⁽²⁾.

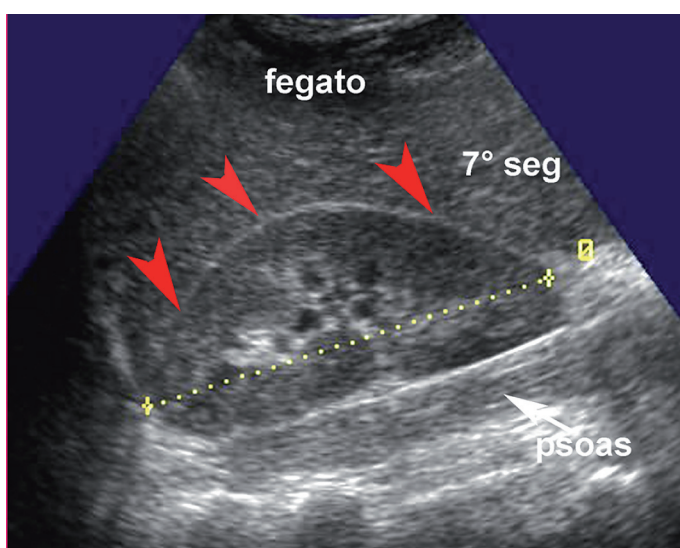


Fig. 5. ARTEFATTI DA RIFLESSIONE LINEARE. L'intensità del segnale riflesso è massima quando l'angolo di incidenza è di 90°, ma tende a diminuire progressivamente per angoli inferiori. Nell'immagine riportata, il piano di clivaggio fra il rene destro ed il fegato tende a scomparire nella regione polare superiore per un artefatto da riflessione lineare (incidenza molto obliqua del fascio US).

Speckle. I segnali eco che originano dalla trama microscopica dei tessuti, in pratica dai riflettori di diametro fra 0.1 e 1 mm come, ad esempio, le strutture lobulari del fegato, i tubuli collettori del rene, sono estremamente deboli, uniformi e diffondono a 360° in quanto ciascun riflettore si comporta come sorgente puntiforme di US (fenomeno della dispersione). La quota d'energia retrodiffusa (*backscattering*) che rientra nel profilo geometrico del campo sonoro e che viene raccolta dalla sonda per essere rappresentata non supera il 25% dell'energia totale dello *scattering*. Ricordiamo che la dispersione o *scattering* è fondamentale nella formazione dell'immagine poiché, a differenza della riflessione speculare e diffusa, è angolo-indipendente. Questo significa che l'energia riflessa dalle strutture che si comportano come diffusori o *scatterers* è sempre la stessa, quale sia l'angolo di incidenza. Per questo, in condizioni normali, l'intensità o brillantezza del segnale e quindi la struttura di regioni parenchimali diverse non varia sostanzialmente, quale sia l'angolo usato per insonare la zona di interesse (Fig. 8).

Da un punto di vista *semantico* e *semeiologico*, le regioni o aree dove lo *scattering* è maggiore rispetto alle zone circostanti sono dette *iperecogene* (Fig. 9). Di conseguenza, le regioni che mostrano un segnale debole dovuto ad una scarsa dispersione sono definite *ipoecogene* (Fig. 10). Le regioni, le strutture e le lesioni senza echi contestuali sono, invece, definite *anecogene* (Fig. 11a, b, c). La morfologia strutturale di un organo, di una lesione, sia essa iperecogena, ipoecogena, anecogena, può essere *uniforme* od *omogenea* (questo accade se le caratteristiche di ecogenicità sono uniformi nell'intera struttura in esame e quindi nelle varie scansioni) (Fig. 12), od essere non uniforme ed in tal caso si parla di *ecostruttura disomogenea* (Fig. 13a, b). La coesistenza di aree strutturali polimorfe, disomogenee, frammiste con aree anecogene ed aree iper-ipoecogene caratterizza da un punto di vista semeiologico una *lesione o massa complessa* (Fig. 14, 15)⁽⁷⁾.

Dal fenomeno della dispersione semplice o *scattering* origina un'artefattualità intrinseca del B-Mode, lo *speckle*, che nell'immagine ecografica appare come una *fine e diffusa granulosità*^(2, 4, 9). Questo artefatto, pur originando dalla dispersione degli US a livello microscopico ad opera dei riflettori stazionari di diametro <200 μ strettamente addossati gli uni agli altri, non è direttamente correlabile né con le cellule né con un riflettore specifico. La dispersione che origina dalle strutture microscopiche genera un segnale multidirezionale di bassissima intensità, poco rappresentabile. Se questo segnale molto debole raggiunge per fenomeni di interfe-

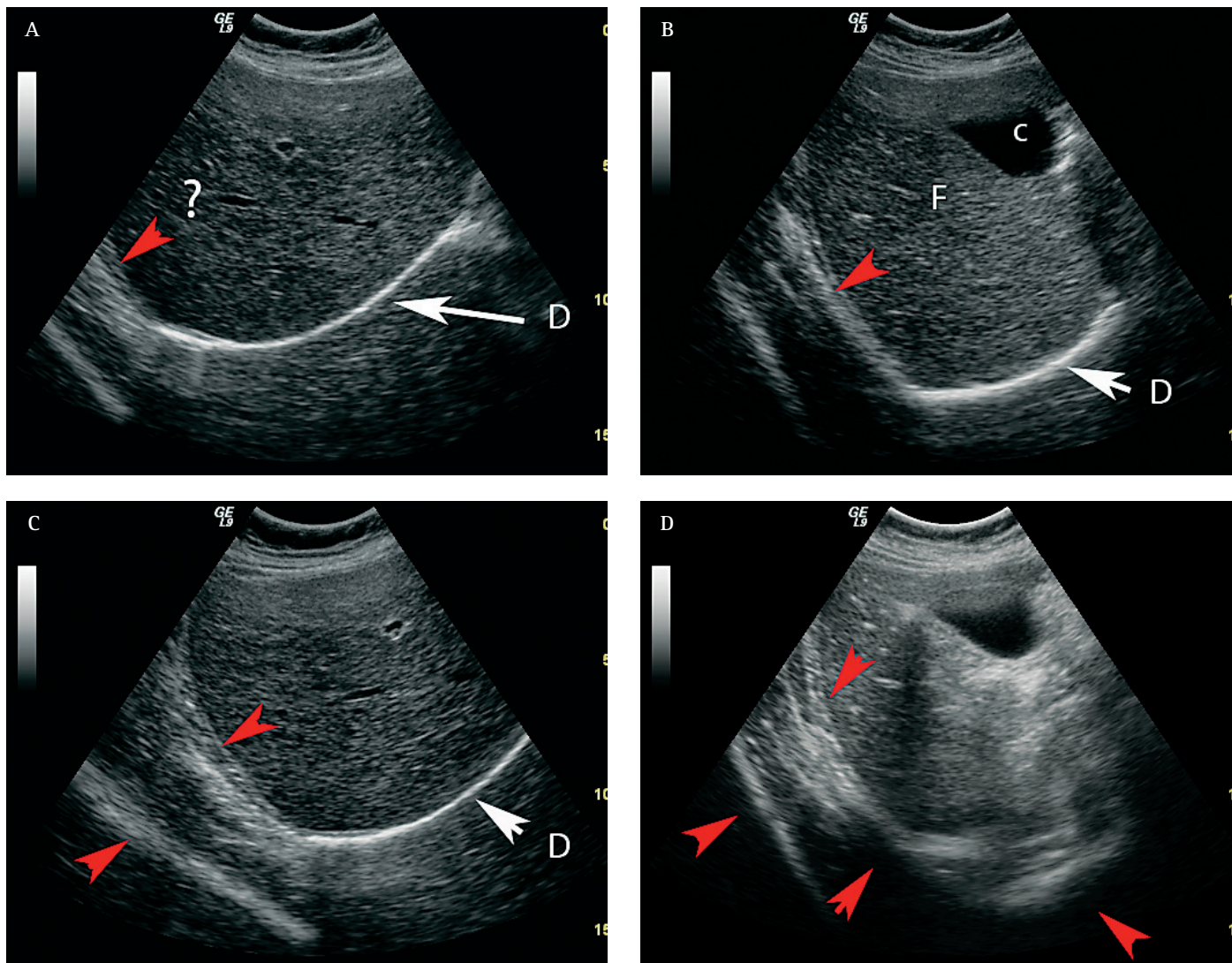


Fig. 6a, b, c, d. ARTEFATTI DA RIFLESSIONE LINEARE O SPECULARE. L'angolo d'incidenza del fascio US può variare in base alla disposizione spaziale del riflettore nel campo sonoro. Così il diaframma potrà essere rappresentato con echi di forte intensità se l'angolo d'incidenza è ortogonale o con echi d'intensità progressivamente più debole per angoli più piccoli, sino al limite di non essere più rappresentato nell'immagine (?). Nel caso riportato, il fegato è esplorato con scansioni sottocostali che raggiungono obliquamente il tratto lombocostale destro del diaframma. Il diaframma viene rappresentato come un eco intenso sottile e lineare (interfaccia pleura viscerale/fascia muscolare) dove l'incidenza del fascio è ortogonale (freccia bianca). Nella stessa scansione, nei punti dove il diaframma viene insonato obliquamente presenta interruzioni e sdoppiamenti speculari (freccie rosse). D = diaframma. F = fegato. C = colecisti.

renza costruttiva un'intensità sufficiente per essere rappresentato, il segnale che ne risulta detto *coherent speckle* si mescola al segnale di *backscattering* e degrada diffusamente l'immagine (Fig. 16)⁽⁸⁾. Il risultato artefattuale è una diffusa alterazione della trama parenchimale per comparsa di una granulosità fine e diffusa, puntiforme e screziata che rende indistinguibile la trama parenchimale e tende ad uniformare la struttura di parenchimi assolutamente diversi fra loro come, ad esempio, il fegato e la milza. Le origini dello *speckle* sono quindi complesse e legate in gran parte ai limiti di risoluzione del sistema. I complessi fenomeni di interferenza che si realizzano fra gli echi multidirezionali

generati dalle strutture stazionarie microscopiche di diametro $<200 \mu$ rappresentano, fisicamente, il modo con cui questi deboli segnali possono raggiungere un'intensità tale da raggiungere il range dinamico dell'amplificatore ed essere rappresentati^(8, 9).

Ricordiamo brevemente che la grandezza minima di un riflettore che può essere rappresentato in B-Mode corrisponde ai limiti di risoluzione assiale e laterale del sistema. La risoluzione è legata alla durata dell'impulso US e questa, a sua volta, è determinata da fattori come la frequenza e l'ampiezza di banda. I limiti di risoluzione fanno sì che le dimensioni di un riflettore puntiforme rappresentato nell'immagine B-Mode, non sono

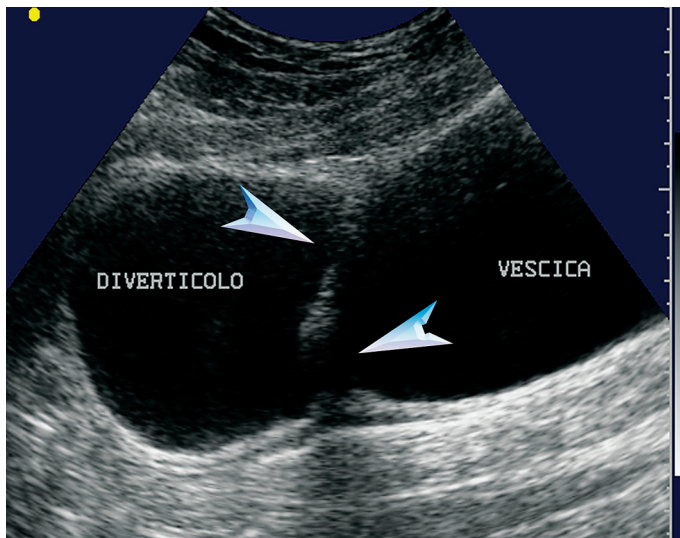


Fig. 7. ARTEFATTI DA RIFLESSIONE LINEARE. Assenza apparente di parte del setto divisorio (freccia) fra vescica e voluminoso diverticolo.

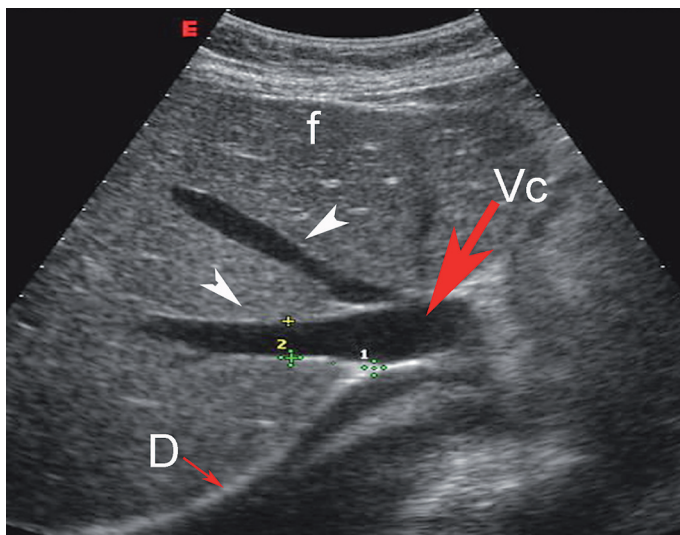


Fig. 8. DISPERSIONE SEMPLICE ED ECOSTRUTTURA PARENCHIMALE. Scansione sottocostale sul lobo destro e sulla confluenza delle sovraepatiche in vena cava in un fegato normale. Nella formazione dell'immagine, lo scattering è importantissimo in quanto, a differenza della riflessione speculare e diffusa, è angolo-indipendente. La quota di energia retrodiffusa raccolta dalla sonda (*backscattering*) non supera il 25% dell'energia totale dello scattering. In condizioni normali, la trama strutturale del fegato non varia in modo importante nei vari settori e nelle diverse scansioni. Vc = Vena cava inferiore. D = diaframma. f = fegato. Vena sovraepatica destra e centrale (punta di freccia).

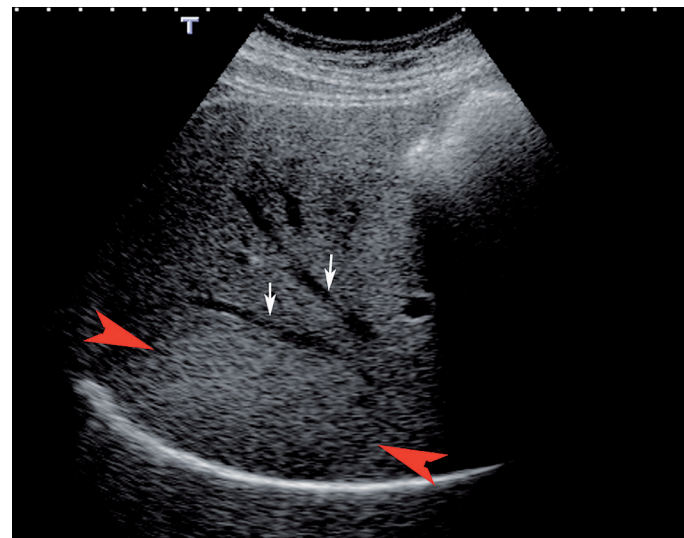


Fig. 9. ECOSTRUTTURA IPERECOGENA. Scansione sottocostale sul lobo destro del fegato. Steatosi focale diffusa (freccie rosse). La dispersione semplice può variare da una zona all'altra di un parenchima in base alla sua densità ed al coefficiente di attenuazione. La tessitura parenchimale diventa così, meno omogenea e costante nelle singole scansioni. Freccie piccole bianche = vene sovraepatiche destra e centrale.

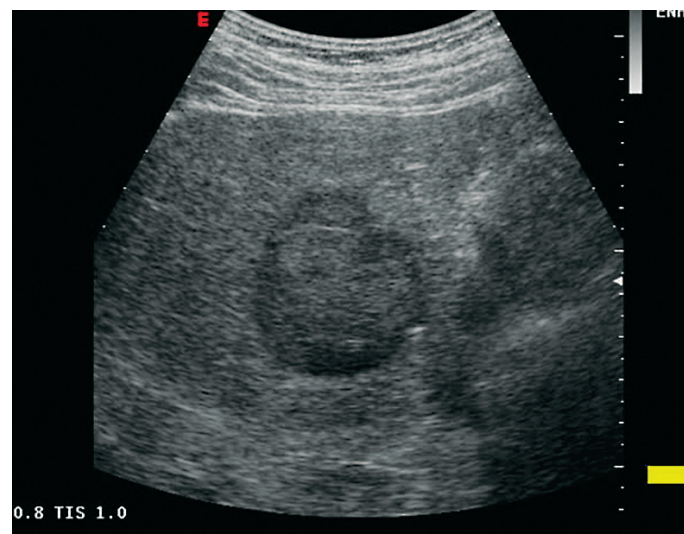


Fig. 10. ECOSTRUTTURA IPOECOGENA. Le regioni parenchimali con scarsa dispersione e scarso segnale eco vengono definite ipoecogene. La scansione epatica sul settore sinistro mostra una grossolana formazione nodulare che importa il ramo sinistro della vena porta ed occupa I e II segmento epatico. La formazione era un angioma atipico.

le dimensioni reali, ma quelle determinate dalla frequenza e dall'ampiezza di banda del trasduttore. Così ad esempio, un riflettore di 20μ , che corrisponde in linea di massima al diametro di una cellula, con una frequenza di trasmissione di 8 MHz dovrebbe essere rappresentato sull'immagine B-Mode come un riflettore di circa 400μ . Da un punto di vista teorico, bisogna considerare che per ottenere una risoluzione nominale di 20μ , misura sovrapponibile al diametro cellulare ed in

grado di eliminare completamente lo *speckle*, bisognerebbe usare frequenze operative di 100 MHz, assolutamente proibitive allo stato dell'arte.

Nella (Fig. 17) e nella (Fig. 18) sono schematizzati i meccanismi che portano alla formazione dello *speckle*⁽⁹⁾. La (Fig. 17) mostra come nel momento in cui viene superato il limite di risoluzione, due riflettori strettamente addossati l'uno all'altro non sono più risolti come due punti distinti dal sistema. A partire da que-

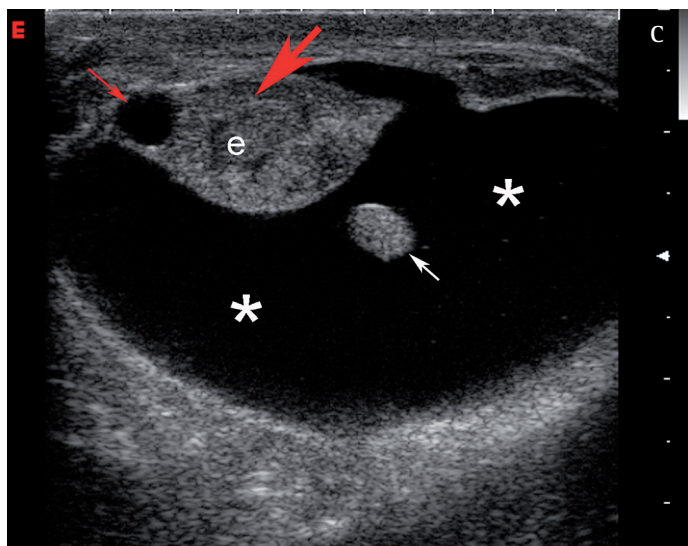
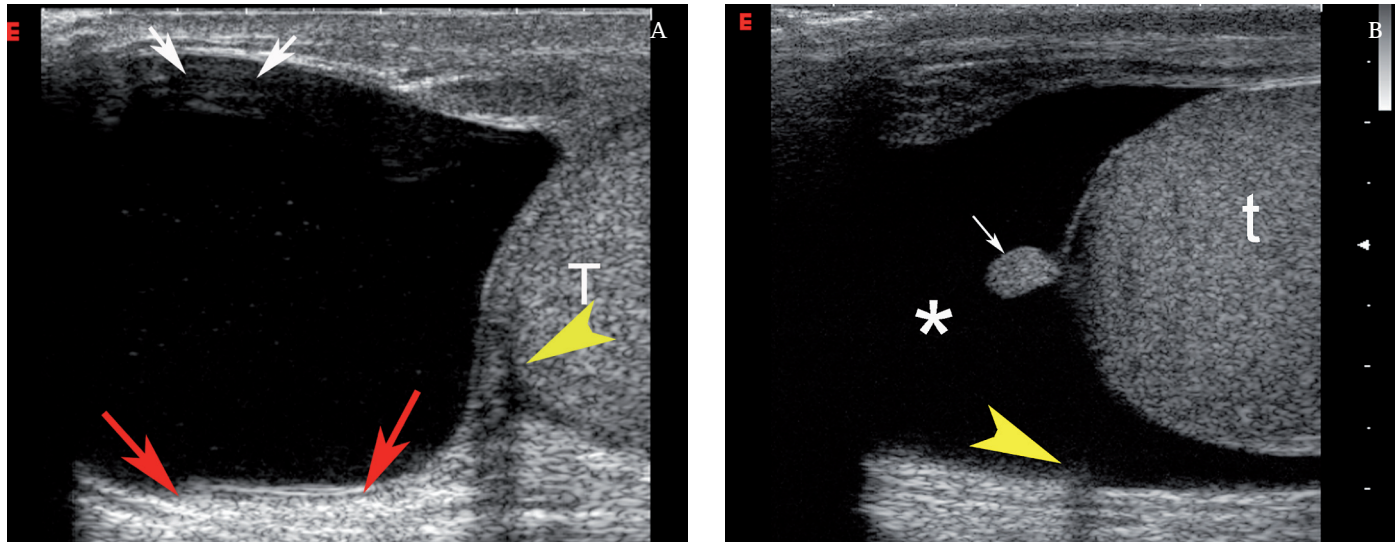


Fig. 11a, b, c. ECOSTRUTTURA ANECOGENA. Se l'impostazione dei parametri strumentali è corretta, l'assenza di echi indica la natura liquida di una lesione. Nella figura (A) la struttura anecogena segnata con (*) è una cisti funicolare con un contenuto debolmente corpuscolato. Nell'immagine coesistono diverse artefattualità: le frecce bianche indicano un artefatto da riverberazione prossimale, le frecce rosse posteriori, indicano il rinforzo da parete distale, la freccia gialla indica il cono acustico laterale che si genera fra testicolo e cisti. Le immagini (B) e (C) si riferiscono ad un caso di idrocele primitivo con versamento a anecogeno nella vaginale (*). Il testicolo è iperecogeno ed omogeneo. L'epididimo con struttura disomogenea mostra un'alternanza di aree ipoecogene ed iperecogene (flogosi). Si intravede una piccola idatide del Morgagni (freccia bianca piccola) che "pesca" nell'idrocele legata ad un esile peduncolo. La piccola area lacunare anecogena nella regione cefalica dell'epididimo è una piccola cisti da ritenzione.

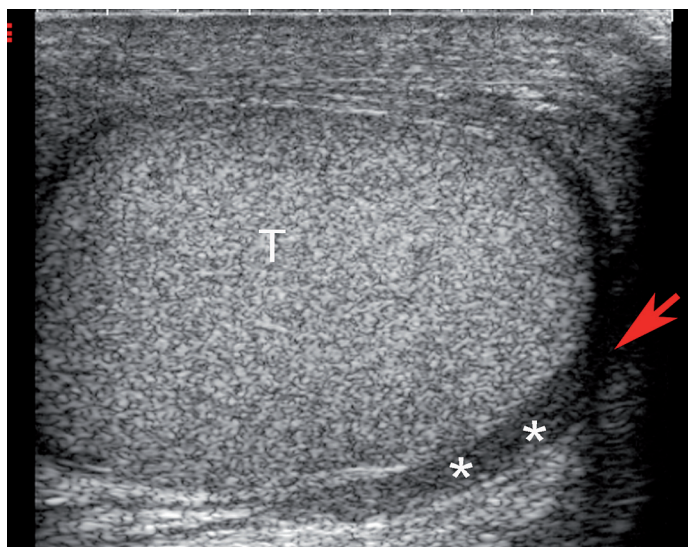


Fig. 12. ECOSTRUTTURA IPERECOGENA ED OMOGENEA. Testicolo sinistro dopo diversione di cisti funicolare. Il testicolo mostra un diffuso ispessimento delle tonache peritesticolari (pachivaginalite), che appaiono fuse ed indistinguibili. Manca la falda fisiologica in vaginale (*). Il testicolo presenta una tessitura uniforme, iperecogena, granulare, "a granito". La freccia indica il cono acustico laterale che si genera ai margini di una superficie ricurva e tra tessuti con diversa impedenza acustica.

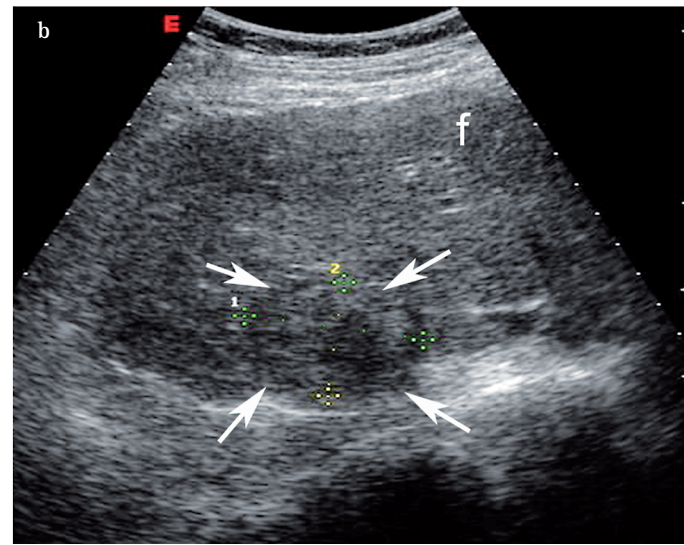
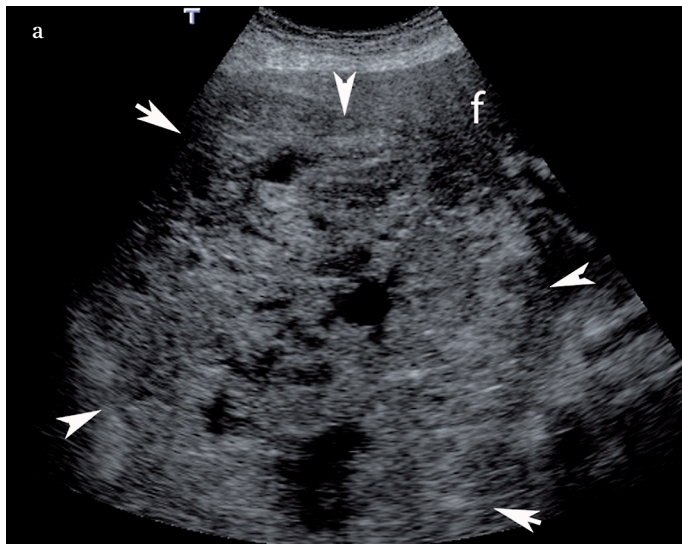


Fig. 13a, b. ECOSTRUTTURA DISOMOGENEA. Scansione sottocostale ascendente sul fegato. La struttura di un organo o di una lesione (iperecogena, ipoecogena, anecogena) può essere uniforme (omogenea) o non uniforme (disomogenea). Nelle immagini sono riportati due casi clinici diversi. L'immagine (a) propone il caso di un'enorme metastasi iperecogena, disomogenea, alonata (freccie bianche) che occupa gran parte del settore destro del fegato. Il tumore primitivo era un carcinoma gastrico molto avanzato. Nel secondo caso (b) viene rappresentato un nodulo di HCC su fegato cirrotico. Il nodulo tumorale è finemente ipoecogeno, alonato rispetto al parenchima circostante che mostra i segni diffusi di un sovvertimento strutturale.

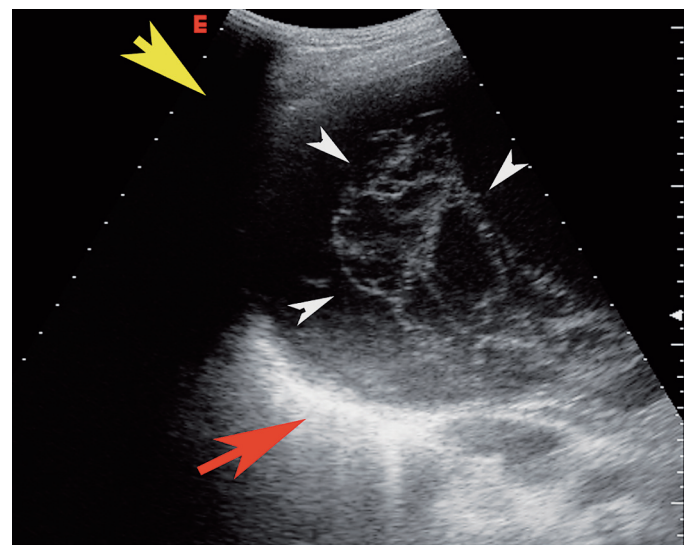
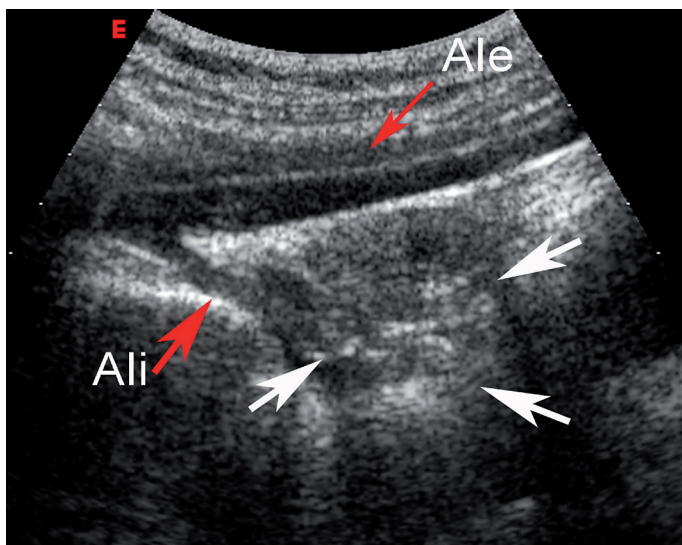


Fig. 14. ECOSTRUTTURA TIPO MASSA COMPLESSA. La coesistenza di aree strutturali polimorfe, disomogenee, con aree contestuali anecogene, frammentate ad aree iper-ipoecogene disomogenee definisce i caratteri semeiologici di una lesione o massa complessa. Un esempio tipico di massa complessa è rappresentata dalla cisti dermoide dell'ovaio formata da tessuti estremamente eterogenei come elementi dentari, frammenti di cartilagine ed osso, ammassi di peli e sebo. Nel caso riportato, manca una chiara componente liquida (anecogena), ma l'ovaio (freccie) presenta una struttura estremamente complessa con presenza di microcalcificazioni contestuali.

Fig. 15. ECOSTRUTTURA TIPO MASSA COMPLESSA. Scansione intercostale obliqua sul lobo destro del fegato. Maschio di 53 aa, con malattia policistica epatorenale. La formazione cistica che occupa la parte centrale dell'immagine mostra un'ecostruttura disomogenea e complessa, per la presenza di aree chiaramente anecogene frammentate ad un aggetto strutturato, disomogeneo, anfrattuoso. In questo caso la cisti complessa è da riferire ad un evento emorragico endocistico in fase di organizzazione. Coesistono nell'immagine artefatti multiple: il cono acustico della costa (freccia gialla) ed il rinforzo di parete posteriore tipico delle cisti.

sto limite, però, il debole segnale che origina dai due riflettori può sommarsi per interferenza costruttiva e dare origine ad un segnale più complesso (*coherent speckle*) che rappresenterà i due bersagli non più come singoli riflettori, ma riflettori multipli, sgranati, fram-

misti ad una diffusa granulosità che degrada la risoluzione spaziale. La (Fig.18) mostra quanto accade in un modello simulato costituito da 400 riflettori puntiformi allineati fra loro e distanziati l'uno dall'altro in modo *random*. La barra in alto simula l'immagine rico-

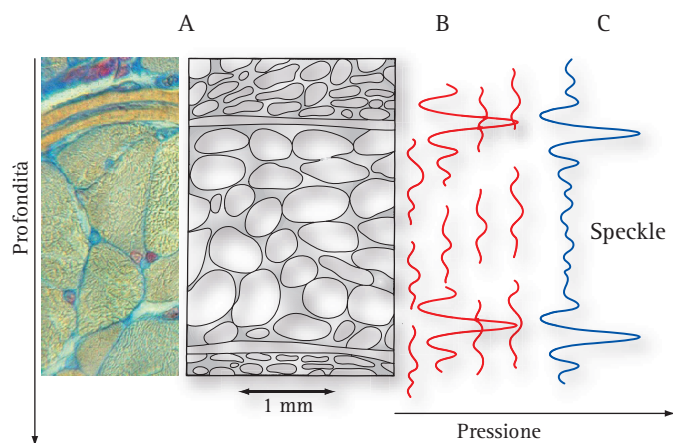


Fig. 16. GENESI DELLO SPECKLE. Le origini dello speckle sono complesse, legate in gran parte ai limiti di risoluzione assiale e laterale del sistema ed a complessi fenomeni di interferenza costruttiva e distruttiva che interessano i segnali deboli, multidirezionali che originano per dispersione dalle strutture microscopiche (<200 μ). Nel diagramma, a sinistra (A), sono schematizzate le strutture tissutali che danno origine allo *scattering*. Anche lo scorrimento della sonda sui tessuti genera segnali di debole intensità che possono interferire con quello delle strutture stazionarie. La parte centrale del diagramma (B) mostra che questi echi multidirezionali hanno un'intensità molto debole e non possono essere rappresentati. Quando, per fenomeni di interferenza costruttiva, l'intensità del segnale raggiunge, invece, il livello soglia del range dinamico dell'amplificatore (*coherent speckle*), il segnale viene raccolto e genera nell'immagine una fine e diffusa granulosità completamente artefattuale e priva di un vero corrispettivo anatomico.

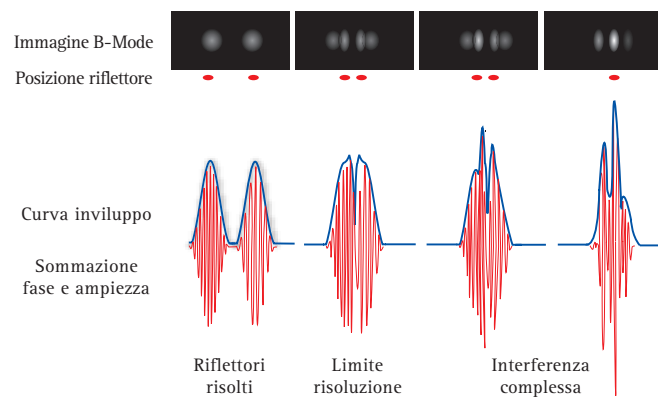


Fig. 17. GENESI DELLO SPECKLE. Modello di immagine costruita con due piccoli riflettori addossati a breve distanza l'uno all'altro. Per i limiti di risoluzione del sistema, esiste una distanza geometrica minima al di sotto della quale i due riflettori non sono più distinti come due echi separati. A partire da questo limite, il sistema rappresenterà il segnale di dispersione che origina dai due riflettori solo quando questo raggiunge la soglia per fenomeni di interferenza costruttiva. Questo modello sperimentale spiega come la causa determinante della granulosità o speckle siano i limiti di risoluzione del sistema.

struita da un sistema che rappresenta solo l'inviluppo dell'ampiezza. L'intensità media di brillantezza dei singoli tratti della barra corrisponde alla curva tracciata in rosso. Si può notare come i bersagli strettamente vicini generano un segnale eco intenso, mentre i bersagli

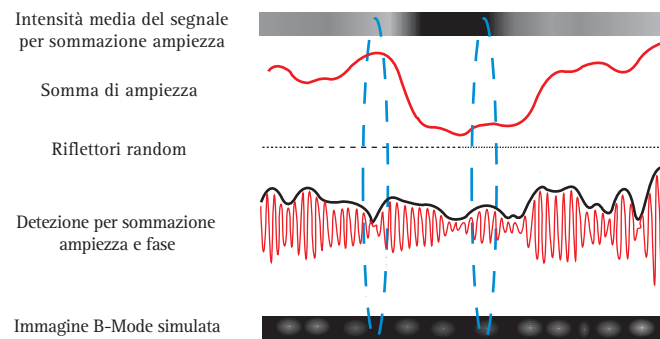


Fig. 18. INTERFERENZA E GENESI DELLO SPECKLE. Modello di immagine costruita con 400 riflettori puntiformi, distanziati in modo random lungo una linea. Vengono riproposte due diverse immagini in scala di grigio: una (barra superiore) costruita in base ad una detezione per ampiezza del segnale ed una seconda (barra inferiore) per involuppo e somma di ampiezza e fase. In quest'ultimo caso l'immagine diventa particolarmente ricca di *speckle*.

più distanziati generano un segnale debole. La barra inferiore della figura mostra, invece, come sarebbe rappresentata da un sistema con la detezione di fase ed ampiezza (tracciato nero) l'immagine in scala di grigi. Si nota una chiara differenza fra l'immagine ricostruita in base al solo involuppo dell'ampiezza del segnale e l'immagine ricostruita in base all'involuppo che somma fase ed ampiezza. In primo luogo l'immagine mostra un'alternanza di aree chiare ed aree scure che non sono correlate con la disposizione reale dei punti bersaglio a differenza dell'immagine costruita in base alla detezione dell'ampiezza del segnale che è molto più fedele e precisa. Questo diventa particolarmente evidente nei settori indicati dalle due ellissi. In secondo luogo, l'immagine ecografica ricostruita in base alla detezione di fase ed ampiezza, ha un elevato numero di aree chiare e scure che danno una falsa impressione di un dettaglio di risoluzione elevato. Gli effetti dell'interferenza che portano alla genesi dello *speckle* diventano ancor più evidenti distribuendo i riflettori su un piano di immagine bidimensionale. Concludendo, l'immagine in B-Mode ricostruita con la detezione della sola ampiezza riproduce più fedelmente la distribuzione originale dei riflettori e dimostra solo una lieve perdita del dettaglio legata ai limiti di risoluzione del sistema. L'immagine ricostruita con la detezione di fase e ampiezza è ricca di rumore di fondo e di *speckle* e mostra una significativa riduzione della risoluzione di contrasto⁽⁹⁾.

Negli ultimi anni, le aziende costruttrici hanno adottato varie soluzioni tecniche per ridurre od eliminare lo *speckle*. Se la granulosità dell'immagine deriva da fenomeni di interferenza costruttiva che si creano a livello delle strutture microscopiche, una *prima soluzio-*

ne capace di ridurre lo speckle è il miglioramento della risoluzione spaziale delle apparecchiature. Questo è stato ottenuto con varie strategie come l'uso di frequenze operative più elevate, la codifica digitale dell'impulso in trasmissione, l'uso di trasduttori a matrice e l'imaging in seconda armonica. La (Fig. 19) mostra come operando con una frequenza più elevata si abbrevia la durata dell'impulso e migliora la risoluzione evitando i fenomeni di interferenza che originano dai riflettori microscopici.

Come detto in precedenza, da un punto di vista teorico per ottenere una risoluzione nominale di 20 μ , (diametro cellulare) in grado di eliminare completamente lo speckle, bisognerebbe usare frequenze molto elevate dell'ordine di 100 MHz e quindi non disponibili allo stato dell'arte.

Una seconda soluzione tecnica adottata nel tentativo di migliorare l'informazione reale e ridurre lo speckle è l'imaging composito. Questo algoritmo di acquisizione dell'immagine, consente di rappresentare nel monitor la media ponderata delle informazioni contenute in più frames. La sommazione delle informazioni reali a scapito dello speckle può essere ottenuta adottando varie soluzioni tecniche. Una prima si basa sull'uso della media temporale dei frames (temporal averaging) registrati durante lo spostamento della sonda o del bersaglio. Una seconda soluzione tecnica è il compound spaziale (spatial averaging) in cui l'immagine rappresenta il risultato di una sommazione spaziale di frame acquisiti con diversi angoli di vista.

Una terza soluzione tecnica, infine, si basa sulla rappresentazione di un'immagine che rappresenta la media ponderata di più frame acquisiti con diverse frequenze (frequency averaging). Poiché il pattern degli speckle

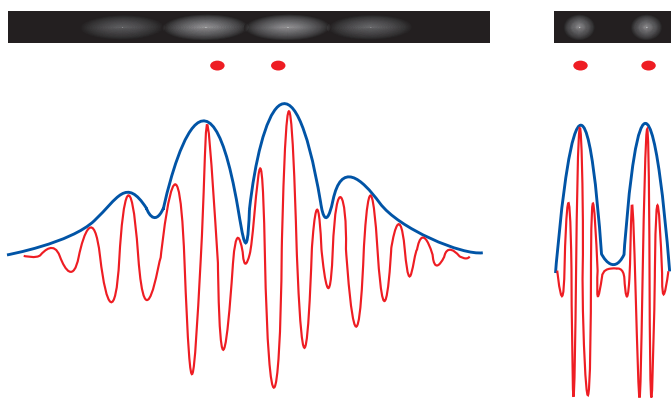


Fig. 19. FREQUENZA E SPECKLE. Se lo speckle origina dai fenomeni di interferenza che interessano i riflettori di diametro microscopico, un aumento della capacità di risoluzione (assiale e laterale) del sistema dovrebbe ridurre l'artefatto. Nella figura viene rappresentata l'importanza della lunghezza dell'impulso nella risoluzione assiale.

varia da un frame all'altro, mentre le informazioni fondamentali sono sovrapponibili, l'immagine definitiva rappresenta la media ponderata delle informazioni contenute nei singoli frame. Per questo, nell'imaging composito, lo speckle tende a ridursi e la qualità dell'immagine migliora significativamente. Il prezzo da pagare per la maggiore risoluzione è una riduzione più o meno significativa del frame rate^(9, 10).

Un'ultima soluzione proposta per ridurre lo speckle si basa sull'uso di filtri, i cosiddetti wavelet filters (hug filters), cioè filtri capaci di modulare il passaggio dei segnali di bassa intensità derivanti da fenomeni di interferenza costruttiva (Huygen wavelet). Tutte queste tecniche agiscono in post-processing e tendono a ridurre i dettagli strutturali e la risoluzione dell'immagine. Le più conosciute, brevettate e già disponibili in commercio sono la X-RES (Philips)⁽¹¹⁾, la SRI della GE⁽³⁾.

Nella refertazione si usa una semantica molto semplice per definire la tessitura strutturale di un organo. In primo luogo si definisce la struttura parenchimale come omogenea o disomogenea in base alla tessitura che si ripete nelle varie scansioni e nello scorrimento delle singole immagini. In secondo luogo, descriviamo gli echi strutturali come "fini", "granulosi" "grossolani", tutti termini che rappresentano una descrizione morfologica della commistione dello scattering con la granulosità artefattuale dello speckle.

Ombra acustica e rinforzo posteriore

L'ombra o cono acustico posteriore ed il rinforzo da parete posteriore sono esempi comuni del modo in cui semantica e semeiotica si intrecciano con l'artefattualità ecografica e questo sia utile e talvolta indispensabile per una corretta diagnosi^(12, 13). Se l'impostazione dei parametri strumentali è corretta, in particolare modo l'impostazione della scala TCG, le scansioni sequenziali di organi omogenei come il fegato normale generano immagini con un livello di brillantezza strutturale uniforme. Perché questo accada, bisogna che il grado di attenuazione non vari significativamente da un'area all'altra (Fig. 20). Un esempio ricorrente e semplice di come l'attenuazione possa inficiare la qualità dell'immagine ed indurre errori diagnostici è l'attenuazione che le strutture vascolari e biliari dell'ilo epatico provocano sul lobo caudato nelle scansioni sottocostali. La marcata attenuazione riduce marcatamente l'ecogenicità del lobo caudato ponendo il sospetto di una lesione focale del primo segmento.

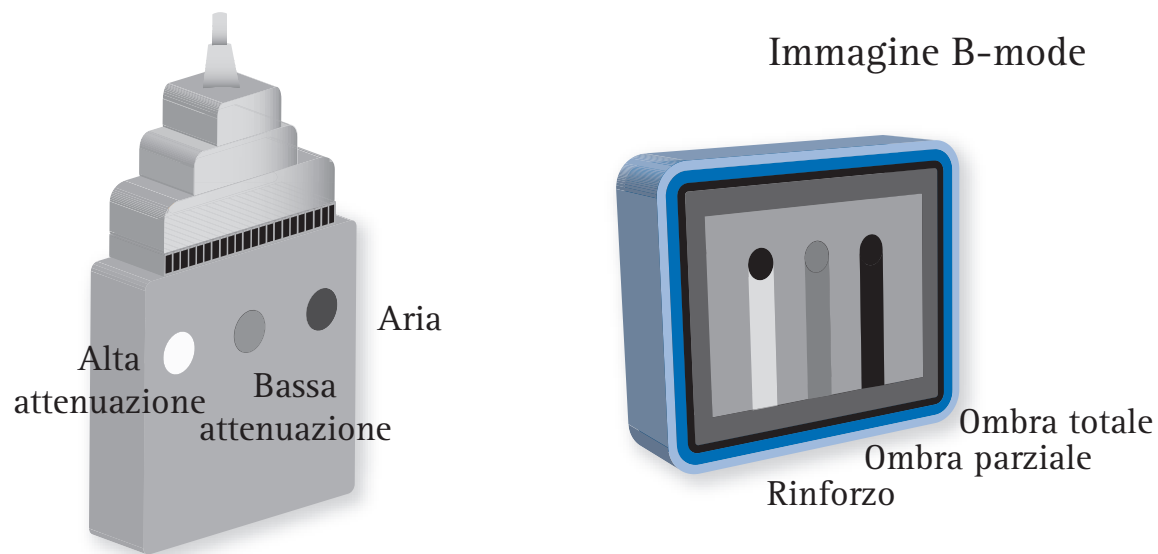


Fig. 20. ATTENUAZIONE E SEMANTICA ECOGRAFICA. L'immagine ecografica può essere considerata come un insieme di *immagini elementari* derivanti da *strutture anecogene, parzialmente ecogene o iperecogene*. Nel primo caso le strutture tessutali si lasciano attraversare completamente dagli US, senza generare riflessione. Nel secondo caso l'impedenza acustica è maggiore e la trasmissione degli US è minore. Nell'ultimo caso, gli US vengono quasi completamente riflessi. Nel diagramma, in un tessuto fantoccio sono stati disposti tre bersagli rotondeggianti con caratteristiche strutturali diverse. Il bersaglio anecogeno si lascia attraversare e genera un rinforzo posteriore; il bersaglio centrale mostra un'attenuazione normale e si lascia attraversare solo in parte dagli US generando un'ombra parziale; l'ultimo bersaglio non si lascia assolutamente attraversare e genera un cono d'ombra posteriore.

Nelle immagini in B-Mode, il cono acustico posteriore ed il rinforzo posteriore sono due esempi di artefatti che derivano da una *abnorme variazione dell'attenuazione degli US* nella loro propagazione⁽⁴⁾.

Ombra acustica distale o cono d'ombra posteriore. Definisce il cono d'ombra che si osserva posteriormente ad una *massa parenchimale solida molto densa* con coefficiente di attenuazione molto maggiore rispetto a quello dei tessuti circostanti o, ad una *struttura cristallina* con un coefficiente di riflessione molto elevato. L'ombra acustica distale è, quindi, il risultato artefattuale di un'abnorme attenuazione dell'intensità del fascio US e può essere *completo o parziale*. La definizione di *cono d'ombra posteriore* deriva dal fatto che l'ombra acustica tende ad assumere una forma di cono a causa della naturale divergenza degli US. L'artefatto si manifesta quando strutture con impedenza acustica elevata, cioè molto riflettenti o assorbenti, ostacolano la propagazione distale degli US. In altri termini, il fenomeno si può realizzare o a causa di un'eccessivo assorbimento di energia acustica o per riflessione quasi totale del fascio US. La prima evenienza occorre, ad esempio, quando un fascio di US attraversa una massa tumorale (**Fig. 21**) subendo una forte attenuazione rispetto agli US che percorrono la medesima distanza ma nel tessuto normale. Quando una struttura assorbe più energia acustica dei tessuti circostanti, la correzione differenziale del guadagno con la scala TGC è inadeguata e le strutture profonde appaiono diffusamente ipoecogene. La seconda evenienza si realizza quando il fascio US colpisce un'inter-

faccia con la scala TGC è inadeguata e le strutture profonde appaiono diffusamente ipoecogene. La seconda evenienza si realizza quando il fascio US colpisce un'inter-

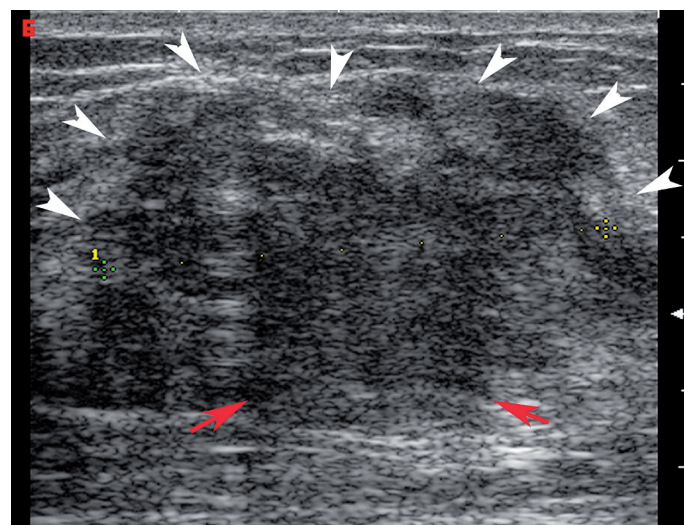


Fig. 21. ATTENUAZIONE POSTERIORE. Carcinoma mammario. Nel caso presentato, il nodulo tumorale di circa 3 cm di \emptyset ha una forma polimorfa, margini mal definiti, non uniformi, irregolari per la presenza di propaggini che infiltrano il parenchima ghiandolare sano contiguo. Il nodulo mostra un'ipoecogenicità di fondo, ma nel contesto mostra una struttura irregolare e disomogenea. Nella porzione anteriore sono presenti fini intensità riferibili plausibilmente a microcalcificazioni. L'alone marginale iperecogeno è poco evidente e sfuma nel tessuto sano. L'attenuazione posteriore interessa la porzione centrale del nodulo ed a tratti assume l'aspetto di un cono d'ombra parziale ed irregolare. Mancano i coni acustici laterali. In genere il cono d'ombra posteriore diventa molto più evidente e netto nei carcinomi con una ricca componente fibrosa (scirro).

faccia tessuto-aria che è in grado di riflettere il 99% dell'energia acustica o una struttura cristallina che riflette quasi l'80% dell'energia acustica incidente. In pratica le bolle d'aria ed i calcoli sono impenetrabili e quando vengono colpiti dagli US in modo ortogonale generano un cono d'ombra completo⁽¹⁴⁾. Nella (Fig. 22a, b) una bolla d'aria della flessura colica destra frammista a materiale fecale genera un cono d'ombra completo e persistente nelle varie scansioni. Il cono d'ombra si manifesta in modo sistematico distalmente ai calcoli della colecisti (Fig. 23a, b, c)⁽¹⁵⁾, del rene (Fig. 24, 25), delle vie urinarie (Fig. 26, 27). L'artefatto si manifesta anche distalmente a calcificazioni parenchimali primitive o secondarie (Fig. 28) o alle ossa lunghe o brevi. Il cono d'ombra può essere in parte mascherato da altri artefatti (errata focalizzazione, errato guadagno, artefatto da lobi laterali, effetto da volume parziale) o rendersi poco evidente se la massa o l'aggregato cristallino sono di piccole dimensioni⁽¹⁶⁾. La massima rappresentazione dell'artefatto si realizza quando il bersaglio iper-riflettente ed assorbente cade nella zona focale del fascio.

In base ai presupposti teorici descritti, il cono d'ombra è il segno ecografico più importante per la diagnosi di litiasi (sia essa renale, delle vie urinarie, della vescica o della colecisti). Comunemente, il cono d'ombra si forma quando il diametro della formazione litiasica supera i 3 mm di diametro, anche se questo non accade in modo costante. Nei casi in cui il calcolo ha un basso tenore calcico o è ancora prevalentemente costituito da matrice proteica su cui ha inizio l'accrescimento del reticolo cristallino per epitassi, il cono d'ombra può non esse-

re evidente o risultare attenuato, anche se le dimensioni sono superiori a 3 mm. In linea di massima, il cono d'ombra è sempre presente quando il calcolo supera 5 mm di diametro. L'assenza completa o parziale del cono d'ombra, per dimensioni uguali o inferiori, può essere causata ad un artefatto di volume parziale⁽¹⁶⁾. Poiché nella migliore delle ipotesi lo spessore del fascio US nell'area focale è di circa 3 mm, si comprende come una piccola formazione litiasica di diametro simile o leggermente superiore possa risultare mascherata nelle sue caratteristiche di assorbimento e di attenuazione se il piano di scansione non la attraversa in modo diretto. In questo caso, come nel caso di calcificazioni parenchimali multiple disposte su piani sfalsati rispetto al piano di scansione, il cono d'ombra è parziale e le strutture retrostanti la formazione litiasica non sono completamente mascherate (Fig. 29, 30). Il cono acustico viene esaltato dalle scansioni settoriali e significativamente ridotto con l'imaging composito spaziale⁽¹¹⁾.

Rinforzo posteriore o di parete distale. Il rinforzo di parete distale definisce la banda iperecogena ben visibile sulla parete distale di una struttura con contenuto liquido o, più raramente, di una struttura solida (Fig. 31). Il rinforzo di parete distale è quindi un artefatto inverso rispetto al cono d'ombra e si realizza quando il fascio US attraversa una struttura con un coefficiente di attenuazione molto basso come, ad esempio, una cisti. Quando la lesione liquida è una cisti, il rinforzo di parete si accompagna anche ad una maggior ecogenicità delle strutture anatomiche situate distalmente rispetto alla

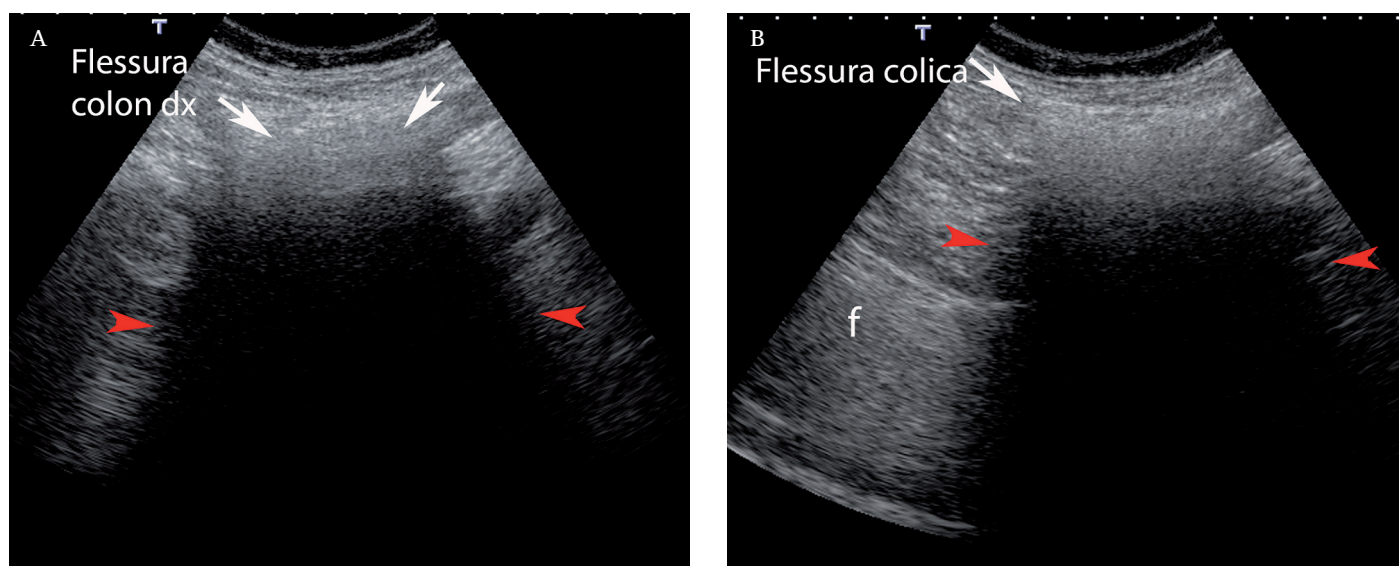


Fig. 22a, b. CONO D'OMBRA COMPLETO. Scansioni trasversali sottoepatiche sulla flessura destra del colon in paziente con colon irritabile. L'interfaccia tessuto-aria (ad esempio le bolle d'aria presenti nell'intestino e frammiste al contenuto fecale) sono impenetrabili agli US e danno origine ad un cono d'ombra completo (freccie rosse). In tempo reale, spesso l'insonazione delle anse del colon evidenzia un'alternanza di artefatti come il *ring down artifact* ed il cono d'ombra, in funzione della direzione del fascio US e del contenuto dell'ansa. f = fegato.

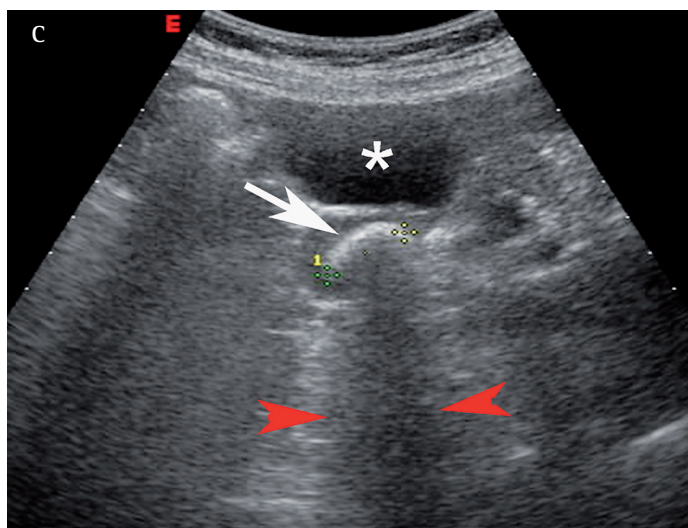
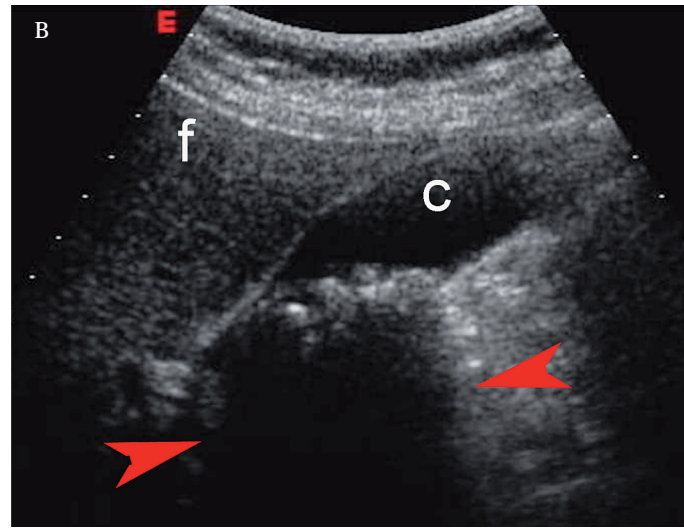
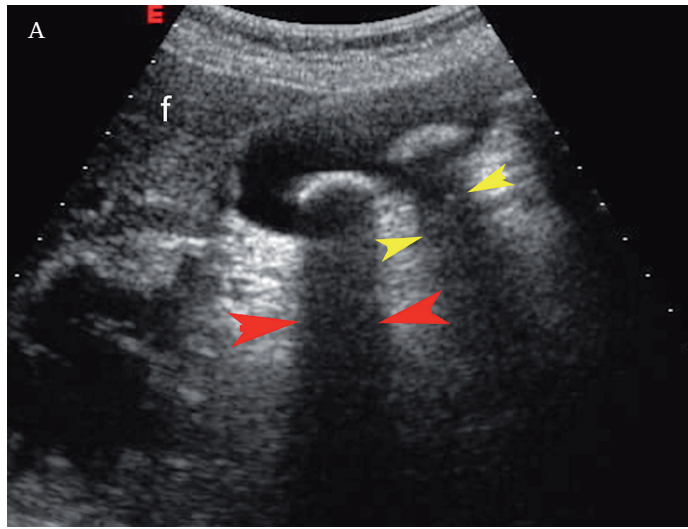


Fig. 23a, b, c. CONO D'OMBRA DA CALCOLOSI DELLA COLECISTI. Le caratteristiche ecografiche del cono d'ombra dipendono dalla natura e dalla morfologia del calcolo, dalla sede, dall'angolo di insonazione della colecisti. Il calcolo isolato, mobile, in assenza di segni di colecistite acuta o cronica, si presenta come un menisco iperecogeno seguito da un cono d'ombra netto (frecche rosse) e ben definito (A). Se il calcolo non cade pienamente nel piano di scansione, il cono d'ombra non è completo (frecche gialle) (A). Nei casi di litiasi multipla, il cono d'ombra appare molto più ampio, talora incompleto ed è generato dallo strato di calcoli più superficiale (B). Nei casi in cui il calcolo è incarcerato nella porzione più ristretta della colecisti (infundibulo) e perde la sua mobilità con il decubito, il cono d'ombra può risultare parzialmente mascherato da artefatti del duodeno e la regione fundica (*) della colecisti può presentare nel suo interno un sedimento corpuscolato da riferire a sabbia biliare (C). C = colecisti; f = fegato.

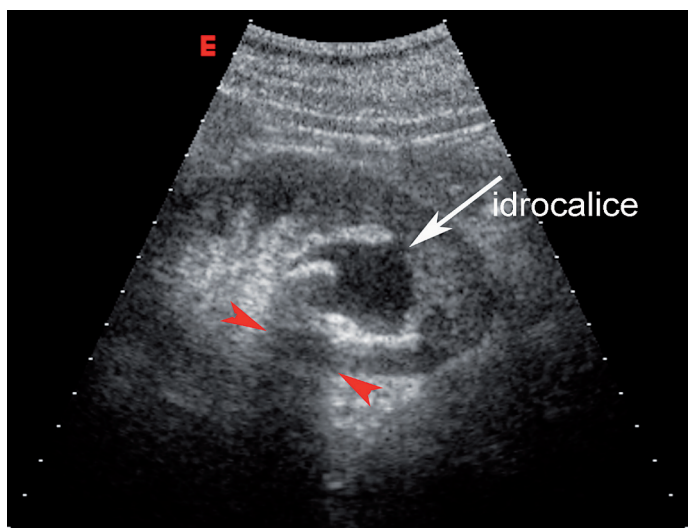


Fig. 24. CONO D'OMBRA NELLA LITIASI CALICEALE DEL RENE. La semeiotica ecografica della litiasi renale, in modo non dissimile dalla sintomatologia dolorosa, varia in ragione della sede del calcolo nel sistema escretore e della sua grandezza. Nel caso presentato, il calcolo incarcerato nel colletto di un calice maggiore del gruppo inferiore appare come un menisco iperecogeno con cono d'ombra (frecche rosse). È evidente l'idrocalice relativo.

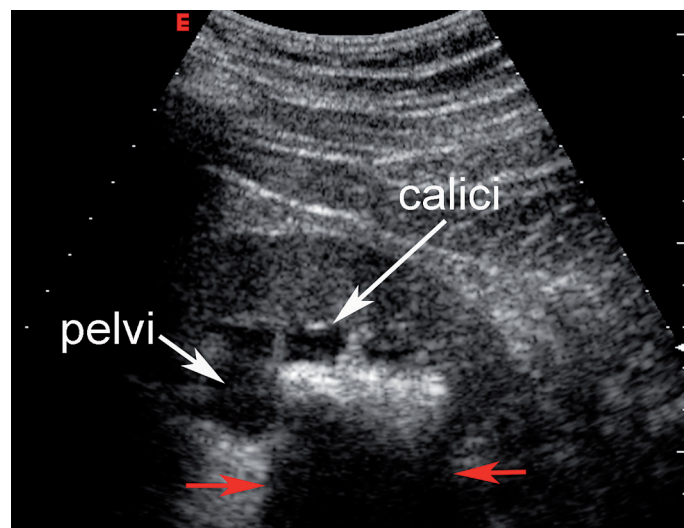


Fig. 25. CONO D'OMBRA NELLA LITIASI PIELICA. I calcoli della pelvi sono spesso voluminosi, poco mobili ed associati a lieve idronefrosi. Il cono d'ombra in questi casi è chiaro e grossolano, ma può essere parziale o poco evidente quando viene mascherato dall'iperecogenicità del seno e nei casi in cui il piano di scansione non è ortogonale e la grandezza del calcolo è contenuta (<1 cm).

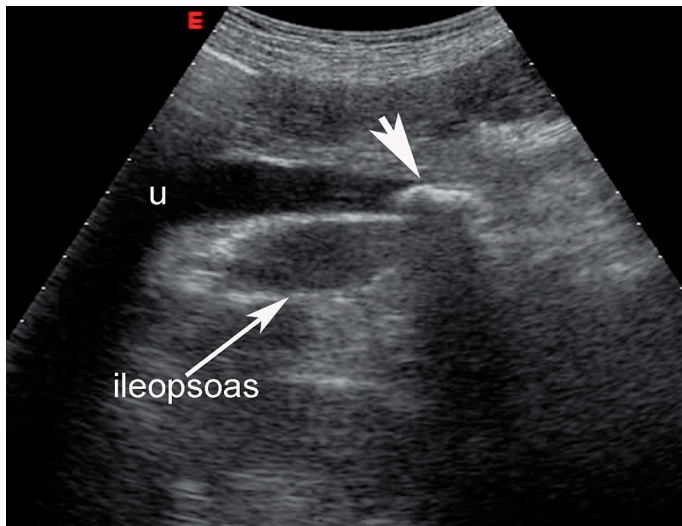


Fig. 26. CONO D'OMBRA NELLA LITIASI URETERALE. Il calcolo può essere riconosciuto nel tratto medio-superiore dell'uretere dopo una colica renoureterale o dopo ESWL, in particolare nei casi in cui si associa idronefrosi.

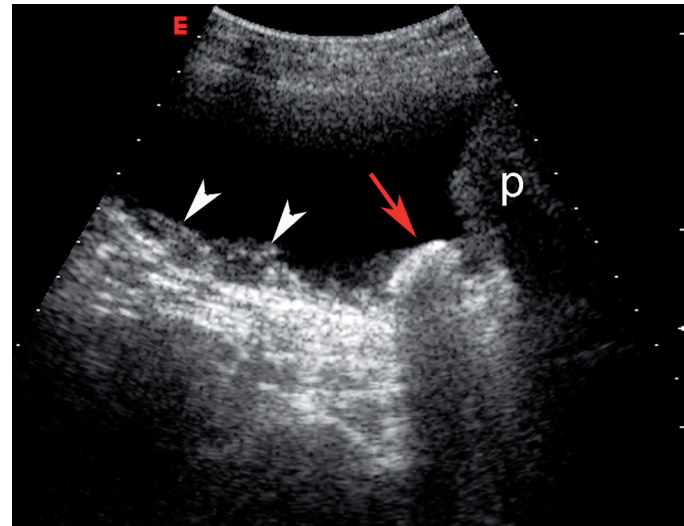


Fig. 27. CONO D'OMBRA NELLA LITIASI VESCICALE. I calcoli vescicali sono comunemente associati a condizioni patologiche che causano ostacolo al deflusso di urina (ipertrofia prostatica, sclerosi del collo vescicale, stenosi uretrali, vescica neurologica). Nel caso segnalato la litiasi si associa a marcata ipertrofia del detrusore (aspetto pseudo-colonnare della parete vescicale) (testa di freccia bianca). La semeiotica della litiasi vescicale impone di variare sempre il decubito del paziente per osservare la presenza o l'assenza di mobilità del calcolo ed escludere così i rari casi di tumore vescicale vegetante calcifico (2-4% dei carcinomi vescicali). p= prostata.

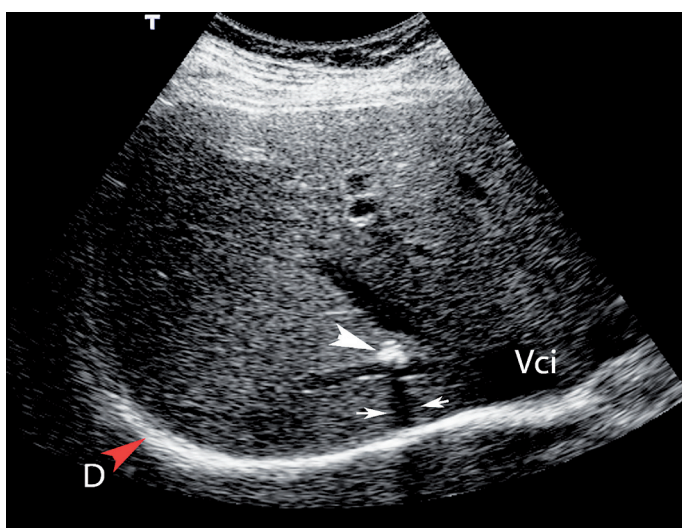


Fig. 28. CONO D'OMBRA DA CALCIFICAZIONE PARENCHIMALE EPATICA PUNTIIFORME. Calcificazione isolata, puntiforme (punta freccia bianca) a ridosso della vena sovraepatica destra in 8° segmento epatico, in prossimità della confluenza cavale. Esile cono acustico posteriore (frece bianche piccole). D = diaframma. Vci = vena cava inferiore.

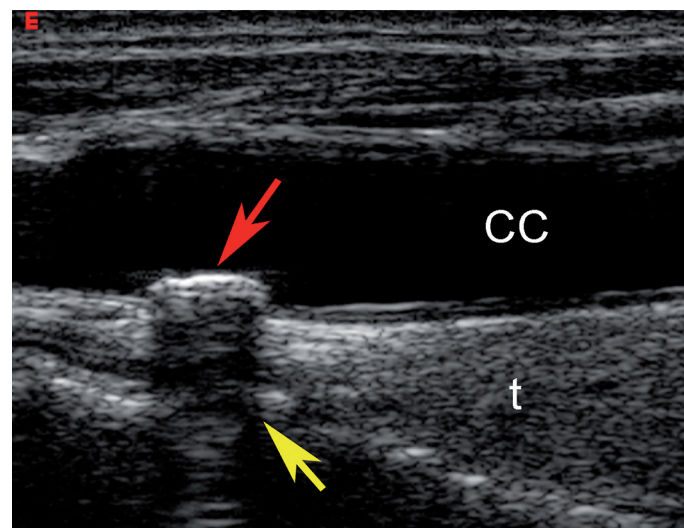


Fig. 29. CONO D'OMBRA. PLACCA CALCIFICA CAROTIDEA. Una piccola placca calcifica può essere parzialmente mascherata nelle sue caratteristiche di assorbimento e di attenuazione, se il piano di scansione non la attraversa in modo diretto ed ortogonale. CC = carotide comune; t = tiroide.

parete posteriore. Per questo l'artefatto è conosciuto anche come "rinforzo di parete distale" o "rinforzo di parete posteriore" (Fig. 32)^(12, 13). La spiegazione del fenomeno è molto semplice: il fascio US che attraversa la cisti subisce una minore attenuazione rispetto ai tessuti circostanti. Pertanto l'energia riflessa sulla parete distale e nei tessuti circostanti sarà significativamente maggiore. Il rinforzo distale è costante a valle di strutture a contenuto liquido (vescica, colecisti, vasi, cisti, versamenti sierosi, raccolte emorragiche o corpuscolate ecc.) (Fig. 33), ma può essere presente anche a valle di

strutture o lesioni solide molto vascolarizzate come angiomi, tessuto adiposo, linfonodi patologici, fibroadenomi mammari, verosimilmente in rapporto al grado di vascolarizzazione o di contenuto liquido della lesione. Il rinforzo da parete posteriore può essere spiegato, in parte, anche come un artefatto di riverberazione. Poiché la velocità di propagazione degli US nei fluidi è inferiore rispetto a quella dei tessuti, il tempo necessario

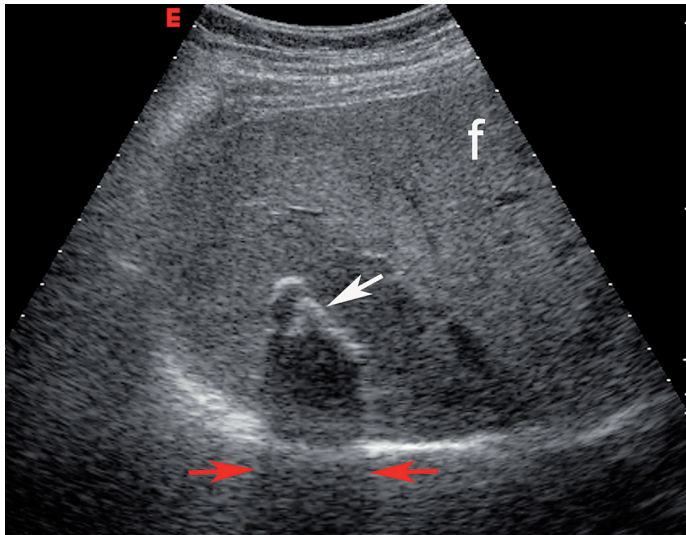


Fig. 30. CONO D'OMBRA. CALCIFICAZIONE PARENCHIMALE EPATICA. Grossolana calcificazione del 7° segmento epatico. La calcificazione non è unica e non è disposta sul medesimo piano elevazionale. Il parziale passaggio degli US fra i frammenti calcifici contigui rende il cono acustico posteriore incompleto.

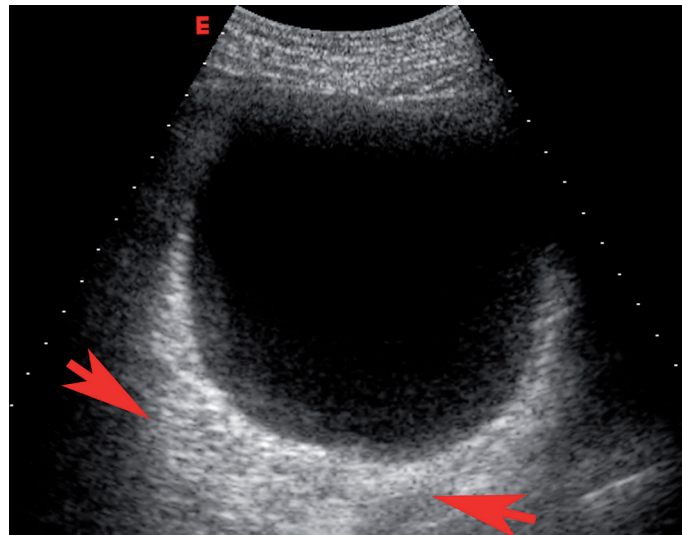


Fig. 31. RINFORZO DISTALE. Quando il fascio US attraversa una struttura con un coefficiente di attenuazione basso, come ad esempio una cisti, il rinforzo di parete distale definisce la banda iperecogena della parete distale. Voluminosa cisti semplice del polo superiore del rene destro.

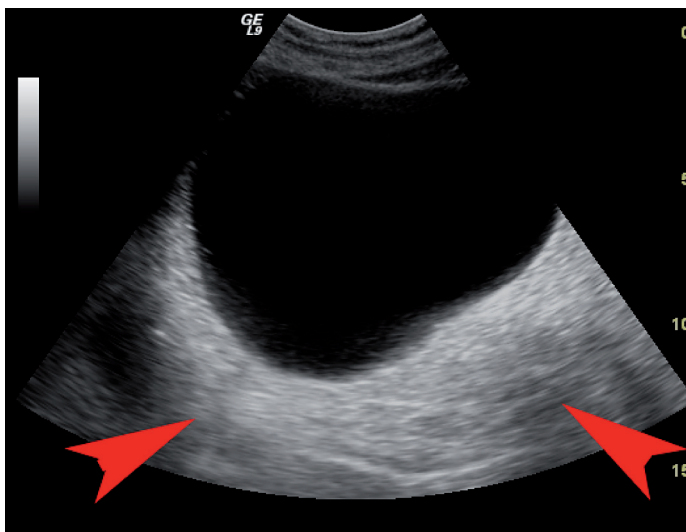


Fig. 32 RINFORZO DI PARETE DISTALE O RINFORZO DI PARETE POSTERIORE. In caso di lesioni liquide come le cisti, il rinforzo di parete si accompagna ad un marcato aumento dell'intensità degli echi disposti nei campi più profondi rispetto alla parete distale. Il fenomeno artefattuale è sempre legato alla mancata attenuazione del fascio US da parte del liquido cistico ed è tanto più marcato quanto maggiore è il volume della cisti. Nel caso riportato, una voluminosa cisti della regione polare superiore sinistra del rene, con accrescimento esofitico verso la retrocavità degli epiploon, mascherava completamente la morfologia del rene. Il diametro massimo della cisti era di circa 12 cm.

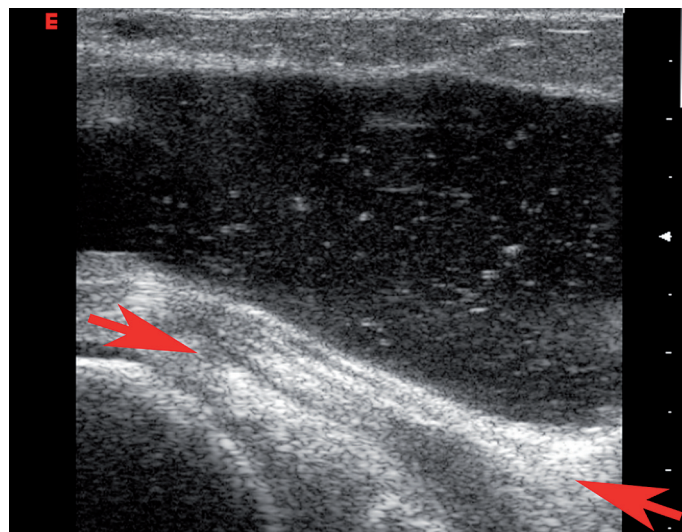


Fig. 33. RINFORZO DI PARETE DISTALE. Il rinforzo distale è costante a valle di strutture a contenuto liquido, ma può essere presente anche a valle di strutture o lesioni solide molto vascolarizzate verosimilmente in rapporto al grado di vascolarizzazione o di contenuto liquido. Nell'immagine viene riproposto il rinforzo di parete posteriore generato da una cisti poplitea complicata. La cisti è a ridosso del capo mediale di inserzione del muscolo gemello.

perché il segnale che origina dalle strutture solide situate posteriormente ad una cisti raggiunga il trasduttore sarà maggiore rispetto a quello dei tessuti solidi disposti alla medesima profondità. Per questo, il segnale eco dei tessuti retrostanti alla cisti viene riproposto nell'immagine più posteriormente rispetto alla parete del-

la cisti. Questo stesso fenomeno spiega, in parte, l'aumento di spessore delle pareti della colecisti nel versamento ascitico. In questo caso però, lo stato discrasico e la ritenzione di liquidi nella cavità addominale possono giustificare la stratificazione parietale. È stato ipotizzato che il rinforzo distale possa dipendere anche da un fenomeno di convergenza degli US. In questa spiegazione la cisti, con le pareti ricurve ed il suo contenuto liquido, si comporta come una lente acustica con-

vergente a bassa velocità di propagazione rispetto ai tessuti circostanti. Secondo questa visione, il fenomeno sarebbe un artefatto da rifrazione più che un artefatto da mancata attenuazione.

Ombre acustiche laterali. Sono banderelle o linee longitudinali anecogene che si estendono linearmente ed a varia profondità, a partire dal margine laterale ricurvo di strutture rotondeggianti, liquide o solide (Fig. 34). Nella semeiotica B-Mode, il fenomeno è di relativa utilità: artefattuale e privo di significato clinico a valle di una colecisti insonata obliquamente o della parete aortica nelle scansioni trasversali, mentre è invece un segno di benignità nelle lesioni cistiche o nelle lesioni solide omogenee, come, ad esempio, i fibroadenomi mammari. L'artefatto è stato spiegato in due modi diversi: una prima teoria considera le ombre acustiche laterali come un artefatto da rifrazione, mentre la seconda spiega il fenomeno come un artefatto da attenuazione^(2, 17). Quando un fascio US colpisce in modo ortogonale il margine ricurvo di una formazione rotondeggianti subisce una forte diffrazione che disperde gli US, secondo la legge di Snell (seconda legge della diffrazione), in una larga regione circostante, riducendo l'intensità del segnale riflesso lungo le linee che compongono l'ombra acustica laterale (Fig. 35). La seconda teoria parte dal presupposto che due fasci US di eguale intensità che attraversano la formazione rotondeggianti anecogena lungo il diametro centrale o lungo il margine ricurvo subiscono una diversa attenuazione legata alle caratteristiche di parete. Il primo fascio subirà un'attenuazione dovuta al doppio passaggio della parete (entrata ed uscita). Il secondo fascio attraversa uno spessore di parete pari a 4-6 volte lo

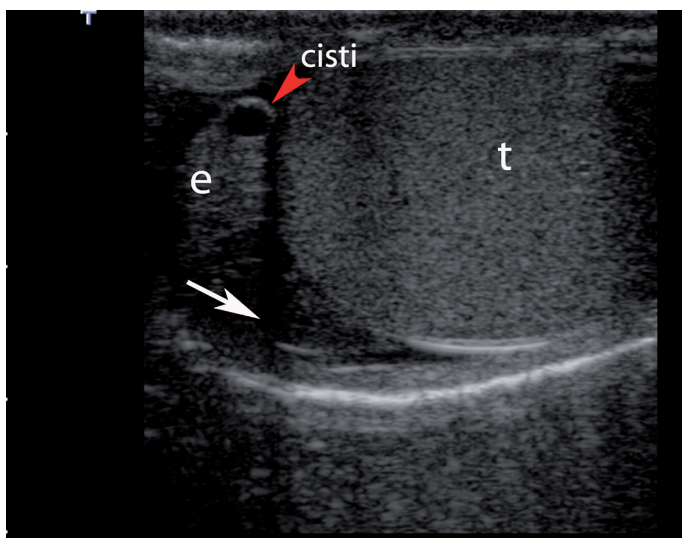


Fig. 34. OMBRA ACUSTICA LATERALE. La freccia indica il cono acustico laterale che si genera fra testicolo e testa dell'epididimo. È presente una piccola cisti da ritenzione. t = testicolo; e = epididimo.

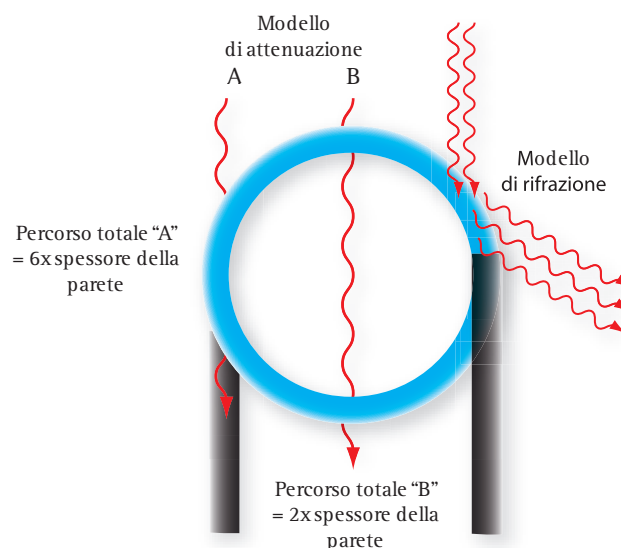


Fig. 35. OMBRE ACUSTICHE LATERALI. Sono banderelle anecogene che si formano dal margine laterale ricurvo di strutture rotondeggianti con contenuto liquido o solido e si estendono a varia profondità. Nel diagramma sono schematizzati due possibili meccanismi che possono spiegare singolarmente, sebbene in modo incompleto, l'artefatto. A sinistra, l'ombra acustica laterale viene spiegata come un artefatto da attenuazione. Il fascio US che attraversa la cisti lungo l'asse centrale B, attraversa le strutture parietali due volte, in ingresso ed in uscita. Il fascio che attraversa invece la parete lungo l'asse A attraversa uno spessore di parete pari a 4-6 volte quello normale. Questo significa che l'attenuazione del fascio lungo l'asse A è molto maggiore rispetto a quello che subisce lungo l'asse B. Nella parte destra del diagramma, il fenomeno viene spiegato come un artefatto da rifrazione. Il fascio US che colpisce il margine ricurvo della parete cistica viene in parte rifratto verso i tessuti circostanti. Il segnale di ritorno dai tessuti sottostanti è più attenuato e debole rispetto al segnale che origina dai tessuti circostanti ove si disperde il fascio rifratto.

spessore unitario, subendo un'attenuazione maggiore responsabile del cono acustico laterale. Plausibilmente, entrambe le spiegazioni non sono complete ed il fenomeno deriva, in realtà, dalla commistione di effetti di rifrazione e di attenuazione⁽²⁾.

Artefatti da riverberazione

Concettualmente si è portati a ritenere l'immagine ecografica come il risultato finale di un singolo impulso US, inviato nei tessuti e riflesso verso la sonda con un'intensità diversa in base alla natura ed alla struttura delle interfacce tissutali. In verità, la realtà è molto più complessa a causa dei fenomeni di riverberazione. La riverberazione è un fenomeno di riflessione multipla che si manifesta quando il fascio US colpisce interfacce lineari con elevata impedenza acustica (ad esempio le interfacce adipe-fasce muscolari, tessuti molli-osso, aria-tessuto molle). Il riflettore speculare può dare origine, in base al-

la disposizione geometrica, a ripetute riflessioni che, accanto all'immagine "vera del riflettore", generano immagini ripetitive artefattuali (Fig. 36). L'interfaccia sondacuta è la maggiore sorgente di riverberazione del fascio US. La riflessione ed il ritorno verso la sonda di un'enorme quantità di energia acustica genera per fenomeni di ridondanza dei cristalli impulsi US spuri che alterano sia l'ampiezza di banda sia le caratteristiche del fascio US. Per ridurre il problema, le singole aziende sono attivamente impegnate nella ricerca di nuovi materiali piezoelettrici e di nuove tecniche costruttive del trasduttore.

Riverberazione di echi speculari. Nella pratica clinica, la gran parte degli artefatti da riverberazione origina da interfacce tessutali speculari colpite ortogonalmente dal fascio US. Questi riflettori possono generare fenomeni di rimbalzo degli US e favorire la rappresentazione ripetitiva nello spazio di un'immagine di intensità decrescente che corrisponde all'immagine reale. Poiché il segnale eco che viene riflesso da interfacce speculari insonate ortogonalmente è molto intenso, quando raggiunge il trasduttore stimola i cristalli piezoelettrici e per ridondanza viene ritrasmesso nuovamente nei tessuti come *impulso spurio*. La riflessione di questo secondo impulso dà origine ad un segnale spurio detto *eco di riverbero*, sfalsato nel tempo rispetto all'eco reale perché per essere rappresentato deve compiere due volte la distanza interfaccia-trasduttore (Fig. 36)^(5, 18). Nell'immagine in B-Mode, il risultato finale sarà che il primo eco (segnale vero) viene rappresentato nella posizione reale, mentre l'eco di riverbero, più debole ed attenuato del primo,

viene visualizzato in una posizione che corrisponde al doppio della distanza dell'interfaccia riflettente. In altri termini, l'immagine reale viene riprodotta su piani diversi, perpendicolari al fascio US ed equidistanti tra loro di un intervallo costante pari alla distanza tra oggetto e sonda. Nell'immagine proposta in (Fig. 37), il segnale che origina dalle interfacce parete addominale-cupola vescicale viene rappresentato al di sotto del trasduttore nella sede reale, ma anche, più debolmente, ad una distanza doppia rispetto alla posizione reale delle interfacce. In certe situazioni il fenomeno può ripetersi più volte come ad esempio nelle scansioni intercostali sul fegato e sul seno costo-frenico (Fig. 38) o nelle scansioni longitudinali sulla carotide comune. Nel primo caso, il riverbero è generato dalla pleura parietale, viscerale e dall'espansione della base polmonare nel seno costo frenico. Il riverbero multiplo disegna una serie di interfacce riflettenti di minor intensità disposte ad una distanza simmetrica l'una dall'altra. Questo fenomeno impedisce di delineare con chiarezza i profili della parete prossimale ed il lume di strutture anecogene come le cisti, la colecisti distesa, la vescica repleta, l'aorta etc.. per comparsa di false immagini di sabbia o di livello di materiale strutturato in un organo assolutamente sano.

L'*imaging armonico tessutale* riduce fortemente gli artefatti da riverberazione che sono legati alla frequenza fondamentale e non interessano il segnale in seconda armonica che origina dai tessuti stazionari. La riduzione degli artefatti da riverberazione spiega anche una seconda prerogativa dell'imaging armonico, vale a dire



Fig. 36. RIVERBERAZIONE DI ECHI SPECULARI. La riverberazione è un fenomeno di riflessione multipla. Il segnale ad alta intensità riflesso da un'interfaccia speculare viene rimbalzato più volte fra riflettore e trasduttore, come una pallina da ping-pong. Considerando che il rimbalzo successivo al primo impiega un tempo sempre maggiore pari al doppio, triplo, quadruplo etc., il risultato finale è una rappresentazione ripetitiva ed artefattuale dell'immagine reale che perde progressivamente di intensità a profondità crescenti.

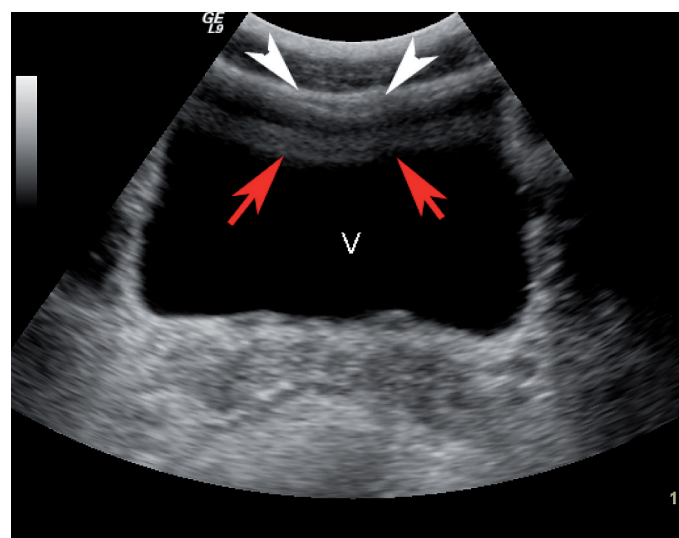


Fig. 37. RIVERBERAZIONE DI ECHI SPECULARI. Il segnale lineare o speculare della cupola vescicale viene rappresentato nella posizione reale (frecce bianche), mentre l'eco di riverbero viene visualizzato in una posizione che corrisponde al doppio della distanza dell'interfaccia riflettente (frecce rosse). Il fenomeno di riverberazione può ripetersi più volte. V = vescica.

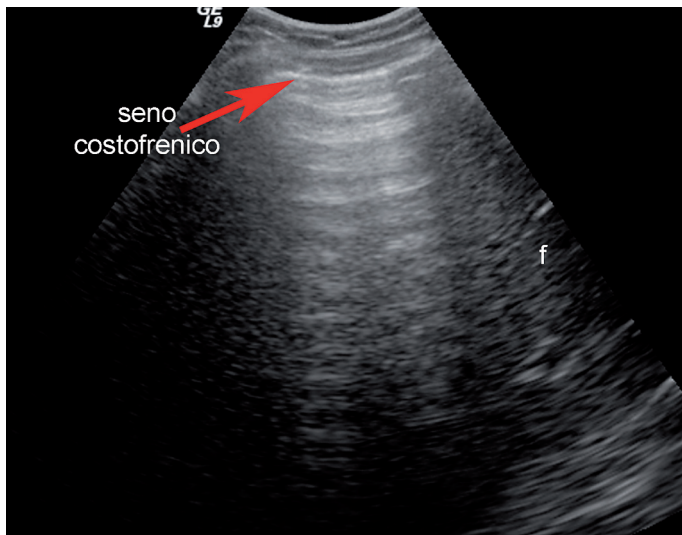


Fig. 38. RIVERBERAZIONE DI ECHI SPECULARI. Scansione intercostale destra in inspirazione forzata. L'espansione della base polmonare nel seno costofrenico ("cul di sacco" fra pleura parietale e viscerale) genera un riverbero che disegna una serie di interfacce riflettenti disposte ad una distanza simmetrica l'una dall'altra. L'intensità del riverbero tende ad attenuarsi in profondità ove le linee iperiflettenti mostrano una minor intensità. f = fegato.

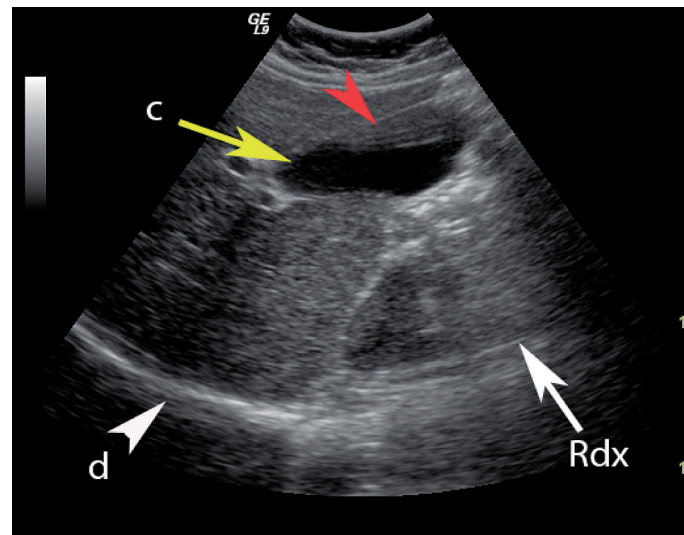


Fig. 39. RIVERBERAZIONE DI ECHI SPECULARI. Quando l'artefatto di riverberazione interessa la parete prossimale di strutture anecogene (cisti, colecisti, vescica, aorta) rende meno netta la definizione dei margini e del lume per comparsa di pseudosedimento o effetto pioggia. Nell'immagine riportata la parete prossimale della colecisti risulta indefinibile per riverberazione e sovrapposizione di effetto pioggia. Rdx = rene destro; d = diaframma, c = lume colecisti (freccia gialla); freccia rossa = riverbero parete prossimale con falsa immagine di livello e di sabbia.

la maggiore definizione dei margini di strutture ricurve. Anche lo *spatial-compounding*, grazie alla molteplicità degli angoli di vista con cui acquisisce le informazioni, è estremamente utile per ridurre gli artefatti da riverberazione⁽¹¹⁾.

Riverberazione dello scattering o effetto pioggia.

Descrive un artefatto caratterizzato dalla comparsa di deboli echi artefattuali a valle della parete prossimale di un organo a contenuto liquido (colecisti, vescica) o di una raccolta liquida saccata o libera (ascite). L'*effetto pioggia* è un artefatto da riflessione multipla (riverberazione) del fascio US. A differenza degli altri artefatti da riverberazione che originano da una singola interfaccia liscia e lineare per riflessione multipla, l'*effetto pioggia* è un artefatto da riflessione multipla a partenza dai riflettori diffusi e non speculari interposti tra piano d'appoggio della sonda e raccolta liquida⁽¹⁹⁾. In altri termini, questo artefatto origina da segnali spuri diffusi che dalle interfacce vicine al trasduttore raggiungono la parete prossimale di una formazione ripiena di liquido. La parete riflette questi segnali di bassa intensità che sommandosi per interferenza costruttiva possono raggiungere la sonda ed essere artatamente rappresentati come deboli echi diffusi, posteriormente alla parete della vescica e della colecisti a causa del ritardo con cui questi segnali da riflessione diffusa raggiungono il trasduttore (Fig. 39). L'effetto pioggia si realizza solo in corrispondenza di tessuti disposti al davanti una raccolta li-

quida e, pertanto, costituisce un elemento diagnostico differenziale fra lesione solida e liquida. In realtà, l'effetto pioggia si genera costantemente, ma si rende evidente solo nei casi in cui il fondo anecogeno di una raccolta liquida (urina in vescica, ascite nel peritoneo, bile nella colecisti) o la erronea regolazione della TCG verso valori basali elevati ne consentono la rappresentazione. L'effetto pioggia può essere facilmente corretto riducendo il guadagno totale dell'apparecchiatura, o correggendo il guadagno differenziale nella scala TCG.

Effetto specchio. Questo artefatto è generato da interfacce ricurve, molto riflettenti (per esempio diaframma, pareti vescicali) situate a ridosso di parenchimi normoriflettenti (fegato) o strutture anecogene a contenuto liquido (contenuto vescicale)^(20, 21). Consiste nella rappresentazione speculare della struttura a valle dell'interfaccia (Fig. 40). L'effetto specchio è un artefatto di riverberazione o riflessione multipla e per questo differisce dal fenomeno di sdoppiamento dell'immagine che è un artefatto da rifrazione. Esempi di questo artefatto sono la riflessione speculare del fegato nello spazio pleurico (Fig. 41, 42) e la falsa immagine di raccolta liquida pelvica per effetto speculare della parete vescicale. La spiegazione fisica dell'effetto specchio è relativamente semplice. Quando nelle scansioni sottocostali ascendenti il fascio US incontra una superficie speculare come il diaframma, il segnale eco, molto in-

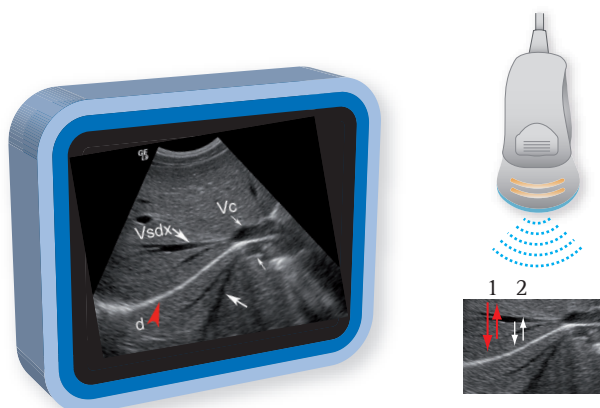
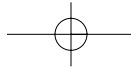


Fig. 40. EFFETTO SPECCHIO. Letteralmente, l'effetto specchio è un artefatto da riverberazione che riproduce l'immagine di una o di un insieme di strutture, situate davanti all'interfaccia che si comporta come riflettore speculare, come in uno specchio. La spiegazione del fenomeno è relativamente semplice. Quando un fascio US colpisce una superficie molto riflettente (ad esempio il diaframma) e ritorna verso la sonda (segnale 1), nel tragitto di ritorno incontra le strutture epatiche ed, in parte attenuato, viene nuovamente riflesso verso il diaframma. Il secondo segnale, riflesso dal diaframma, raggiunge il trasduttore dopo un tempo più lungo rispetto al segnale 1 ed il risultato finale è che il segnale spurio (segnale 2) genera una falsa immagine speculare che viene proiettata dietro il diaframma a causa del maggior tempo necessario al segnale spurio per raggiungere il trasduttore.

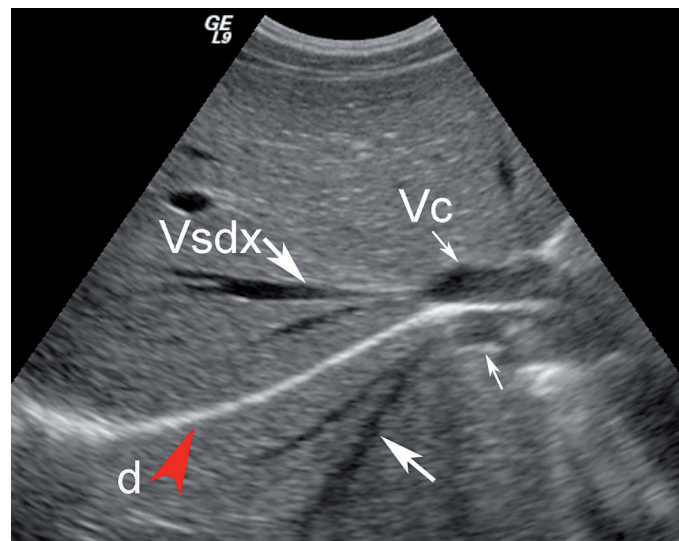


Fig. 41. EFFETTO SPECCHIO. Scansione sottocostale ascendente destra sulla vena cava inferiore (Vc) e sulla confluenza della vena sovraepatica destra (Vsdx). Il diaframma, rappresentato da un intenso eco lineare (freccia rossa), è sormontato nella parte mediale dalla vena cava inferiore che riceve a pieno canale la vena sovraepatica. Il diaframma si comporta come uno specchio e riflette nel seno costo-frenico l'immagine speculare del parenchima epatico attraversato dalla vena sovraepatica che confluisce in una falsa vena cava inferiore. Il parenchima epatico ed i vasi vengono riprodotti dietro il piano e la superficie reale del diaframma.

tenso, viene in parte nuovamente riflesso dalle strutture epatiche adiacenti verso il diaframma. Questo segnale spurio, più debole rispetto al segnale vero, viene nuovamente riflesso dal diaframma e raggiunge il trasduttore in un tempo decisamente sfalsato e superiore rispetto al segnale reale del fegato e del diaframma. Il ritardo temporale fra la riflessione vera e la riflessione spuria si traduce nella comparsa di un'immagine tardiva del fegato che viene riprodotta nello sfondato pleurico, sotto il diaframma, in modo speculare. Il seno costofrenico appare così falsamente ripieno di echi con le stesse caratteristiche strutturali del fegato. Anche i vasi (Fig. 43) ed eventuali lesioni solide o cistiche, come ad esempio angiomi (Fig. 44) o cisti disontogenetiche sotto-glissoniane, vengono riproposte in modo speculare dietro il diaframma. L'effetto specchio è quindi, letteralmente, un'immagine speculare di una o di un insieme di strutture situate prossimalmente rispetto all'interfaccia che si comporta come uno specchio.

Generalmente, questo artefatto non rappresenta un problema diagnostico, se non in rare occasioni. Nella pelvi, ad esempio, la riflessione speculare della vescica ripiena o del retto-sigma ripieno di feci nei piani profondi, può creare una pseudomassa pelvica con struttura ipo-aneogena, capace di mettere a dura prova il giudizio di un neofita sulla sua natura artefattuale (Fig 45 a, b). L'artefatto si genera in quanto l'inter-

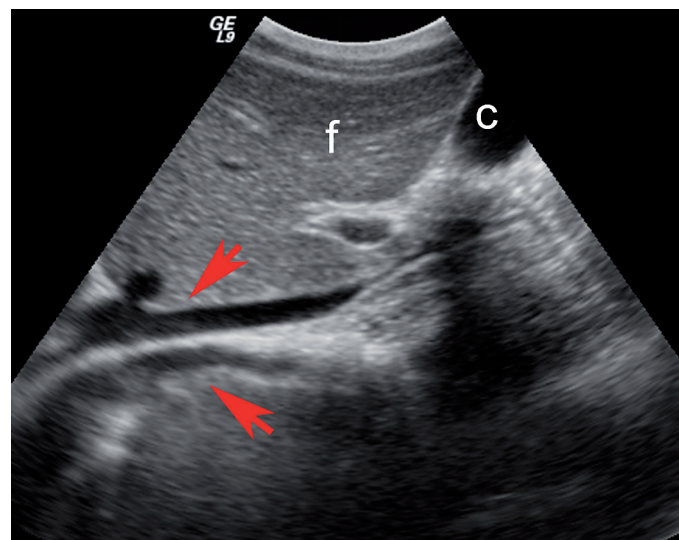
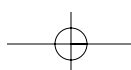


Fig. 42. EFFETTO SPECCHIO. Scansione longitudinale lungo la linea addominale paramediana destra. Nel caso presentato, l'effetto speculare del diaframma è veramente spettacolare. La vena cava inferiore viene riprodotta nella sua sede fisiologica mentre la sua immagine speculare viene proiettata dietro il diaframma. Freccia rossa = diaframma; f = fegato; C = colecisti.

faccia gas/contenuto del retto-sigma, subito dietro la vescica, agisce come uno specchio e ripropone posteriormente l'immagine speculare della porzione profonda della vescica. La posizione della pseudomassa dovrebbe portare immediatamente al sospetto di un artefatto anche perché la parete posteriore della massa, spes-



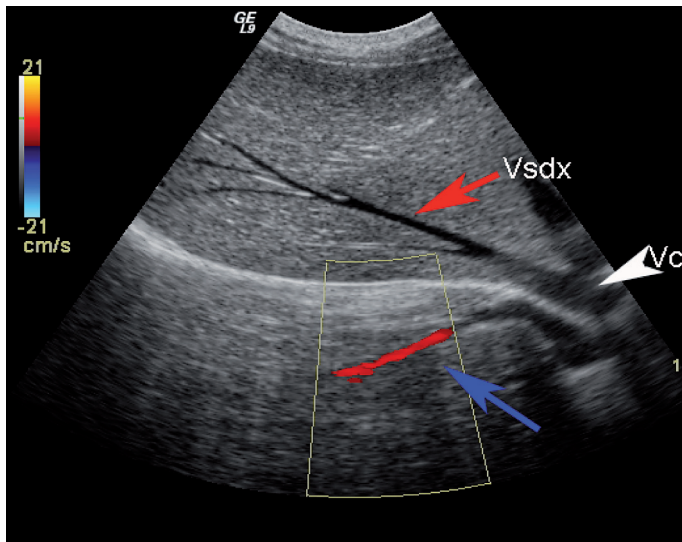


Fig. 43 EFFETTO SPECCHIO. L'apertura del box colore, con valori di PRF intermedi, colora la vena sovraepatica fantasma dimostrando la ripetitività del fenomeno artefattuale anche in CD.

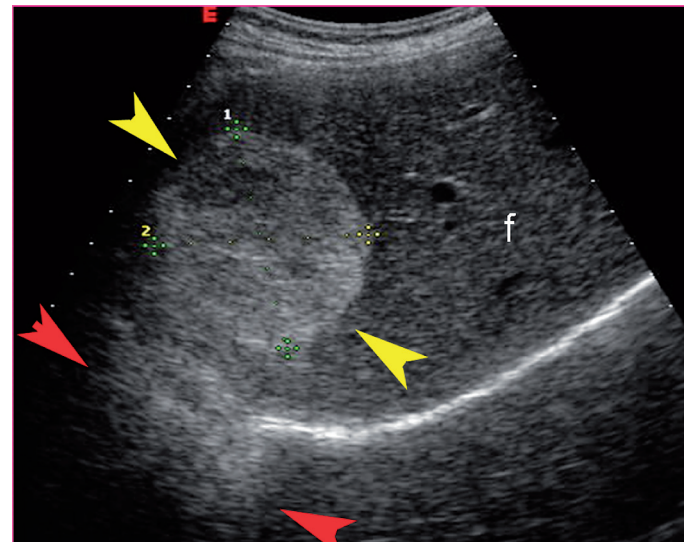


Fig. 44 EFFETTO SPECCHIO. Anche eventuali lesioni solide o cistiche, come ad esempio angiomi (freccie gialle) localizzati in sede sotto-glissoliana, possono essere riproposti in modo speculare nel seno costofrenico, dietro il diaframma.

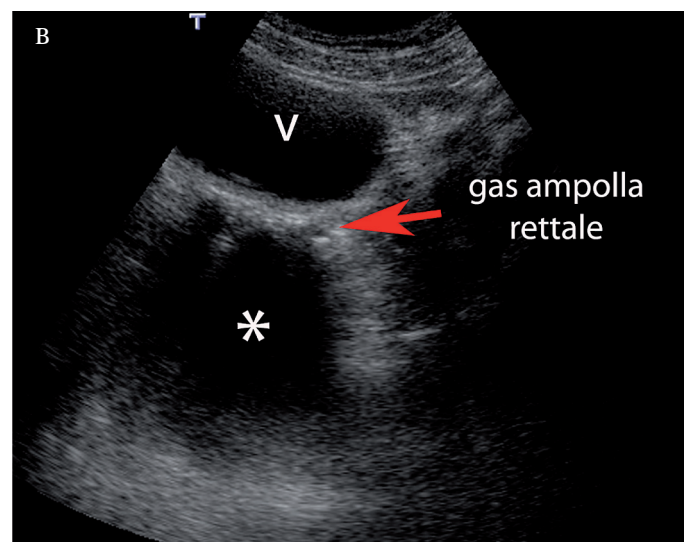
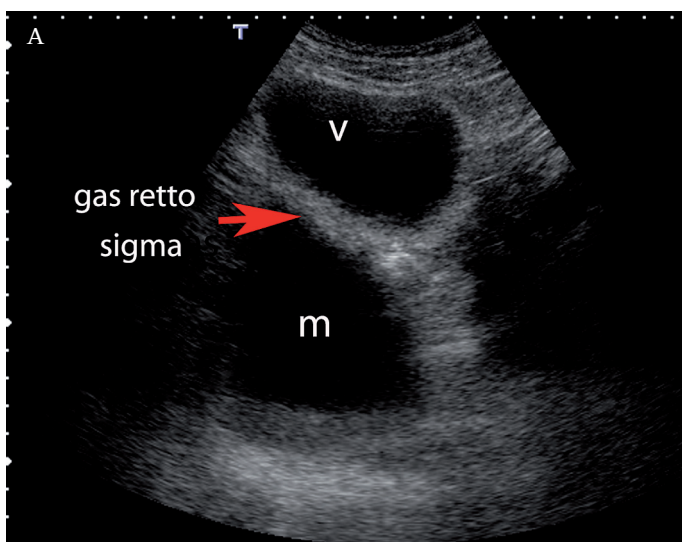


Fig. 45a, b. EFFETTO SPECCHIO. Nelle immagini sequenziali dello scavo pelvico (A, B) acquisite con scansioni trasversali sull'ipogastrio, si evidenzia una pseudomassa retrovescicale, ipo-anecogena originata da un fenomeno artefattuale di riflessione speculare della parete posteriore e della parete del retto. L'artefatto si genera perché l'interfaccia gas/contenuto del retto-sigma, subito dietro la vescica, agisce come uno specchio e ripropone posteriormente l'immagine speculare della porzione profonda della vescica.

so, giace su un piano più profondo rispetto al piano del sacro e questo è, obiettivamente, un nonsenso da un punto di vista anatomico. Un altro elemento che può aiutare a definire la natura artefattuale dell'immagine è la presenza di una parete anteriore e posteriore spessa ed iperecogena e di una parete superiore ed inferiore molto esili, spesso indefinibili.

Artefatto a coda di cometa (comet tail artifact). Gli artefatti da riverberazione non occorrono solo a causa di una riflessione multipla tra il trasduttore ed una superficie lineare riflettente prossimale^(22, 23). In al-

cuni casi, il bersaglio riflettente può essere situato distalmente al trasduttore. Per esempio, quando oggetti metallici o un corpo estraneo o un ago per biopsia entrano nel campo dell'immagine ecografica spesso lasciano una scia che permette di distinguerli dai tessuti molli. Questo artefatto è una riverberazione multipla dell'impulso US generato per risonanza dall'oggetto metallico colpito e prende il nome di artefatto *a coda di cometa*. Il *comet tail artifact* può rivelarsi utile nella diagnosi di corpo estraneo, nella guida dell'ago in corso di manovre interventistiche, nell'identificazione di *clips* metalliche posizionate in corso di interventi

chirurgici. Il meccanismo che genera l'artefatto è relativamente semplice. Quando l'impulso US colpisce un oggetto metallico, parte dell'energia acustica viene riflessa, parte rimbalza nell'oggetto stesso ponendolo in risonanza (Fig. 46). Per ogni oscillazione, si genera un piccolo segnale che ritorna al trasduttore, e viene riprodotto nella stessa posizione, ma sempre più in profondità a causa del ritardo con cui i singoli echi raggiungono il trasduttore. L'artefatto finale è costituito o da una serie di piccoli *spots* lineari e paralleli, di intensità e dimensioni decrescenti, o da una fitta scia di echi che si assottiglia distalmente ricalcando la forma della coda di una cometa, da cui prende per l'appunto il nome.

Questo artefatto è provocato tipicamente da piccole strutture solide ad elevata impedenza acustica come le *clips* chirurgiche, i materiali di sutura, i dispositivi intrauterini, eventuali corpi estranei (pallottole, sonde, cateteri), aggregati cristallini di colesterolo nella parete della colecisti⁽²⁵⁾, lacune di colloide nei lobi tiroidei⁽²⁴⁾, piccole concrezioni renali, piccole calcificazioni della parete arteriosa o anche dalla presenza di microbolle di aria in strutture canalicolari come le vie biliari (aerobilia) (Fig. 47)⁽²⁾.

Ring-down artifact. Si tratta di un artefatto da riverberazione che si osserva, con una certa frequenza quando il fascio US incontra interfacce in cui sono presenti piccole quantità di liquido e di aria, come accade nelle anse intestinali o nello stomaco a digiuno⁽²⁶⁾. L'artefatto è stato a lungo confuso o addirittura identificato con l'artefatto a coda di cometa, anche se

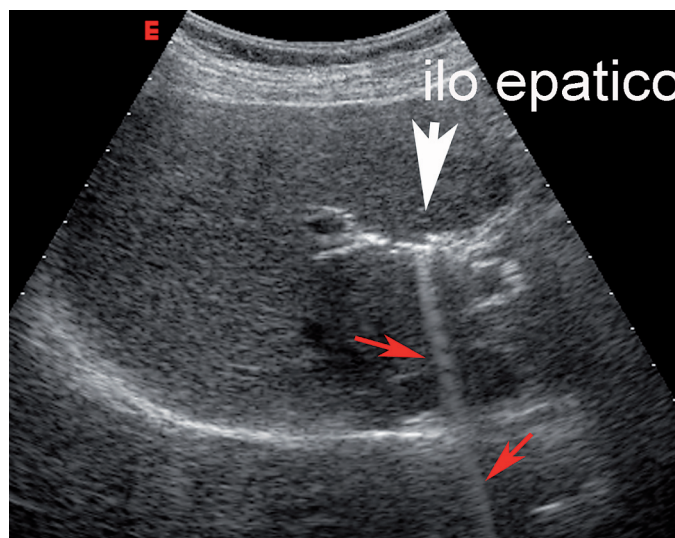


Fig. 47. ARTEFATTO A CODA DI COMETA (COMET TAIL ARTIFACT). L'aerobilia, in pratica la presenza di aria nelle vie biliari intraepatiche, è una condizione clinica comunemente asintomatica che insorge nei casi in cui l'integrità del sistema sfinteriale del coledoco si altera chirurgicamente o per via endoscopica. Questo consente la risalita di aria dal duodeno nelle vie biliari. Quando le microbolle di aria presenti nelle vie biliari vengono colpite dagli US entrano in risonanza e, per ogni oscillazione, generano un piccolo segnale che ritorna al trasduttore e viene riprodotto nella stessa posizione, ma sempre più in profondità. L'artefatto finale è costituito o da una serie di piccoli *spots* lineari e paralleli, di intensità e dimensioni decrescenti, o da una fitta scia di echi che si assottiglia distalmente ricalcando la forma della coda di una cometa.

in realtà questi due artefatti si generano con meccanismi fisici diversi l'uno dall'altro. Il *ring down artifact* si manifesta con una serie di piccole bande iperecogene equidistanti che si dipartono da una raccolta gassosa intestinale e si irradiano slargandosi in profondità (Fig. 48a, b, c, d). Il meccanismo con cui si genera è molto simile a quello che genera l'artefatto a coda di cometa. Quando una piccola quantità di liquido viene racchiusa da microbolle d'aria che si uniscono fra loro a formare un tetraedro e viene colpita dal fascio US, entra in risonanza e con le sue oscillazioni emette un segnale continuo di ampiezza fluttuante e frequenza discorde rispetto al fascio incidente. Il risultato artefattuale è simile a quello dell'artefatto a coda di cometa, ma se ne differenzia sostanzialmente perché nel primo caso le linee sono stabili, fisse, mentre nel *ring down artifact* presentano delle fluttuazioni continue che danno una sensazione di "spazzolamento" del segnale artefattuale. Pertanto le immagini statiche riproposte nella (Fig. 48a, b, c, d) non rendono completamente l'idea di questo artefatto. Oltretutto, se l'ampiezza delle fluttuazioni ha un'intensità non rappresentabile ed il guadagno generale è alto, le bande fluttuanti non vengono rappresentate e l'artefatto si riduce ad un'unica stria iperecogena.

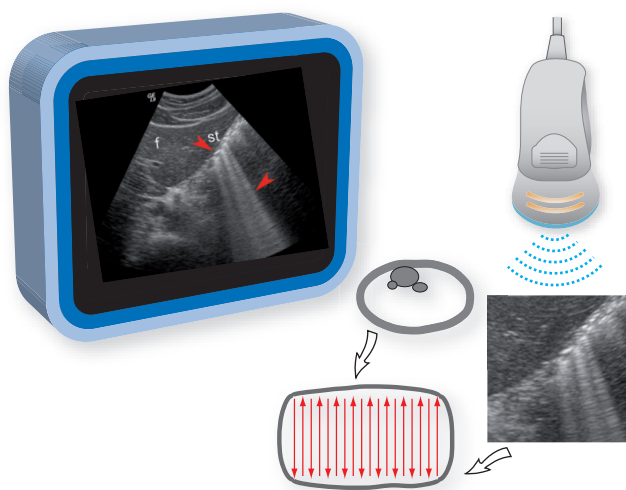


Fig. 46. EFFETTO COMET-TAIL. L'artefatto a coda di cometa è una riverberazione multipla dell'impulso generata dalla risonanza del bersaglio (clip metalliche, corpo estraneo, aerobilia) colpito dagli US.

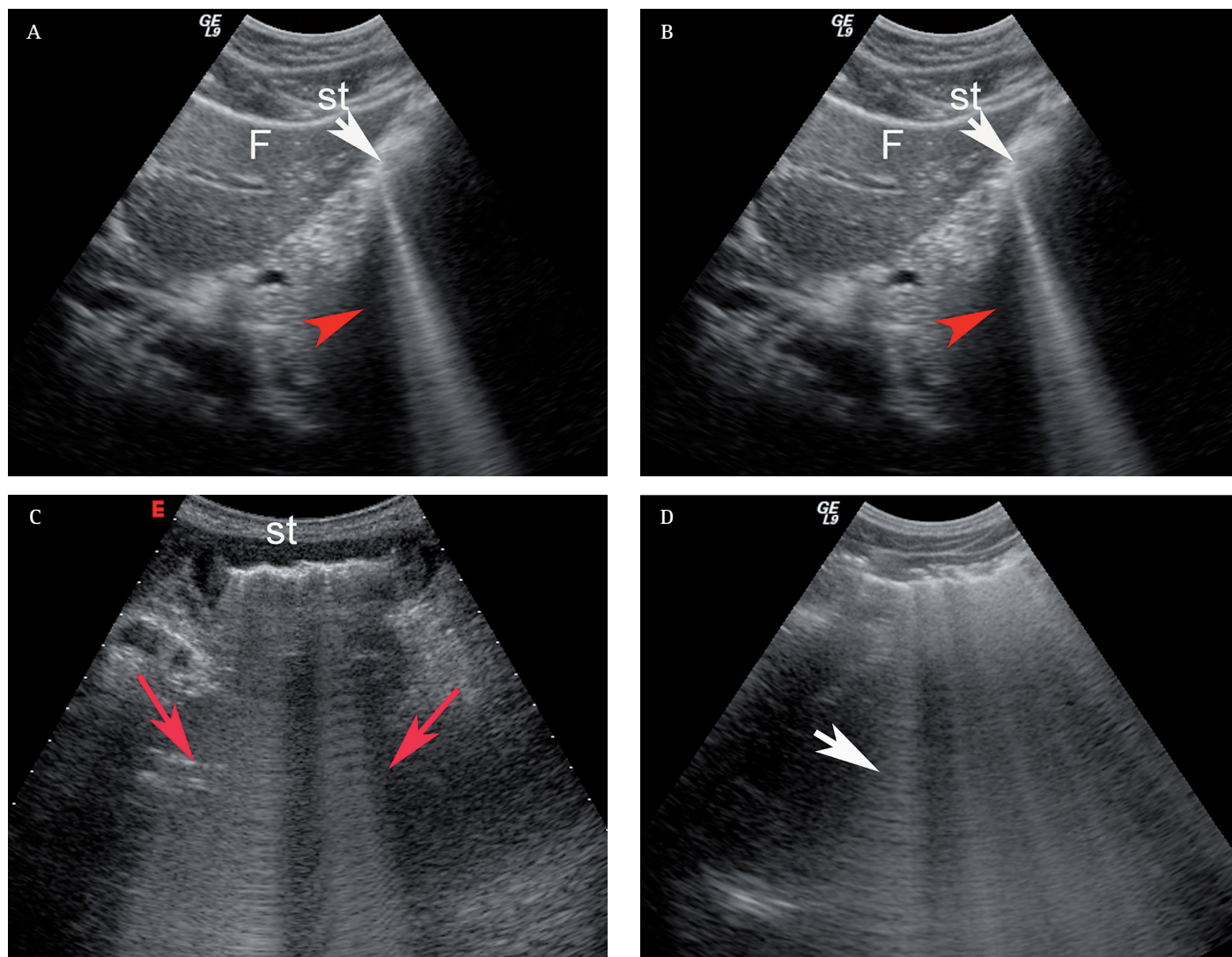


Fig. 48a, b, c, d. RING DOWN ARTIFACT. Questo artefatto ricorre con una certa frequenza se il fascio US incontra interfacce in cui sono presenti piccole quantità di liquido o di bolle gassose. Nel caso presentato l'insonazione trasversale dello stomaco a livello epigastrico, dapprima con un'incidenza obliqua (A) e quindi sempre più ortogonale (B, C, D) genera questo artefatto (sequenza di barre lineari e parallele). Il *ring down artifact* è molto simile all'artefatto a coda di cometa, da cui si differenzia sostanzialmente per il meccanismo fisico che lo determina (vedi spiegazione testo) e per la fluttuazione delle strie iperecogene (ben evidente in "tempo reale"). L = fegato; st = stomaco.

Artefatti legati alla larghezza ed alla forma del fascio US

Artefatto da larghezza del fascio. In linea di principio, un riflettore puntiforme che viene colpito da un fascio US dovrebbe essere rappresentato nell'immagine B-Mode come un piccolo punto luminoso. In realtà, un riflettore puntiforme viene rappresentato con un tratto lineare di dimensioni variabili in base alla profondità del bersaglio ed alla larghezza del fascio US a quel livello di profondità (**Fig. 49**)⁽⁴⁾. Pertanto, dove il fascio è ben collimato e sottile, come nella zona focale, i bersagli puntiformi sono ben rappresentati, mentre in profondità, ove il campo sonoro si slarga per la natura-

le divergenza del fascio, non vengono ben rappresentati. Nella realtà questo è valido per le piccole calcificazioni parenchimali isolate che nell'immagine non appaiono mai puntiformi ma lineari in funzione della profondità. La larghezza del tratto lineare che le rappresenta è strettamente correlata alla larghezza del fascio ed alla risoluzione laterale del trasduttore. Come discusso ampiamente nel paragrafo sulla focalizzazione, più il fascio US è collimato e ristretto più elevata è la risoluzione laterale, per cui questo artefatto tende a ridursi.

Artefatto da lobo laterale o side lobe artifact. È legato alla configurazione del fascio US. Il fascio US è composto da un lobo principale o centrale (*main lobe*)

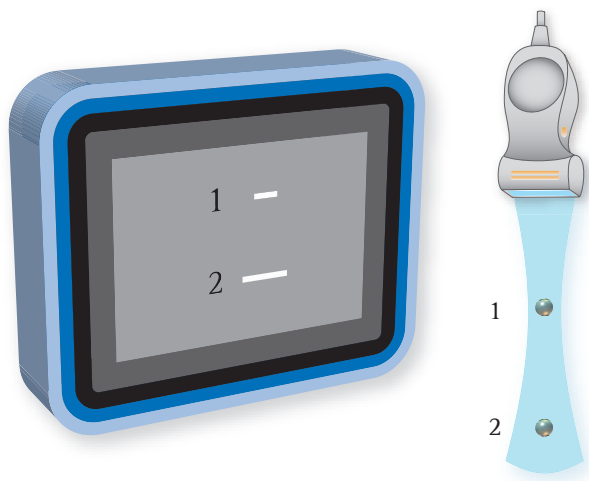


Fig. 49. ARTEFATTI LEGATI ALLA LARGHEZZA DEL FASCIO US. Un riflettore puntiforme colpito da un fascio US dovrebbe essere rappresentato nell'immagine B-Mode come un piccolo punto luminoso. In realtà, è rappresentato con un tratto lineare di dimensioni variabili in base alla profondità del riflettore ed alla larghezza del fascio US a quel livello.

che si propaga in direzione assiale e da più lobi laterali (*side lobes*) di minor intensità che occupano le porzioni esterne del fascio. I lobi laterali sono più evidenti nelle sonde monoelemento dove rappresentano quasi il 14% dell'energia totale del fascio, mentre sono quasi inesistenti nelle sonde multielemento ad emissione pulsata ed a focalizzazione elettronica. In queste sonde i lobi laterali tendono ad annullarsi in parte per il processo di apodizzazione, in parte per la sovrapposizione di fasci di frequenza diversa. I lobi laterali degradano di per sé la risoluzione laterale e la risoluzione di contrasto dei riflettori con uno spessore simile alla larghezza del fascio US. L'artefatto dei lobi laterali rappresenta in una posizione spaziale errata i segnali eco che origina-

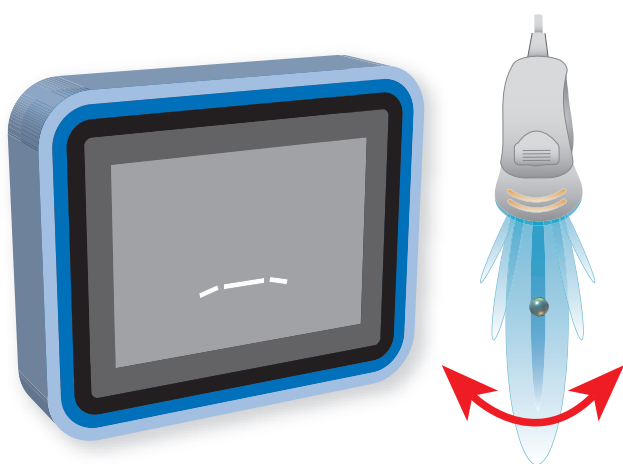


Fig. 50. ARTEFATTO DEI LOBI LATERALI. Un bersaglio puntiforme e riflettente contenuto in un fantoccio, insonato dal fascio principale e dai lobi laterali genera nell'immagine su fondo scuro un eco lineare legato al fascio principale e due echi laterali generati dal segnale dei lobi laterali.

no dai lobi laterali (**Fig. 50**). La spiegazione del fenomeno è semplice. Quando il fascio US colpisce una superficie riflettente lineare inclinata (ad esempio la parete posteriore della vescica), il lobo laterale colpisce il bersaglio in un punto più prossimo alla sonda rispetto al lobo principale. Il segnale riflesso che deriva dal lobo laterale, seppur debole, viene rappresentato nell'immagine in un punto che corrisponde all'area insonata dal lobo centrale, ma ad una distanza minore. Il risultato finale è la rappresentazione di una banda ecogena artefattuale accanto al segnale vero⁽²⁷⁾. L'artefatto ricorre nella pratica clinica, quando vengono insonate formazioni liquide con parete ricurva o obliqua rispetto all'asse del fascio US. In questo caso la diversa incidenza del lobo laterale determina la formazione di echi che possono simulare la presenza di setti o sedimenti (come ad esempio una falsa immagine di bile densa in colecisti o di sedimento in vescica) (**Fig. 51a, b**)⁽²⁸⁾. L'immagine artefattuale di sedimento può essere differenziata da un vero sedimento in vescica o dal fango biliare in quanto tende a disporre la concavità verso l'alto ed a scomparire agevolmente variando l'inclinazione della sonda o il decubito del paziente. Lo stesso risultato può essere ottenuto modificando la taratura del guadagno differenziale (scala TCG)^(29, 30) o riducendo l'apertura dinamica della sonda. In presenza di immagini dubbie, per non incorrere in errori diagnostici è opportuno ricorrere ad alcuni semplici accorgimenti pratici come variare il piano di scansione o variare il decubito del paziente, eseguire con la sonda rapide succussioni sulla parete addominale o, infine, controllare l'impostazione del guadagno differenziale e totale. Sul piano pratico, sebbene in letteratura vengano descritti separatamente, l'artefatto dei lobi laterali e l'artefatto da volume parziale non sono agevolmente differenziabili l'uno dall'altro.

Artefatto da fasci parassiti o grating lobes. Da un punto di vista concettuale è opportuno distinguere i *grating lobes* dai lobi laterali. I lobi laterali, situati lungo i lati del fascio principale si generano con qualsiasi tipo di trasduttore (mono o multielemento). I *grating lobes* vengono generati, invece, solo dalle sonde fasate (lineari, convex e settoriali). I *grating lobes* sono fasci US secondari, parassiti, che si generano per ridondanza degli US fra i singoli elementi che compongono la filiera dei trasduttori *phased array*⁽³¹⁾. Nella conformazione sterica del fascio US, si collocano come una "ripetizione completa" del fascio principale con i suoi lobi laterali ad una distanza angolare di circa 90° rispetto al fascio principale (**Fig. 52**)^(32, 33). L'artefatto correlato alla loro presenza è la comparsa

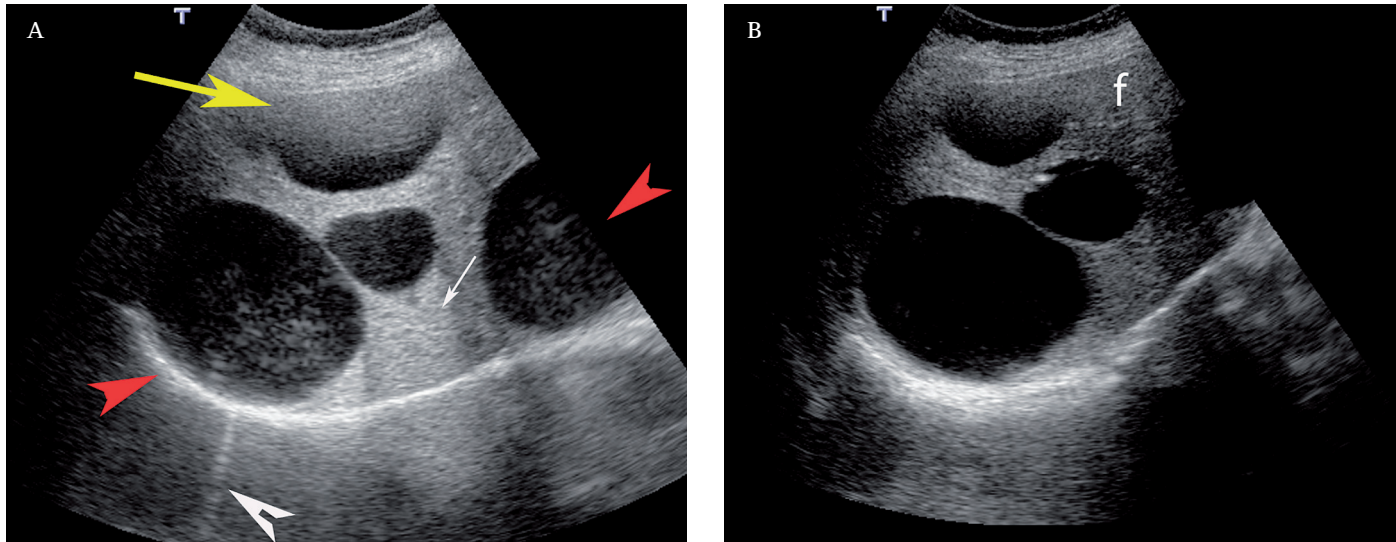


Fig. 51a, b. PSEUDOSSEDIMENTO. Lo pseudosedimento è un artefatto da lobi laterali e viene differenziato da un sedimento vero perchè tende a disporre la concavità verso l'alto (poco evidente nel caso riportato) e a scomparire variando l'inclinazione della sonda, il decubito, il guadagno differenziale e l'apertura dinamica. Infatti, l'intensità dei lobi laterali è tanto maggiore quanto maggiore è il guadagno. L'artefatto scompare facilmente con l'imaging in seconda armonica. Nel caso clinico riportato (fegato policistico) la prima immagine è stata acquisita con un TGC molto alto nei piani medio-profondi. Gran parte degli artefatti presenti (riverbero, effetto pioggia nella cisti prossimale (freccia gialla), pseudosedimento nelle cisti più profonde (freccia rossa), rinforzo posteriore (freccia bianca piccola), il piccolo artefatto a coda di cometa (testa freccia bianca) scompaiono nell'immagine acquisita con una scala TGC corretta; f = fegato.

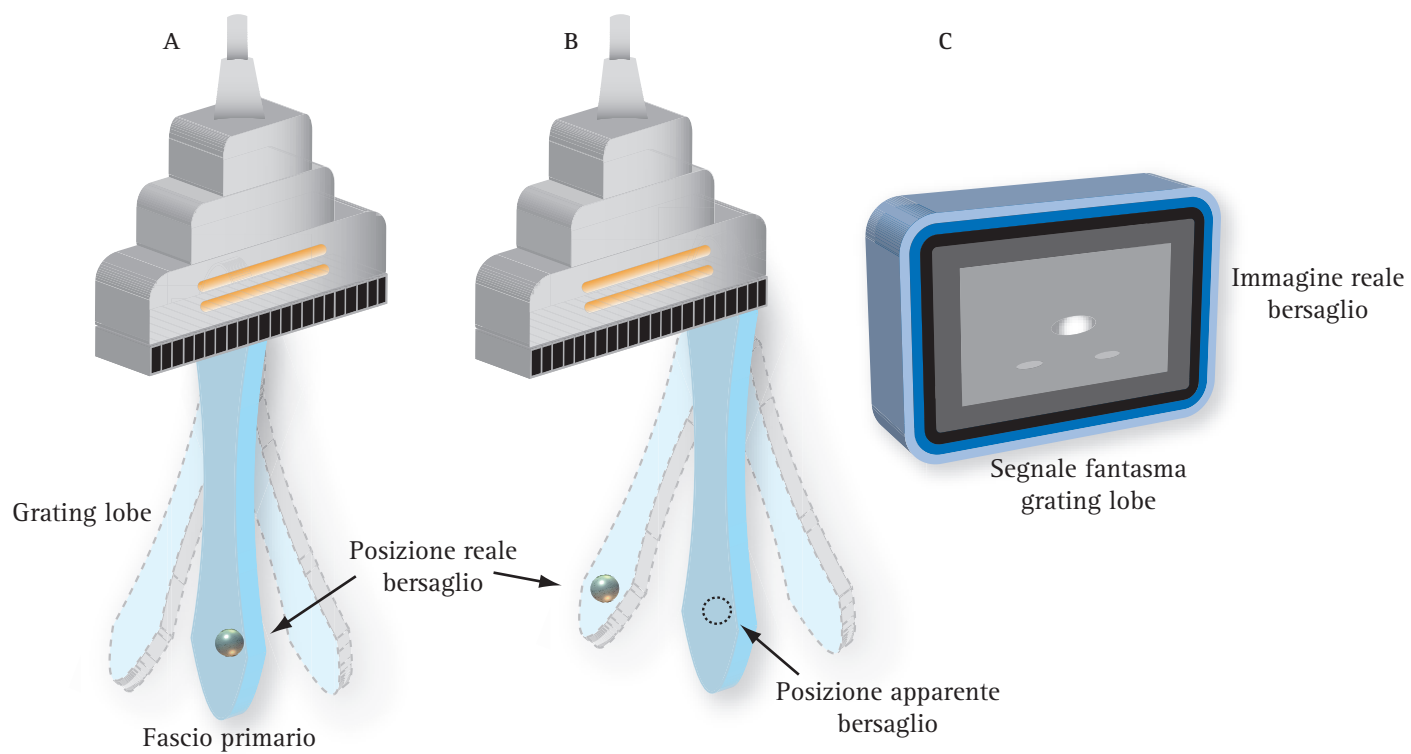


Fig. 52. ARTEFATTO DA GRATING LOBES. Nel diagramma sono disegnati i *grating lobes* (A, B) generati da un trasduttore lineare fasato nella sequenza di attivazione degli elementi della filiera ed in (C) nel monitor viene rappresentato l'artefatto da *grating lobes* di un bersaglio. Da notare, anzitutto, come la conformazione dei *grating lobes* sia un duplicato completo del fascio principale e come questi fasci parassiti si dispongano ai lati del principale con una proiezione angolare di circa 90°. Nel momento di scansione raffigurato in (A) il bersaglio è contenuto nel fascio principale e, nell'immagine, viene riprodotto nella sua sede anatomica reale. Nel momento di scansione (B) il bersaglio non è più insonato dal fascio principale che sta scorrendo verso destra, ma dal *grating lobe*. Poiché i segnali eco vengono rappresentati sull'immagine come se derivassero da strutture disposte lungo l'asse di propagazione del fascio principale, in (C) l'immagine risultante sarà un artefatto in cui, accanto all'immagine reale del bersaglio, verranno visualizzati due bersagli "fantasma", disposti posteriormente e, rispettivamente, a destra e sinistra del segnale reale.

di segnali eco fantasma, di bassa intensità, disposti ai lati e posteriormente al bersaglio insonato e che degradano la risoluzione dell'immagine. Per ridurre i *grating lobes* nelle sonde fasate, le aziende costruttrici hanno adottato nuovi accorgimenti tecnici nella costruzione del trasduttore quali la riduzione degli spazi interposti fra i singoli elementi della filiera ad una distanza uguale a meno della metà della lunghezza d'onda e l'uso di nuovi materiali epossidici isolanti. Questo ha consentito di eliminare quasi completamente i fasci parassiti e l'artefattualità correlata. Nelle sonde che non raggiungono queste caratteristiche costruttive, i *grating lobes* hanno un'energia acustica non trascurabile e sono fonte di degrado dell'immagine.

Artefatto da volume parziale. Questo artefatto può realizzarsi sia sul piano assiale che sul piano elevazionale del fascio US. L'ecografia ha mutuato il termine dalla semantica comunemente usata in TC ed in MRI⁽³⁴⁾. Nelle tecniche di ricostruzione tomografica l'elemento unitario ed elementare dell'immagine è il pixel. Ciascun pixel rappresenta la media del valore di attenuazione che i raggi X subiscono nell'elemento unitario di volume della sezione, cioè il voxel. Se lo spessore della sezione è elevato, può accadere che nello stesso voxel siano contenuti tessuti di diversa densità (ad esempio il rene ed il tessuto adiposo peri e pararenale). In questo caso il pixel verrà rappresentato con un numero HU pari alla media della densità delle due strutture comprese nel voxel. Di conseguenza, nell'immagine TC il margine del rene non apparirà ben definito e contrastato, ma piuttosto indefinito e sfumato.

L'effetto di volume parziale, cioè la sovrapposizione del segnale di strutture anatomiche che sono disposte su piani o strati diversi si può manifestare anche in ecografia B-Mode, con l'unica differenza che in ecografia il pixel unitario è il punto di brillantezza. È un esempio di artefatto da volume parziale il cono d'ombra incompleto delle piccole calcificazioni parenchimali o dei calcoli che non rientrano nella zona focale del fascio. È ancora un artefatto di volume parziale l'aspetto corpuscolato o strutturato di una piccola cisti contenuta nei settori prossimale o distale del campo sonoro, cioè a distanza dalla zona focale. L'artefatto di volume parziale nella cisti consiste nella perdita della normale struttura ecografica per la sovrapposizione del segnale parenchimale adiacente. Questo è il motivo per cui una lesione anecogena come una cisti appare ripiena di echi artefattuali di medio e basso livello. La riduzione o scomparsa del rinforzo di parete e del rinforzo acustico posteriore completano l'artefatto di volume parziale.

Artefatti da spessore dello strato

L'ecografia B-Mode riproduce, su un piano bidimensionale, una sezione anatomica con una sua larghezza, profondità e spessore (Fig. 53). La focalizzazione del trasduttore sul piano elevazionale o di spessore del fascio è resa possibile dall'uso di lenti di cristallo di vario spessore (*lente di Hanafy*). Per questo l'estensione della zona focale è fissa e non varia in modo dinamico. Per lo stesso motivo anche lo spessore del piano di scansione varia in funzione della profondità e diventa progressivamente più sottile e ristretto dal campo vicino alla zona focale, per slargarsi in profondità dove il fascio US tende a divergere. Gli artefatti derivanti dallo spessore del fascio US sul piano elevazionale sono analoghi a quelli prodotti dalla larghezza del fascio US sul piano assiale. Anche in questo caso l'artefatto di volume parziale si manifesta con particolare evidenza nelle strutture anecogene cistiche disposte su piani sfalsati ed a diversa distanza dalla zona focale. Ad esempio, due piccole cisti disposte l'una a livello della zona focale (là dove il fascio è più ristretto sul piano elevazionale ed è massima la risoluzione) e l'altra più distalmente su un piano sfalsato rispetto al primo, dove la risoluzione elevazionale è inferiore, verranno rappresentate in modo diverso. La prima sarà risolta in modo adeguato e presenterà un contenuto anecogeno, mentre la seconda, a causa dell'effetto da volume parziale, presenterà un contenuto corpuscolato (Fig. 54)⁽³⁵⁾.

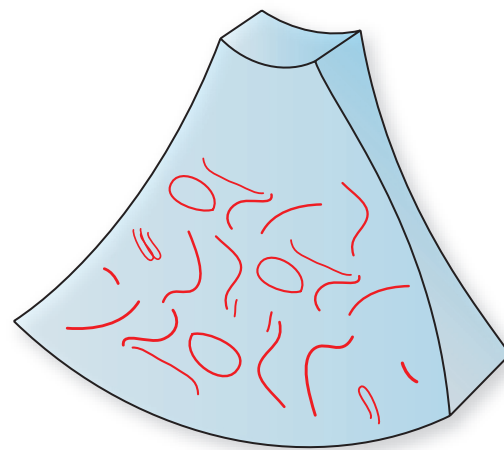


Fig. 53. SLICE THICKNESS. Il diagramma disegna lo spessore del fascio sul piano elevazionale. L'immagine in B-Mode riproduce, su un piano bidimensionale, la sezione anatomica che corrisponde al piano di scansione nella sua larghezza, profondità e spessore. Tutte le strutture della sezione partecipano alla formazione dell'immagine, anche se sono sfalsate rispetto al piano di scansione. Gli artefatti derivanti dallo spessore del fascio US sul piano elevazionale sono del tutto analoghi a quelli prodotti dalla larghezza del fascio US e sono artefatti da volume parziale.

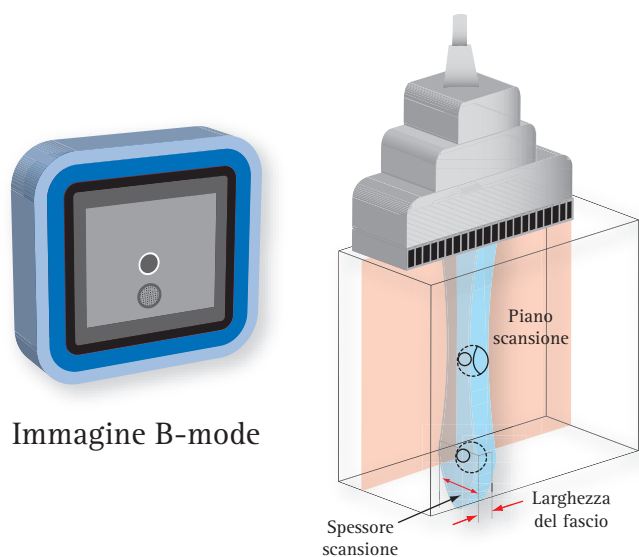
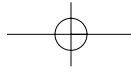


Fig. 54. ARTEFATTO DA VOLUME PARZIALE LEGATO ALLO SPESSORE DI SCANSIONE. Il diagramma traccia larghezza e profilo elevazionale del campo sonoro di un trasduttore lineare fasato in un fantoccio con due bersagli disposti rispettivamente nella zona focale elevazionale ed in profondità. La risoluzione laterale è legata alla larghezza del fascio nel piano assiale o di scansione. La risoluzione elevazionale dipende dalla collimazione del fascio sul piano elevazionale. Poiché su questo piano, nelle sonde fasate, la focalizzazione viene ottenuta con lenti acustiche, l'estensione della zona focale è fissa e non varia in modo dinamico. Pertanto, lo spessore del piano di scansione varia con la profondità. Esso diventa progressivamente più ristretto dal campo vicino sino alla zona focale e si slarga in profondità dove il fascio US tende a divergere. Questo facilita la comparsa di artefatti di volume parziale nel campo lontano. Pertanto, una cisti, anecogena e con contenuto omogeneo, apparirà ripiena di echi di medio-basso livello a causa della sovrapposizione degli echi strutturali.

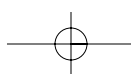
L'effetto da volume parziale è ben studiabile con l'uso di fantocci di vario spessore collocando a diverse profondità sfere o piccoli tubi anecogeni di 6 mm di diametro. Insonando il fantoccio si osserverà che le sfere ed i tubi disposti superficialmente prima della zona focale non sono ben rappresentati, mentre le sfere ed i tubi collocati più in profondità, dove la risoluzione elevazionale è migliore (fra i 4 ed i 12 cm) sono ben rappresentati. Oltre i 12 cm, la risoluzione elevazionale si riduce fortemente per la divergenza del fascio per cui la capacità di distinguere e contrastare adeguatamente questi bersagli diventa molto più difficile. Naturalmente la risoluzione sul piano elevazionale è legata anche al tipo di sonda usata.

Un altro artefatto legato alla risoluzione elevazionale si manifesta quando gli echi provenienti da un bersaglio non contenuto nel piano di propagazione assiale vengono rappresentati nell'immagine. Per esempio, nelle immagini ecocardiografiche bidimensionali può succedere che bersagli molto iperecogeni, come le valvole artificiali o le calcificazioni dei lembi valvolari, possono essere proiettati all'interno di una delle came-

re cardiache. Un artefatto simile può realizzarsi anche sul bassofondo vescicale ove possono essere proiettate le strutture retrostanti se il loro contenuto è fortemente iperecogeno (Fig. 55a, b, c).

Artefatti da rifrazione

La rifrazione ricorre quando il fascio colpisce un'interfaccia che separa due tessuti che hanno una velocità di propagazione diversa degli US. Quanto più elevata è la differenza di velocità fra i due tessuti, tanto maggiore sarà l'effetto di rifrazione, ossia la deviazione che il fascio subisce rispetto all'asse di incidenza. La rifrazione massima degli US si concretizza nell'interfaccia tessuto molle/osso. In questo caso il fenomeno non ha conseguenze artefattuali importanti, perché l'ecografia, ove si escludano le applicazioni del color Doppler transcranico, non sfrutta l'osso come finestra acustica. Il tessuto adiposo, invece, è presente in tutti gli organi del corpo e rappresenta una fonte inesauribile di artefatti da rifrazione in quanto la velocità degli US nel grasso è significativamente più bassa rispetto a quella della maggior parte dei tessuti molli (1450 m/s versus 1560 m/s). Nell'immagine in B-Mode, l'artefatto da rifrazione si manifesta con lo sdoppiamento dell'immagine reale e la riproduzione di strutture anatomiche in sedi fantasma che non corrispondono a quella anatomica (*ghost image artifacts*) (Fig. 56). Lo sdoppiamento dell'immagine si realizza più spesso quando gli US incrociano ortogonalmente il margine di strutture muscolari circondate da tessuto adiposo o le costole (come ad esempio l'interfaccia grasso della parete addominale/muscoli retti, o l'interfaccia grasso di parete/costole). Fortunatamente, nella maggior parte dei casi la geometria del fascio e la complessità dell'anatomia rendono difficile il riconoscimento di questo tipo di artefatti. Occasionalmente, si possono manifestare in modo eclatante e non possono essere di conseguenza ignorati. Uno dei casi più sensazionali, segnalato nella letteratura ecografica, è quello dello *sdoppiamento dell'immagine del sacco gestazionale* nelle prime settimane di gravidanza^[36, 37]. Questo è un esempio di artefatto da rifrazione che si può osservare nelle scansioni trasversali dell'addome inferiore quando la sonda, per esplorare lo scavo pelvico, viene disposta sul margine mediale di uno dei due muscoli retti dell'addome. Nel caso specifico, il muscolo ed il grasso della parete anteriore dell'addome si comporta come una lente acustica. Gli US che si propagano vengono rifratti (deviati rispetto all'asse di propagazione normale) con il risultato che il sacco gestazionale dell'utero viene insonato lungo più



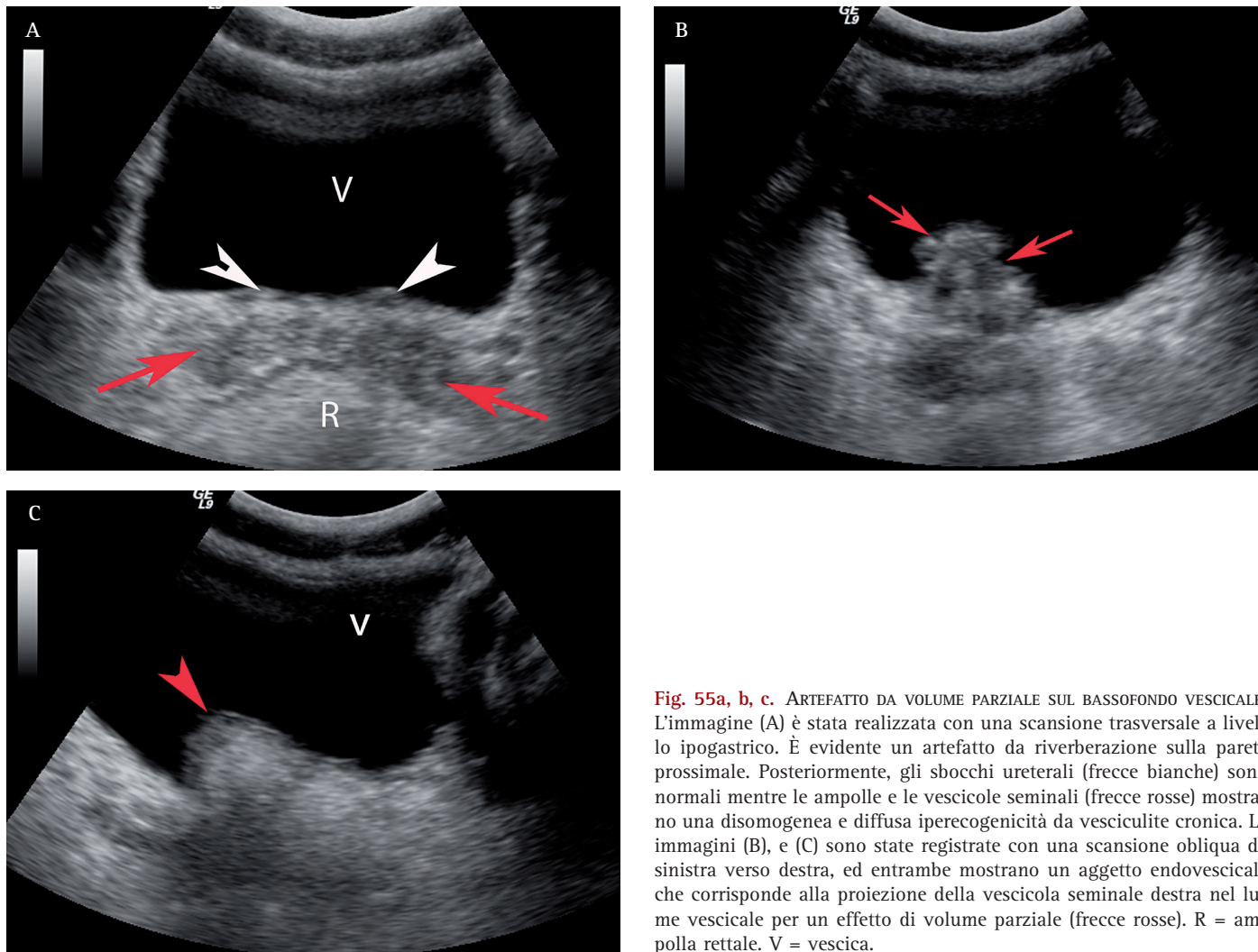


Fig. 55a, b, c. ARTEFATTO DA VOLUME PARZIALE SUL BASSOFONDO VESCICALE. L'immagine (A) è stata realizzata con una scansione trasversale a livello ipogastrico. È evidente un artefatto da riverberazione sulla parete prossimale. Posteriormente, gli sbocchi ureterali (frece bianche) sono normali mentre le ampolle e le vescicole seminali (frece rosse) mostrano una disomogenea e diffusa iperecogenicità da vesciculite cronica. Le immagini (B), e (C) sono state registrate con una scansione obliqua da sinistra verso destra, ed entrambe mostrano un oggetto endovesiciale che corrisponde alla proiezione della vescicola seminale destra nel lume vescicale per un effetto di volume parziale (frece rosse). R = ampolla rettale. V = vescica.

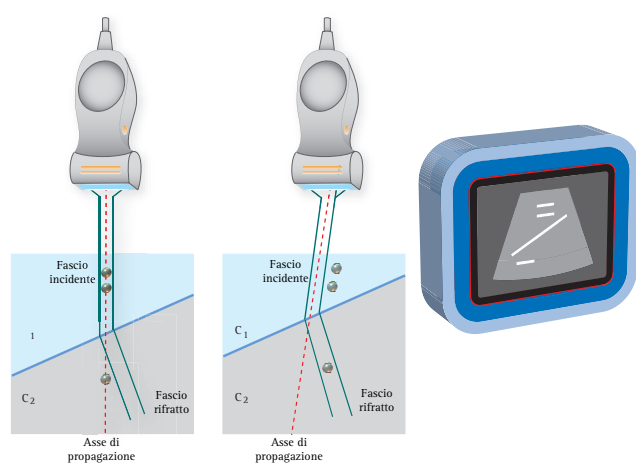


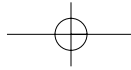
Fig. 56. ARTEFATTO DA RIFRAZIONE. La struttura anatomica insonata dal fascio US rifratto genera un'immagine fantasma (*ghost image artifact*) spostata lateralmente rispetto alla reale posizione anatomica. A sinistra il diagramma mostra una prima possibilità artefattuale, cioè la mancata rappresentazione di un bersaglio disposto lungo l'asse di propagazione del fascio a causa della rifrazione. A destra il diagramma documenta una seconda possibilità. In questo caso il bersaglio distale non è disposto lungo l'asse di propagazione, ma è insonato dal fascio rifratto. Il risultato finale sull'immagine sarà una struttura riprodotta a sinistra rispetto alla posizione anatomica reale.

assi nello stesso piano di scansione (Fig. 57). Il risultato finale è un'immagine artefattuale di gravidanza gemellare che creerà non pochi problemi psicologici alla gestante ed una figuraccia all'ecografista sprovveduto e poco attento.

Un altro artefatto, di frequente riscontro ed in parte interpretabile come artefatto da rifrazione, è l'ombra acustica laterale evidente lungo i margini laterali di cisti, di strutture cave come i vasi o della colecisti (vedere paragrafo dedicato). Questo fenomeno non può essere spiegato completamente con la rifrazione del fascio per cui molti autori lo considerano come un artefatto da attenuazione.

Artefatti da variazione di velocità degli ultrasuoni

Le apparecchiature ecografiche leggono il segnale di ritorno in funzione del tempo che intercorre tra l'emis-



Semantica, semeiotica ed artefatti nell'immagine B-Mode

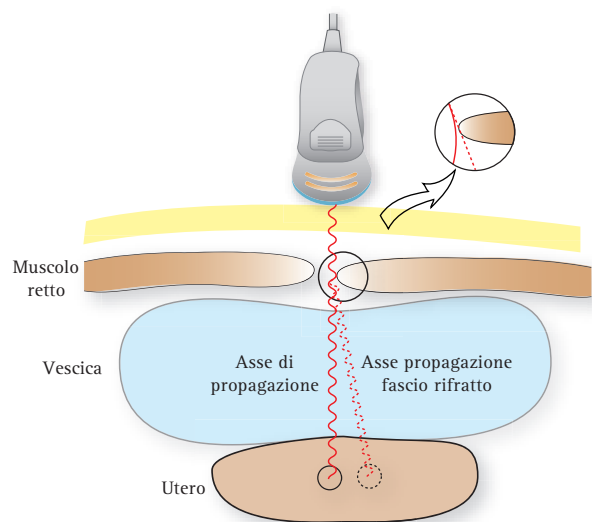


Fig. 57. ARTEFATTO DA RIFRAZIONE. Sdoppiamento del sacco gestazionale. Quando la sonda, per esplorare lo scavo pelvico, viene disposta sul margine mediale di un muscolo retto dell'addome, il muscolo ed il grasso della parete si comportano come lenti acustiche. Gli US vengono rifratti con il risultato che l'insonazione del sacco gestazionale avviene lungo più assi nello stesso piano di scansione. Il risultato artefattuale è lo sdoppiamento del sacco gestazionale.

sione e la ricezione dell'impulso. Questa impostazione comune a tutti i sistemi ecografici viene accettata nell'assunto che la velocità media di propagazione degli US nei tessuti biologici (equazione tempo/distanza) sia costante ed uguale a 1540 m/s. In realtà, anche se di lieve entità, esistono delle differenze di velocità nella propagazione degli US fra i vari tessuti che compongono il corpo umano. Per questo, se gli US attraversano una struttura anatomica in cui la velocità di propagazione è maggiore rispetto al valore preimpostato nella macchina, il segnale eco impiegherà un tempo minore per ritornare al trasduttore e, nell'immagine, il bersaglio apparirà ad una profondità inferiore rispetto a quella reale. Al contrario, se gli US attraversano una struttura anatomica ove la velocità degli US è inferiore rispetto al valore reimpostato nel sistema, il segnale impiegherà più tempo per ritornare alla sonda e sarà rappresentato più in profondità rispetto alla distanza reale (Fig 58)^(38, 39). Un esempio di questo artefatto è quello che si osserva esaminando una protesi mammaria di silicone. La velocità degli US nella protesi è inferiore rispetto al tessuto circostante, per cui tutte le strutture disposte in profondità rispetto alla protesi appaiono più lontane di quanto non lo siano realmente a causa di un tempo di transito più prolungato dell'eco. Lo stesso artefatto può interessare il diaframma se nel parenchima epatico situato dinanzi è presente una cisti voluminosa o una lesione solida. Nella cisti la velocità di propagazione degli US è più bassa rispetto al paren-

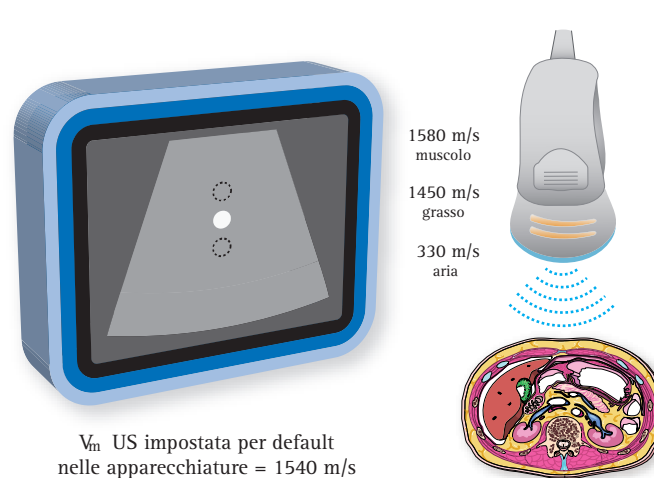
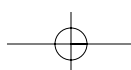


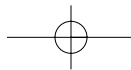
Fig. 58. ARTEFATTO DA VELOCITÀ DEGLI US NEI TESSUTI BIOLOGICI. Se gli US attraversano una struttura anatomica con una velocità maggiore rispetto al valore impostato nella macchina (1540 m/sec), il segnale eco impiegherà un tempo minore per ritornare al trasduttore ed il bersaglio apparirà nell'immagine ad una profondità inferiore rispetto a quella reale. Al contrario, una struttura anatomica ove la velocità degli US è inferiore al valore di *default* genera un segnale che impiegherà più tempo a ritornare alla sonda e sarà rappresentato nell'immagine più in profondità rispetto alla distanza reale.

chima, mentre nella lesione solida può essere più alta in relazione alla sua densità. Il risultato artefattuale, nel primo caso, sarà l'interruzione dell'eco lineare del diaframma e la rappresentazione del tratto corrispondente alla cisti o alla lesione solida più posteriormente o più anteriormente rispetto alla sua posizione reale.

In conclusione, l'interazione fra US e tessuti biologici è complessa e genera un gran quantità di artefatti che rendono talvolta difficile ed operatore-dipendente l'interpretazione dell'immagine in tempo reale. Non tutti gli artefatti sono dannosi e fuorvianti; alcuni sono addirittura indispensabili per la diagnosi definitiva. Nel tentativo di sistematizzare l'argomento e renderlo più aggredibile da un punto di vista concettuale sono stati fatti diversi tentativi di classificazione. Molto seguita dalla Scuola Italiana di Ecografia (SIUMB), è la classificazione di Oliva et al.⁽⁴⁰⁾ modificata da Derchi⁽⁴¹⁾, un suo allievo. Alla classificazione puramente sistematica del primo autore, il secondo ha proposto una classificazione molto più semplice e lineare che distingue gli artefatti in utili alla diagnosi ed inutili o causa di errore. Le classificazioni vengono riproposte rispettivamente nella (Tabella 1) e nella (Tabella 2).

In questo capitolo, i vari artefatti sono stati elencati più che in conformità ad una vera e propria classificazione in base al meccanismo fisico che li genera. Così, sono stati considerati in primo luogo gli *artefatti da rumore elettronico random e strutturato*, quindi gli ar-





ARTEFATTI LEGATI ALLE CARATTERISTICHE DELLE APPARECCHIATURE (IN PARTE OPERATORE-DIPENDENTI, SPESSO REVERSIBILI)
<ul style="list-style-type: none"> • Range ambiguity artifact. Artefatti iperbolici • Artefatti da errata focalizzazione • Artefatti da errata risoluzione • Artefatti da trascinamento. Effetto sigaro (apparecchi a modulazione di ampiezza) • Artefatti da errata regolazione del guadagno • Rumore elettronico. Speckle • Artefatti da errata elaborazione dell'immagine
ARTEFATTI LEGATI ALL'INTERAZIONE DEL FASCIO US CON I TESSUTI (NON ELIMINABILI, MA MODIFICABILI)
<ul style="list-style-type: none"> • Riverberazioni • Effetto pioggia • Effetto specchio. Riflessioni multiple • Rinforzo posteriore • Ombra acustica distale (cono d'ombra posteriore) • Artefatto a coda di cometa • Ring down artifact • Ombre acustiche laterali • Artefatti di spostamento dell'immagine • Sdoppiamento dell'immagine (ghost artifact) • Artefatti da velocità di propagazione degli US • Artefatto da volume parziale e da spessore fascio US • Artefatti da orientamento della sonda e incidenza • Artefatti da lobi laterali e da divergenza fascio. Pseudofango

Tab. 1. CLASSIFICAZIONE SISTEMATICA DEGLI ARTEFATTI IN ECOGRAFIA. Tratto da: Oliva L. Il significato clinico degli artefatti in ecotomografia. In: Ecotomografia. Ziviello M. Eds. Idelson Edizioni, Napoli 1986.

ARTEFATTI UTILI PER LA DIAGNOSI
<ul style="list-style-type: none"> • Rinforzo acustico posteriore o distale • Cono acustico distale • Ombre acustiche laterali • Artefatto a coda di cometa • Ring down artifact • Artefatti legati alla velocità di propagazione
ARTEFATTI FONTE DI ERRORE DIAGNOSTICO
<ul style="list-style-type: none"> • Riverberazioni • Effetto specchio • Effetto volume parziale • Sdoppiamento dell'immagine

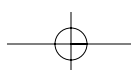
Tab. 2. SIGNIFICATO CLINICO DEGLI ARTEFATTI. Tratto da: Derchi L et al. Il significato clinico degli artefatti in ecografia. Atti XXXII Congresso Nazionale SIRM. Milano, 1986.

tefatti da riflessione speculare e da dispersione degli US. In seguito, sono stati considerati gli *artefatti da at-*

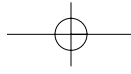
tenuazione (cono acustico posteriore, rinforzo da parete distale e coni acustici laterali), *da riverberazione* (riverberazione di echi speculari, effetto pioggia, effetto specchio, *comet tail artifact, ring-down artifact*), gli *artefatti legati alla larghezza ed alla forma del fascio US* (artefatto da larghezza del fascio US, artefatto da lobo laterale, *grating lobe artifact*, artefatto da volume parziale) e *gli artefatti da spessore dello strato*. In ultimo, infine, sono stati considerati gli *artefatti da rifrazione e da variazione di velocità degli US nei tessuti biologici*. Gli artefatti specificamente legati ad un'erronea impostazione del sistema e delle funzioni B-Mode come la focalizzazione, la risoluzione, il guadagno totale o differenziale sono stati tralasciati in quanto largamente considerati nei precedenti capitoli e nella presentazione teorica della formazione dell'immagine. A conclusione di questo capitolo, non si può che riaffermare l'importanza della conoscenza dei principi fisici basilari dell'ecografia e delle funzioni fondamentali che regolano l'imaging B-Mode. La conoscenza aiuta a limitare gli errori di impostazione e migliora la discriminazione soggettiva delle artefattualità in *real time*.

Bibliografia

1. Rubaltelli L, Tregnaghi A, Candiani F, Bortoletto P: *Immagine ecografica*. In: Trattato Italiano di Ecografia SIUMB. Poletto Editore, Milano, 1993.
2. Cosgrove D. *Artefacts in B-mode scanning*. In: Abdominal and General Ultrasound. Chap. 4, pag. 47-65. Meire H, Cosgrove D, Dewbury K, Farrant P. Eds. Churchill Livingstone, London 2003.
3. *GE Ultrasound technology update. Digitally encoded ultrasound. 2000.* <http://www.gemedicalsystem.com>
4. Zagzebski JA. *Image characteristics and artifacts*. In: Essentials of Ultrasound Physics. Zagzebski JA, Ed. Chap. 7. pagg. 123-142 Mosby, St. Louis, 1996.
5. Scanlan KA: *Sonographic artifacts and their origins*. Am J Roentgenol. 1991; 156: 1267-72.
6. Caratozzolo M. *Gli artefatti in ecografia*. In: Ecografia clinica. Busilacchi P e Rapaccini GL Eds. Cap. 7, pagg. 121-128. Edizioni Idelson-Gnocchi. Napoli, 2006.



7. Vedovelli A, Busilacchi P. *Semeiotica, semantica e refertazione in ecografia*. In: Ecografia clinica. Busilacchi P e Rapaccini GL Eds. Cap.10, pagg. 153-169. Edizioni Idelson-Gnocchi. Napoli, 2006.
8. Blackwell R. *Ultrasound equipment*. In: Abdominal and General Ultrasound. Meire H, Cosgrove D, Dewbury K, Farrant P. Eds. Chap.2, pagg. 13 - 36. Churchill Livingstone, London 2003.
9. Milkowski A, Li Y, Becker D, Ishrak SO. *Speckle reduction imaging*. GE Ultrasound technology update. 2003. <http://www.gemedicalsystem.com>
10. Dantas RG, Costa ET, Leeman S. *Ultrasound speckle and equivalent scatterers*. Ultrasonics. 2005; 43: 405-20.
11. Meuwly JY, Thurán JP, Gudinchet F: Application of adaptive image processing technique to real-time spatial compound ultrasound imaging improves image quality. Invest Radiol 2003; 38: 257-252.
12. Suramo I, Paivanslo M, Vuoria P. *Shadowing and reverberation artifacts in abdominal ultrasonography*. Eur J Radiol 1985; 5: 147-151.
13. Robinson DE, Wilson LS, Kossoff G. *Shadowing and enhancement in ultrasonic echograms by reflection and refraction*. JCU 1981; 9: 181-188.
14. Sommer FG, Taylor KJ. *Differentiation of acoustic shadowing due to calculi and gas collections*. Radiology 1980; 135: 399-403.
15. Suramo I, Kivinitty K, Puukka R, Huttunen R. *Gray scale ultrasound signs of gallbladder stones*. Diagn Imaging; 1979; 48: 131-137.
16. Taylor KJ, Jacobson P, Jaffe CC. *Lack of an acoustic shadow on scans of gallstones: a possible artifact*. Radiology 1979; 131: 463-464.
17. Steel R, Poepping TL, Thompson RS, Macaskill C. *Origins of the edge shadowing artefact in medical ultrasound imaging*. Ultrasound Med Biol. 2004; 30: 1153-1162.
18. Bly SH, Foster FS, Patterson US et al. *Artefactual echoes in B-Mode images due to multiple scattering*. Ultrasound Med Biol 1985; 11: 99 -111.
19. Talia B, Bartolini G. *Le lesioni miste false*. Atti XI convegno "Diagnostica con Ultrasuoni", Modena 1984. pagg. 51-59. Monduzzi Editore, Bologna 1984.
20. Cosgrove DO, Garbutt R, Hill CR. *Echoes across the diaphragm*. Ultrasound Med Biol 1978; 3: 388-392.
21. Garner FJ, Clark RN, Kozlowski R. *A model of a hepatic mirror image artefact*. Med Ultrasound 1980; 4: 18-21.
22. Ziskin MC, Thickman DI, Goldenberg NJ, et al. *The comet tail artifact*. J. Ultrasound Med. 1982; 1: 1-7.
23. Thickman DI, Ziskin MC, Goldenberg NJ, Linder BE: *Clinical manifestations of the comet tail artifact*. J Ultrasound Med 1983; 2: 225-230.
24. Shapiro RS, Winsberg F: *Comet-tail artifact from cholesterol crystals: observations in the postlithotripsy gallbladder and an in vitro model*. Radiology 1990; 177: 153-156.
25. Ahuja A, Chick W, King W, Metreweli C.: *Clinical significance of the comet-tail artifact in thyroid ultrasound*. J Clin Ultrasound 1996; 24: 129-133
26. Avruch L, Cooperberg PL. *The ring down artifact*. J Ultrasound Med 1985; 4 : 21- 28.
27. Laing FC, Kurtz AB: *The importance of ultrasonic side-lobe artifacts*. Radiology 1982; 145: 763-768.
28. Fiske O, Filly R A. *Pseudo-sludge*. Radiology 1982; 144: 631-632.
29. Jaffe CG, Taylor KJ. *The clinical impact of ultrasonic beam focusing patterns*. Radiology 1979; 131: 469-472.
30. Kremkau FW, Taylor KJ. *Artifacts in ultrasound imaging*. J Ultrasound Med 1986; 5:227-237.
31. McKeighen RE. *The influence of grating lobes on image quality using real-time linear arrays*. J Ultrasound Med 1982; 1(S): 83.
32. Barthez PY, Leveille R, Scrivani PV: *Side lobes and grating lobes artifacts in ultrasound imaging*. Vet Radiol Ultrasound 1997; 38: 387-393.
33. Whittingham TA. *Tissue harmonic imaging*. Eur Radiol 1999; 9 (S3) : S323-S326.
34. Dowsett DJ, Kenny PA, Johnston RE. *Computed tomography*. In: *The physics of diagnostic Imaging*. Dowsett DJ, Kenny PA, Johnston RE Eds. Chap.14 pagg.381-435. Hodder Arnold. London 2006.
35. Goldstein A, Madrazo BL: *Slice-thickness artifacts in grey-scale ultrasound*. JCU 1981; 9: 365-375
36. Muller N, Cooperberg PL Rowley VA et al. *Ultrasonic refraction by the rectus abdominis muscle: the double image artefact*. J ultrasound Med 1984; 3: 515-520.



-
37. Sauerbrei EE. *The split image artefact in pelvic ultrasonography*. J ultrasound Med 1985; 4: 29-3
 38. Chen Q, Zagzebski JA: *Simulation study of effects of speed of sound and attenuation on ultrasound lateral resolution*. Ultrasound Med Biol 2004; 30: 1297-1306.
 39. Pierce G, Golding RH, Cooperberg PL: *The effects of tissue velocity changes on acoustical interfaces*. J. Ultrasound Med. 1982; 1: 185-189.
 40. Oliva L. *Il significato clinico degli artefatti in ecotomografia*. In: Ecotomografia. Ed. Ziviello M. Edizioni Idelson, Napoli 1986.
 41. Derchi L, Rebaudi F. *Il significato clinico degli artefatti in ecografia*. Atti XXXII Congresso Nazionale SIRM. pagg 86-94. Milano, 1986.

