

Capitolo 3

ECOGRAFIA

3.1. INTERAZIONE TRA ONDE ULTRASONORE E MATERIA

Gli Ultrasuoni (US) sono vibrazioni (oscillazioni) meccaniche ad andamento sinusoidale di frequenza maggiore di 20.000 Hz, superiore a quella massima percettibile dall'orecchio umano. Infatti i suoni udibili hanno una frequenza compresa tra i 16 e i 20.000 Hz; per frequenze inferiori ai 16 Hz si parla di infrasuoni. Queste onde meccaniche sono perturbazioni transitorie dello stato fisico, non accompagnate da trasporto di materia, di un mezzo sottoposto a deformazione meccanica e trasmesse ad una velocità finita all'interno della struttura stessa

Le onde meccaniche, contrariamente a quelle elettromagnetiche, quali la luce e i raggi X, si possono propagare solo attraverso un mezzo fisico deformabile (solidi, liquidi, gas) mentre non possono propagarsi nel vuoto. Le particelle del mezzo sono legate tra loro da forze di coesione elastiche.

Quando vengono colpite dall'onda ultrasonora, si avvicinano (lo spostamento è dell'ordine di frazioni di millimetro) a quelle contigue (fase di compressione), cedono una parte della loro energia e tornano allo stato di equilibrio (fase di rarefazione). Il fenomeno si ripete con le particelle successive.

Gli US si propagano quindi nel mezzo sotto forma di variazioni di pressione che determinano la formazione di bande a maggiore (fase di compressione) e a minore densità di particelle (fase di rarefazione). La perturbazione dello stato fisico indotta dall'onda ultrasonora riguarda la variazione nel mezzo stesso dei valori della pressione e della densità.

Le onde ultrasonore utilizzate in diagnostica medica hanno una frequenza dell'ordine di milioni di Hertz (da 2 a 20 MHz; 1MHz = 1.000.000 di Hz) e sono oscillazioni di tipo longitudinale che comportano una vibrazione di particelle nella direzione di propagazione. Questa è l'unica modalità di oscillazione che può propagarsi nei tessuti molli.

3.1.1. GRANDEZZE CARATTERISTICHE DELL'ONDA ULTRASONORA

L'onda ultrasonora ha le caratteristiche di un moto oscillatorio armonico.

Si ha il moto armonico semplice quando un punto P si muove di moto uniforme lungo una circonferenza. La sua proiezione Q sul diametro della circonferenza stessa non ha velocità costante: cresce da 0 ad un massimo e quindi diminuisce fino allo 0. A quel punto il senso del moto si inverte con le stesse caratteristiche assunte nella corsa di andata, e ripete il suo andamento in senso inverso lungo il versante opposto del diametro.

Il punto Q si muove di moto armonico semplice (Fig. 3.1).

L'onda ultrasonora può essere rappresentata in un grafico cartesiano come un'onda sinusoidale, dove in ascisse è riportato il tempo (t) e in ordinate le variazioni di pressione (P). Di un'onda ultrasonora si possono identificare alcuni parametri caratteristici (Fig. 3.2):

- *lunghezza d'onda (l)*: è la distanza tra due picchi successivi dell'onda si misura in metri:
 $l = c/f$;
- *frequenza (f)*: è il numero di cicli al secondo. Si misura in Hertz (Hz):
1 Hz = 1 ciclo/s;
1 KHz = 1.000 cicli/s;
1 MHz = 1.000.000 cicli/s;

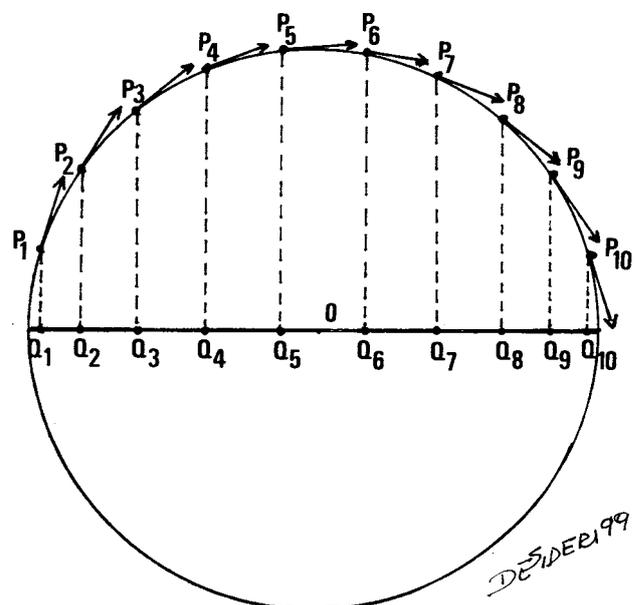


Fig. 3.1 - Moto armonico semplice.

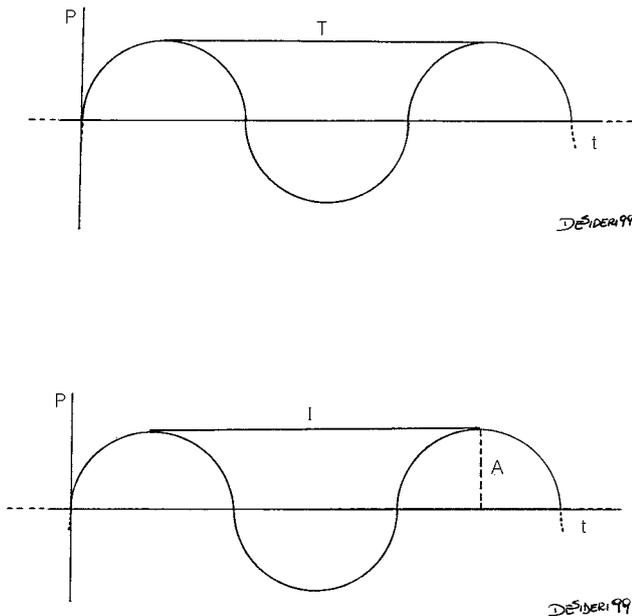


Fig. 3.2 – La progressione del fascio US avviene con andamento sinusoidale nel mezzo trasmittente. La distanza percorsa da un'oscillazione completa e la lunghezza d'onda (l), misurata in mm, la durata costituisce il periodo (T) (misurato in secondi).

- *velocità di propagazione* (c): è la distanza percorsa dall'onda nell'unità di tempo. Si misura in m/s. Dipende dalla densità, dalla compressibilità e dalla temperatura del mezzo. Esclusi aria, grasso ed osso, la velocità media di propagazione degli US nei tessuti biologici è di circa 1540m/s (Tab. 3.1). Conseguentemente $c = f \times l$;
- *periodo* (T): tempo necessario perché passino due successive compressioni nello stesso punto. Si misura in secondi. Di solito è dell'ordine di decimi di microsecondo. $T = 1/f$;
- *ampiezza dell'onda* (A): altezza dell'onda. Esprime il valore massimo della pressione dell'onda in fase di compressione sull'unità di superficie e quindi il massimo spostamento delle molecole rispetto alla loro posizione di equilibrio;
- *intensità* (I): indica la potenza del fascio su una superficie che subisce la perturbazione da esso prodotta ad una certa distanza dalla sorgente. Si misura in W/cm quadrati.

Tab. 3.1 – Velocità di propagazione degli US nei tessuti.

aria	331	m/s
grasso	1450	m/s
acqua	1540	m/s
tessuti molli	1540	m/s
cervello	1541	m/s
fegato	1549	m/s
sangue	1570	m/s
muscolo	1585	m/s
cristallino	1620	m/s
osso	4080	m/s

3.1.2. IMPEDENZA ACUSTICA (Z)

Si tratta di una caratteristica fondamentale di ogni mezzo ed esprime la forza che esso oppone al passaggio degli US. Dipende dalla densità del mezzo e dalla velocità di propagazione degli US. Essa è il prodotto della densità tissutale (d) e la velocità di propagazione (c) degli US. Si misura in Rayl (Tab. 3.2). Conseguentemente $Z = d \times c$.

Tab. 3.2 – Impedenza acustica dei tessuti.

aria	0,0000	$\times 10^6$ Rayls
grasso	1,38	$\times 10^6$ Rayls
acqua	1,44	$\times 10^6$ Rayls
cervello	1,54	$\times 10^6$ Rayls
fegato	1,65	$\times 10^6$ Rayls
rene	1,62	$\times 10^6$ Rayls
sangue	1,61	$\times 10^6$ Rayls
muscolo	1,70	$\times 10^6$ Rayls
cristallino	1,84	$\times 10^6$ Rayls
osso	7,8	$\times 10^6$ Rayls

3.1.3. INTERFACCIA

Tra due mezzi aventi impedenza acustica diversa si può identificare una superficie limite a livello della quale la propagazione degli US subisce alcune modificazioni per effetto di fenomeni di riflessione, rifrazione, diffusione, dispersione o diffrazione.

La *riflessione* è il fenomeno per cui a livello dell'interfaccia l'onda ultrasonora subisce un rinvio. L'interfaccia rappresenta la superficie riflettente. Quando il fascio di US incide perpendicolarmente all'interfaccia, la riflessione è speculare ed è la massima possibile (Fig. 3.3).

Se il fascio di US incide la superficie dell'interfaccia in modo obliquo, formando un angolo rispetto alla normale (angolo di incidenza), si genera un fascio riflesso che forma, rispetto alla normale, un angolo (angolo di riflessione) uguale a quello di incidenza. Fascio incidente e fascio riflesso giacciono sullo stesso piano, che è perpendicolare all'interfaccia. L'energia del fascio ultrasonoro riflesso sarà tanto minore quanto maggiore sarà questo angolo (Fig. 3.4).

La riflessione nei tessuti molli è di circa l'1%; il fascio viene trasmesso in massima parte oltre l'in-

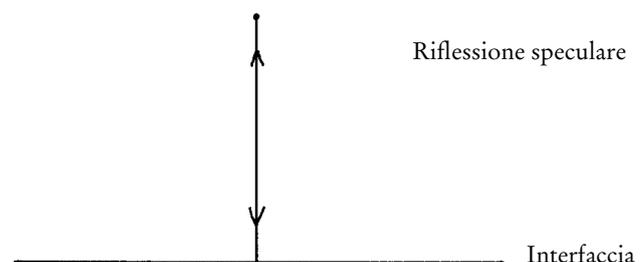


Fig. 3.3 – Riflessione speculare. Tutta l'energia viene rinviata verso la sonda quando il fascio US incide perpendicolarmente sulla superficie riflettente.

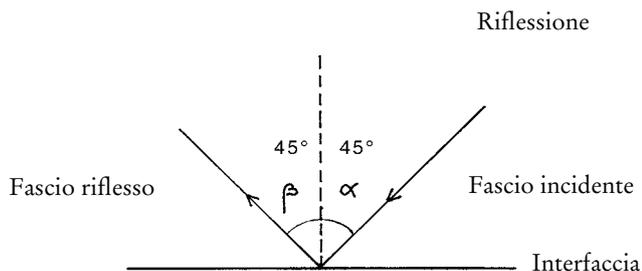


Fig. 3.4 – Riflessione. In caso di incidenza obliqua del fascio US l'eco di ritorno viene rinviato con un angolo identico a quello incidente.

terfaccia: la attraversa e permette la visualizzazione delle strutture sottostanti. La componente del fascio ultrasonoro che non viene riflessa passa oltre l'interfaccia, viene cioè trasmessa. Al contrario è molto elevata per l'osso e per l'aria.

Il fascio ultrasonoro che aveva colpito l'interfaccia in modo non perpendicolare, subisce una deviazione (*rifrazione*) superando la struttura. L'entità di tale deviazione dipende dall'angolo di incidenza del fascio a livello dell'interfaccia e dalla diversa velocità di propagazione degli US nei due mezzi (Fig. 3.5).

Il fenomeno della *diffusione* o *scattering* si verifica quando il fascio incontra una superficie irregolare o tante piccole superfici orientate in modo diverso. Il fascio viene diffuso in tutte le direzioni in modo casuale.

Il fenomeno di *dispersione* o *diffrazione* avviene quando il fascio ultrasonoro incontra particelle più piccole della lunghezza d'onda. L'energia di ritorno al trasduttore è bassissima.

Assorbimento. Nell'attraversare i tessuti l'energia acustica del fascio ultrasonoro viene in massima parte trasformata in energia termica (circa l'80%). Tale fenomeno viene sfruttato nell'impiego terapeutico degli ultrasuoni.

Attenuazione. È la riduzione dell'intensità che il fascio ultrasonoro subisce nell'attraversare i tessuti.

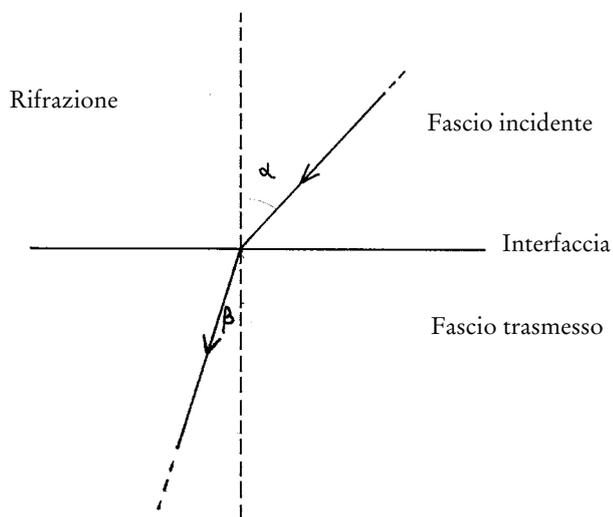


Fig. 3.5 – Rifrazione

L'entità di tale fenomeno dipende per l'80% dall'assorbimento, cioè dalla trasformazione dell'energia del fascio in energia termica. Contribuiscono all'attenuazione i fenomeni di riflessione, diffusione e allargamento del fascio.

L'attenuazione è direttamente proporzionale alla frequenza, cioè maggiore è la frequenza, maggiore è l'attenuazione, minore è la frequenza minore è l'attenuazione. Per questo motivo le frequenze elevate sono adatte allo studio delle strutture superficiali, mentre le basse frequenze sono più adatte allo studio delle strutture profonde. L'attenuazione ha una variazione esponenziale in rapporto al variare della distanza percorsa nel mezzo: se la distanza raddoppia, l'attenuazione aumenta di quattro volte.

È molto bassa nei liquidi, ha valori intermedi nei parenchimi ed è molto elevata nell'osso.

3.2. DIVERSE MODALITÀ DI ACQUISIZIONE DEL SEGNALE ULTRASONORO

3.2.1. A-MODE: (AMPLITUDE MODE – MODULAZIONE DI AMPIEZZA)

Il segnale inviato ad un oscilloscopio viene rappresentato su un grafico nel quale la deflessione di ogni punto dalla linea di base è proporzionale all'intensità del segnale e la distanza alla profondità da cui deriva l'eco. Viene usata in oculistica.

3.2.2. TM-MODE (TIME MOTION MODE)

Un software specifico consente uno scorrimento continuo dell'immagine sullo schermo: lo spostamento rispetto alla linea di base rappresenta il movimento nel tempo delle strutture da cui provengono gli echi. Così le strutture fisse vengono rappresentate come una linea retta. Le strutture in movimento vengono riprodotte come punti luminosi che si spostano rispetto alla linea di base, vengono cioè riprodotti i movimenti in funzione del tempo. È usato in cardiologia.

3.2.3. B-MODE (BRIGHTNESS MODE – MODULAZIONE DI LUMINOSITÀ)

È un'immagine bidimensionale formata da punti a diversa luminosità in una scala di grigi. Ogni punto viene rappresentato alla profondità dalla quale deriva e con un'intensità luminosa che dipende dall'ampiezza dell'eco.

3.2.4. Per *scansione* si intende il processo di acquisizione dell'immagine ecografica. Nelle scansioni dinamiche il processo di acquisizione delle linee che compongono l'immagine è così rapido (superiore a 16 immagini al secondo) da essere percepito come un'immagine in movimento (real time).

L'immagine ecografica può essere di formato diverso:

- rettangolare: il trasduttore è formato da una fila di elementi che vengono attivati in sequenza di piccoli gruppi;

- settoriale: immagine divergente a partire da un punto;
- trapezoidale: immagine divergente a partire da una linea retta (trasduttori vector) o da una linea curva (trasduttori convex).
- circolare: trasduttore con campo di vista di 360°.

3.2.5. EFFETTO DOPPLER

È il fenomeno per cui la frequenza di un'onda meccanica riflessa da un corpo in movimento cambia in modo proporzionale alla velocità del movimento. Aumenta se la particella in movimento si avvicina, diminuisce se essa si allontana.

In altre parole la frequenza di emissione è uguale a quella di ricezione se la distanza tra sorgente e struttura rimane costante; aumenta se la distanza diminuisce; diminuisce se la distanza aumenta. L'effetto Doppler viene sfruttato in diagnostica medica essenzialmente per valutare il flusso all'interno dei vasi sanguigni. L'onda meccanica è rappresentata dagli US e i corpi in movimento dai globuli rossi del sangue. La frequenza di un fascio di US diffuso dai globuli rossi è diversa da quella del fascio incidente. La differenza tra frequenza del fascio incidente e frequenza del fascio riflesso viene definita segnale Doppler e rientra nell'ambito delle frequenze udibili dall'orecchio umano, per cui può essere rilevato con suoni e con un tracciato.

La frequenza del segnale Doppler dipende dalla velocità del sangue e dall'angolo di incidenza del fascio US rispetto all'asse del vaso in esame. La variazione della frequenza dell'onda emessa rispetto a quella ricevuta, denominata anche Doppler shift, è espressa matematicamente dalla equazione Doppler: $fd = 2fv \cos\alpha/c$, dove fd è la differenza tra frequenza ricevuta e frequenza emessa, f = frequenza emessa, v = velocità dell'elemento in movimento, α = angolo formato dal fascio US incidente e la direzione del flusso, c = velocità di propagazione degli US (1540 m/s nei tessuti molli).

All'interno di un vaso ematico i globuli rossi non procedono tutti alla stessa velocità: quelli che si trovano nella parte centrale del vaso scorrono ad una velocità maggiore rispetto a quelli che si trovano vicino alle pareti. Il segnale Doppler sarà quindi un insieme di frequenze dipendenti dalle diverse velocità dei globuli rossi che vengono ricevute simultaneamente in ogni istante.

L'analisi delle frequenze del segnale Doppler, definita *analisi spettrale*, ha lo scopo di evidenziare tutte le frequenze ricevute nello stesso istante mostrando l'energia corrispondente a ciascuna di esse. Gli spettri delle frequenze vengono rappresentati con la scala dei grigi su un sistema di assi cartesiani dove il tempo è posto in ascisse e le frequenze in ordinate. Il flusso in avvicinamento viene riportato al di sopra dell'asse delle ascisse, nella parte positiva, quello in allontanamento nella parte inferiore negativa.

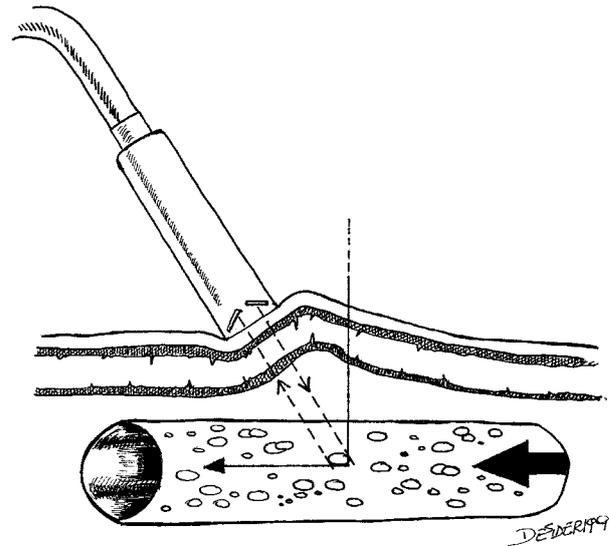


Fig. 3.6 – Doppler continuo (CW continuous wave).

L'analisi delle frequenze del segnale Doppler viene effettuata utilizzando la trasformata di Fourier (FFT: Fast Fourier Transform).

Si possono avere flussimetri ad emissione continua (CW: continuous wave), che utilizzano due cristalli, uno con funzione di emittente e l'altro con funzione di ricevente (Fig. 3.6). Oppure flussimetri ad emissione pulsata (PW: pulsed wave), in cui ogni singolo cristallo funziona alternativamente da emittente e da ricevente (Fig. 3.7).

L'analisi del Doppler shift può essere effettuata valutando: *a*) le caratteristiche acustiche del segnale; *b*) qualitativamente la morfologia dello spettro Doppler e *c*) quantitativamente direttamente le velocità di flusso.

ALIASING. Si tratta di un artefatto, tipico del Doppler pulsato e del color-Doppler, che non si verifica nel Doppler continuo e nel power-Doppler. Si determina quando la frequenza del Doppler shift campionata è più alta della metà della frequenza di ripetizione degli impulsi emessi. Esso raffigura le velocità più elevate come dirette in senso inverso ri-

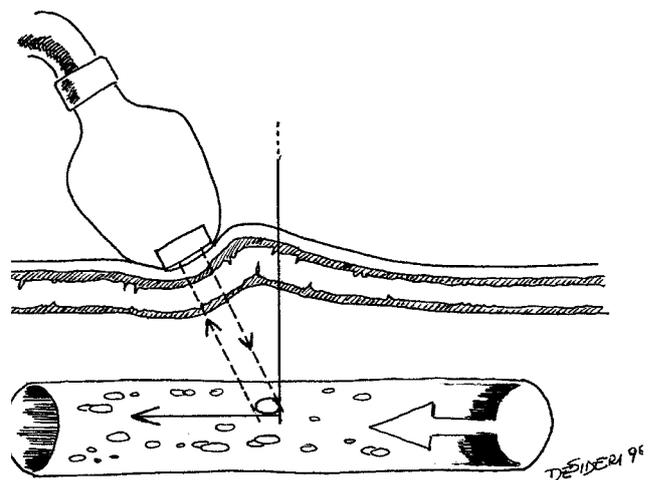


Fig. 3.7 – Doppler pulsato (PW pulsed wave).

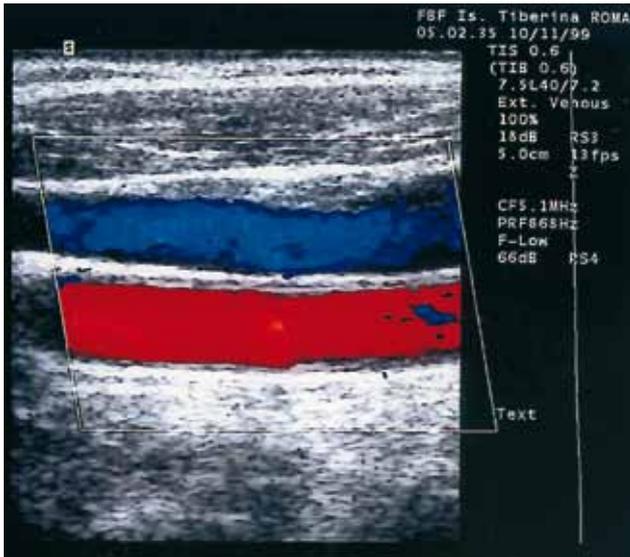


Fig. 3.8 – Scansione ECD longitudinale a livello del collo, effettuata con sonda lineare con frequenza di emissione di 7.5 MHz, che rappresenta in rosso il flusso ematico in avvicinamento alla sonda, all'interno dell'arteria carotide comune, e in blu il flusso in allontanamento della vena giugulare interna.

spetto a quello reale o codificate con un colore contrario alla direzione del flusso rispetto alla sonda.

Eco-Doppler (Duplex) (ED). È la combinazione dell'immagine ecografica bidimensionale in scala dei grigi e della contemporanea rilevazione del segnale Doppler ottenuta a livello di un volume campione opportunamente posizionato all'interno di un vaso.

Eco-color-Doppler (ECD). Fornisce una immagine ecografica in scala di grigi e permette di rappresentare direttamente sull'immagine il flusso ematico. Il segnale Doppler è rilevato all'interno di una superficie la cui area è modificabile all'interno dell'immagine ecografica (box colore). La presenza del flusso viene rappresentata con una scala di colori in cui per convenzione il rosso rappresenta il flusso in avvicinamento alla sonda e in blu quello in allontanamento (Fig. 3.8). Le variazioni della luminosità del colore rappresentano la velocità di flusso, mentre la turbolenza di flusso viene raffigurata con ulteriori



Fig. 3.9 – Scansione ECD trasversale a livello dell'aorta addominale nel tratto sottorenale. È ben evidente la dilatazione aneurismatica dell'aorta.

colori aggiunti ai due principali (Fig. 3.9). Come per l'ED è possibile valutare il Doppler shift posizionando all'interno del vaso il volume campione.

Eco-power-Doppler. Esso permette di rilevare l'intensità del segnale Doppler e le sue variazioni nel tempo. L'intensità del segnale dipende dal numero di particelle (globuli rossi) presenti all'interno dell'area del box colore.

Rispetto all'ED offre diversi vantaggi che sono: una maggiore sensibilità ai flussi lenti, la quasi indipendenza dall'angolo di incidenza del fascio US e l'assenza di aliasing. Il power-Doppler ha una elevata sensibilità agli artefatti da movimento (Fig. 3.10 A-B). Come per l'ED è possibile effettuare le valutazioni qualitative e quantitative del segnale Doppler posizionando all'interno del vaso il volume campione.

Imaging armonico. Nella norma alle onde emesse se ne aggiungono altre che formano nuove onde di diversa ampiezza, fase e frequenza. Questo comportamento, che si aggiunge a quello classico di formazione dell'immagine US, descritto in precedenza, è definito "non lineare" e risulta dagli effetti della interazione del fascio US nell'attraversare i tessuti.

In questo ampio numero di onde possono esserci caratteristiche di intensità di segnale che si verificano ad intervalli regolari e che sono multipli della

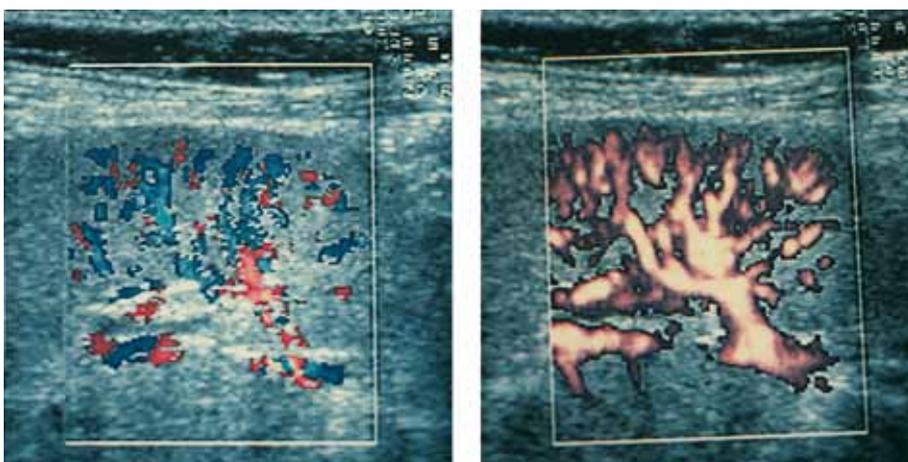


Fig. 3.10 – Eco-power-Doppler di rene trapiantato normale (A) a confronto con ECD (B). L'eco-power-Doppler mostra un maggior numero di vasi con migliore evidenza dei vasi della corticale renale; non è possibile differenziare la direzione del flusso.

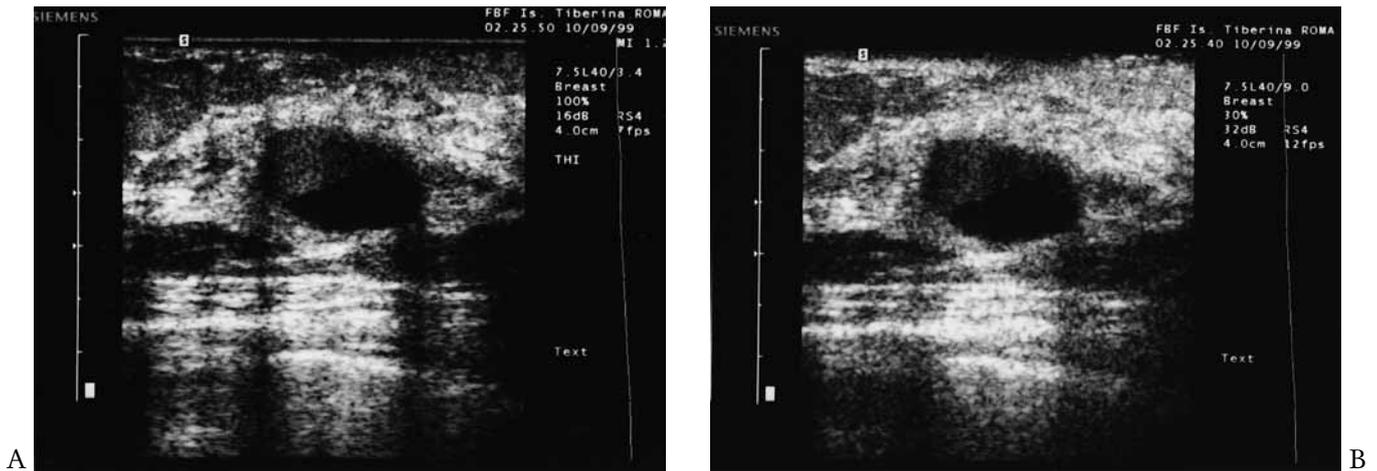


Fig. 3.11 a-b – Esempio di imaging armonico tissutale. La doppia componente liquida e corpuscolata nella lesione cistica mammaria è più evidente nell’imaging armonico (A) rispetto alla scansione ecotomografica tradizionale (B).

frequenza di emissione, definita “fondamentale”. Queste onde di frequenza più alta, che sono multiple della frequenza fondamentale, sono conosciute come “prima armonica”. Se ad esempio consideriamo come frequenza di emissione del fascio US 2 MHz (frequenza fondamentale o prima armonica), la frequenza multipla di 2 volte di quella fondamentale (4 MHz) è denominata “seconda armonica”, la frequenza multipla successiva (6 MHz) è definita “terza armonica”. In altri termini, considerando la frequenza, gli echi di ritorno presentano “armoniche” non contenute nel fascio di US emesso dall’apparecchiatura.

Questi “segnali armonici” originano dalla interazione ultrasuoni-tessuti e dalle risposte non lineari di questi ultimi. Non dipendono pertanto dal fascio di US emesso. Tali segnali provengono dagli echi diffusi e dai margini dei tessuti e possono avere differenze molto piccole in termini di impedenza acustica. Per poter utilizzare l’“imaging armonico”, le apparecchiature devono disporre di un’ampia banda di frequenze e il trasduttore di larga ampiezza di banda. In altre parole il sistema deve essere in grado di emettere il fascio US ad una determinata frequenza e di ricevere in modo armonico gli echi ad una frequenza doppia.

Sono necessarie apparecchiature ecografiche tecnologicamente molto avanzate e con sistemi di elaborazione dei dati molto potenti.

L’“imaging armonico” può migliorare le immagini di base, aumentando il rapporto segnale-rumore e la risoluzione assiale, riconoscendo sottili variazioni della ecogenicità più facilmente individuabili in assenza di rumore. L’impiego della “seconda armonica” migliora il rapporto segnale-rumore di circa 30 dB e consente una più accurata risoluzione spaziale.

Vantaggi importanti si raggiungono abbinando all’“imaging armonico” l’impiego degli agenti ecoamplificatori (imaging armonico con ecoamplificatori).

I principali campi di applicazione clinica, unita-

mente agli agenti ecoamplificatori, sono il rilievo di flusso in piccoli vasi circondati da strutture in movimento, ad esempio le porzioni di fegato vicino al diaframma. Aumenta anche la sensibilità al segnale Doppler e migliora la risoluzione dell’agente ecoamplificatore. Con l’impiego del power Doppler o di specifici software (curva intensità/tempo) è possibile una valutazione della perfusione tissutale.

Anche senza l’impiego degli agenti ecoamplificatori l’“imaging armonico” consente di migliorare il riconoscimento delle lesioni focali parenchimali aumentando il rapporto segnale-rumore, riducendo gli artefatti dell’immagine e nei Pazienti che presentano difficoltà di esplorazione di tipo tecnico (imaging armonico tissutale) (Fig. 3.11 A-B).

3.3. LE APPARECCHIATURE

L’ecografo è un apparecchio in grado di generare US, di ricevere, elaborare e trasformare in immagini le onde ultrasonore rinviate (echi) dalle superfici tissutali riflettenti (interfacce).

Un apparecchio ecografico è costituito da alcune componenti fondamentali:

- trasduttore;
- sistema elettronico di amplificazione, elaborazione e digitalizzazione;
- sistemi di visualizzazione;
- sistemi di registrazione.

Trasduttore. Per trasduttore in generale si intende un dispositivo atto a rilevare una grandezza fisica e a trasformarla in una diversa. I trasduttori ecografici o *sonde* sono dispositivi in grado di generare e ricevere ultrasuoni alternativamente. Sfruttando le proprietà piezoelettriche degli elementi che li costituiscono, sono in grado di convertire l’energia elettrica in energia meccanica e viceversa.

Sono formati fundamentalmente da uno o più elementi piezoelettrici e da due elettrodi posizionati alla loro superficie.

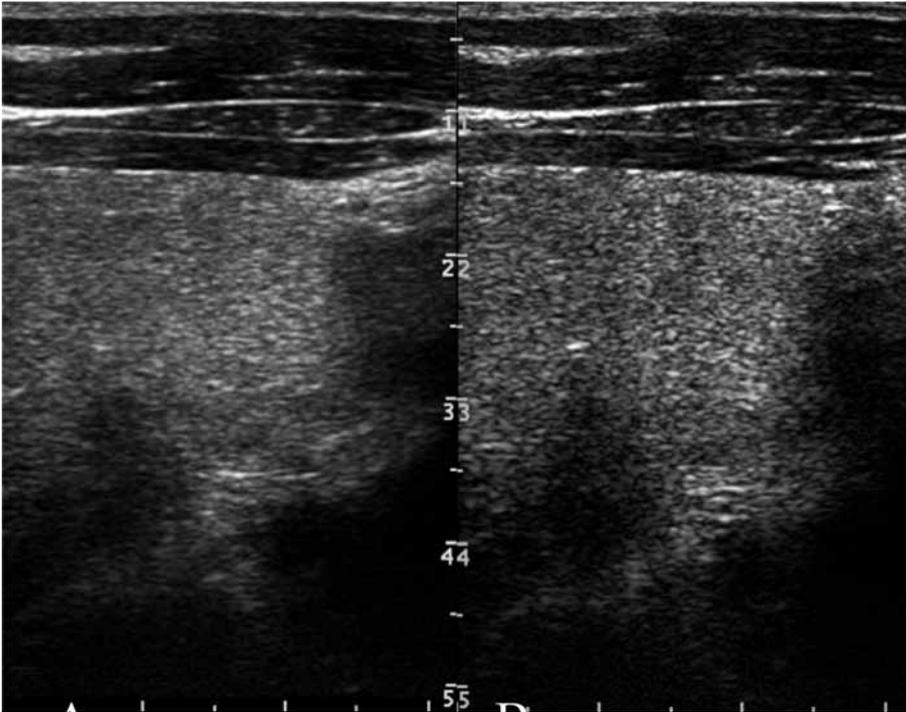


Fig. 3.12 – Scansione longitudinale di un lobo tiroideo effettuata con sonda lineare. In (A) scansione ecotomografica tradizionale; attraverso i nuovi algoritmi configurabili alle moderne sonde si osserva un netto miglioramento della qualità dell'immagine (B).

Elementi piezoelettrici. Sono strutture cristalline naturali (quarzo, tormalina) o materiali ceramici sintetici (zirconato – titanato di piombo) anisotropi, cioè formati da molecole asimmetriche con cariche positive e negative disposte ai due estremi, dette dipoli.

Effetto piezoelettrico (piezo = pressione). È il fenomeno per cui gli elementi piezoelettrici se sottoposti a deformazione meccanica generano una differenza di potenziale; al contrario, quando subiscono l'azione di una tensione elettrica, si deformano e producono onde meccaniche (ultrasuoni).

Effetto piezoelettrico inverso. È quello che si verifica quando il fascio di ultrasuoni viene generato dal trasduttore. Una differenza di potenziale applicata alla superficie del cristallo provoca un allineamento dei dipoli secondo il campo elettrico e quindi una deformazione del cristallo stesso con produzione di onde meccaniche (ultrasuoni).

Se si applica una carica alternata al materiale piezoelettrico, esso verrà alternativamente compresso ed espanso, proporzionalmente alla frequenza del potenziale applicato.

Il trasduttore ecografico funziona da emettitore e da recettore dell'onda ultrasonora.

Ad una prima fase di emissione, brevissima, segue la fase di ricezione, in cui vengono percepiti gli echi rinviati dai tessuti. Si ha quindi una fase di azzerramento del sistema in attesa di una nuova emissione.

Tali fenomeni si ripetono con una frequenza che viene definita PRF o frequenza di ripetizione degli impulsi.

Sistema elettronico. Provvede ad amplificare, elaborare e digitalizzare gli echi riflessi dalle interfacce.

Sistema di visualizzazione. La riproduzione delle immagini avviene su monitor televisivo.

Sistema di registrazione delle immagini. Pellicola radiografica, carta termica, pellicola a sviluppo istantaneo, videoregistratore.

Sonde ecografiche. Sono disponibili sonde a matrice, multi frequenza e larga banda, con scansione convex, lineare, trapezoidali, oltre alle sonde endocavitare, biplanari, circolari, intraoperatoria, laparoscopiche e dedicate per biopsia.

La tecnologia costruttiva degli elementi ceramici permette di ottenere un'elevata risoluzione laterale e bande molto larghe (oltre il 98%), consentendo quindi la massima ottimizzazione d'immagine sia sui mezzi di contrasto che sull'imaging armonico.

Tutte le moderne sonde moderne utilizzano la tecnologia a **Larga Banda Multifrequenza e Multibanda**, che permette di associare ai vantaggi della larga-banda la capacità della multifrequenza di ottimizzare la risoluzione assiale su più livelli di profondità dell'immagine ecografica. Attualmente esistono in commercio ecografi in grado di disporre anche dell'innovativa tecnologia a **Banda Variabile** (o Multibanda) che insieme alla precedente tecnologia consente di autoregolare la trasmissione in frequenza. In pratica l'operatore seleziona una microbanda all'interno dell'ampia banda della sonda utilizzata; la macchina, a sua volta, dopo una complessa e rapidissima analisi dell'eco risultante, decide di regolare la trasmissione/ricezione su un valore di frequenza più idoneo al tipo di tessuto studiato, rimanendo comunque all'interno della microbanda scelta dall'operatore.

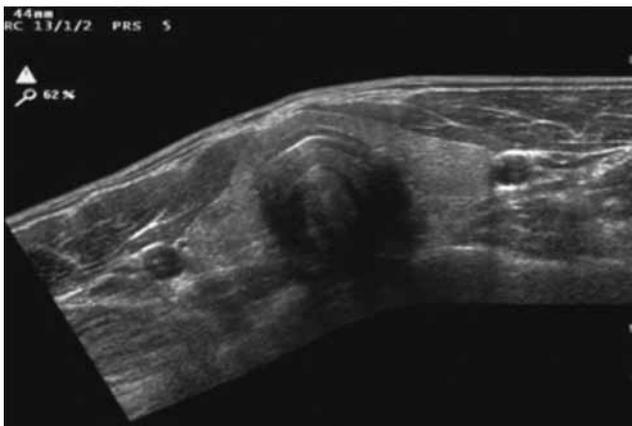


Fig. 3.13 - Immagine panoramica del parenchima tiroideo effettuata con algoritmo in grado di ottimizzare la risoluzione a spaziale laterale.

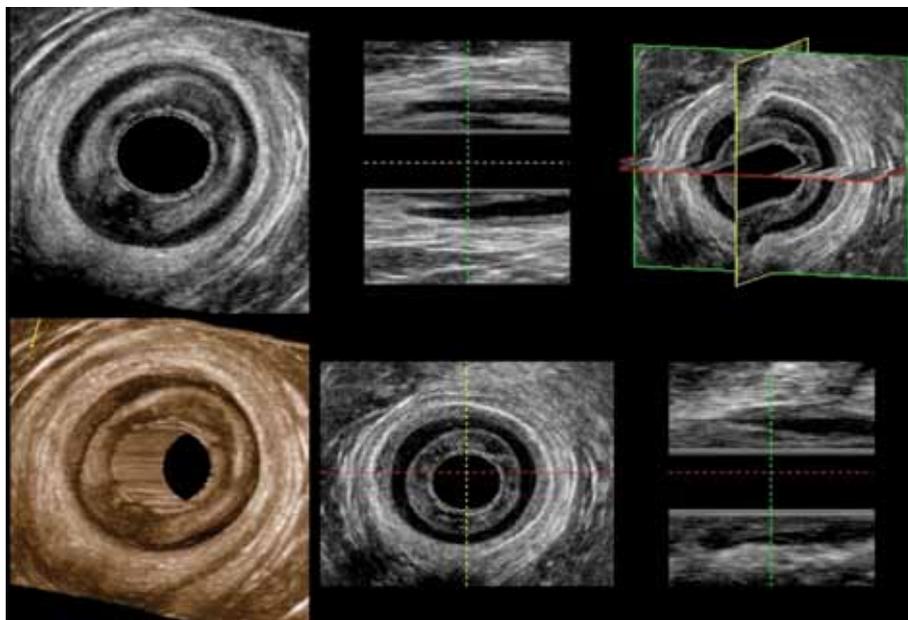
Oggi è anche possibile la trasmissione di uno spettro di frequenze volumetrico con differenti angoli di inclinazione tali da insonare tutte le interfacce, anche quelle non ortogonali rispetto alla trasmissione classica, con conseguente ottimizzazione della risoluzione laterale quindi con un netto miglioramento della qualità delle immagini. Il risultato finale è un'immagine perfetta e ricca di dettagli, anche sulle parti laterali, con conseguente incremento delle informazioni diagnostiche (Figg. 3.12 A-B - 3.13).

3.4. ELABORAZIONE DELLE IMMAGINI

3.4.1 RICOSTRUZIONE 3D (FREE HAND)

Il modulo 3D permette di passare immediatamente da una scansione 2D ad una ricostruzione volumetrica senza la necessità di cambiare sonda né di utilizzare una sonda volumetrica dedicata ma semplicemente schiacciando un tasto.

Fig. 3.14 - Immagini 3D del canale anale ottenuta con sonda con campo di vista di 360°.



La scansione 3D è eseguibile a mano libera (Free-Hand) ed è realizzabile con le sonde standard. Il supporto di metodiche di scansione volumetrica consente all'operatore una migliore visione panoramica del parenchima in esame (Fig 3.14)

3.4.2 REAL TIME 4D

Questa nuova metodica permette di acquisire volumi in tempo reale e di visualizzarne nel tempo le variazioni.

La ricostruzione con trasduttori per acquisizione volumetrica parte da scansioni di altissimo livello e quindi rende possibile effettuare uno studio volumetrico di altissima qualità.

A livello volumetrico si può, mediante vari algoritmi, visualizzare strutture, parenchimi, cavità con ricostruzioni sia di superficie che di trasparenza (Figg. 3.16).

Le sonde 3D sono anche abilitate all'analisi Doppler PW, Color e Power-Doppler e permettono di misurare le strutture anatomiche consentendo all'operatore di completare l'iter diagnostico.

3.4.3 VIRTUAL NAVIGATOR (VN)

È una metodica di recente introduzione che consente l'integrazione completa tra l'ecografo e le immagini TC, RM o TC/PET. La funzione è quella di abbinare in tempo reale le immagini volumetriche provenienti dalle grandi macchine alle immagini ecografiche facilitando l'operatore nella ricerca di lesioni focali, soprattutto quando vi è una scarsa o assente evidenza delle lesioni all'ecografia. La calibrazione del volume TC o RM con le immagini ecografiche avviene attraverso un sistema di ri-

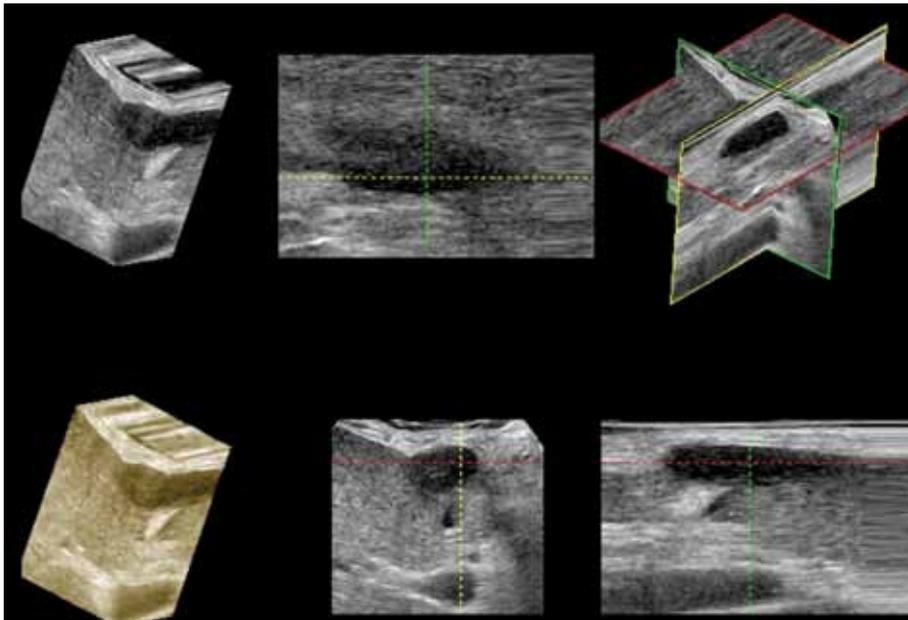


Fig. 3.15 - Immagini 3D di un nodulo di epatocarcinoma (HCC) localizzato a livello del IV segmento epatico in Paziente con epatopatia cronica su base cirrotica.

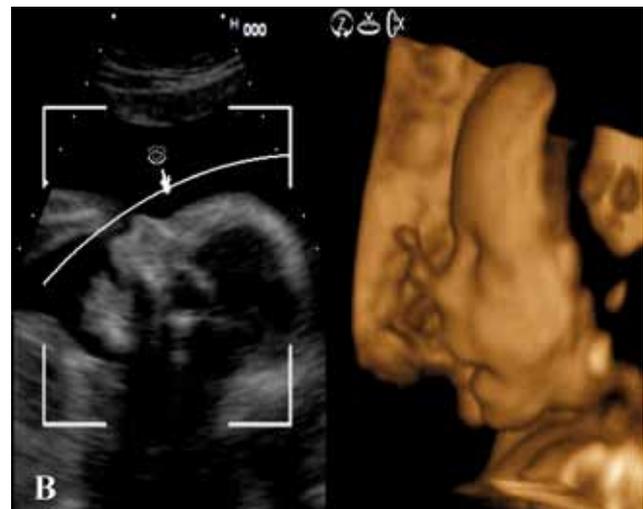


Fig. 3.16 - Immagine 4D di un feto di cui sono apprezzabili in dettaglio i tratti somatici del volto (A); immagine ecografica del profilo fetale comparata con immagine 4D (B).

conoscimento spaziale della posizione della sonda e la “fusione” delle stesse immagini. Si utilizzano normalmente dei punti anatomici noti e facilmente riconoscibili o dei “marker” metallici posti sulla cute del paziente già prima di effettuare l’esame TC o RM. Fatta la calibrazione è possibile “navigare”, con la sonda, sul parenchima del paziente fino a trovare la lesione da studiare/trattare. Alcune delle più importanti applicazioni della metodica sono: guida per biopsie complesse, per le termoablazioni, per la visualizzazione dell’ago virtuale su immagine TC, analisi RM pre-trattamento con valutazione volumetrica semiautomatica delle lesioni da trattare e con calcolo automatico del volume in trattamento (Fig. 3.17).

Con tale sistema è inoltre possibile incrementare l’accuratezza nell’individuazione delle lesioni anche durante l’esecuzione della terapia (notoriamente la nubecola gassosa che si crea durante il processo

di ablazione inibisce la vista su alcune aree del parenchima); con VN, invece, è possibile tenere sotto controllo queste aree ed effettuare un secondo trattamento ove fosse necessario. Grazie all’utilizzo di mezzi di contrasto per ultrasuoni, il sistema VN permette inoltre il controllo post-trattamento/follow-up sul volume TC/RM acquisito con contrasto.

3.5. ELASTOSONOGRAFIA

L’elastosonografia è una metodica non invasiva per la caratterizzazione tissutale. L’idea di base è quella di abbinare l’ecografia con una palpazione. Per ottenere ciò, utilizzando la sonda ecografica, si applica una pressione assiale ai tessuti oppure si utilizza semplicemente il movimento respiratorio del paziente e/o il movimento dei vasi arteriosi.

L’immagine elastosonografica visualizza, con l’utilizzo di una scala cromatica, i vari livelli di ela-

Fig. 3.17 - Immagini ottenute con il virtual navigator. In un Paziente con noduli epatici multipli (testa di freccia) è possibile sulla scorta della TC individuare l'area focale (epatocarcinoma) (freccia) da trattare mediante termoablazione e poter guidare ecograficamente (freccia aperta) in tempo reale l'introduzione dell'ago.

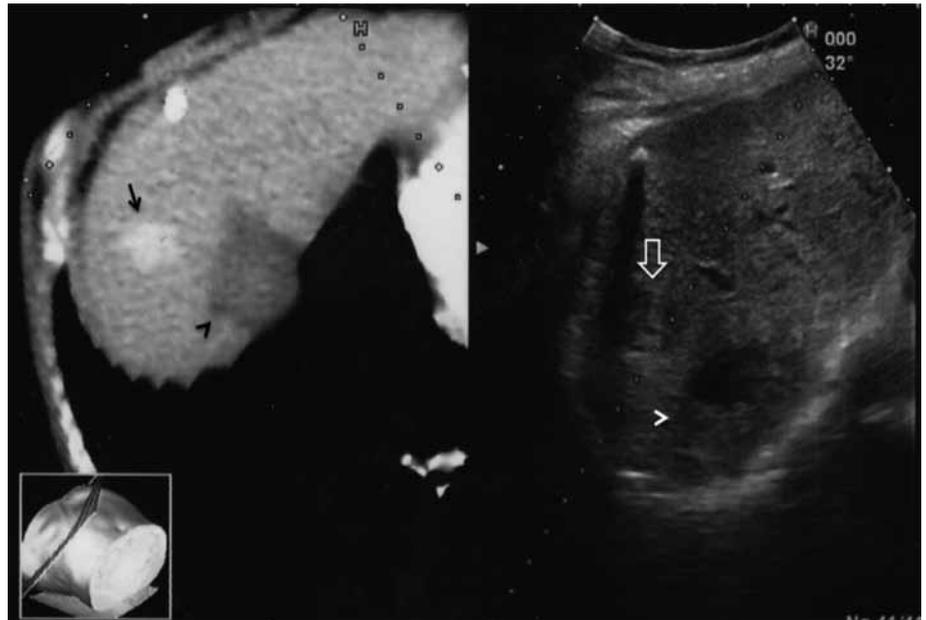


Fig. 3.18 - Immagine elastosonografica di una lesione benigna mammaria a contenuto fluido in cui si apprezza aspetto di stratificazione cromatica blu, verde e rossa (pattern cromatico suggestivo di lesione cistica).

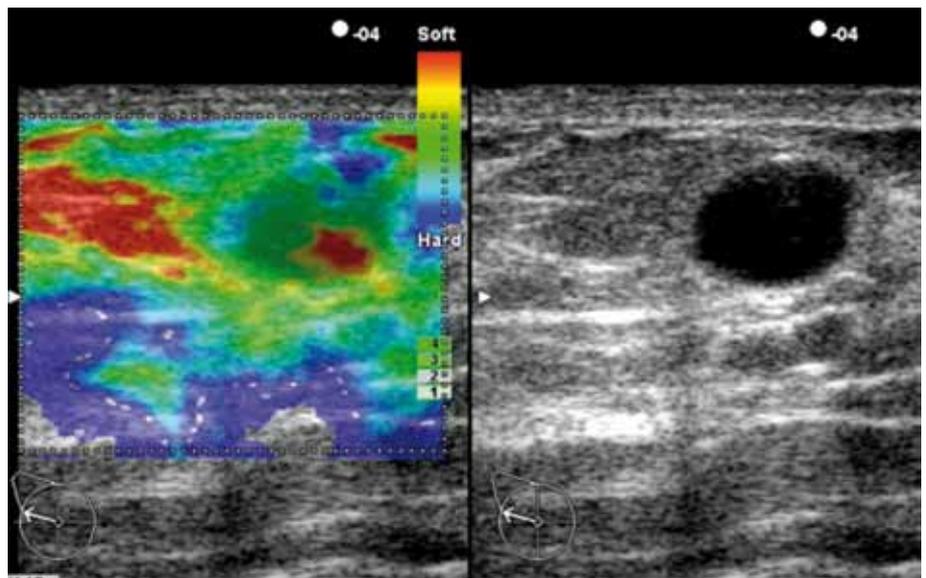
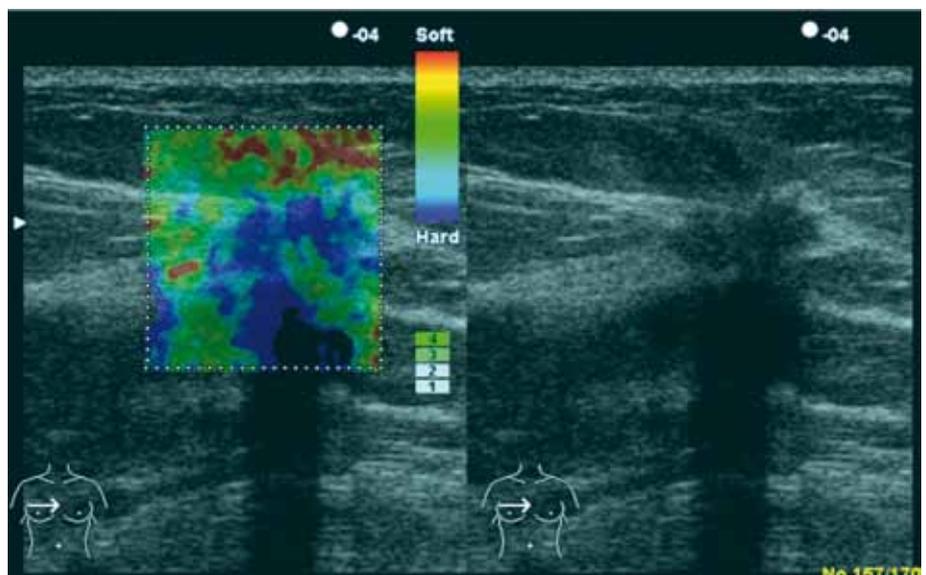


Fig. 3.19 - Immagine elastosonografica di una lesione mammaria che appare quasi completamente blu con una piccola porzione periferica verde (pattern cromatico suggestivo per nodulo maligno).



sticità dei tessuti, mediante la valutazione della loro deformabilità al passaggio degli ultrasuoni. Tale immagine è quindi ottenuta dall'analisi delle proprietà meccaniche, elastiche dei tessuti sottoposti ad ultrasuoni ed a una pressione assiale. Tessuti di differente natura hanno proprietà elastiche e meccaniche diverse e quindi se sollecitati rispondono in maniera differente. È possibile analizzare tali proprietà meccaniche ed elastiche per ottenere una differenziazione/caratterizzazione dei tessuti in esame.

Questa nuova metodica si propone di incrementare l'accuratezza dell'ecografia. Molte patologie provocano un cambiamento della rigidità del tessuto che con questa metodica è possibile quindi caratterizzare (ad esempio i noduli tiroidei, mammari, prostatici ecc.; la patologia diffusa quale la fibrosi epatica).

Un limite attuale della metodica è la possibilità di studiare esclusivamente tessuti superficiali fino a 5-7 cm di profondità (Figg. 3.18 - 3.19).

3.6 MEZZI DI CONTRASTO

L'introduzione dei mezzi di contrasto (mdc) ecografici (detti anche agenti ecoamplificatori) ha in un certo qual modo modificato la concezione dell'ecotomografia, dell'eco-color-Doppler e dell'eco-power-Doppler, che da procedure non invasive divengono lievemente più invasive poiché il mdc ecografico viene iniettato per via venosa.

Questo cambiamento nell'uso clinico degli US per poter essere accettato deve necessariamente aumentare l'utilità clinica e contemporaneamente contribuire alla riduzione dei costi con un aumento della qualità diagnostica.

Negli ultimi anni, allo scopo di aumentare il segnale proveniente dalle strutture profonde del corpo umano e di migliorare l'affidabilità diagnostica dell'impiego clinico degli US, sono stati studiati numerosi agenti eco amplificatori.

Il meccanismo d'azione degli agenti ecoamplificatori consiste essenzialmente nell'amplificare il segnale di ritorno degli US. In altre parole, la funzione del mdc per US è quella di aumentare la riflettività di un tessuto o di un organo.

Il parametro principale per valutare la bontà di un agente ecoamplificatore è la superficie di diffusione (sas) che è alla base della capacità di diffusione degli ultrasuoni.

Si è visto che utilizzando frequenze di emissione degli ultrasuoni di 3,5 MHz, impiegando particelle solide sarebbe necessario sostituire con micro particelle circa il 30% del volume ematico circolante dell'organismo. Impiegando microbolle gassose gli effetti eco amplificatori si ottengono invece a concentrazioni molto inferiori, per cui tali sostanze sono state ritenute i migliori diffusori in campo ultrasonografico.

Inoltre l'efficacia delle microbolle aeree aumen-

ta ulteriormente se le loro dimensioni si trovano in un particolare rapporto con la frequenza del fascio emesso di US. In queste condizioni la vibrazione delle microbolle è massima e possono emettere anche delle armoniche superiori che consentono di eliminare gli artefatti da movimento e di rilevare preferenzialmente gli echi delle microbolle. Il fenomeno è denominato seconda armonica.

Negli ultimi anni sono stati studiati e sviluppati numerosi agenti eco amplificatori. La principale difficoltà è stata quella di superare, dopo l'introduzione in una vena periferica, il circolo polmonare.

La prima sostanza ecoamplificante è stata introdotta in Italia nella seconda metà del 1997. Essa è costituita da microparticelle di galattosio con l'aggiunta di acido palmitico (0,01%) aggregati sotto forma di microcristalli. Durante la preparazione i granuli si disintegrano in microparticelle nei cui spazi si dispone l'aria formando la sospensione con le microbolle da iniettare.

La dimensione delle microparticelle è importante affinché l'agente ecoamplificatore possa superare il microcircolo polmonare. Le dimensioni medie delle microbolle sono di circa 2 micron, il loro numero di circa 10^{10} /ml.

Le caratteristiche che l'agente ecoamplificatore deve possedere sono la non tossicità, deve essere metabolizzato ed escreto rapidamente, deve superare il circolo polmonare e capillare, deve essere sprovvisto di effetti emodinamici sistemici e non deve alterare il flusso ematico. Le dimensioni delle microbolle devono essere più piccole dei globuli rossi.

Inoltre per consentire uno studio adeguato, l'azione dell'agente ecoamplificatore deve essere stabile nel sistema vascolare per alcuni minuti. La durata dell'amplificazione del segnale, in relazione alla concentrazione e alla modalità di somministrazione del farmaco, può durare da due a quindici minuti.

Il limite principale dell'impiego degli agenti eco amplificatori di prima generazione costituiti da un guscio rigido di galattosio ed acido palmitico, era rappresentato dalla scarsa elasticità e debole capacità di entrare in risonanza; per emettere segnali di ritorno apprezzabili erano necessari fasci di ultrasuoni a potenza elevata in grado di superare la rigidità di tali particelle provocandone la rottura.

L'esecuzione dell'esame era difficile e laboriosa, gli artefatti provocati dalla rottura delle microbolle notevoli, per cui la metodica, pur interessante ed anche utile in determinati contesti clinici o di ricerca non ha incontrato estesa applicazione (Fig 3.20); con tali agenti ecoamplificatori era possibile esclusivamente valutare il segnale nei vasi mediante l'impiego dell'eco-color o color-Doppler.

Con l'avvento dei mezzi di contrasto di **seconda generazione** molti di questi limiti sono stati superati.

Le microbolle, ora costituite da esafluoruro di zolfo con un guscio di fosfolipidi, sono elastiche e,

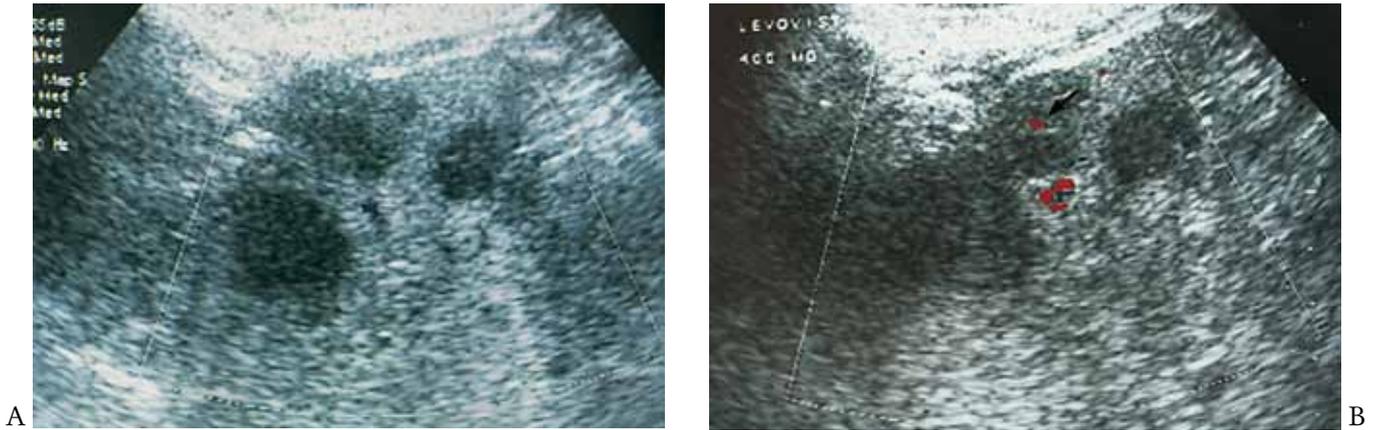


Fig. 3.20 – In un paziente affetto da cirrosi la scansione ECD a livello del fegato sinistro mostra la presenza di tre aree rotondeggianti ipoecogene senza evidente vascolarizzazione intralesionale (A). Dopo la somministrazione dell'agente ecoamplificatore (Levovist 400 mg/ml) si rileva la presenza di flusso intralesionale (freccia) che fa sospettare la presenza di degenerazione eteroplasica del nodulo di rigenerazione epatica (B). L'agoaspirato ecoguidato ha confermato la presenza di degenerazione neoplastica.

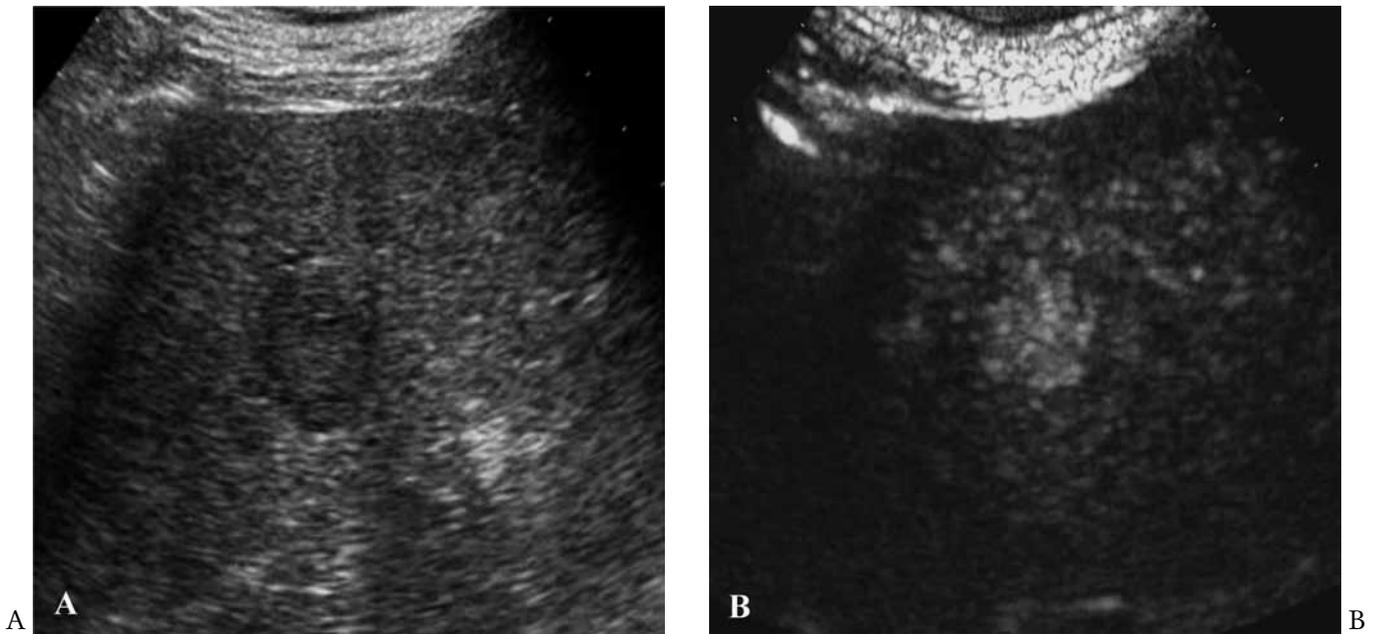


Fig. 3.21 – La scansione ecotomografia effettuata a livello del fegato destro di un Paziente con epatopatia su base cirrotica evidenzia formazione nodulare ipoecogena (A); dopo somministrazione di mezzo di contrasto ecotomografico di II generazione, a livello della formazione si rileva in fase arteriosa un incremento dell'ecogenicità indicativo per neovascolarizzazione di tipo discariocinetico: epatocarcinoma (B).

colpite da un fascio sonoro a basso indice meccanico, entrano in risonanza senza rompersi emettendo segnali a frequenza doppia rispetto a quella del fascio incidente (frequenza armonica).

Attraverso sofisticati sistemi di sottrazione di impulso di cui sono dotate le macchine più moderne, è possibile eliminare in fase di ricezione della risposta tutti o quasi i segnali di ritorno provenienti dai tessuti colpiti dai fasci ultrasonori, elaborando e visualizzando su monitor dell'ecografo soltanto le frequenze armoniche provenienti dal mezzo di contrasto.

Inoltre, grazie alle ridotte dimensioni e quindi alla capacità di diffondere dal letto vascolare ai ca-

pillari, è diventato quindi possibile verificare la presenza o assenza di circolo all'interno dei parenchimi e delle lesioni eventualmente in essi presenti identificando circoli patologici neoformati.

Vantaggio non trascurabile, le micro bolle gassose possono essere somministrate ai soggetti allergici ai mezzi di contrasto iodati ed essendo eliminate per via respiratoria senza subire trasformazioni metaboliche, il loro utilizzo non crea problemi in presenza di insufficienza epatica e renale anche gravi.

L'organo su cui sono state studiate e per il quale il loro impiego appare consolidato è il fegato, risultati promettenti si cominciano ad ottenere anche per la milza, mammella e rene.

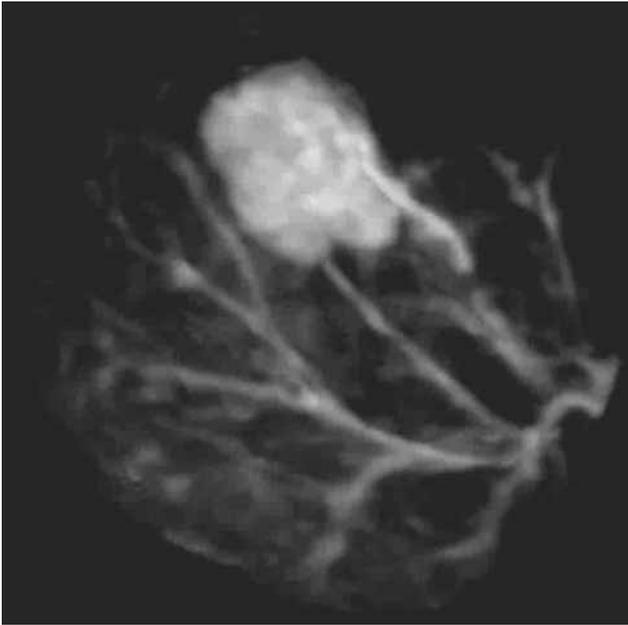


Fig. 3.22 - Ricostruzione 3D di ecografia con mdc di 2° generazione di iperplasia nodulare focale (FNH) del fegato. Si riconosce il nodulo di FNH molto vascolarizzato e tutte le afferenze vascolari.

Le principali indicazioni all'utilizzo dell'm.d.c di seconda generazione nella patologia epatica sono:

- individuazione di lesioni focali sfuggite all'indagine ecografica tradizionale;
- caratterizzazione delle lesioni focali epatiche (epatocarcinoma, metastasi, angiomi, iperplasia nodulare focale, adenoma) (Figg. 3.21 – 3.22);
- valutazione della risposta a trattamenti loco-regionali di neoplasie epatiche (alcolizzazione, termoablazione e la chemioembolizzazione);
- guida per il ritrattamento di aree vitali residue su lesioni già sottoposte a terapia loco-regionale o chirurgico (Fig. 3.23);
- follow-up nei pazienti oncologici a rischio di metastasi epatiche;
- monitoraggio della risposta delle metastasi epatiche alla chemioterapia sistemica.

3.7. TERMINOLOGIA ECOGRAFICA

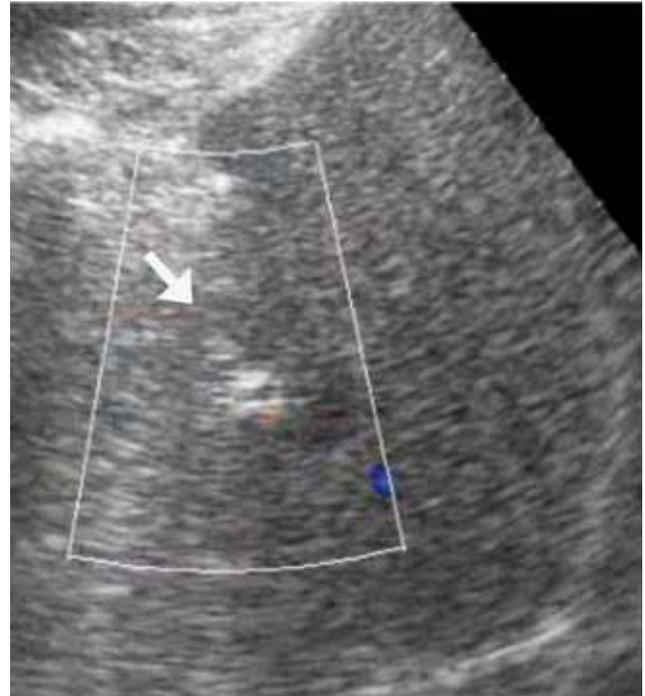
Nella descrizione delle immagini ecografiche si usano termini che esprimono la proprietà delle diverse strutture biologiche di riflettere gli US.

Alcuni di questi termini hanno valore assoluto.

ANECOGENO: descrive una struttura in cui non si ha produzione di echi riflessi. Si riferisce a strutture a contenuto completamente liquido (Fig. 3.24).

Il fascio ultrasonoro la attraversa completamente consentendo di visualizzare in modo ottimale gli organi che si trovano posteriormente ad essa, come ad esempio si sfrutta il riempimento vescicale per la migliore visualizzazione degli organi pelvici.

TRANSONICO: descrive una struttura che si lascia attraversare dagli US.



A



B

Fig. 3.23 – La scansione ecotomografica con modulo color-Doppler effettuata su Paziente con pregressa resezione epatica per epatocarcinoma mostra area nodulare ipoecogena (freccia vuota) contigua a più piccola area nodulare iperecogena di verosimile fibrosi cicatriziale (freccia piena), entrambi privi di significativi vettori vascolari (A); dopo introduzione di m.d.c di II generazione si rileva intensa vascolarizzazione della porzione ipoecogena indicativa di recidiva di malattia (B).

Anecogeno e transonico in senso stretto non sono sinonimi, in quanto il termine transonico non esclude completamente la presenza di qualche immagine eco-riflettente nel suo interno. Anche il termine transonico descrive generalmente strutture a contenuto liquido.

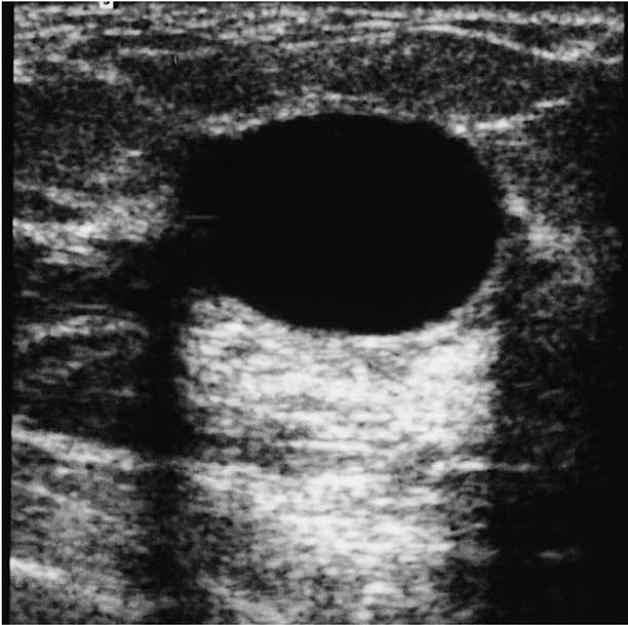


Fig. 3.24 – Esempio di lesione anecogena. L'immagine ecografica a livello mammario mostra un'area rotondeggiante, a margini netti e regolari, senza echi all'interno (anecogena) e con una zona più bianca posteriormente (iperecogena) detta di rinforzo acustico. La lesione è da riferire a formazione cistica mammaria.

IPERECOGENO CON ATTENUAZIONE POSTERIORE DEL FASCIO ULTRASONORO: si riferisce ad una struttura che riflette completamente il fascio di US determinando posteriormente un'ombra acustica (cono d'ombra posteriore, attenuazione distale del fascio ultrasonoro). Si tratta di formazioni che hanno un elevato potere di riflessione, come l'osso, i calcoli (indipendentemente dalla loro natura calcifica o radiotrasparente) e le strutture calcifiche (Fig 3.25)

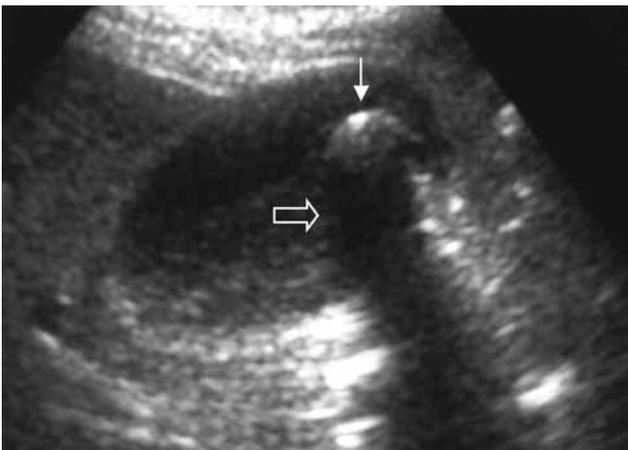


Fig 3.25 – Calcolo nella colecisti. Il calcolo appare iperecogeno (freccia) con cono d'ombra acustica posteriore (freccia aperta). L'assenza di echi posteriormente è dovuta al completo assorbimento del fascio US da parte del calcolo.

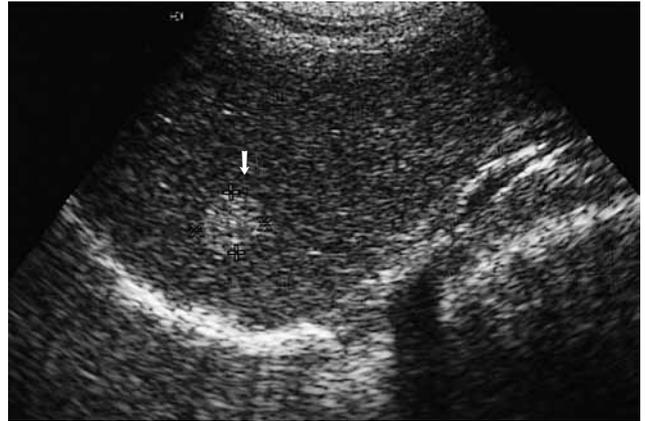


Fig. 3.26 – Esempio di lesione iperecogena. Nel contesto del fegato si rileva un'area rotondeggiante, a margini regolari, omogeneamente iperecogena rispetto all'ecostruttura del parenchima epatico circostante. Il reperto è caratteristico per angioma capillare del fegato (freccia).

IPERECOGENO CON RIVERBERAZIONE POSTERIORE DEL FASCIO ULTRASONORO: si tratta di strutture fortemente riflettenti, come il gas, in cui il fascio di US viene completamente riflesso, torna al trasduttore e da qui torna nuovamente alla superficie riflettente compiendo il percorso diverse volte. Posteriormente alla superficie riflettente compiendo il percorso diverse volte.

Posteriormente alla superficie riflettente si formano diverse bande ecogene via via più tenui, distanti tra loro come la distanza tra struttura riflettente e trasduttore.

IPERECOGENO CON ARTEFATTO A CODA DI COMETA: descrive strutture di piccole dimensioni, dotate di elevato potere di riflessione del fascio ultrasonoro (cristalli di colesterolo, clips e punti metallici). Si formano riflessioni multiple tra parete anteriore e parete posteriore dell'oggetto, posteriormente al quale si forma un'immagine formata da tante linee ecogene molto ravvicinate tra loro, di ampiezza decrescente con la profondità.

Altri termini vengono usati generalmente per descrivere strutture solide nell'ambito di parenchimi ed esprimono l'ecogenicità di tali strutture rispetto a quella del contesto parenchimale in cui si localizzano.

ISOECOGENO (iso = uguale) ecogenicità uguale a quella del parenchima circostante.

IPERECOGENO (iper = maggiore) ecogenicità maggiore (Fig. 3.26).

IPOECOGENO (ipo = minore) ecogenicità minore (Fig. 3.27).

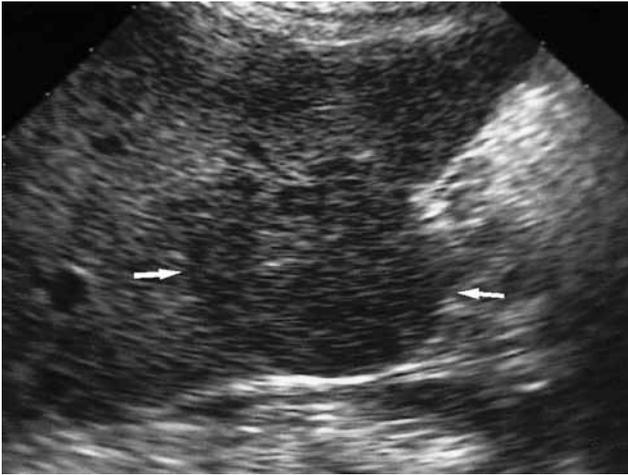


Fig. 3.27 – Esempio di lesione ipoecogena. Si rileva alla periferia del fegato un'area rotondeggiante omogeneamente ipoecogena (freccie) rispetto all'ecostruttura del parenchima epatico e che deforma il profilo del fegato. La formazione espansiva è un adenoma.

BIBLIOGRAFIA

Kossof G, (2000) Basic Physics and Imaging Characteristics of Ultrasound. *World J Surg.* 24: 134-142.

Taylor KJW, Holland S, Doppler US. Part I. Basic principles, instrumentation and pitfalls. *Radiology* 1990, 174: 297-307.

Scout et al, Doppler US. Part II. *Radiology* 1990, 174: 309-319.

Downey DB, Fenster A, Williams JC, Clinical utility of three-dimensional US. *Radiographics* 2000; 20: 559-571.

Trece GM, Gee AH, Prager RW, Cash CJ, Berman LH, High definition freehand 3-D ultrasound. *Ultrasound Med. Biol.* 2003 Nov; 29(11): 1607-23.

Ophir J, Céspedes I, Ponnekanti H, Yazdi Y, Li X. Elastography: a quantitative method for imaging the elasticity of biological tissues. *Ultrason Imaging* 1991; 13:111-134.

Goldberg BB, Raichlen JS, Forsberg F. Ultrasound contrast agents: basic principles and clinical applications. 2nd ed. London, England: Dunitz, 2001.

Kuntz-Hehner S, Goenechea J, Pohl C, Schlosser T, Veltmann C, Lentz C, Lohmaier S, Ehlgren A, Omran H, Becher H, Tiemann K. Continuous-Infusion Contrast-enhanced US: In Vitro Studies of Infusion Techniques with Different Contrast Agents. *Radiology* 2001; 220: 647-654.

